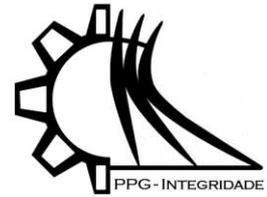




ISSN 2447-6102



Artigo

Abordagem Fixed Forced Detection na aceleração de simulações tomográficas utilizando o código GATE

Milian, F.M. ^{1,*}, Dominguez, J.S. ², Bezerra, A.A.L. ³, Jesus, C.B. ⁴, Guimarães, J.P.F. ⁵

¹ UESC, Ilhéus-BA, Brasil / CEPEDI, Ilhéus-BA, Brasil; fmilian@uesc.br

² CEPEDI, Ilhéus-BA, Brasil; joel.sanchez@cepedi.org.br

³ UESC, Ilhéus-BA, Brasil / CEPEDI, Ilhéus-BA, Brasil; aalbezerra@uesc.br

⁴ CEPEDI, Ilhéus-BA, Brasil; cleviton.borges@cepedi.org.br

⁵ CEPEDI, Ilhéus-BA, Brasil; joao.paulo@cepedi.org.br

* Correspondência: fmilian@uesc.br

Received: 18/01/2024; Accepted: 25/01/2024; Published: 31/01/2024

Resumo: Diversos trabalhos estão sendo realizados pelo nosso grupo para desenvolver e otimizar uma metodologia de simulação computacional que permita estudar novas configurações de tomógrafos assim como testar novos códigos de reconstrução de imagens tridimensionais. Uma limitação encontrada com a simulação por Monte Carlo (MC) tradicional é a necessidade de longos tempos de execução para diminuir os ruídos encontrados nas imagens tomográficas reconstruídas. Neste sentido foi necessário encontrar um método de simulação, com redução de variância, que permitisse obter imagens tomográficas de qualidade em tempo de computação razoável. Neste trabalho foi explorada a utilização da abordagem *Fixed Forced Detection* (FFD) como alternativa ao MC. Os resultados encontrados foram satisfatórios. A contagem de fótons com abordagem FFD esteve na mesma ordem que com MC, enquanto os tempos de cálculo foram em média quatro vezes menores. As imagens tomográficas reconstruídas utilizando 360 projeções simuladas com FFD e com MC, foram semelhantes e apresentam boa concordância com o fantôma utilizado, adicionalmente, aquela obtida com FFD apresentou uma melhor nitidez e menores níveis de ruído.

Palavras-chave: Simulação Monte Carlo, *Fixed Forced Detection*, código GATE, Tomografia

Article

Fixed Forced Detection approach in the acceleration of tomographic simulations using the GATE code

Abstract: Our group is conducting several works to develop and optimize a computational simulation methodology that allows studying new configurations of CT scanners and testing new reconstruction codes under development. A limitation found with the traditional Monte Carlo (MC) simulation was the need for long execution times to reduce the noise in the reconstructed tomographic images. In this sense, finding a different simulation method, with variance reduction, was necessary to allow the reconstruction of quality tomographic images in reasonable times. This work explored the Fixed Forced Detection (FFD) mode as an alternative. The results were very satisfactory. Photon counts with FFD were in the same order as with MC, while calculation times were four times shorter. The tomographic images, reconstructed using 360 projections simulated with FFD and MC, were identical and in agreement with the phantom; however, the one constructed with FFD showed better sharpness and lower noise levels.

Keywords: Monte Carlo Simulation, Fixed Forced Detection, GATE, Tomography.



1. Introdução

A simulação computacional tem um papel relevante no desenho e otimização de equipamentos médicos que utilizam radiação ionizante. Especificamente, na tomografia computadorizada (TC), é possível simular os sinogramas utilizados para realizar a reconstrução tomográfica, ao mesmo tempo que pode ser estimada a dose recebida pelo paciente. Isto permite estudar configurações que aprimorem a eficiência de detecção dos fótons e a qualidade das imagens TC, monitorando que as doses no paciente estejam dentro dos limites sugeridos pelas recomendações de proteção radiológica.

