

**CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e
Tecnológico**

**Relatório Final do Projeto de Pesquisa: A Dosimetria Numérica na
Avaliação de Equipamentos de Aquisição de Imagens Médicas**

Eduardo César de Miranda Loureiro, DSc.

Editais Universais 02/2006

1. Caracterização do Problema

A quantidade de aquisições de imagens internas do corpo humano, por equipamentos de Tomografia Computadorizada (CT, *de sua abreviação em inglês*) vem crescendo dramaticamente. Em função desta crescente aplicação, considerações para redução de doses têm particular importância em CT, por se tratar de modalidade de diagnóstico reconhecida como de relativamente altas doses.

A qualidade de imagem em CT depende basicamente de dois tipos de parâmetros: aqueles relacionados com a dose no paciente (espessura da fatia, volume de investigação e fatores de exposição) e os outros relacionados ao processamento e visão da imagem (campo de vista, tamanho da matriz de reconstrução, algoritmo de reconstrução). O impacto destes parâmetros na qualidade de imagem e na dose no paciente pode ser avaliado quantitativamente por meio de medições com fantasmas físicos de teste ou, alternativamente, através de simulações em programas de computador.

A simulação em computador do processo completo, ou seja, abrangendo a medição de atenuação e o procedimento de reconstrução da imagem, é um valoroso e efetivo meio de avaliar a influência de parâmetros individuais [1]. Métodos computacionais associados a modelos antropomórficos são utilizados para simular o processo de aquisição de imagens. Técnicas Monte Carlo, que simulam o transporte de fótons no interior do corpo modelado, fornecem as informações básicas necessárias para a utilização do algoritmo de reconstrução: as projeções.

No trabalho ora relatado, embora o pesquisador tivesse conhecimento prévio das imagens de cada fatia, pois conhecia o modelo antropomórfico utilizado, estas informações não foram utilizadas pelo algoritmo de reconstrução para a obtenção da imagem. O processo de reconstrução baseou-se, exclusivamente, nos dados armazenados durante o processo de simulação pelos “sensores” do tomógrafo virtual. Desta forma, o resultado da simulação foi obtido repetindo-se, de modo virtual, todos os procedimentos executados nos equipamentos reais. O conhecimento antecipado do resultado ideal garante uma excelente referência para a avaliação das imagens obtidas pela simulação.

O Projeto de Pesquisa objeto do presente relatório teve como propósito efetuar a avaliação da influência de diversos parâmetros na qualidade da imagem obtida por CT, bem como dos impactos na dose de radiação recebida pelo paciente nos seus diversos órgãos e tecidos. Para este fim, técnicas Monte Carlo foram aplicadas na simulação do transporte de radiação para obtenção dos dados de projeção e para calcular coeficientes de conversão para doses em um modelo antropomórfico feminino [2]. Um algoritmo gráfico de reconstrução foi desenvolvido e aplicado na obtenção de imagens

tomográficas virtuais. Várias geometrias diferentes foram simuladas e os efeitos dos parâmetros geométricos na qualidade de imagem e nas doses nos órgãos e tecidos foram avaliados.

2. Objetivos e Metas

Neste item são descritas as atividades desenvolvidas visando alcançar os objetivos e metas delineados no Projeto de Pesquisa.

1. Adequação de programa de computador com interface gráfica que calcula o transporte de radiação para simular a obtenção das imagens tomográficas virtuais.

A Figura 1 mostra, de forma esquemática, a geometria do processo de aquisição dos dados de atenuação em Tomografia Computadorizada convencional. O tubo percorre uma trajetória circular em torno do eixo longitudinal do paciente emitindo raios-X em um delgado feixe colimado em forma de leque que “corta” o corpo do paciente em fatias transversais. Um conjunto de detectores, alinhados em um arco que define o ângulo máximo de abertura do leque, é utilizado para adquirir dados de atenuação dos raios-X em sua trajetória através do corpo examinado. Uma projeção é obtida quando os dados são adquiridos pelo conjunto de detectores em cada diferente posição da fonte de raios-X (Figura 1). Em CT convencional o processamento é feito de uma fatia por vez. Depois que todas as projeções de uma fatia são adquiridas a mesa que suporta o paciente é movimentada e outra fatia é processada.

