

TÉCNICAS MONTE CARLO APLICADAS NA SIMULAÇÃO COMPLETA DA AQUISIÇÃO DE IMAGENS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONVENCIONAL: DOS DADOS DE PROJEÇÃO À DOSE EFETIVA.

Eduardo César de Miranda Loureiro, eduloureiro@uol.com.br

Escola Politécnica de Pernambuco, POLI-UPE, Rua Benfica,455 – Madalena – CEP 50 751 460 – Recife – PE.

Resumo: A Tomografia Computadorizada (TC) tem avançado muito rapidamente tendo em vista o grande aumento no número de exames realizados. Nota-se também o aumento na diversidade de aplicações clínicas que utilizam esta técnica. TC é um procedimento geralmente associado a relativamente altas taxas de doses. Enquanto representa 5% dos exames radiológicos realizados já contribui com um terço da dose coletiva associada a estes procedimentos. Portanto, estudos buscando a otimização destas doses são bem-vindos. A simulação em computadores usa modelos teóricos para prever o desempenho de sistemas reais. Este tipo de simulação é capaz de, dentre outras habilidades, avaliar o impacto de mudanças nos parâmetros geométricos de um tomógrafo (tamanho do detector, distância fonte-detector, distância fonte-isocentro) na resolução da imagem, por exemplo. O desenvolvimento de novos algoritmos de pré-processamento e de reconstrução da imagem e a avaliação da dose em órgão e tecidos do corpo humano são tarefas que já vêm sendo desenvolvidas utilizando simulações em computadores. Neste trabalho, aquisições de imagens de TC convencional foram completamente simuladas. Técnicas Monte Carlo foram aplicadas na simulação do transporte da radiação para a obtenção dos dados de projeção e para calcular coeficientes de conversão para doses em órgãos e tecidos de um modelo antropomórfico feminino. A simulação em computador do processo completo de aquisição de dados (contagens nos detectores) e também do processo de reconstrução da imagem é uma ferramenta valiosa e efetiva para avaliar os efeitos da mudança nos parâmetros individuais. Um algoritmo de reconstrução gráfico foi desenvolvido para a obtenção das imagens tomográficas virtuais. Várias geometrias diferentes foram simuladas e os efeitos na qualidade de imagem e na dose em órgãos e tecidos foram avaliados. A avaliação da influência do "bowtie filter" no combate ao efeito de endurecimento do feixe e na diminuição das doses também foi constatada. Para este fim, foram necessárias duas "histórias" Monte Carlo para cada fóton simulado.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada; Monte Carlo; Transporte de radiação ionizante; Dose em TC

1. INTRODUÇÃO

Durante a aquisição de imagens por Tomografia Computadorizada convencional, o tubo percorre uma trajetória circular em torno do corpo do paciente. Neste percurso, emite raios-X em um feixe bem colimado em formato de leque, "fatiando" o corpo do paciente transversalmente. Um conjunto de projeções é obtido quando os dados são adquiridos pelo conjunto de detectores em diferentes posições da fonte (Fig. 1). Estes dados refletem o coeficiente de atenuação linear médio, μ , entre a fonte e os detectores. Por sua vez, o coeficiente de atenuação espelha o grau de redução da intensidade dos raios-X ao atravessar os tecidos em trajetórias definidas pelas posições simultâneas da fonte e de cada detector.

Em TC convencional, o processo de aquisição dos dados é feito de uma fatia, ou tomo, por vez. Depois que todas as projeções de uma fatia são adquiridas, a mesa é movimentada e outra fatia é processada. Alternativamente, a tomografia helicoidal permite que os dados sejam adquiridos enquanto a mesa se movimenta e o tubo gira continuamente. Neste caso, a trajetória percorrida pelo tubo é helicoidal em volta do paciente, diferente da trajetória circular do processo convencional. Os tomógrafos modernos são capazes de adquirir imagens em ambos os modos de aquisição (AAPM, 2003).

Neste trabalho, aquisições de imagens por TC convencional foram completamente simuladas. Técnicas Monte Carlo foram aplicadas na simulação do transporte de radiação para a obtenção dos dados de projeção e para calcular coeficientes de conversão para doses em órgãos e tecidos de um modelo antropomórfico adulto feminino. Um algoritmo de reconstrução gráfico foi desenvolvido para a obtenção de imagens tomográficas virtuais. Neste processo, os valores da atenuação de cada projeção foram processados e associados a cada pixel da matriz de reconstrução. Várias

geometrias diferentes foram simuladas e o efeito de parâmetros geométricos na qualidade de imagem e na dose em órgãos e tecidos foi avaliado.