O código GATE (*Geant4 Application for Emission Tomography*) tem sido amplamente utilizado em várias áreas para realizar simulações computacionais do transporte de radiação ionizante, Sarrut et al. (2014). O nosso grupo recentemente tem utilizado o GATE para simular um tomógrafo do tipo de feixe cônico (CBCT, *Cone Beam Computing Tomography*). Na simulação foram obtidas as imagens adquiridas num detector plano (*flat panel*) durante uma revolução completa, assim como a matrizes de doses tridimensionais recebida pelo paciente. Um código de reconstrução comercial foi utilizado para avaliar a qualidade das projeções angulares obtidas nas simulações. Porém, um problema observado nos nossos estudos foi a baixa estatística de fótons que chegam nos pixels do detector em função de aqueles que são emitidos pela fonte, tendo obtido 1 fóton detectado a cada 10^7 fótons emitidos pela fonte. Diversos fatores influenciam estes números, entre eles: a distância fonte detector, a dimensão do pixel, e a região a estudar no exame tomográfico. É conhecido que com o aumento da distância diminui o fluxo de fótons devido ao ângulo sólido associado ao feixe cônico. Analogamente, reduzindo a dimensão do pixel, diminuirá a sua área e, portanto, a contagem de fótons, e com isso, regiões anatômicas como o abdômen terão uma atenuação maior do feixe que regiões como o crânio, por exemplo. A baixa estatística obriga a simular grandes números de partículas primárias para diminuir as incertezas, e conseqüentemente aumentam significativamente os tempos de simulação.

Inicialmente as nossas simulações em GATE utilizando uma abordagem Monte Carlo tradicional levavam dias e até semanas para gerar as projeções necessárias no detector de um tomógrafo do tipo CBCT. Durante o processo de reconstrução foi possível observar que apesar dos altos números de histórias empregados na simulação, as imagens de TC apresentavam ainda um ruído significativo, o que dificultava a identificação das estruturas anatômicas. Por esta razão, foi necessário estudar métodos de redução de variância que permitissem obter imagens de qualidade com tempos de simulação razoavelmente menores com o objetivo de podermos avaliar novas configurações do tomógrafo e códigos de reconstrução em desenvolvimento.

Nesse sentido foi testada a abordagem de *Fixed Force Detection* (FFD) do GATE na obtenção de projeções tomográficas em uma configuração CBCT. No método FFD em cada iteração um fóton é forçado migrar na direção dos pixels do detector. Estas iterações podem ser do tipo decaimento, espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton ou fluorescência. Cada um destes fótons é ponderado pela probabilidade de atingir o detector, que por sua vez é separada em probabilidade de espalhamento e de transmissão. A probabilidade de espalhamento vai depender da direção dos fótons em relação aos pixels do detector, e a de transmissão vai depender da atenuação do meio até alcançar o detector (lei de Beer-Lambert). Este método já foi implementado no GATE para obtenção de imagens de Raios-X e SPECT acelerando as simulações em até 10^5 vezes, Cajgfinger et al. (2018).

Neste trabalho são apresentados os resultados da utilização de FFD como alternativa ao Monte Carlo tradicional na simulação de tomografia computacional do tipo feixe cônico com detector plano.

2. Materiais e Métodos

Para este estudo foi simulado um tomógrafo do tipo CBCT simplificado, no qual o paciente gira e uma imagem 2D, gerada no detector, é obtida a cada um grau de rotação, até completarmos uma revolução de 360 graus. O detector tem dimensão de $409.6 \times 409.6 \text{ mm}^2$ e 512×512 pixels. As distâncias fonte objeto (SOD, *Source Object Distance*) e objeto detector (ODD, *Object Detector Distance*) foram 1000 mm e 536 mm respectivamente. Foi utilizado o espectro de raios-X para um tubo de tungstênio de 120kV com filtragem de 2.5 mm de cobre. Como representação do paciente foi utilizada a seção superior, correspondente à cabeça, do modelo antropomórfico masculino MASH3, Cassola et al. (2010). A geometria de simulação e uma representação do modelo são apresentados na Figura 1.

