

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FFCLRP - DEPARTAMENTO DE FÍSICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA  
APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

João Pedro Fiorelli

**Avaliação Quantitativa e  
Qualitativa do efeito das Correções  
de Atenuação e Espalhamento em  
regiões profundas e periféricas em  
imagens de SPECT**

Ribeirão Preto  
2020

JOÃO PEDRO FIORELLI

# Avaliação Quantitativa e Qualitativa do efeito das Correções de Atenuação e Espalhamento em regiões profundas e periféricas em imagens de SPECT

## Versão corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto,  
da Universidade de São Paulo, como parte das  
exigências para a obtenção do título de Mestre  
em Ciências.

**Área:** Física Aplicada à Medicina e Biologia.

**Orientador:** Prof. Dr. Eder Rezende Moraes.

Ribeirão Preto  
2020

Autorizo a reprodução e divulgação parcial ou total deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

#### FICHA CATALOGRÁFICA

Fiorelli, João Pedro.

Avaliação Quantitativa e Qualitativa do efeito das Correções de Atenuação e Espalhamento em regiões profundas e periféricas em imagens de SPECT/João Pedro Fiorelli; Orientador Eder Rezende Moraes/Ribeirão Preto, 2020.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

1. Medicina Nuclear 2. Espalhamento 3. Atenuação

Nome: João Pedro Fiorelli.

Título: Avaliação Quantitativa e Qualitativa do efeito das Correções de Atenuação e Espalhamento em regiões profundas e periféricas em imagens de SPECT.

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### **Banca Examinadora**

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

*Dedicado à  
minha família*

## AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me dado sabedoria, força e paciência para enfrentar o caminho da vida.

Ao meu orientador Prof. Dr. Eder Rezende Moraes, por todo o conhecimento transmitido e pelo apoio concedido durante todo o período do mestrado. Obrigado por compartilhar isso comigo.

À minha família, por todo o apoio e incentivo. Obrigado por acreditarem em mim e sempre estarem presentes.

Aos colegas de laboratório Daniel, Danny, Michel e Breno, pelo apoio em momentos difíceis e por me mostrarem caminhos que sem vocês não teria enxergado. Obrigado por sempre estarem a disposição e por toda a ajuda.

À todas as pessoas do Grupo de Imagens em Medicina Nuclear, pela amizade.

Ao pessoal do Departamento de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, pela paciência e colaboração em minha pesquisa para a aquisição de dados.

Ao Leonardo Santos, pela disponibilidade e paciência. Obrigado por sempre ir além do necessário e ser tão prestativo.

À Anna Beatriz e Bianca, pela amizade e pelo suporte nos piores momentos.

Aos amigos do Crossfit Celeiro lugar onde a mente descansa.

Aos professores do Departamento de Física e aos funcionários que contribuíram de diversas formas para a realização de meu trabalho.

A CAPES pelo apoio financeiro.

E a todas as pessoas que fizeram parte direta ou indiretamente desta etapa da minha vida, contribuindo de alguma forma.

Fiorelli J. P. Avaliação Quantitativa e Qualitativa do Efeito das Correções de Atenuação e Espalhamento em Regiões Profundas e Periféricas em Imagens de SPECT. 2020. 44 f. Tese (Mestrado - Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2020.

Neste trabalho, alguns métodos para correção de atenuação e espalhamento foram utilizados a fim de compará-los e constatar qual apresenta uma melhora mais significativa na qualidade de imagens de SPECT, além de observar a influência da distância (regiões interiores ou periféricas) nos efeitos citados. Os métodos implementados aqui são: o *Dual Energy Window* (DEW), o filtro de Wiener e a correção considerando um coeficiente de atenuação único (Chang). Primeiramente foi realizado uma validação dos *softwares* dos métodos corretivos e também um estudo da influência de parâmetros intrínsecos as técnicas nos resultados das correções, determinando assim os valores ótimos para uma melhor qualidade das imagens. As imagens empregadas aqui foram obtidas por meio de modelagens computacionais através do software GATE ou provenientes de aquisições clínicas de objetos simuladores, realizadas no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Em seguida foi feito uma avaliação do impacto das correções nas imagens através de métodos quantitativos, em que várias técnicas corretivas foram combinadas entre si e comparadas. Por fim uma avaliação de regiões profundas e periféricas foi executado. Isso foi feito por simulações e por imagens de objetos simuladores obtidos na clínica. Nas simulações um volume de água envolto por osso foi utilizado como meio espalhador e duas simulações foram feitas, uma com uma fonte na região central e outra com a fonte próxima a borda. Mais duas simulações foram realizadas, em que as fontes estavam nas mesma posições porém sem o meio espalhador. Já nas imagens obtidas na clínica foram realizadas as mesmas correções e após isso foi aplicado a função gama. Ao se observar os dados obtidos ao comparar as combinações de métodos corretivos percebeu-se que com o alto valor da *Signal to Noise Ratio* (SNR) e o baixo do *Root Mean Square Error* (RMSE) a combinação filtro de Wiener (com um desvio padrão de 2,5) e Chang apresenta os melhores resultados para a qualidade das imagens. Já ao se analisar a SNR e RMSE das simulações com meio espalhador e sem, foi possível notar que as regiões periféricas sofrem menos com os



efeitos da interação da radiação com a matéria e que apesar de algumas correções contribuírem para a qualidade da região central a periferia é lesada. Como por exemplo ao corrigir as imagens com o DEW o RMSE da região central vai de 0.22 para 0.15 porém o da região periférica sai de 0.12 para 0.25, ou seja, há uma melhora do erro na região central, porém ele aumenta na periférica. Já por meio da função gama das imagens obtidas na clínica foi possível identificar as regiões que mais sofreram alterações com as correções, e nota-se que é a região central, apesar de ambas as regiões apresentarem variações. Dessa forma foi possível concluir que as regiões centrais se beneficiam mais com os métodos corretivos, já que sofrem mais com os efeitos de atenuação e espalhamento, apresentando uma melhora nos resultados e assim dessa forma auxiliando nos diagnósticos baseados em imagens de SPECT.