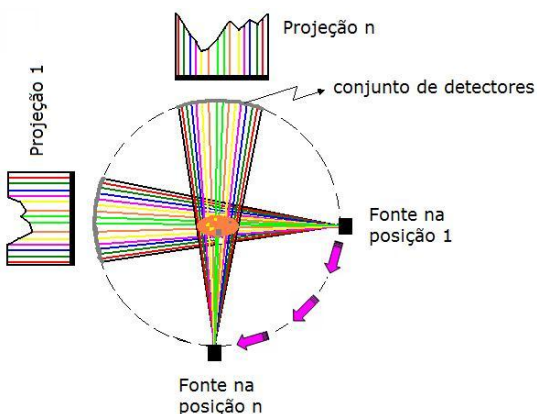


Figura 1. Geometria do processo de aquisição de dados de atenuação.

Interações podem acontecer ao longo da trajetória do fóton desde que ele deixa a fonte até encontrar o detector posicionado depois do corpo do paciente. Em cada “história”, o fóton pode ser espalhado ou absorvido, principalmente por espalhamento Compton e por efeito

fotoelétrico. São estas interações que tornam possível a aquisição de imagens CT, pois elas são as responsáveis pela atenuação medida pelo conjunto de detectores.

Para a simulação do processo de aquisição das projeções, melhoramentos foram incorporados ao programa MCvoxEL [3].

O código Monte Carlo

O programa MCvoxEL, desenvolvido em linguagem de programação DELPHI, calcula o transporte de fótons através de modelos antropomórficos baseados em voxels. Técnicas Monte Carlo são utilizadas para simular o transporte de radiação. Interações por absorção fotoelétrica, espalhamento Compton e produção de pares são simuladas pelo programa. Entretanto, o fenômeno de produção de pares, por limitações energéticas, não acontece na simulação de fontes CT. O programa não acompanha as partículas secundárias, assume-se que a energia dos elétrons secundários é depositada no local da interação (aproximação do Kerma).

A linguagem DELPHI permite a utilização de procedimentos gráficos. Esta característica proporciona uma excelente forma de checar a correção da programação, pois permite a visualização da geometria simulada.

Energia

No estágio inicial, por simplicidade e para ganhar algum tempo computacional, todos os fótons simulados em cada trajetória tinham a mesma energia, informada pelo usuário do programa. Em um estágio posterior, após o sucesso na programação do processo de medição de atenuação e de reconstrução da imagem, foi inserida uma sub-rotina para fornecer a energia de cada fóton, sorteada obedecendo às probabilidades de ocorrência que caracterizam o espectro mostrado na Figura 3.

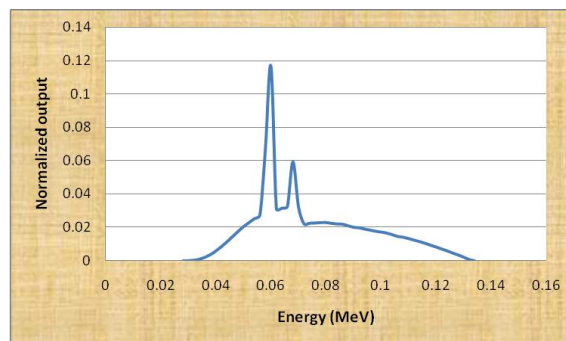


Figura 2. Espectro de energia utilizado nas simulações.

Geometria

A Figura 2 mostra um esquema da geometria (fora de escala) simulada durante a pesquisa, usualmente utilizada em equipamentos reais de Tomografia Computadorizada convencional. A circunferência que define o caminho percorrido pela fonte foi fixada em 120 cm de diâmetro. Trajetórias fonte-detector igualmente espaçadas ($d\phi$) foram simuladas para preencher o feixe em forma de leque. A fonte movimentou-se ao longo de seu caminho circular (Figura 1) em intervalos angulares igualmente espaçados ($d\theta$) e a cada nova posição da fonte uma nova projeção foi simulada.

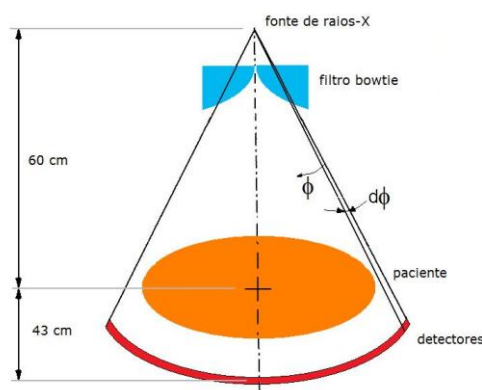


Figura 3. Geometria simulada para aquisição de dados de atenuação.

Como o objetivo principal do Projeto de Pesquisa foi a avaliação da influência dos parâmetros geométricos na qualidade de imagem e na dose de radiação, 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.