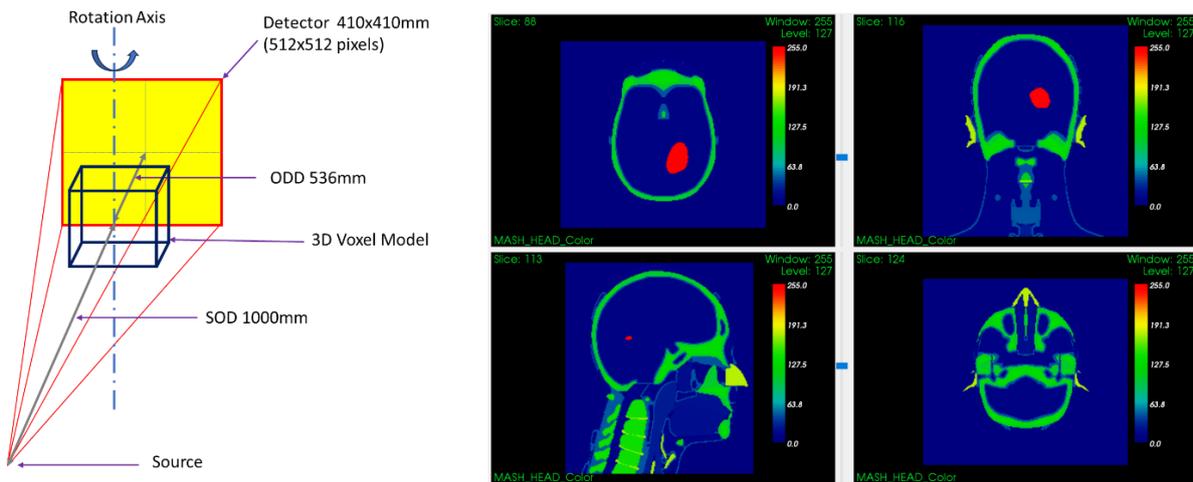


Figura 1. Geometria das simulações e visualização da cabeça segmentada do modelo antropomórfico de voxel MASH3.

Para analisar o desempenho do método FFD com respeito ao método de Monte Carlo convencional, foram realizadas inicialmente simulações das projeções usando FFD com 10^7 (FFD_{1E7}), 10^6 (FFD_{1E6}), 10^5 (FFD_{1E5}) e 1200 (FFD_{1E3}) histórias para um único ângulo de incidência do feixe (90°) utilizando um computador Intel(R) Xeon(R) Gold 5318Y CPU @ 2.10GHz, de 96 CPU, e 512GB de RAM. Na instalação de GATE, o método FFD é *multithreading*, pelo que a simulação utilizou os 96 CPUs da estação de trabalho. Foram registrados em cada caso o tempo total de simulação, o número de histórias simuladas e as imagens 2D obtidas no detector. Um procedimento de simulação similar foi realizado utilizando Monte Carlo e 10^8 histórias (MC_{1E8}). Neste caso, devido às limitações na instalação do código, foi utilizado somente 1 CPU. As diferenças e semelhanças entre as imagens FFD e MC foram avaliadas e analisadas utilizando *scripts* construídos no programa MATLAB.

Adicionalmente foram executadas simulações representativas de uma tomografia completa, isto é, gerando as 360 projeções, uma para cada ângulo, utilizando as abordagens FFD e Monte Carlo, com o objetivo de comparar as imagens tomográficas 3D reconstruídas. O programa comercial NRecon (2023) foi utilizado para realizar a reconstrução da imagem tridimensional e o programa VV (2023) para a visualização e análise.

3. Resultados e discussão

A Tabela 1 resume as métricas dos resultados das simulações na estação de trabalho para a projeção com o feixe na direção de 90° . É possível observar que a fração do número de fótons detectados entre o total de fótons gerados é igual para todos os casos usando FFD, independentemente do número de histórias, e sendo levemente menor, em aproximadamente 1.3%, que o valor obtido utilizando o método de Monte Carlo. Considerando que incertezas de até 5% são admissíveis nas simulações computacionais com abordagem probabilística, esta diferença pode ser considerada irrelevante. Por outro lado, são notáveis as diferenças nos tempos de simulação. Considerando número de histórias definidas em cada caso, e extrapolando para 360 projeções, uma simulação tomográfica completa com FFD poderia levar entre 5 horas e 2,5 anos em um computador semelhante ao utilizado (96 CPU) neste trabalho.

As integrais do número de fótons por pixel no detector normalizados pelo número total emitido pela fonte para as simulações FFD são mostradas na Figura 2. Podemos observar que, apesar da diferença no número de histórias todas as imagens possuem os mesmos limites mínimos e máximos, cujos valores oscilam ao redor de 4×10^{-8} no interior do fantôma e de 3.3×10^{-7} no fundo (*background*). Para todos os casos o grau de nitidez é muito bom, sem diferenças significativas em função do número de histórias.

Tabela 1. Métricas das simulações comparando as abordagens FFD e MC.

Projeção	Histórias	N _{fotons} normalizados	Tempo	N _{CPUs}	Tempo interpolado de 360 projeções
FFD _{1E3}	1200	0.0569	46 seg.	96	4.6h
FFD _{1E5}	100402	0.0569	1918 seg. (32 min)	96	192h
FFD _{1E6}	998608	0.0569	25931 segs. 7h12min	96	105dias
FFD _{1E7}	10003007	0.0569	227170 segs. 63h54min	96	945dias
MC _{1E8}	99983424	0.0577	18905 seg. (5h15min)	1	19h (96 CPUs)