**Palavras chave:** Correção de atenuação. Correção de espalhamento. Medicina nuclear.

---

## ABSTRACT

Fiorelli J. P. Quantitative and Qualitative Evaluation of the Effect of Attenuation and Scattering Corrections in Deep and Peripheral Regions in SPECT Images. 2020. 44 f. Thesis (Master. - Postgraduate program in Physics applied to Medicine and Biology) Faculty of Philosophy, Sciences and Literature, University of São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2020.

The study aimed to test methods for correcting attenuation and scattering of the of SPECT images identified which methods presents more significant improves of SPECT images quality, in addition to observe the influence of distance (inside or peripheral regions) on the mentioned effects. The methods implemented here are: the Dual Energy Window (DEW), the Wiener filter and the correction considering a single attenuation coefficient (Chang). Firstly, we validated of the software for the corrective methods, beyond a study of the influence of intrinsic parameters and techniques on the results of corrections, thus determining the optimal values for a better quality of the images. The images used here were obtained through computational modeling using the GATE software or from clinical acquisitions of simulator objects, performed at Hospital das Clínicas of the Ribeirão Preto Medical School. Then, the impact of corrections on the images was assessed using quantitative methods, in which several corrective techniques were combined and compared. Finally, an assessment of deep and peripheral regions was carried out. This was done by simulations and images of simulator objects obtained at the clinic. In the simulations, a volume of water surrounded by bone was used as a spreader and two simulations were made, one with a source in the central region and another with the source close to the edge. Two more simulations were carried out, in which the sources were in the same positions but without the spreader. In the images obtained at the clinic, the same corrections were made and after that the gamma function was applied. When observing the data obtained and comparing the combinations of corrective methods, was observed that with the high value of the Signal to Noise Ratio (SNR) and the low of the Root Mean Square Error (RMSE) the Wiener filter combination (with a standard deviation 2.5) and Chang presents the best results for the quality of the images. Analyzing the SNR and RMSE of the simulations with and without scattering medium, was possible to notice that the peripheral regions suffer less from the effects of the interaction of radiation with the matter and that

although some corrections contribute to the quality of the central region, the periphery is damaged. As, for example, when correcting the images with DEW, the RMSE of the central region goes from 0.22 to 0.15, while the peripheral region goes from 0.12 to 0.25, that is, there is an improvement in the error in the central region, but it increases in the peripheral region. Through the gamma function of the images obtained at the clinic, it was possible to identify the regions that suffered the most changes with the corrections, and it is noted that it is the central region, although both regions present variations. Therefore, it was possible to conclude that the central regions benefit more from the corrective methods, since they suffer more from the effects of attenuation and spreading, showing an improvement in the results and thus helping in the diagnoses based on SPECT images.

**Keywords:** Attenuation correction. Scattering correction. Nuclear medicine.

Lista de figuras	XIV
Lista de tablas	XVI
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2 Fundamentação Teórica</b>	<b>3</b>
2.1 Decaimento radioativo . . . . .	3
2.1.1 Transição isomérica e tecnécio-99m . . . . .	3
2.2 <i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> (SPECT) e formação de imagens . . . . .	4
2.3 Métodos de reconstrução . . . . .	5
2.3.1 <i>Ordered subset expectation maximization</i> (OSEM) . . . . .	5
2.4 Interação da radiação ionizante com a matéria: Processos de espalha- mento e atenuação . . . . .	6
2.4.1 Efeito Compton . . . . .	6
2.4.2 Efeito fotoelétrico . . . . .	7
2.5 Os efeitos do caminho sobre as características dos fótons . . . . .	8
2.6 Efeitos da atenuação e espalhamento no espectro do cristal cintilador .	8
2.7 Métodos de correção . . . . .	9
2.7.1 <i>Dual energy window</i> (DEW) . . . . .	10
2.7.2 Filtro de Wiener . . . . .	11
2.7.3 Chang . . . . .	12
2.8 Objetos simuladores . . . . .	13
2.9 Função gama . . . . .	15
<b>3 Materiais e Métodos</b>	<b>17</b>
3.1 Implementação dos códigos base . . . . .	17
3.2 Validação dos códigos dos métodos corretivos . . . . .	19
3.2.1 Validação do código do <i>Dual Energy Window</i> . . . . .	19
3.2.2 Validação do código do filtro de Wiener . . . . .	20
3.2.3 Validação do código da correção de Chang . . . . .	21

3.3	Investigação da melhor combinação de métodos corretivos . . . . .	21
3.4	Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas por meio de imagens obtidas através de simulações . . . . .	21
3.5	Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas através de imagens clínicas de objetos simuladores . . . . .	23
<b>4</b>	<b>Resultados e análise de dados</b>	<b>24</b>
4.1	Validação dos códigos dos métodos corretivos . . . . .	24
4.1.1	Validação do código do <i>Dual Energy Window</i> . . . . .	24
4.1.2	Validação do código do filtro de Wiener . . . . .	28
4.1.3	Validação do código da correção de Chang . . . . .	32
4.2	Investigação da melhor combinação de métodos corretivos . . . . .	33
4.3	Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas por meio de imagens obtidas através de simulações . . . . .	36
4.4	Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas através de imagens clínicas de objetos simuladores . . . . .	38
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>41</b>
<b>A</b>	<b>BrightView XCT</b>	<b>45</b>
<b>B</b>	<b>Jaszczak</b>	<b>48</b>
<b>C</b>	<b>Métodos corretivos</b>	<b>53</b>