Na Figura 2, nota-se a presença de um filtro interposto entre a fonte de raios-X e o corpo do paciente. O filtro tem um formato semelhante ao de uma gravata borboleta e, por este motivo, será referenciado neste relatório como “*bowtie filter*”, mantendo sua designação em Inglês.

O *bowtie filter* 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 Figura 2 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 Figura 4 foi usado para calcular $w(\phi)$. Vinte mil histórias partindo da posição da fonte foram simuladas pelo código Monte Carlo em cada trajetória (I_0). 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 $d\phi = 0,1^\circ$.

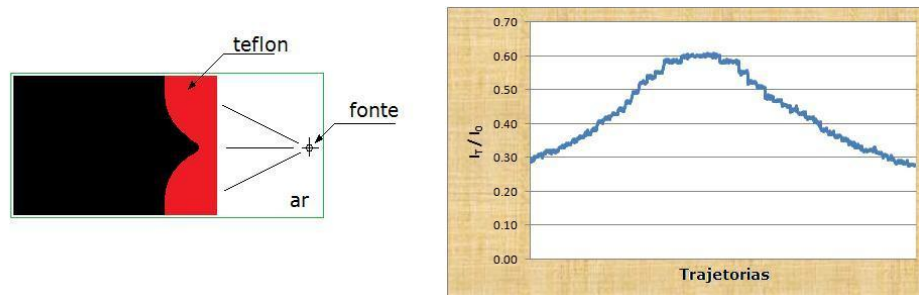


Figura 4. Modelo utilizado no cálculo de $w(\phi)$ e resultados.

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 fantoma

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.

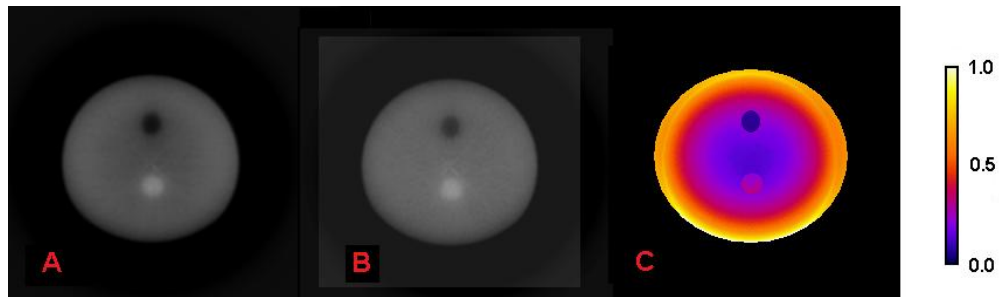


Figura 5. Imagens obtidas em simulações com o bowtie filter removido. (A) sem usar $w(\phi)$, (B) utilizando $w(\phi)$ e (C) número de interações por voxel, em um fantoma cilíndrico.

Os fatores de peso, quando usados conforme acima descrito, removem, *mas com repercussões apenas na reconstrução da imagem*, um certo 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 modelos 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 Figura 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 e 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.

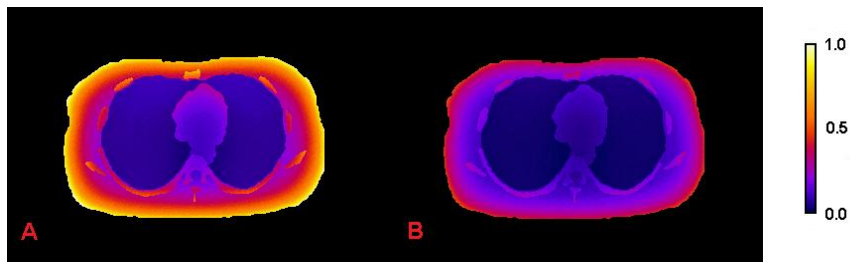


Figura 6. Número de interações normalizado por voxel em simulações com o bowtie filter removido (A) e com a inserção do bowtie filter entre a fonte e o paciente (B).

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 [4] microscópicas e a composição elementar de cada tecido [5] foram combinadas por um programa auxiliar que forneceu os coeficientes de atenuação usados na aplicação das técnicas Monte Carlo.

2. Reconstrução das imagens utilizando os algoritmos tradicionalmente utilizados.

Não foi possível conseguir um algoritmo de reconstrução de imagens em CT, completamente desenvolvido para aplicação imediata. Depois de repetidas buscas, foi obtido acesso apenas a fragmentos de código,

desenvolvidos em linguagens de programação diferentes da utilizada no programa objeto da pesquisa, o que acarretaria gigantescos esforços de reprogramação para adequação ao sistema de coleta dos dados de atenuação desenvolvido.