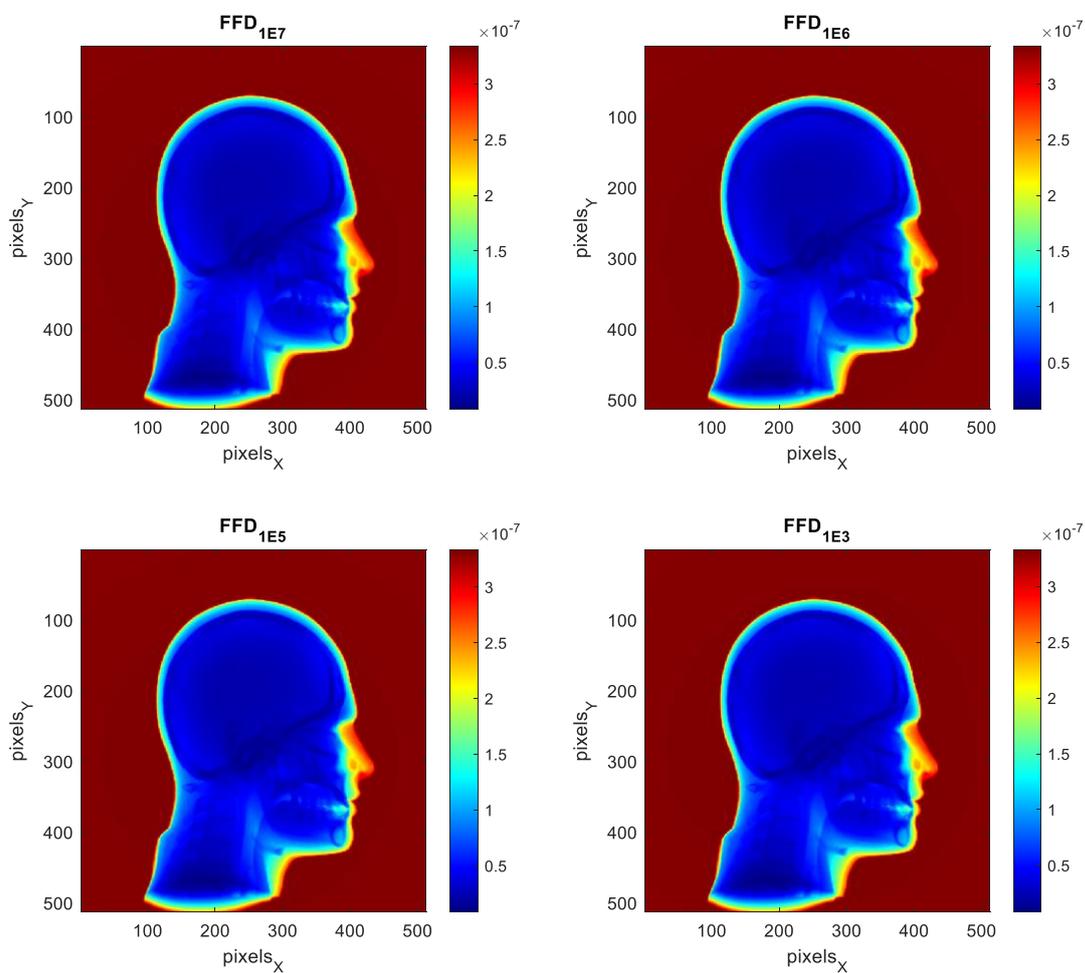


Figura 2. Integrais de fótons nos pixels do detector normalizados pelo número total de fótons emitidos pela fonte para as simulações com FFD.

Foi considerada a imagem FFD_{1E7} como a mais precisa das geradas usando FFD devido a considerar o maior número de histórias na simulação. Na Figura 3 são mostradas as diferenças pixel a pixel das imagens FFD_{1E6}, FFD_{1E5} e FFD_{1E3} com relação à imagem FFD_{1E7}. As discrepâncias encontradas para as simulações com 10^6 e 10^5 histórias apresentam um

padrão aleatório, com diferenças na faixa de 10^{-11} e 10^{-10} , representando respectivamente um erro de $\pm 0,1\%$ e $\pm 1\%$ no número de fótons integrados nos pixels do detector em função dos emitidos pela fonte. No caso das diferenças entre a imagem FFD_{1E3} e imagem FFD_{1E7} observa-se um padrão mais correlacionado com as estruturas anatômicas do modelo. Nas regiões de maior espessura ou com grande presença de ossos, como no pescoço, o número de fótons integrados foi menor. Da mesma forma, regiões menores ou com presença de ar, como na cavidade bucal, as contagens foram maiores. Entretanto as diferenças máximas na contagem de fótons foram de $\pm 3\%$, sendo a grande maioria destas diferenças menores que $\pm 2\%$. Considerando que a imagem obtida com FFD_{1E3} teve o menor tempo de simulação, e suas discrepâncias em relação a imagem padrão foram menores ao 5%, foi decidido utilizar esta configuração para realizar nossas simulações tomográficas completas.