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Esquema de decaimento radioativo do tecnécio-99m. . . . .	4
2.2	Esquema de aquisição de imagem de SPECT e formação de sinograma. . . . .	5
2.3	Efeito Comptom. . . . .	6
2.4	Efeito fotoelétrico. . . . .	7
2.5	Espectros obtidos por meio de simulações no software GATE; A) Representa um espectro de energia de um cristal. B) Espectro de energia primária e as componentes de espalhamento em diversos locais. C) Espectro de energia em componentes de diversos graus de espalhamento. . . . .	9
2.6	Espectro de energia de um cristal de cintilação utilizado em medicina nuclear. . . . .	10
2.7	Ilustração do sistema de coordenadas e indicação dos parâmetros utilizados para a correção de Chang. . . . .	12
2.8	A) Objeto simulador Jaszczak. B) Objeto simulador híbrido. C) Objeto simulador estriatal. D) Objeto simulador Hoffman. . . . .	14
3.1	Estrutura do SPECThead. Em amarelo o cristal cintilador, em verde o colimador, em branco os furos no colimador e em vermelho o shielding. . . . .	18
3.2	Geometria interna do objeto simulador Jaszczak. . . . .	19
3.3	Esquema da posição das fontes dentro do meio espalhador usado nas simulações. Na esquerda a fonte a 1 cm do centro, já a direita a fonte a 1 cm da borda Em ambos os casos a região azul representa a estrutura de osso e em seu interior água. . . . .	22
4.1	Imagens do objeto simulador Jaszczak corrigida pelo DEW alterando-se o valor de k. . . . .	25
4.2	Gráfico da SNR em função de k. . . . .	25
4.3	Gráfico da razão de diâmetros (D/d) em função de k. Sendo D o diâmetro da maior esfera e d o diâmetro da menor esfera. . . . .	26
4.4	Gráfico de contraste para cada uma das esferas do objeto simulador Jaszczak. A linha sólida representa os dados sem correção e a linha tracejada representa os dados corrigidos pelo DEW. . . . .	27

4.5	Imagem ideal obtida por meio do GATE. A linha vermelha representa o corte em que os perfis de intensidade foram feitos. . . . .	28
4.6	Perfis de intensidade para as imagens ideal (linha tracejada), sem correção (linha sólida) e com correção DEW (linha pontilhada). . . . .	28
4.7	Imagens do objeto simulador Jaszczak corrigida pelo filtro de Wiener alterando-se o valor do desvio-padrão. . . . .	29
4.8	Gráfico da SNR em função do desvio-padrão. . . . .	30
4.9	Gráfico da razão de diâmetros (D/d) em função do desvio-padrão. Sendo D o diâmetro da maior esfera e d o diâmetro da menor esfera. . . . .	30
4.10	Gráfico de contraste para cada uma das esferas do objeto simulador Jaszczak. A linha sólida representa os dados sem correção, a linha tracejada representa os dados corrigidos pelo filtro de Wiener com a PSRF gaussiana e a linha pontilhada representa os dados corrigidos pelo filtro de Wiener com a PSRF simulada. . . . .	31
4.11	Perfis de intensidade para as imagens ideal (linha tracejada), sem correção (linha sólida), com correção do filtro de Wiener utilizando a PSRF gaussiana (linha tracejada mais pontilhada) e com correção do filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada (linha pontilhada). . . . .	32
4.12	Região uniforme do objeto simulador Jaszczak, antes (esquerda) e depois (direita) da correção de Chang. . . . .	32
4.13	Perfis de intensidade para as imagens sem correção (linha sólida) e com correção de Chang (linha tracejada). . . . .	33
4.14	Imagens da mesma fatia do objeto simulador Jaszczak corrigidas para diversas combinações de métodos corretivos, indicados em cima de cada imagem. . . . .	34
4.15	Contraste para cada esfera do objeto simulador Jaszczak, feito para cada uma das combinações de métodos corretivos. . . . .	35
4.16	À esquerda perfil de intensidade para as simulações da fonte próxima ao centro, em que a linha sólida é referente a fonte no ar e a tracejada é referente a fonte em água. À direita, o perfil de intensidade para as simulações da fonte próxima a borda, em que a linha sólida é referente a fonte no ar e a tracejada é referente a fonte em água. . . . .	36
4.17	Imagens do objeto simulador Jaszczak corrigidas para várias combinações de métodos corretivos. . . . .	37
4.18	Imagens do objeto simulador Hoffman para várias combinações de métodos corretivos. . . . .	38
4.19	Função gama para as imagens corrigidas do objeto simulador Hoffman. . . . .	39
4.20	Imagens do objeto simulador híbrido para várias combinações de métodos corretivos. . . . .	39
4.21	Função gama para as imagens corrigidas do objeto simulador híbrido. . . . .	40

## LISTA DE TABELAS

4.1	Dados de densidade de contagem para cada uma das esferas visíveis antes e depois da correção do DEW. . . . .	27
4.2	Dados de densidade de contagem para cada uma das esferas visíveis antes e depois da correção do filtro de Wiener (tanto para a PSRF gaussiana quanto para a PSRF simulada). . . . .	31
4.3	Valores de SNR e RMSE para cada uma das imagens corridas. Além disso há a diferença relativa entre o valor da SNR da imagem sem correção e o valor da SNR das imagens corridas. A mesma diferença é feita para o RMSE. . . . .	35
4.4	Valores de SNR e RMSE para as simulações no centro e na periferia do objeto simulador, de acordo com cada combinação de método corretivo. . . . .	37



# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

Medicina Nuclear é o ramo da medicina que se utiliza de elementos radioativos não selados para a obtenção de imagens e realização de procedimentos terapêuticos. Isto se torna possível uma vez que os isótopos utilizados possuem determinada função biológica específica. Existindo também a possibilidade de complexação dos mesmos para a formação de radiofármacos. Dessa forma é possível obter uma imagem metabólica, pois ao ser inserido dentro do corpo do paciente, o radiofármaco é depositado em regiões específicas (devido a sua afinidade tecidual) emitindo, assim, radiação detectável. As duas principais modalidades para obtenção de imagens são o SPECT, acrônimo do inglês *Single Photon Emission Computed Tomography*, e o PET, acrônimo do inglês *Positron Emission Tomography*. O SPECT tende a utilizar radiofármacos cujo decaimento principal é gama, se valendo da detecção da radiação em diversos ângulos para a localização do elemento radioativo emissor e assim formar uma imagem. Já o PET se utiliza de elementos que decaem e emitem pósitrons, que ao se aniquilarem emitem, em sua maioria, dois fótons gama. Dessa maneira é possível estimar a posição em que o elemento emissor da radiação decaiu, devido à detecção em coincidência da chegada de fótons de aniquilação em pares de detectores, assim formando-se a imagem.

Dentro da medicina nuclear dois fenômenos resultantes da interação da radiação com a matéria ganham importância, são estes a atenuação e o espalhamento, causados principalmente pelos efeitos fotoelétrico e Compton. O espalhamento seria a mudança de trajetória de um dado fóton, com ou sem perda de energia, já a atenuação seria a absorção de fótons pelo meio. O fato de o primeiro desviar a trajetória dos fótons dificulta a localização da fonte emissora dentro do paciente e assim a formação de imagens. Já o segundo reduz o número de fótons, fazendo com que a contagem seja alterada (o total de contagens sendo reduzido, forma assim imagens com baixa estatística, e, portanto ruidosas) e novamente temos uma interferência nas imagens produzidas. Devido aos fatos citados anteriormente, torna-se importante o uso de métodos corretivos para estes efeitos, pois ambos geram degradação da qualidade das imagens de medicina nuclear. Neste trabalho foram utilizados alguns métodos para reduzir estes efeitos, tais como correções de atenuação e espalhamento. Isso pois deseja-se compará-los e constatar qual método apresenta uma maior influência na qualidade de imagens de SPECT, pois

---

a correção adequada dos efeitos deletérios do espalhamento e atenuação da radiação tendem a melhorar a qualidade de imagens de SPECT proporcionando maior confiança nos diagnósticos e possibilitando maior eficiência aos tratamentos.

Além disso, deseja-se observar a influência da distância nesses processos, ao se avaliar a emissão de radiofármacos alojados em regiões profundas e periféricas, devido ao fato de que quanto maior for o caminho percorrido pela radiação mais interações ocorrerão e maior será o detrimento na qualidade das imagens. Isso torna-se relevante também pois a alteração causada na qualidade das imagens pode não ser homogênea afetando assim mais algumas partes das imagens, já que regiões mais superficiais sofrerão menos com os efeitos deletérios da atenuação e espalhamento, por exemplo. Por isso, é igualmente importante explorar em quais casos os métodos corretivos são indicados, já que então as correções podem gerar distorções indesejadas se não adequadamente aplicadas.

Com base no apresentado anteriormente então, procuramos explorar o efeito de diversos métodos corretivos na qualidade de imagens de SPECT, dessa forma tentando melhorar o diagnóstico médico baseado neste tipo de imagem. Além disso, ao explorar as consequências dessas correções em diversas regiões de uma mesma imagem, buscamos estabelecer em quais casos os métodos corretivos são válidos, impactando no diagnóstico, em quais os resultados exibidos não justificam o uso de correções.

## 2.1 Decaimento radioativo

Na medicina nuclear são utilizados compostos marcados por materiais radioativos, cuja energia liberada no processo de decaimento é captada por detectores adequados, sendo esta informação utilizada na formação de imagens. Devido á isso é importante conhecer as bases físicas da radioatividade.

Quando núcleos atômicos se apresentam instáveis estes sofrem um decaimento radioativo, liberando assim essa energia em excesso e dessa forma tornando-se um núcleo menos energético e possivelmente mais estável . Isso pode acontecer de diversas formas como por exemplo, por exemplo, por emissão de alfa, beta, gama, conversão interna, dentre outros. Em medicina nuclear processos que emitem radiação gama e pósitrons são importantes pois, pois proporcionam a possibilidade da realização de imagens.

### 2.1.1 Transição isomérica e tecnécio-99m

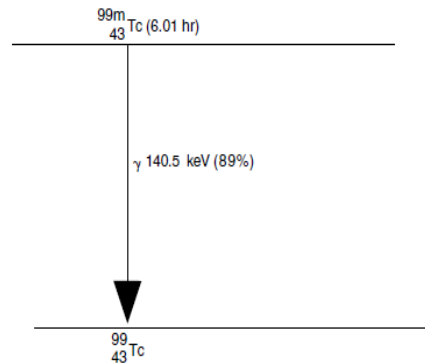
Quando átomos instáveis decaem para um estado instável intermediário de pequena duração (chamado estado metaestável, e de duração maior que  $10^{-12}s$  (Cherry, 2012), este último decai novamente, porém fazendo uma transição isomérica já que não há mudança no número atômico do átomo. Ou seja, a transição isomérica é a passagem de um estado metaestável ou excitado para um estado de menor energia a partir da emissão de radiação gama. A letra m após o número de massa é usada como uma forma de representar que o núcleo em questão está no estado metaestável (Thrall and Ziessman, 2003). Um exemplo disso é o tecnécio-99m, que provém do molibdênio-99 e decai para o tecnécio-99 (Fig. 2.1).