Diante desta impossibilidade, foi feita a opção pela concentração de esforços no desenvolvimento de um novo algoritmo, descrito no item seguinte.

3. Desenvolvimento de algoritmo de reconstrução alternativo (método 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 TC das fatias [1,6,7].

Obtenção das imagens virtuais

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 (equação (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.

Avaliação dos parâmetros que influenciam na qualidade de imagem e na dose nos tecidos

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 [2].

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 CT 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 [8] verificaram que o uso de CT parcial proporciona uma redução de 50% nas doses nos seios de fantasmas femininos sem influenciar na qualidade de imagem obtida em relação aos exames CT 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 destes dois procedimentos reduza, ainda mais, a dose em órgãos periféricos sensíveis à radiação.

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

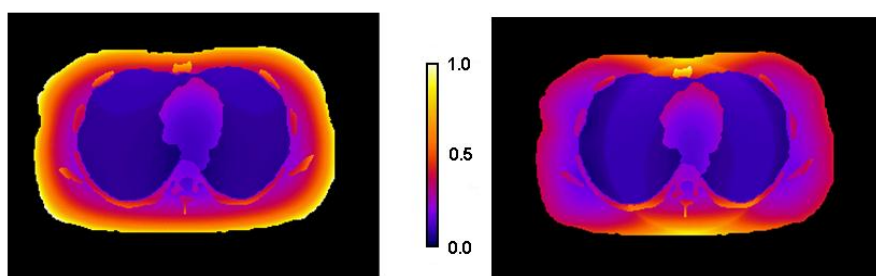


Figura 9. *Número de interações por voxel para simulações feitas com ângulos de abertura do leque de 54° e 25°.*