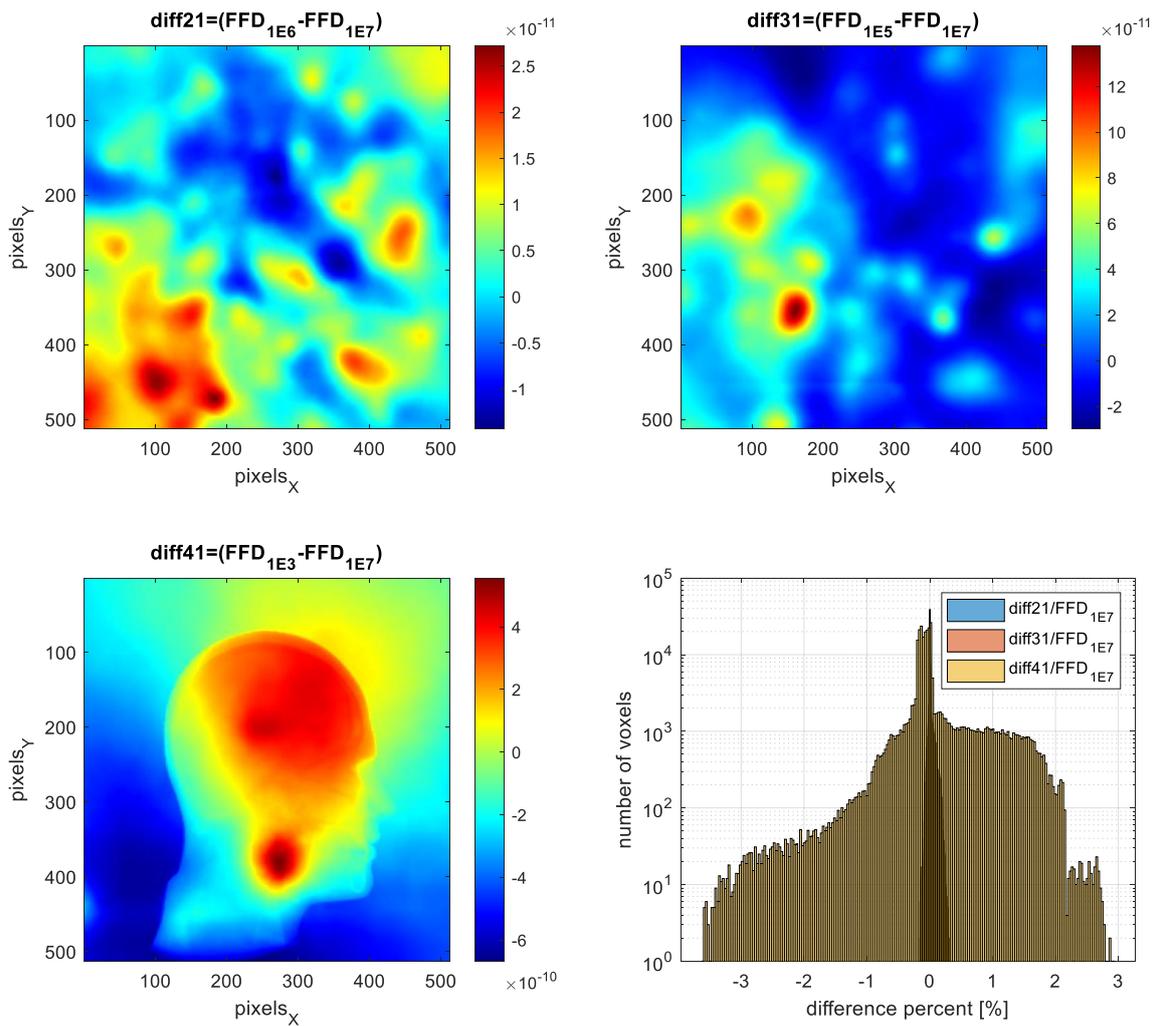


Figura 3. Diferença ponto a ponto entre as imagens FFD_{1E6}, FFD_{1E5} e FFD_{1E3} com FFD_{1E7} e histogramas destas diferenças em percentagem.

A acurácia das projeções obtidas com FFD também foi avaliada com respeito as projeções da simulação por Monte Carlo convencional. A Figura 4 mostra a projeção normalizada com 10^8 fótons emitidos pela fonte para a direção do feixe de 90° obtida utilizando MC (MC_{1E8}). Foram encontrados os mesmos limites mínimos e máximo que os obtidos com a abordagem FFD. Na Figura 4, ademais, é mostrada também a diferença da imagem MC_{1E8} com respeito a imagem FFD_{1E3}. Adicionalmente, na Figura 5 são mostrados os histogramas em escala logarítmica para as projeções MC_{1E8}, FFD_{1E7} e FFD_{1E3}. As discrepâncias entre MC_{1E8} e FFD_{1E3} foram menores a 2×10^8 na região onde encontrava-se o fantôma. O background da imagem MC_{1E8} teve uma forma similar a uma Gaussiana, apresentado um FWHM (*Full Width at Half*