O tecnécio-99m possui uma meia-vida de 6.02 horas, o que torna-o mais adequado a aquisição de imagens em medicina nuclear, já que é possível separá-lo de seu radionuclídeo pai devido a sua meia-vida, também por emitir radiação gama pura e de baixa energia, depositando assim pouca dose nos pacientes. Além do fato de que este aceita ser ligado a vários outros complexos, sendo assim um radionuclídeo com uma alta versatilidade na produção de fármacos. Diversos radiofármacos são marcados com tecnécio-99m, como o  $^{99m}Tc$ -*hexametil-propilenoamina-oxime* ( $^{99m}Tc$ -HMPAO)

## 2.2. SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY (SPECT) E FORMAÇÃO DE IMAGENS

---

Figura 2.1: Esquema de decaimento radioativo do tecnécio-99m.



Fonte: (Thrall and Ziessman, 2003)

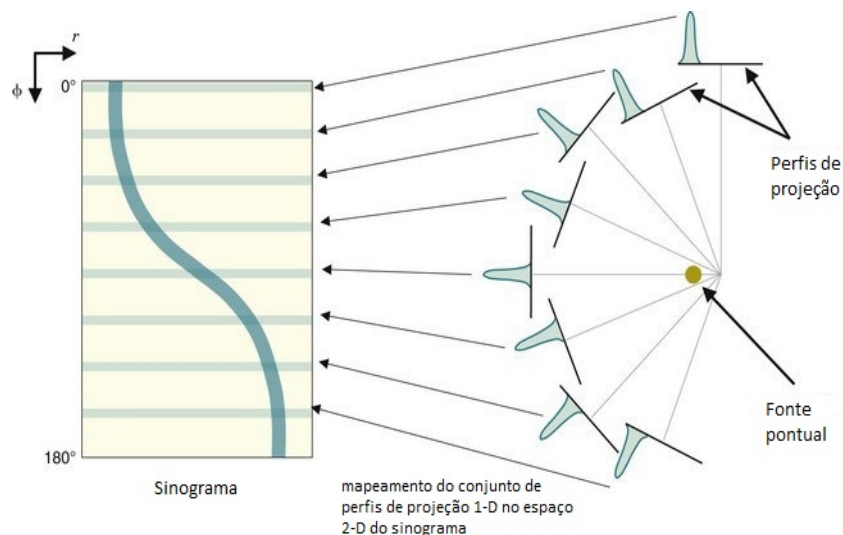
e o  $^{99m}\text{Tc}$  – *etilcisteinatodímero* ( $^{99m}\text{Tc}$  – *ECD*) que são utilizados para observar a perfusão cerebral e detectar anomalias funcionais, como por exemplo acidente vascular cerebral, demências, epilepsia, dentre outras (Thrall and Ziessman, 2003).

## 2.2 *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT) e formação de imagens

Como mencionado anteriormente o SPECT se utiliza de elementos que emitem radiação gama, percorrendo circularmente com seus detectores o objeto a ser imageado e assim determinando a posição desses elementos. Também há a possibilidade de acoplar outros equipamentos para imageamento ao SPECT, como a tomografia computadorizada (CT) ou a ressonância magnética (MRI), e adquirir conjuntamente uma imagem anatômica do objeto de estudo. Geralmente as máquinas de SPECT apresentam mais de uma cabeça detetora, que realizam um movimento orbital em torno do objeto, podendo este ser circular ou elíptico, e podem estar dispostas em diversos ângulos também (geralmente  $90^\circ$  ou  $180^\circ$ , ou seja dispostas paralelamente de forma oposta). Essa conformação é amplamente adotada para que haja uma maior aquisição de dados por unidade de tempo, além de diminuir o tempo necessário em que o paciente deve ficar imóvel. As cabeças de imageamento percorrem a silhueta do paciente, como demonstrado na figura 2.2, formando projeções laterais em cada angulação. Essas projeções seriam vistas laterais em que toda a radiação em uma dada direção é projetada em um único ponto, formando assim uma imagem 2D de um objeto 3D. Observando-se uma linha específica de uma projeção e gerando uma nova imagem composta da mesma linha para ângulos diferentes, produz-se o que é chamado de sinograma. Dessa forma um dos eixos do sinograma é representado pelos ângulos das projeções de onde a dada linha foi retirada, enquanto que o outro seria a distância do ponto em questão dentro da linha até o centro do detector. A figura 2.2 representa a geração de um sinograma de uma fonte pontual de radiação. Essas projeções contêm informações somadas de toda a região perpendicular a direção em que está o detector, pois esse não consegue separá-las. Por meio de métodos matemáticos, como por exemplo a retroprojeção, as

informações contidas nas projeções são separadas e a imagem em fim é formada.

Figura 2.2: Esquema de aquisição de imagem de SPECT e formação de sinograma.



Fonte: (Cherry, 2012)

## 2.3 Métodos de reconstrução

Quando a finalidade é obter imagens tomográficas, Após a detecção da radiação são obtidas as projeções ao redor do objeto em estudo e não a sua imagem, sendo que para obtê-la é necessário reconstruirmos ela a partir das projeções. Para isso vários métodos matemáticos são propostos, desde os mais simples (como a retroprojeção) até aqueles mais complexos (como os métodos iterativos), sendo que a qualidade da imagem final variará de acordo com o modelo utilizado. Devido a sua popularidade atual partiremos para o método iterativo OSEM, que será empregado na reconstrução das imagens neste trabalho.

### 2.3.1 *Ordered subset expectation maximization (OSEM)*

Atualmente as reconstruções iterativas são os métodos mais utilizados para reconstrução de imagens em medicina nuclear, devido a sua maior fidelidade apesar do maior custo computacional. Esses métodos estimam uma imagem que provavelmente poderia resultar em projeções parecidas com as projeções que se deseja reconstruir, compara ambas as projeções e caso a diferença entre elas não seja aceitável o método em questão atualiza a matriz reconstruída. Esse processo pode ser repetido diversas vezes até a que diferença entre as projeções e as imagens estimadas seja minimizada, recebendo assim o nome Iterativo (Bruyant, 2002). A diferença entre cada método iterativo está na forma em que estes utilizam para comparar as projeções dadas e as estimadas, e no método pelo qual a imagem reconstruída é atualizada. Dentro dessa categoria, o OSEM (*Ordered subset expectation maximization*) é um dos métodos mais empregados.