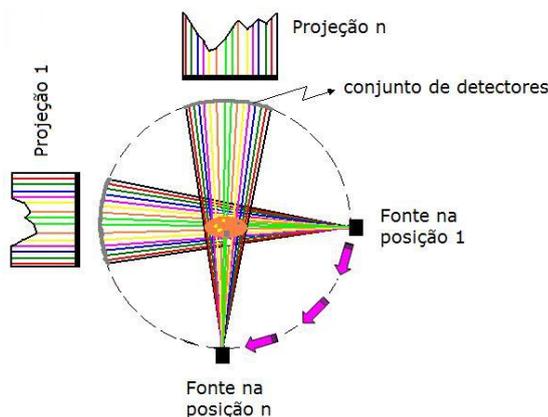


Figura 1. Aquisição de imagem em TC convencional.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Técnicas de simulação são ferramentas de grande potencial na avaliação de equipamentos de aquisição de imagens médicas (Segars, 2001). Métodos computacionais conectados a modelos antropomórficos são usados para simular processos de aquisição de imagens. Técnicas Monte Carlo são usadas na simulação do transporte de radiação através do corpo modelado e fornecem a informação básica usada pelo algoritmo de reconstrução, as projeções. Embora o pesquisador tenha conhecimento antecipado das imagens, porque conhece o modelo antropomórfico, esta informação não é usada pelo algoritmo de reconstrução. O processo de reconstrução baseia-se, exclusivamente, nos dados armazenados, obtidos pelos detectores virtuais durante a simulação do transporte de radiação. Desta forma, as imagens são adquiridas executando-se, de modo virtual, todos os procedimentos realizados pelos equipamentos reais. O conhecimento antecipado do resultado ideal proporciona uma excelente referência na avaliação das imagens obtidas pela simulação.

2.1. Simulação do transporte de radiação

Ao longo da trajetória do fóton, desde que ele parte da fonte de raios-X até atingir o detector posicionado depois do corpo do paciente, podem ocorrer interações com a matéria entre estes dois pontos. Em cada “história” o fóton pode ser absorvido ou pode ser espalhado de sua direção original principalmente por absorção fotoelétrica ou por espalhamento Compton. São estas interações que tornam possível a aquisição de imagens por TC, porque são as responsáveis pela atenuação medida pelo conjunto de detectores.

Para simular o processo de aquisição das projeções, melhoramentos foram incorporados ao programa MCvoxEL, desenvolvido por Loureiro et al., (2002). Este programa, que calcula o transporte de radiação através de modelos baseados em elementos de volume (voxels: corruptela de *volume elements*), é capaz de executar procedimentos gráficos. Técnicas Monte Carlo são usadas para simular o transporte de fótons. O efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares são contemplados. O programa não acompanha as partículas secundárias, assume-se que a energia dos elétrons secundários é depositada no local da interação. Como propósito de economizar tempo computacional, todos os fótons que atravessam o modelo sem interação são computados como percebidos pelos detectores. O espectro de raios-X utilizado nas simulações é mostrado na Fig. 2.

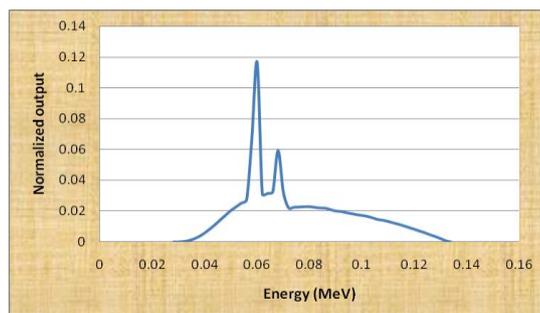


Figura 2. Espectro da fonte de raios-X simulada.

2.2. Geometria

A Figura 3 mostra um desenho esquemático da geometria do processo de aquisição simulado. A circunferência que define o caminho percorrido pela fonte tem um diâmetro de 120 cm. Trajetórias igualmente espaçadas foram simuladas para preencher o feixe em forma de leque. Intervalos angulares, $d\phi$, de até $0,1^\circ$ foram simulados retratando um espaçamento entre detectores de 1,8 mm. A fonte foi movimentada ao longo de seu caminho circular (θ varia de 0 a 360°) e um novo feixe foi simulado a cada nova posição da fonte.

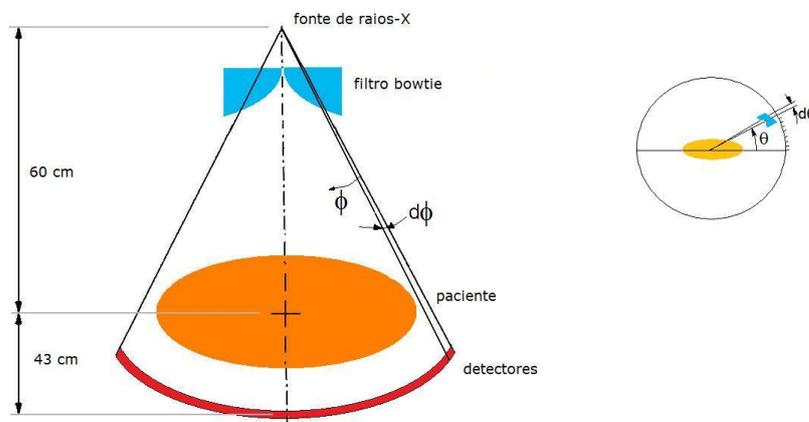


Figura 3. Esquema da geometria simulada (sem escala).

A programação foi feita de tal forma que ficou facultada ao usuário a possibilidade de informar, antes de cada execução do programa, o ângulo de abertura do leque (ϕ), o intervalo angular entre as trajetórias ($d\phi$), o número de posições da fonte ao longo da circunferência (que define $d\theta$) e o número de fótons simulados em cada trajetória.