Maximum) aproximado de 5×10^{-8} e centrado em 3.3×10^{-7} . Este comportamento do fundo era esperado devido à natureza das distribuições de probabilidade de emissão das partículas utilizadas no Monte Carlo tradicional. Por outro lado, nos casos com FFD_{1E3} e FFD_{1E7} o background é aproximadamente constante na vizinhança do mesmo valor de 3.3×10^{-7} . Nos histogramas foram obtidas distribuições muito similares para os casos usando FFD, e com valores ligeiramente menores aos encontrados usando Monte Carlo, como foi reportado na Tabela 1. A origem desta diferença poderia estar no método de redução de variância do método FFD que precisa corrigir os resultados com ruído de Poisson, Cajgfinger et al. (2018). Trabalhos em andamento em nosso grupo estão estudando mais detalhadamente as possíveis causas destas diferenças. Contudo, independentemente destas pequenas diferenças, a qualidade das projeções obtidas com o método FFD foram muito superiores daquelas utilizando Monte Carlo. Para se obter imagens similares com MC, o número de histórias e os tempos de simulação seriam muito elevados. O principal resultado desta análise foi escolher o método FFD com 10^3 histórias para realizar todos as simulações onde fosse preciso obter projeções angulares para tomografia.

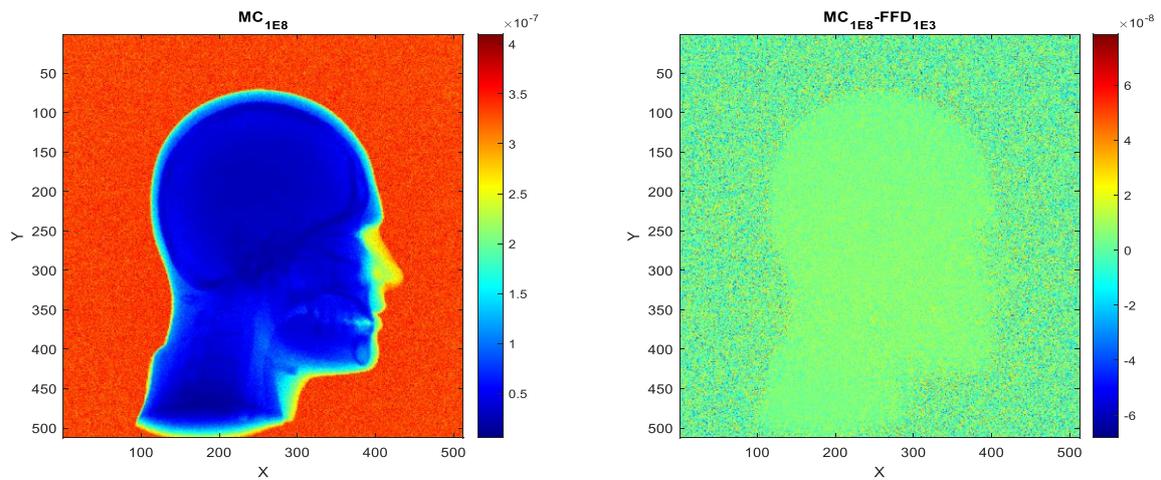


Figura 4. Fótons no detector normalizados pela emissão da fonte para a simulação com Monte Carlo tradicional (MC_{1E8}) e, diferença pixel a pixel entre as imagens MC_{1E8} e FFD_{1E3}.