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 Figura 10 mostra parte dos resultados da simulação de uma aquisição de imagem de uma fatia do tórax do modelo feminino FAX [9] utilizando o programa EGS4 [10]. 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 [XX].

```

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 mSv*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	1.5568E-01	0.0000E+00	.21	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	.2600	1.9648E-10	5.9670E-01	0.0000E+00	.16	0.0000E+00	10
11 MUSCLE	358942	1.0500	5.4033E-11	1.6416E-01	0.0000E+00	.07	0.0000E+00	11
12 OESOPHAGUS	715	1.0500	1.3089E-10	3.9733E-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	1.0300	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 EXTRATHORARIC 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

Figura 10. 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.

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 Figura 11 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.

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.

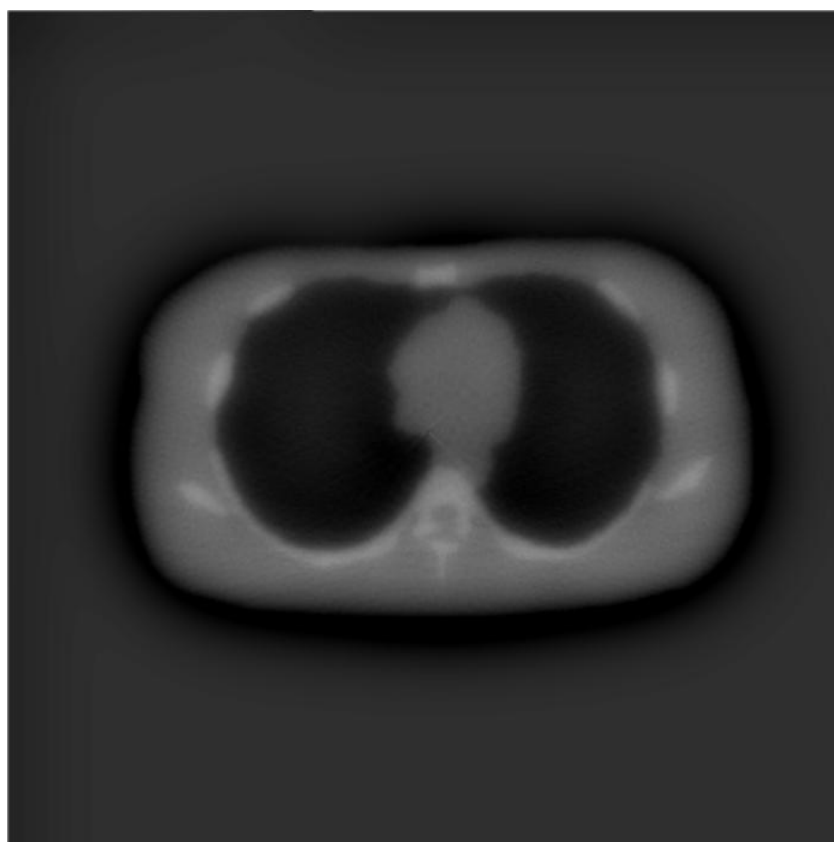


Figura 11. Imagem adquirida usando matriz de reconstrução com 700 x 700 pixels exibindo um campo de 50 x 50 cm.

3. Sumário dos Resultados

A simulação do processo de medição de atenuação e do algoritmo de reconstrução para a aquisição completa de imagens CT 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 elaborado, 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 [XX]. 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.

1) Apresentações em Anais de Congressos Internacionais::

Em outubro de 2007, foi apresentado o artigo abaixo referenciado, apontando os resultados alcançados até então.

LOUREIRO, E. C. M. ; LIMA, F. R. A. ; FERREIRA FILHO, A. L. . A *Graphical Image Reconstruction Algorithm for Computerized Tomography*. In: International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007, 2007, Santos. - Proceedings, 2007.

Em outubro de 2008, o artigo abaixo referenciado recebeu a especial deferência de ser escolhido para apresentação oral no Congresso Internacional IRPA 12. Este artigo serviu de base para a elaboração do presente relatório.

LOUREIRO, E. C. M. ; LIMA, F. R. A. ; FERREIRA FILHO, A. L. . *Monte Carlo techniques applied in complete simulation of conventional CT image acquisition: from the Projection data to the Effective Dose*. In: 12th International congress of the International Radiation Protection Association, 2008, Buenos Aires. Proceedings, 2008.

2) Orientação de Iniciação Científica

No período entre outubro de 2007 e setembro de 2008, sob a orientação do Professor Eduardo C. M. Loureiro, o estudante de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica de Pernambuco – POLI/UPE, Leônidas Adelino Félix da Silva, desenvolveu atividades de pesquisa utilizando ferramentas para avaliação da qualidade de imagem dentro do Projeto de Iniciação Científica intitulado “Desenvolvimento e Implantação de Procedimentos de Algoritmos de Reconstrução atualmente utilizados em Tomógrafos computadorizados”.

4. Conclusões e Perspectivas Futuras

Pode-se afirmar que todos os objetivos do presente projeto de pesquisa foram plenamente alcançados, exceto apenas no que diz respeito à meta que previa a reconstrução das imagens utilizando os algoritmos tradicionalmente utilizados. Este contratempo, que não comprometeu o resultado do projeto, deu-se em função das dificuldades já citadas.

Uma completa reconstrução da geometria utilizada em CT convencional foi realizada. Um algoritmo de reconstrução gráfico foi desenvolvido. A influência de diversos parâmetros geométricos foi verificada. E um novo procedimento para redução de doses foi proposto.

Como perspectiva futura pode-se citar a execução das tarefas ora apresentadas em equipamentos de CT helicoidal e em *cone-beam CT*.

5. Referências Bibliográficas

- [1] SEGARS, W. P., ***Development and application of the new dynamic nurbs-based cardiac-torso (ncat) phantom***, PhD Thesis, University of North Carolina (2001).
- [2] LOUREIRO, E. C. M. et al., ***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, (2004).
- [3] LOUREIRO, E.C.M.; LIMA, F.R.A. AND STABIN, M.G., ***A voxel-based head-and-neck phantom built from tomographic colored images***, Cellular and Molecular Biology, 48 (5), 461 (2002).
- [4] HUBBELL, J. H. et al., ***Atomic form factors, incoherent scattering functions and photon scattering cross sections***. J.Phys. Chem. Ref. Data, (1975).
- [5] ICRU, ***Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement***, ICRU Report 44 - International Commission on Radiation Units and Measurements Bethesda, MD, USA (1989).
- [6] HSIEH, J., ***Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances***, SPIE – The international Society for Optical Engineering, Bellingham, (2002).
- [7] KALENDER, W. A., ***Computed Tomography, fundamentals, system technology, image quality, applications***, 2nd edition, Publicis Corporate Publishing, Erlangen (2005).
- [8] VOLLMAR, S. V. and KALENDER, W. A., ***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, (2008).
- [9] KRAMER, R. et al., ***All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry***, Physics in Medicine and Biology”, 49 5203 (2004).
- [10] NELSON W.R., HIRAYAMA H and ROGERS D.W.O., ***The EGS4 code system*** SLAC-265 Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, CA, USA, (1985).
- [11] GOLDMAN, L.W., ***Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality***, Journal of Nuclear Medicine Technology, 35 (3) 213 (2007).