A Figura 3 mostra um filtro, interposto entre a fonte e o corpo do paciente, cujo formato assemelha-se ao de uma gravata borboleta e, por este motivo será referenciado neste texto como *bowtie filter*, mantendo sua designação em Inglês. Este filtro é utilizado para reduzir a dose na pele e tecidos periféricos do paciente, para estreitar a faixa de variação dos dados coletados no sistema de aquisição e, por conseqüência, para minorar o efeito de endurecimento do feixe nas regiões internas do modelo, que causa distorções indesejáveis nas imagens. Devido a sua forma e posicionamento, o *bowtie filter* atenua de forma suave nas trajetórias mais centrais, porém atenua fortemente os fótons direcionados aos detectores mais afastados da linha central do feixe.

O processo de atenuação através do *bowtie filter* foi modelado de duas maneiras diferentes:

1) Com a utilização de fatores de peso, $w(\phi)$;

2) Com a efetiva inclusão do *bowtie filter* entre a fonte de raios-X e o corpo do paciente durante a simulação do transporte de radiação.

Para o cálculo dos fatores de peso, $w(\phi)$, foi simulada a geometria mostrada na Fig. 3 retirando-se o corpo do paciente. Então o programa calculou a razão, I_T/I_0 , entre o número de fótons que, transpassando o *bowtie filter*, conseguiram alcançar o detector sem nenhuma interação na trajetória (I_T), e o número total de raios-X simulados na mesma trajetória fonte-detector (I_0). O fator de peso pode ser usado no algoritmo de reconstrução porque a fração I_T/I_0 é a informação básica para a reconstrução das imagens e, desta forma, o fator de peso reflete a influência do *bowtie filter* como um obstáculo adicional no caminho dos raios-X. O modelo baseado em *voxels* mostrado na Fig. 4 foi usado para calcular $w(\phi)$. Vinte mil histórias (I_0) partindo da posição da fonte foram simuladas pelo código Monte Carlo em cada trajetória. Os fótons que conseguiram chegar à região escura, sem interações pelo caminho, foram contados como percebidos pelo detector (I_T). A mesma figura mostra valores de $w(\phi)$ calculados para um feixe com ângulo de abertura de 25° e intervalos angulares $d\phi = 0,1^\circ$.

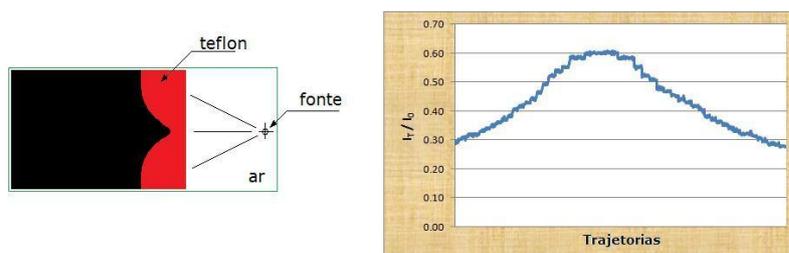


Figura 4. Modelo usado no cálculo de $w(\phi)$ e resultados.

Quando os fatores de peso foram utilizados, a simulação do transporte de radiação através do corpo do paciente foi realizada com o *bowtie filter* removido. Então, antes do processo de reconstrução da imagem, os valores I_T provenientes desta simulação foram multiplicados pelos valores $w(\phi)$, previamente calculados. A Figura 5 apresenta simulações de 750 projeções com 500 fótons por trajetória através de um modelo cilíndrico. Para obtenção das imagens mostradas na figura, a simulação do transporte de radiação foi feita sem a presença do *bowtie filter*. No primeiro caso (A) não foi feita a multiplicação por $w(\phi)$; (B) mostra a imagem obtida com a utilização dos fatores de peso e (C) apresenta graficamente o número normalizado de interações por voxel, mostrando os efeitos nas regiões mais interiores onde há menos atenuação. O modelo baseado em voxel utilizado neste caso consistiu de um cilindro maior composto por tecido mole envolvendo outros dois cilindros menores compostos de osso e tecido pulmonar.

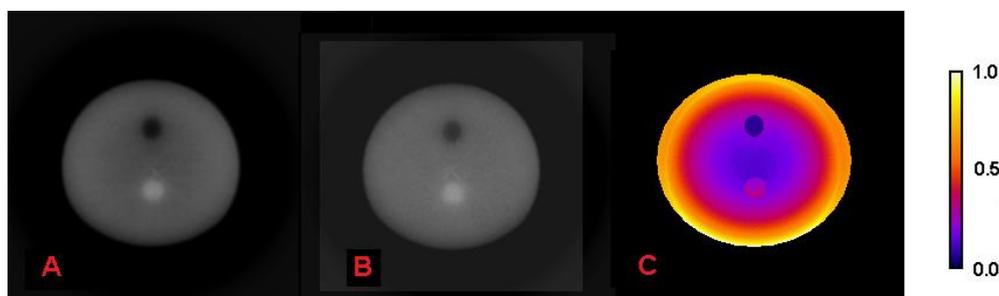


Figura 5. Imagens obtidas em simulações com o *bowtie filter* removido: (A) sem usar $w(\phi)$; (B) utilizando $w(\phi)$ e (C) mostra o número de interações por *voxel*, em um modelo cilíndrico..