## 2.4. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA: PROCESSOS DE ESPALHAMENTO E ATENUAÇÃO

---

Isso se dá pois ele separa as projeções em pequenos grupos chamados *subsets*, dessa forma ao realizar o processo descrito em um número menor de projeções dentro de um *subset* o processo é agilizado, reduzindo assim o tempo computacional e mantendo a qualidade da imagem, característica dos métodos iterativos (Cherry, 2012).

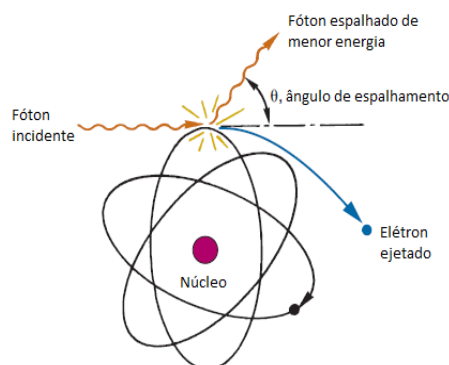
### 2.4 Interação da radiação ionizante com a matéria: Processos de espalhamento e atenuação

Durante os exames de medicina nuclear há a interação da radiação emitida pelos radionuclídeos com a matéria (corpo humano e detector), isto pode modificar sua trajetória e energia dentre outras coisas. Essas modificações também alteram as informações contidas na radiação que posteriormente são retratadas nas imagens. Portanto processos de espalhamento e atenuação alteram o conteúdo das imagens de medicina nuclear podendo degradar as imagens e influenciar no diagnóstico, enquanto que as considerações adequadas da ocorrência desses processos tendem a produzir imagens de melhor qualidade e conseqüentemente mais confiáveis. Exemplos desses processos são o efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, espalhamento coerente, dentre outros. Todos esses processos podem alterar as características dos fótons, ou seja, modificam sua energia e momento. Para a energia do tecnécio (140 keV) os efeitos predominantes são o efeito Compton e o efeito fotoelétrico.

#### 2.4.1 Efeito Compton

O efeito Compton é a colisão entre um fóton e um elétron de uma camada mais externa ao átomo em que está ligado, sendo que após a colisão a direção do fóton é alterada e o elétron é ejetado do átomo com energia cinética cedida pelo fóton (fig. 2.3).

Figura 2.3: Efeito Compton.



Fonte: (Cherry, 2012)

Posterior a colisão além de sua trajetória alterada sua energia também não será a

## 2.4. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA: PROCESSOS DE ESPALHAMENTO E ATENUAÇÃO

mesma, já que este cedeu parte dela ao elétron. Sua nova energia pode ser calculada em função de sua energia inicial e do ângulo de espalhamento pela equação 2.1.

$$E_{esp} = \frac{E_0}{[1 + (E_0/0.511)(1 - \cos \theta)]} \quad (2.1)$$

Em que  $E_{esp}$  é a energia pós espalhamento,  $E_0$  é a energia antes do espalhamento e  $\theta$  é o ângulo de espalhamento do fóton. Já a energia do elétron ( $E_{el}$ ) é dada como a diferença entre a energia do fóton antes e depois do espalhamento devido a conservação de energia (equação 2.2). Parte dessa energia será utilizada para quebrar a ligação do elétron com o átomo e o resto será utilizada como energia cinética, ou seja, para que este efeito ocorra o elétron a ser ejetado do átomo deve receber uma energia ( $E_{el}$ ) maior que a energia de ligação do elétron.

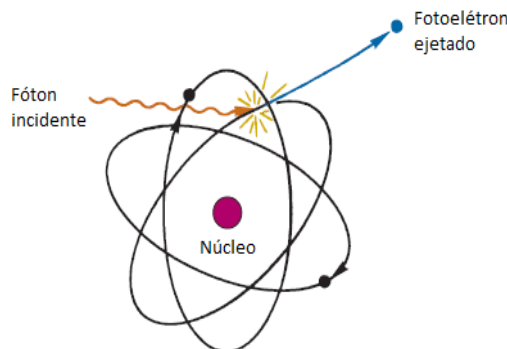
$$E_{el} = E_0 - E_{esp} \quad (2.2)$$

O efeito Compton é caracterizado como um efeito de espalhamento pois desvia a trajetória dos fótons, além de alterar a energia destes. Devido a isso e a sua grande ocorrência na faixa de energias utilizadas em medicina nuclear, este efeito acaba degradando de maneira significativa a qualidade das imagens sendo necessária sua correção.

### 2.4.2 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incide sobre um átomo e este o absorve por completo, emitindo um elétron orbital em resposta (fig. 2.4). Para que esse elétron seja ejetado a energia do fóton incidente deve ser maior que a energia de ligação do elétron a sua camada, sendo que para camadas eletrônicas mais internas essa energia de ligação é maior, dificultando a ocorrência desse efeito para elétrons mais internos.

Figura 2.4: Efeito fotoelétrico.



**Fonte:** (Cherry, 2012)

A energia cinética que o fotoelétron (elétron ejetado durante o efeito fotoelétrico) adquire ( $E_{fe}$ ) pode ser calculado pela equação 2.3, sendo a diferença entre a energia do fóton ( $E_0$ ) e a energia de ligação referente a camada em que o elétron originalmente estava ( $E_{lig}$ ).

$$E_{fe} = E_0 - E_{lig} \quad (2.3)$$

O efeito fotoelétrico apresenta um alto índice de ocorrência dentro da medicina nuclear, portanto torna-se importante a correção por atenuação deste efeito de absorção, já que a queda no número de fótons detectados impacta negativamente a qualidade nas imagens de SPECT.