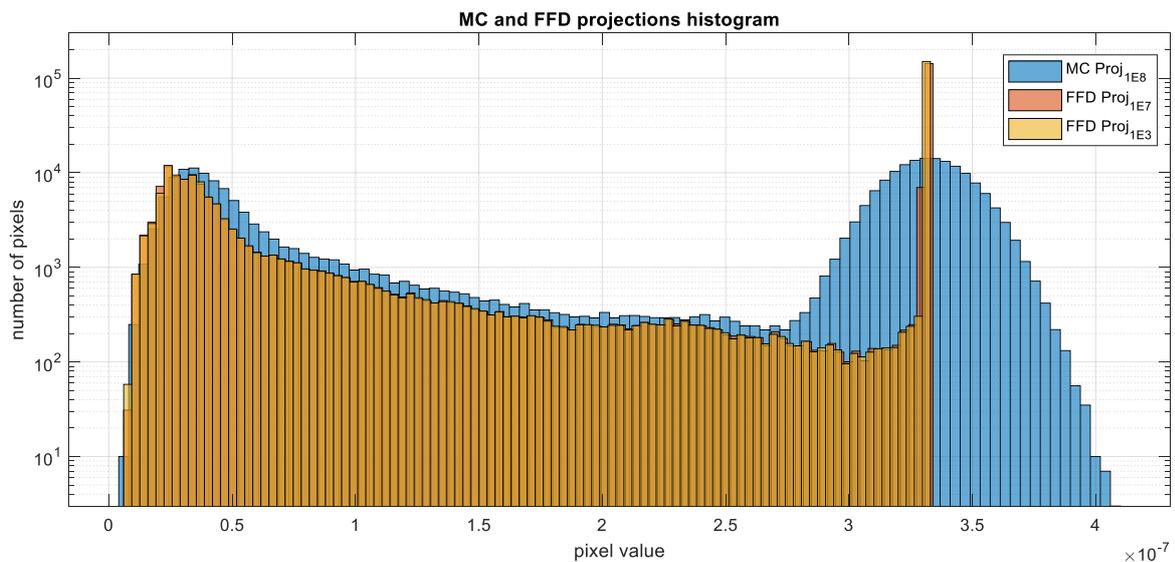


Figura 5. Histogramas dos pixels das imagens MC_{1E8}, FFD_{1E7} e FFD_{1E3}

A potencialidade para simulação tomográfica da abordagem FFD com respeito ao Monte Carlo tradicional, utilizando o código GATE, foi avaliada comparando as reconstruções a partir de 360 projeções obtidas com cada método. A simulação das 360 projeções utilizando Monte Carlo e 10^8 histórias demoraram aproximadamente 20 horas, entretanto com o FFD e 1200 histórias este tempo diminui para 5 horas, uma redução de 75% aproximadamente. Contudo, a grande melhoria foi vista na qualidade da imagem CT quando utilizamos o FFD.

A Figura 6 mostra imagens tomográficas 3D reconstruídas a partir dos resultados das simulações executadas com MC e FFD. As dimensões e estruturas anatômicas em ambas as imagens TC foram semelhantes, demonstrando a equivalência dos resultados com ambos os métodos. Por outro lado, as imagens de TC criadas com a abordagem Monte Carlo apresentaram um nível de ruído maior comparando com a imagem de FFD. Mesmo assim a reconstrução tridimensional a partir das imagens de projeções simuladas utilizando o Monte Carlo foi considerada como satisfatória. Entretanto, a imagem de TC reconstruída com as projeções geradas por FFD apresentaram uma nitidez superior, com baixíssimos níveis de ruído e uma boa definição de linhas e contornos, estando os resultados em correspondência com a geometria e granularidade do modelo MASH3.