Os fatores de peso, quando usados conforme acima descrito, removem, *mas com repercussões apenas na reconstrução da imagem*, determinado número de raios-X de cada trajetória. Apesar de se tratar de uma alternativa que permite uma programação mais fácil, não pode ser aplicada quando o objetivo for avaliar a influência do *bowtie filter* nas doses de radiação nos órgãos e tecidos. Neste caso, o segundo procedimento deve ser executado: a efetiva inclusão do *bowtie filter* entre a fonte e o corpo do paciente durante o cálculo do transporte de radiação.

Como os fantomas utilizados são modelos baseados em *voxels*, a simulação do movimento do *bowtie filter* em torno do paciente implicaria na construção de um modelo para cada posição da fonte, o que inviabiliza o procedimento tendo em vista a complexidade envolvida e a necessidade de simulação de um grande número de histórias.

Felizmente, o tubo de raios-X e o dispositivo em que o *bowtie filter* é fixado são rigidamente conectados, ou seja, as distâncias relativas e orientações entre a fonte o filtro não variam enquanto eles percorrem seu caminho circular solidariamente em torno do corpo do paciente. Esta característica permitiu que um segundo modelo baseado em *voxels* fosse utilizado para simular o *bowtie filter* em todas as projeções.

Desta forma, cada fóton simulado pode participar de duas histórias Monte Carlo. Na primeira, a sua energia é escolhida de acordo com os dados de probabilidade do espectro utilizado. Então, o fóton começa sua corrida em direção ao *bowtie filter*, modelado conforme mostrado na Fig. 4. Caso o fóton consiga alcançar a região escura sem a ocorrência de espalhamento, ele será colocado na posição atual da fonte (definido por θ) e irá recomeçar uma nova corrida ao longo de sua trajetória (definida pelo ângulo ϕ), agora em direção ao corpo do paciente com o *bowtie filter* removido. A Figura 6 mostra o número de interações normalizado por *voxel* obtido por simulação sem a colocação do *bowtie filter* (A) e por simulação com o *bowtie filter* inserido entre a fonte o paciente (B). Pode-se notar que com a presença do filtro o número de interações por *voxels* diminui e que as diferenças de atenuação são mais suavemente espalhadas da periferia para a região central.

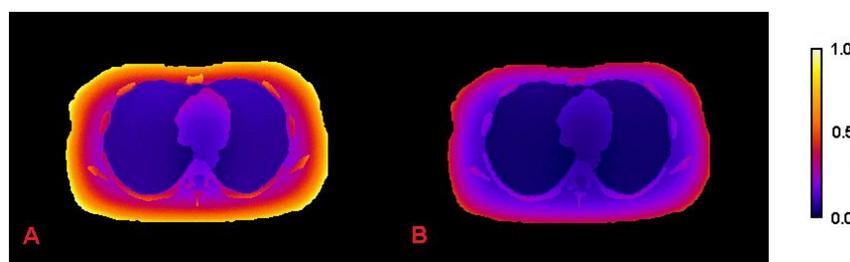


Figura 6. Número de interações normalizado por *voxel* em simulações com o *bowtie filter* removido (A) e com a inserção do *bowtie filter* entre a fonte e o paciente (B).

Os modelos utilizados são compostos por três tecidos com diferentes densidades: tecido mole ($1,04 \text{ kg/m}^3$); osso ($1,92 \text{ kg/m}^3$) e pulmão ($0,296 \text{ kg/m}^3$). As interações dos fótons com o ar que circunda o modelo também foram simuladas. As seções de choque (Hubbell et al, 1975) microscópicas e a composição elementar de cada tecido (ICRU,

1989) foram combinadas por um programa auxiliar que forneceu os coeficientes de atenuação usados na aplicação das técnicas Monte Carlo.

2.3. Desenvolvimento do algoritmo de reconstrução gráfico.

A intensidade dos fótons que conseguem alcançar o detector após ser atenuada ao atravessar a fatia do modelo em uma trajetória é dada por:

$$I_T = I_0 e^{-\int \mu(x,y,E) ds} \quad (1)$$

onde I_0 é a intensidade original na fonte de raios-X, μ é o coeficiente de atenuação linear do material, que é função da posição (x,y) e da energia dos fótons (E) e ds são elementos infinitesimais de comprimento.

Logo, a fração de raios-X que consegue atravessar a fatia é dada pela expressão:

$$\frac{I_T}{I_0} = e^{-\int \mu(x,y,E) ds} \quad (2)$$

Aplicando o logaritmo em ambos os lados da equação (2), obtém-se:

$$-\ln\left(\frac{I_T}{I_0}\right) = \int \mu(x, y, E) ds \quad (3)$$

O segundo membro da equação (3) representa a soma dos coeficientes de atenuação ao longo da linha que define a trajetória dos raios-X e é também a informação básica que compõe as projeções utilizadas pelos algoritmos de reconstrução para a obtenção das imagens tomográficas das fatias (Segars, 2001; Hsieh, 2002; Kalender, 2005).

Um procedimento gráfico foi elaborado e aplicado para realizar a transferência dos dados do espaço das projeções para o plano da imagem tomográfica.