## 2.5 Os efeitos do caminho sobre as características dos fótons

Gillen (Gillen et al., 2015) realizou estudos clínicos comparando imagens de SPECT cerebral reconstruídas sem nenhuma correção, com correção de atenuação uniforme e correção de espalhamento mais atenuação baseada em imagem CT (*computed tomography*), não encontrando melhorias significativas ao se comparar os dois métodos para correção de atenuação anteriormente citados. Entretanto Gillen et al. (2015) sugere que o possível motivo da não obtenção de melhorias significativas pode ser devido ao fato de nas imagens analisadas as principais estruturas serem mais superficiais. O processo de atenuação ocorre quando a radiação percorre a matéria e transfere parte de sua energia para o meio em que está, devido as interações que esta realiza com os átomos ali presentes. Isso faz com que o número de fótons diminua e assim a energia do feixe de fótons também mude, como a intensidade dos pixels na imagem é relacionado com a contagem de fótons, ao se mudar sua energia ocorre uma estimativa errônea da contagem para aquela região. Quanto maior for a distância percorrida pela radiação maior o número de interações e maior as alterações que os fótons sofrerão. Devido a isso, como no trabalho citado de Gillen et al. as regiões emissoras são periféricas, ou seja, a radiação terá um pequeno caminho para interagir, essas regiões terão apenas uma pequena parcela de mudança em suas informações. Isso pode fazer com que a diferença entre os métodos de correção de atenuação e espalhamento seja pequena. Já ao se observar regiões mais interiores, o caminho percorrido pela radiação será maior, propiciando maior número de interações e mudanças nas características utilizáveis da radiação. Assim, neste caso os métodos de correção devem proporcionar diferenças significativas.

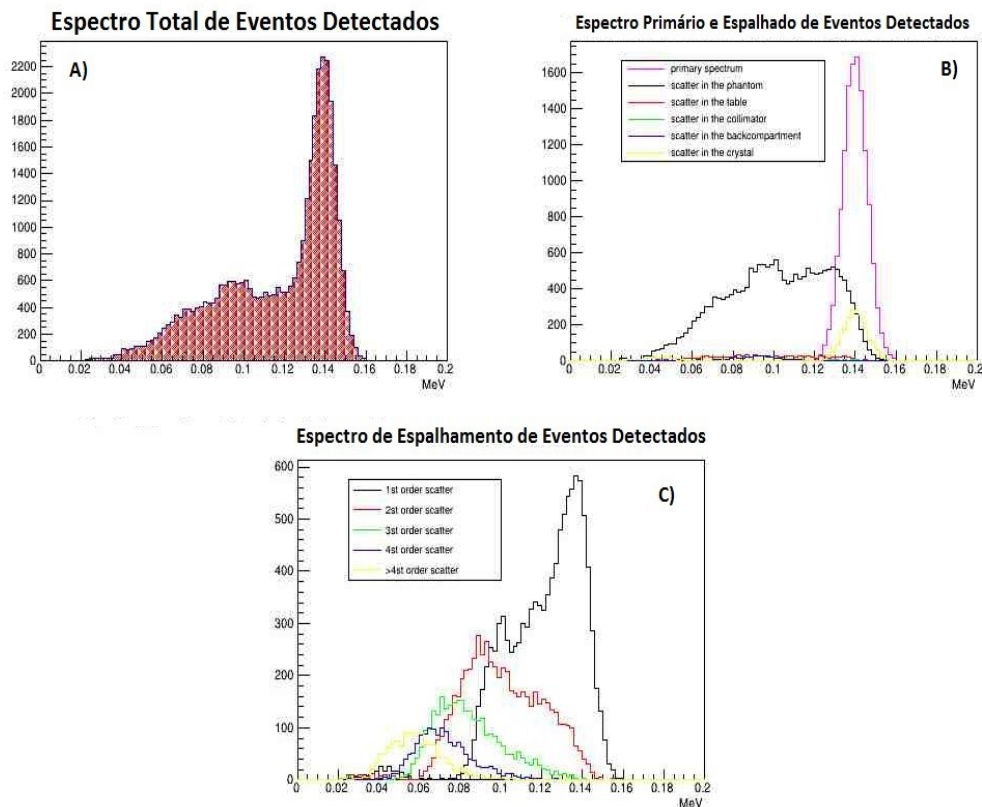
## 2.6 Efeitos da atenuação e espalhamento no espectro do cristal cintilador

Dentro da medicina nuclear vários elementos radioativos são utilizados, sendo que estes emitem fótons de energias específicas. Entretanto os eventos detectados pelo cristal da gama câmara (geralmente NaI) resulta em um espectro contínuo de energia, e não um pico discreto como o esperado devido a emissão dos radiofármacos. Isso ocorre devido aos efeitos da interação da radiação com a matéria, que produzem fótons secundários com energias variadas devido a forma que ocorrem esses processos, bem como a variabilidade dos eventos ocorrentes em cada etapa da detecção. Isso é representado na Figura 2.5. Ela representa um espectro de energia obtida por simulação



computacional através do software GATE (Jan, 2004). Na figura 2.5-A tem-se o espectro que seria obtido em uma máquina, sendo esse a soma de todos os fótons, primários e espalhados. Já a figura 2.5-B, encontram-se as diversas componentes de espalhamento que são geradas por processos de interação em diversos lugares, como no objeto simulador utilizado, maca, colimador, cristal cintilador, dentre outros. Por fim, na figura 2.5-C têm-se as componentes referentes a ordem dos processos de espalhamento, como espalhamento primário, secundário, terciário e etc. Através das informações da figura 2.5, pode ser observada a importância da realização das correções de atenuação e espalhamento, pois ambos os efeitos alteram o espectro de emissão dos elementos e consequentemente a informação transmitida por ele.