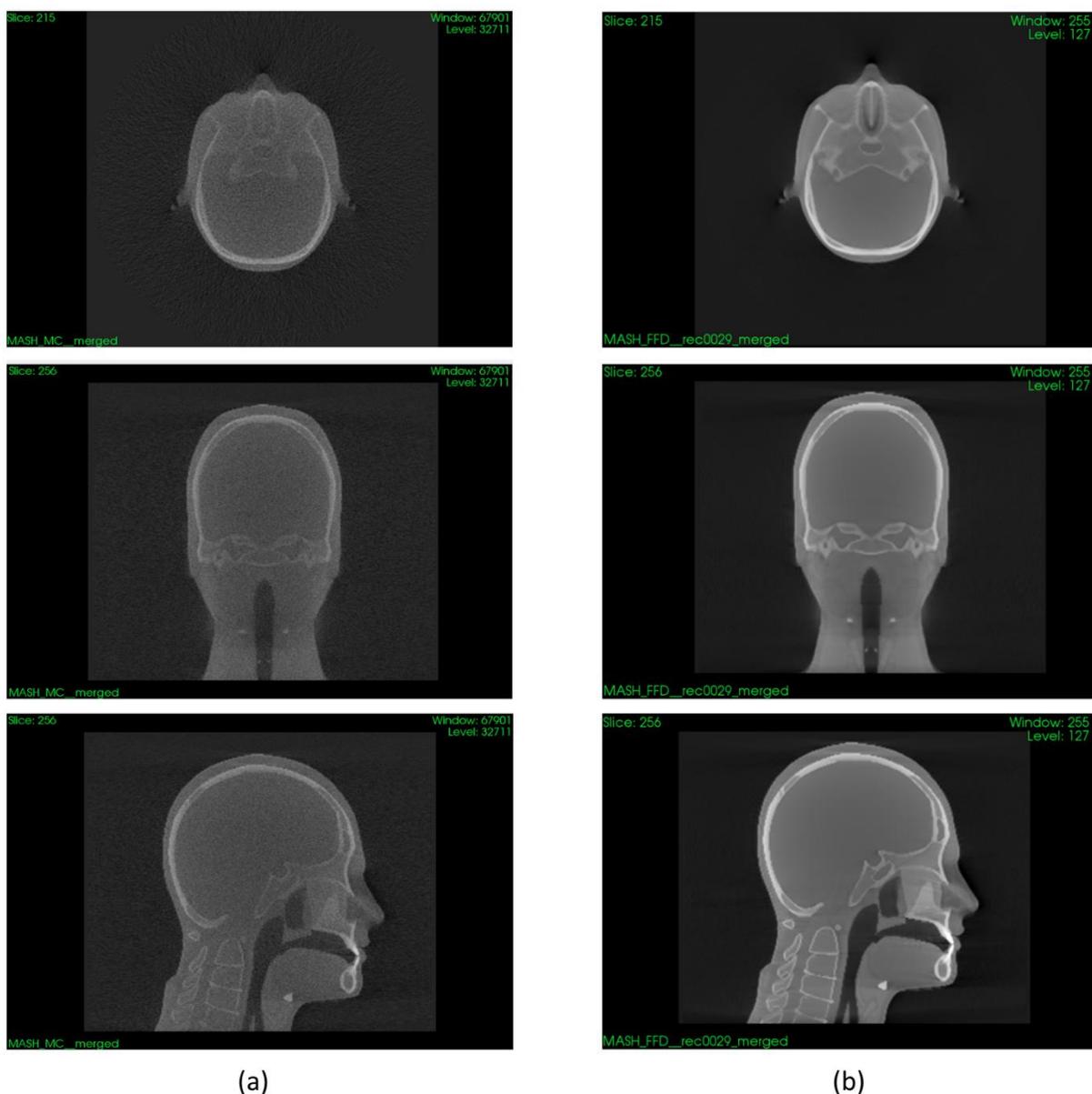


Figura 6. Imagens tomográficas 3D reconstruídas a partir dos resultados das simulações com Monte Carlo Tradicional (a) e com *Fixed Forced Detection* (b), utilizando o programa NRecon.

4. Conclusões

Neste trabalho foi avaliada a utilização do método de redução de variância, *Fixed Forced Detection*, para realizar simulações de sistemas tomográficos do tipo CBCT. Os resultados mostraram, que o método proposto permite obter imagens tridimensionais de tomografia que apresentam boa concordância com as estruturas anatômicas do modelo antropomórfico considerado. Adicionalmente, as imagens de TC criadas com a abordagem FFD apresentaram uma qualidade superior com tempo de execução significativamente menor (aproximadamente quatro vezes) que as imagens geradas com o método de Monte Carlo tradicional.

Os próximos passos desta pesquisa envolvem comparar os resultados de simulação com resultados obtidos experimentalmente, e avaliar o uso da abordagem FFD para outras configurações de sistemas tomográficos. Adicionalmente, deverá se avaliar a qualidade da imagem e o desempenho computacional da simulação em relação a outros códigos que usam técnicas de redução de variância como o X-Ray Monte Carlo (XRMC), Golosio et. al. (2014).

Agradecimentos: Os autores agradecem ao Ministério de Ciência Tecnologia e Inovação (MCTI) e a Associação para Promoção da Excelência do Software Brasileiro (Softex) pelo apoio financeiro à execução desta pesquisa mediante o programa Prioritário PNM Design (01245.019446/2022-11).

Conflitos de interesses: Os autores declaram não haver conflitos de interesses.

Referências

1. Sarrut, D; Bardiès, M; Bousson, N.; et al. A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications. *Med. Phys.* **2014**, 41,6, 064301. <https://doi.org/10.1118/1.4871617>
2. Cajgfinger, T.; Rit, S.; Létang, J. M.; Halty, A.; Sarrut, D. Fixed forced detection for fast SPECT Monte-Carlo simulation. *Phys. Med. Biol.* **2018**, 63, 055011. <https://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/aa9e32>
3. Cassola, V. F.; Melo Lima, V. J; Kramer, R.; Khoury, H. J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. *Phys. Med. Biol.* **2010**, 55, 133-162. <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>
4. NRecon. <https://www.microphotonics.com/micro-ct-systems/nrecon-reconstruction-software/>, último acesso agosto 2023.
5. VV, a 4D slicer. <https://github.com/open-vv/vv>, último acesso, agosto 2023.
6. Golosio, B.; Schoonjans, T.; Brunetti, A.; Oliva, P.; and Masala, G. L. (2014) Monte Carlo simulation of X-ray imaging and spectroscopy experiments using quadric geometry and variance reduction techniques. *Computer Physics Communications* **2014**, 185, 3, 1044-1052. <https://doi.org/10.1016/j.cpc.2013.10.034>