Uma imagem em branco (700 x 700 pixels) foi utilizada como matriz de reconstrução. Inicialmente, a cada ponto da matriz foi atribuído o valor zero. Em um primeiro passo, a simulação do transporte de radiação fornece os resultados dos cálculos de atenuação em cada trajetória simulada (Eq. (3)). Posteriormente, as trajetórias simuladas foram traçadas na imagem em branco, uma trajetória por vez. Então, cada pixel pertencente à linha traçada acumula o valor associado à trajetória no cálculo anterior. Ao final de todo o procedimento, quando todas as linhas de trajetória forem processadas, será obtida uma matriz com todos os valores de atenuação acumulados em cada pixel. Estes valores são convertidos em diferentes tons de cinza que irão compor a imagem transversal salva em um arquivo do tipo bitmap.

3. RESULTADOS

As imagens mostradas a seguir foram obtidas por simulações efetuadas utilizando, para simular o corpo do paciente, um modelo baseado em *voxels* construído a partir das imagens da segmentação primária do modelo FAXht, desenvolvido por Loureiro et al, (2004).

As Figuras 7 e 8 mostram imagens da mesma fatia do tórax. Nestes casos, durante a simulação do transporte de radiação o *bowtie filter* foi removido. Pode-se perceber que há uma melhoria na qualidade de imagem quando o número de vistas ou projeções é aumentado, decorrente da melhoria na amostragem. O mesmo acontece quando aumentamos o número de fótons por trajetória simulada. Neste caso, são suprimidos ruídos na imagem decorrentes das flutuações estatísticas inerentes ao processo estocástico.

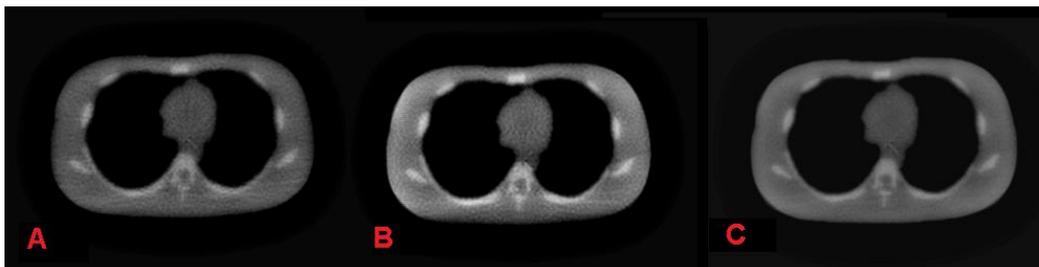


Figura 7. Imagens adquiridas com ângulo de abertura do feixe de 54° (A) 360 vistas e 500 fótons/linha; (B) 360 vistas e 4000 fótons/linha e (C) 720 vistas e 4000 fótons/linha.



Figura 8. Imagens adquiridas com ângulo de abertura do feixe de 25°. (A) 360 vistas e 500 fótons/linha; (B) 360 vistas e 4000 fótons/linha e (C) 720 vistas e 4000 fótons/linha.

A limitação do ângulo de abertura do feixe, embora faça com que o mesmo não cubra o corpo inteiro do paciente, produz uma imagem transversal da área interna ao círculo definido pelas trajetórias mais externas do leque. Esta limitação no ângulo de abertura pode ser usada com o propósito de reduzir a dose em tecidos periféricos, em exames de TC cujas Regiões de Interesse (ROI) estejam dentro da área circular varrida. Este procedimento pode proporcionar uma diminuição na dose nos seios de pacientes femininos, por exemplo. Em artigo publicado bem recentemente, Vollmar e Kalender (2008), verificaram que o uso de TC parcial proporciona uma redução de 50% nas doses nos seios de fantasmas femininos sem influenciar na qualidade de imagem obtida em relação aos exames TC sem exposição parcial. Note-se que a exposição parcial, proposta neste recente trabalho, seria conseguida desligando-se o tubo de raios-X (ou minimizando a corrente) em certa faixa de projeções na direção anteroposterior. Pode-se esperar que a combinação deste procedimento com a limitação da abertura do feixe reduza, ainda mais, a dose em órgãos periféricos sensíveis à radiação.

O número de interações por *voxels* mostrado na Fig. 9, embora não forneça diretamente informações sobre a energia depositada, pode dar uma idéia da redução da dose nos tecidos periféricos.

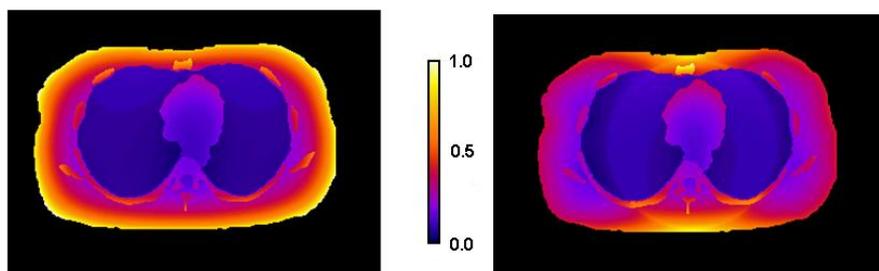


Figura 9. Efeito no número de interações por *voxel* para simulações feitas com ângulos de abertura do leque de 54° e 25°.

As simulações Monte Carlo que geram os dados de atenuação utilizados pelos Algoritmos de reconstrução podem ser executadas por outros códigos Monte Carlo que calculam o transporte de radiação. As mesmas definições geométricas podem ser utilizadas e as doses em órgãos e tecidos podem ser avaliadas. Como exemplo, a Tabela 1 mostra parte dos resultados da simulação de uma aquisição de imagem de uma fatia do tórax do modelo feminino FAX (Kramer et al, 2004) utilizando o programa EGS4 (Nelson et al., 1985). O *bowtie filter* não foi incluído nesta simulação. Este tipo de cálculo é bastante interessante, pois a Dose Efetiva pode ser calculada. A Dose Efetiva expressa um somatório ponderado das doses em todos os órgãos, levando em conta as suas sensibilidades individuais à radiação. Uma vez calculada, a Dose Efetiva é bastante útil, pois pode ser adicionada à dose que o paciente receba de outros exames ou pode ser comparada com doses de radiação provenientes de fontes naturais (Goldman, 2007).

A matriz de reconstrução utilizada na aquisição de todas as imagens CT mostradas acima inclui a circunferência que define o caminho circular percorrido pela fonte de raios-X. Desta forma, 700 pixels representaram 120 cm proporcionando imagens com tamanho de pixel de 1,71 mm e com pobre resolução.

Após novos esforços de programação, para aprimorar o algoritmo de reconstrução das imagens, a mesma matriz de reconstrução (700 x 700 pixels) pode ser usada para obtenção de imagens mostrando apenas Regiões de Interesse com menores dimensões. Por exemplo, a Fig. 10 mostra a imagem reconstruída de um campo de vista de 50 x 50 cm², proporcionando um tamanho de pixel de 0,71 mm. Para esta aquisição foram simuladas 1.160 projeções separadas por intervalos angulares de 0,08° cobrindo um feixe de 45° abertura do leque. Em cada trajetória, 2.000 'histórias' foram simuladas.

MC-CODE/PHANTOM : EGS4/FAX05 FOR INTERNAL & EXTERNAL EXPOSURES
 VOXEL SIZE XL/YL/ZL (CM) : .36 .36 .36
 START
 DATE: 17-07-2008 TIME: 14:21:22.75
 STOP
 DATE: 17-07-2008 TIME: 14:27:31.51
 EXTERNAL DOSIMETRIC EVALUATIONS USING A CT SOURCE
 SOURCE TYPE: ISOTROPIC PROJECTION: DISK QD: 1.00
 RADIUS OF DISK SOURCE: .00 m
 MAXIMUM INCIDENT PARTICLE ENERGY: 100. keV SOURCE PARTICLE : PHOTON
 INCIDENT FLUENCE AND KERMA REFER TO FIELD OR SPHERE CENTER
 AIR-KERMA/FLUENCE: 3.29E-13 Gy/cm**2
 NUMBER OF INCIDENT PARTICLES : 10000000/ 3697327 ECUT= 200. keV PCUT= 2. keV

NO. ORGAN	N-VOXEL	ORGAN DENSITY g/cm**3	DOSE/FLUENCE IN REF. PLANE mgy*cm**2	DOSE/INCIDENT AIR-KERMA Gy/Gy	ENER/ETOT ABS. FRACT. MEV/MEV	COEFF. OF VARIANCE %	DOSE/PERSONAL DOSE AT CHEST Gy/Gy	COEFF. OF VARIANCE %
1 SOFT TISSUE(NOT PART OF E)	104936	1.0500	7.9368E-11	2.4104E-01	0.0000E+00	.12	0.0000E+00	1
2 ADRENALS	266	1.0500	1.8021E-11	5.4730E-02	0.0000E+00	4.36	0.0000E+00	2
3 BLADDER WALL	817	1.0500	2.8146E-13	8.5481E-04	0.0000E+00	19.99	0.0000E+00	3
4 BRAIN	26537	1.0500	1.1730E-12	3.5625E-03	0.0000E+00	1.99	0.0000E+00	4
5 CONNECTIVE TISSUE	42867	1.0500	5.1261E-11	1.5588E-01	0.0000E+00	.23	0.0000E+00	5
6 COLON WALL	7349	1.0500	5.4496E-12	1.6550E-02	0.0000E+00	1.55	0.0000E+00	6
7 BREASTS	10209	1.0500	3.5206E-10	1.0692E+00	0.0000E+00	.17	0.0000E+00	7
8 KIDNEYS	5614	1.0500	8.6550E-12	2.6285E-02	0.0000E+00	1.46	0.0000E+00	8
9 LIVER	28578	1.0500	3.6327E-11	1.1033E-01	0.0000E+00	.34	0.0000E+00	9
10 LUNGS	78985	2.6000	1.9648E-10	5.9670E-01	0.0000E+00	.16	0.0000E+00	10
11 MUSCLE	358842	1.0500	5.4053E-11	1.6416E-01	0.0000E+00	.07	0.0000E+00	11
12 OESOPHAGUS	715	1.0500	1.3089E-10	3.9753E-01	0.0000E+00	1.01	0.0000E+00	12
13 OVARIES	225	1.0500	7.5615E-13	2.2964E-03	0.0000E+00	23.80	0.0000E+00	13
14 PANCREAS	2450	1.0500	2.0800E-11	6.3171E-02	0.0000E+00	1.42	0.0000E+00	14
15 RED BONE MARROW TOTAL	18728	1.0500	5.1901E-11	1.5762E-01	0.0000E+00	.19	0.0000E+00	15
16 SMALL INTESTINE WALL	12248	1.0500	3.5585E-12	1.0807E-02	0.0000E+00	1.53	0.0000E+00	16
17 SKIN	45666	1.0900	4.5394E-11	1.3786E-01	0.0000E+00	.20	0.0000E+00	17
18 SPLEEN	2654	1.0500	2.3827E-11	7.2363E-02	0.0000E+00	1.26	0.0000E+00	18
19 STOMACH WALL	2858	1.0500	2.9203E-11	8.8690E-02	0.0000E+00	1.08	0.0000E+00	19
20 SALIVARY GLANDS	1429	1.0500	1.0207E-11	3.1000E-02	0.0000E+00	2.59	0.0000E+00	20
21 THYMUS	408	1.0500	5.8498E-11	1.7766E-01	0.0000E+00	2.00	0.0000E+00	21
22 THYROID	347	1.0500	2.0781E-11	6.3112E-02	0.0000E+00	3.65	0.0000E+00	22
23 EXTRATHORACIC AIRWAYS	888	1.0500	1.1605E-11	3.5245E-02	0.0000E+00	3.07	0.0000E+00	23
24 UTERUS	1633	1.0500	4.1432E-13	1.2583E-03	0.0000E+00	12.63	0.0000E+00	24
25 ADIPOSE TISSUE	413236	.9500	2.0682E-11	6.2811E-02	0.0000E+00	.10	0.0000E+00	25
26 HEART WALL	5103	1.0500	2.3966E-10	7.2786E-01	0.0000E+00	.29	0.0000E+00	26

Tabela 1. Resultados de doses em órgãos e tecidos obtidos na simulação de aquisição de imagem CT do tórax do modelo feminino FAX, utilizando o código EGS4.

Como o tamanho da matriz de reconstrução estará limitado apenas pelas dimensões e resolução da tela, o algoritmo de reconstrução acima descrito permite a aquisição de imagens maiores e com melhor resolução. Na prática, esta melhoria está limitada, nos tomógrafos reais, pelo espaçamento entre detectores.

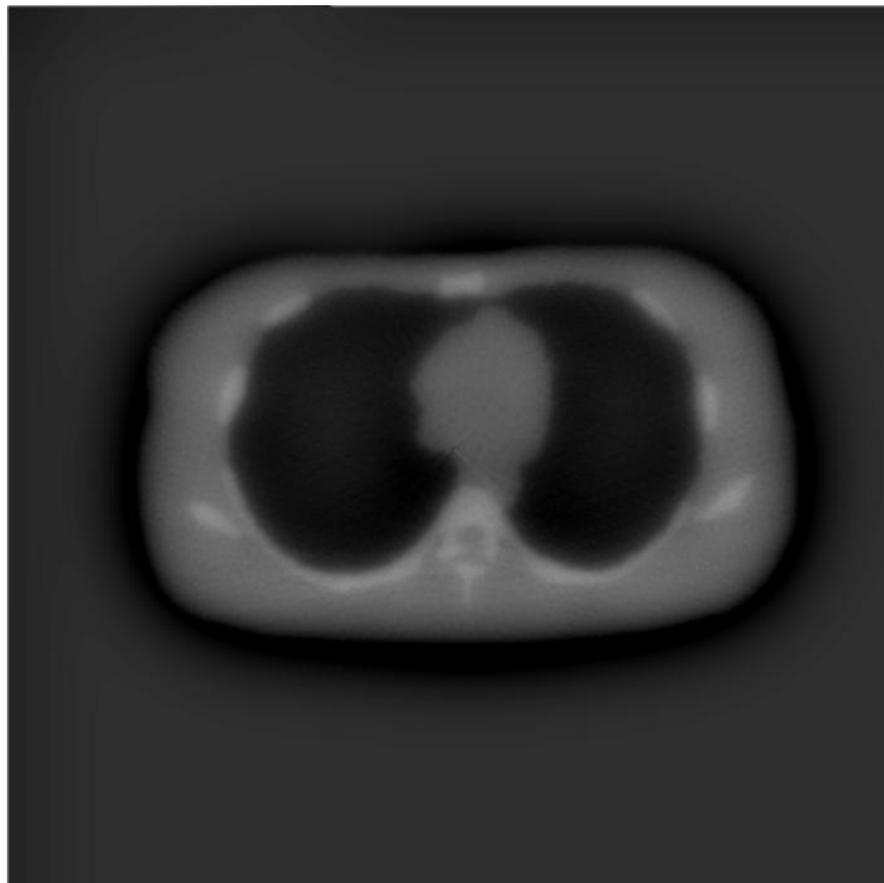


Figura 10. Imagem adquirida usando matriz de reconstrução com 700 x 700 pixels exibindo um campo de 50 x 50 cm.

4. CONCLUSÕES

A simulação do processo de medição de atenuação e do algoritmo de reconstrução para a aquisição completa de imagens TC convencionais foi realizada. Técnicas de Monte Carlo foram aplicadas na simulação para aquisição das projeções e para calcular coeficientes de conversão para dose em órgãos e tecidos de um fantoma feminino.

Um algoritmo de reconstrução gráfico foi desenvolvido e aplicado para a obtenção de imagens tomográficas virtuais. Várias geometrias diferentes foram simuladas e os seus efeitos na qualidade de imagem e na dose em órgãos e tecidos foram mostrados.

A influência do *bowtie filter* no combate às distorções na imagem provenientes do efeito de “endurecimento” do feixe, bem como na redução das doses em tecidos periféricos do paciente foi mostrada graficamente.

Também foi constatado que a limitação do ângulo de abertura do feixe proporciona uma redução na dose dos tecidos periféricos. Uma redução de 50% foi verificada, com exposição parcial, em artigo recentemente publicado (Vollmar e Kalender, 2008). Esta redução seria obtida com o desligamento do tubo de Raios-X em projeções na direção anteroposterior. Uma combinação destes dois procedimentos (a exposição parcial e a limitação do ângulo de abertura do feixe) irá contribuir para reduzir ainda mais a dose em tecidos periféricos.

5. REFERÊNCIAS

- AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, 2003, Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee task group No. 66” Medical Physics, 30(10), 2762.
- Goldman, L.W., 2007, “Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality”, Journal of Nuclear Medicine Technology, 35 (3) 213.
- Hsieh, J., 2002, “Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances”, SPIE – The international Society for Optical Engineering, Bellingham.
- Hubbell, J. H. , Veigle, W.J., Briggs, E. A., Brown, R.T., Cromer, D.T. and Howerton, R.J., 1975, “Atomic form factors, incoherent scattering functions and photon scattering cross sections”. J.Phys. Chem. Ref. Data.
- ICRU, 1989, “Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement”, ICRU Report 44 - International Commission on Radiation Units and Measurements Bethesda, MD, USA.
- Kalender, W. A., 2005, “Computed Tomography, fundamentals, system technology, image quality, applications”, 2nd edition, Publicis Corporate Publishing, Erlangen.
- Kramer, R., Khoury H. J., Vieira J.W., Loureiro E. C. M., Lima V. J. M., Lima F. R.A. and Hoff G., , 2004, “All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry”, Physics in Medicine and Biology”, 49 5203.
- Loureiro, E. C. M., Kramer R., Vieira J. W., Khoury H. J., Lima F. R. A. and Hoff G., 2004. “Construction of the FAXht (Female Adult voXel) head + trunk phantom from CT images of patients for applications in radiation protection”, Proceedings of the International Congress on Radiation Protection – IRPA 11- Madrid.
- Loureiro, E.C.M.; Lima, F.R.A. and Stabin, M.G., 2002, “A voxel-based head-and-neck phantom built from tomographic colored images”, Cellular and Molecular Biology, 48 (5), 461.
- Nelson W.R., Hirayama H and Rogers D.W.O., 1985, “The EGS4 code system” SLAC-265 Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, CA, USA.
- Segars, W. P., 2001, “Development and application of the new dynamic nurbs-based cardiac-torso (ncat) phantom”, PhD Thesis, University of North Carolina.
- Vollmar, S. V. and Kalender, W. A., 2008, “Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations”, Eur Radiol 18: 1674-1682.

6. DIREITOS AUTORAIS

O autor é o único responsável pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.



VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA
VI NATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING
18 a 21 de agosto de 2010 – Campina Grande – Paraíba - Brasil
August 18 – 21, 2010 – Campina Grande – Paraíba – Brazil

MONTE CARLO TECHNIQUES APPLIED IN COMPLETE SIMULATION OF CONVENTIONAL CT IMAGE ACQUISITION: FROM PROJECTION DATA TO EFFECTIVE DOSE.

Eduardo C. M. Loureiro

Escola Politécnica da Universidade de Pernambuco, POLI-UPE, Rua Benfica, 455, Madalena, 50751-460, Recife, Brazil.

Abstract. Computed tomography has advanced very rapidly, resulting in a rapid increase in the number of examinations performed, as well as in the range of clinical applications now based on this technique. CT is a procedure generally associated with relatively high dose levels. It constitutes 5% of worldwide radiological examinations, yet contributes one third of the collective dose associated with medical imaging. Therefore, studies on the issue of dose optimization are welcome. Computer simulation uses theoretical models to predict performance of real systems. This kind of simulation is able, among other tasks, to evaluate the impact of geometric parameters of a tomograph on spatial resolution, for example: detector size; source-detector distance and source-isocentre distance. The development of new pre-process and image reconstruction algorithms and the evaluation of dose in organs and tissues of human body are tasks that have been developed by means of computer simulations. In this work, conventional CT acquisitions were completely simulated. Monte Carlo techniques were applied in radiation transport simulation to obtain projection data and to calculate conversion coefficients for doses in organs and tissues of a female anthropomorphic phantom. The computer simulation of the entire measurement and reconstruction process is a valuable and very effective means to evaluate the effects of individual parameters. A graphical reconstruction algorithm was used to obtain virtual tomographic images, the attenuation values of each projection were added to the related pixel of the reconstruction matrix. Several different geometries were simulated and the effect of geometric parameters on image quality and dose in organs and tissues was evaluated.

KEYWORDS: CT simulation; Monte Carlo; Dose in CT.