Figura 2.5: Espectros obtidos por meio de simulações no software GATE; A) Representa um espectro de energia de um cristal. B) Espectro de energia primária e as componentes de espalhamento em diversos locais. C) Espectro de energia em componentes de diversos graus de espalhamento.



Fonte: Autor.

## 2.7 Métodos de correção

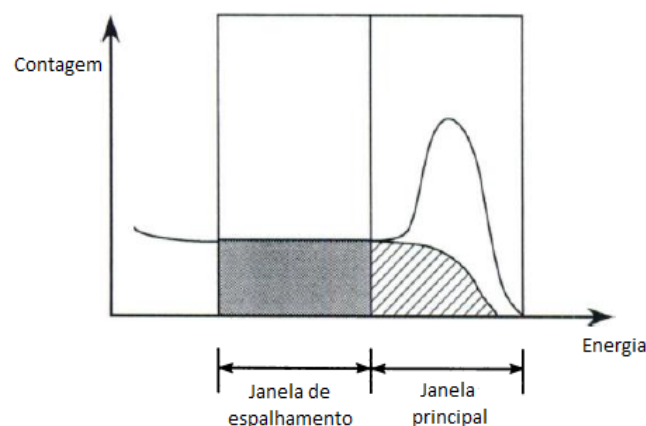
Tomografias clínicas por emissão de radiação têm como propósito obter a distribuição da radiatividade no interior do paciente, portanto, a radiação absorvida ou

desviada do feixe afeta a qualidade e a informação das imagens, ao contrário da tomografia por transmissão, onde o perfil de atenuação gera a imagem. Dito isto, existem diversos trabalhos explorando procedimentos para correção de imagens devido aos efeitos da radiação atenuada e espalhada do feixe. A correção da atenuação pode ser feita pela consideração de um coeficiente de atenuação único para todo o volume, conhecido como método de Chang (Chang, 1978), ou a partir de uma imagem de tomografia de raios X (CT- do inglês *Computer Tomography*), conhecida como correção de atenuação não-uniforme. De uma forma geral, o efeito da atenuação isolado é relativamente bem corrigido utilizando-se imagens de CT, bem como, em alguns casos inclusive pela utilização da correção de Chang, como por exemplo em tomografias cerebrais, onde pode-se assumir um coeficiente uniforme (em que clinicamente se utiliza um coeficiente de atenuação em torno de  $\mu = 0.12\text{cm}^{-1}$ ). Já a consideração da radiação espalhada na formação de imagem apresenta diferentes metodologias para sua correção, seja pelo uso de uma janela de energia dupla (Koral, 1990), tripla (Ogawa, 1991) e até simulações (Rafati, 2017).

### 2.7.1 *Dual energy window (DEW)*

O *Dual energy window (DEW)* é um método para correção de espalhamento que se baseia na obtenção de imagens provenientes de duas janelas energéticas. A primeira janela seria centrada no fotópico, ou seja, detectaria os fótons primários e os espalhados de alta energia. Já a segunda janela estaria localizada abaixo da janela principal, obtendo apenas fótons espalhados (Jaszczak et al., 1985). As janelas estão representadas na figura 2.6.

Figura 2.6: Espectro de energia de um cristal de cintilação utilizado em medicina nuclear.



Fonte: (Koral, 1990)

Após a dupla aquisição são subtraídas as projeções obtidas através da janela secundária das projeções provenientes da janela principal, como demonstra a equação a seguir (Knoll, 2017). Uma vez que a janela principal apresenta a soma dos fótons primários e espalhados e a janela secundária apresenta apenas fótons espalhados, ao

se retirar uma da outra, restariam, em teoria, apenas fótons primários e o efeito do espalhamento seria eliminado, entretanto a remoção total do espalhamento torna-se difícil uma vez que a janela secundária realiza apenas uma aproximação da quantidade de fótons espalhados, e não uma mensuração total, sendo assim o procedimento auxilia na redução do espalhamento.

$$Proj_{cor} = Proj_{prin} - k * Proj_{esp} \quad (2.4)$$

Na equação acima,  $Proj_{cor}$  são as projeções corrigidas de DEW,  $Proj_{prin}$  são as projeções obtidas pela janela principal,  $Proj_{esp}$  são as projeções obtidas pela janela secundária e  $k$  é uma constante de ponderação. Essa constante é necessária já que como vê-se na figura 2.6 a janela principal possui fótons espalhados porém não em mesma proporção que a janela secundária, que apresenta apenas fótons espalhados. Caso fosse retirada toda a informação da janela secundária da primária, fótons que não são espalhados também estariam sendo retirados, já que a janela secundária apresenta apenas espalhamento e em maior quantidade do que na janela principal. Essa constante é determinada empiricamente e o valor geralmente utilizado em estudos varia de 0.4 a 0.6 (Jaszczak et al., 1985) (Jaszczak et al., 1984).

## 2.7.2 Filtro de Wiener

As projeções obtidas para a formação de imagens em SPECT são a soma de fótons primários e espalhados. O comportamento dos fótons espalhados pode ser determinado através da obtenção da PSRF (acrônimo em inglês de *point source response function* ou função pontual de resposta da fonte). O formato dessa função é determinado tanto pelas dimensões física do colimador quanto pelo espalhamento. Uma vez que as imagens obtidas são compostas pela convolução da PSRF com a informação proveniente dos fótons primários, se esta for retida, restaram apenas projeções sem espalhamento. Para realizar isso basta deconvoluir a PSRF das projeções (Yanch et al., 1988).

Na prática deve-se realizar a transformada de Fourier nas projeções e na PSRF, após isso dividi-las pois no domínio da frequência a deconvolução é representada pela divisão. Porém esse processo não é suficiente, já que devido a valores muito pequenos na PSRF haverá largas flutuações nos resultados. Para solucionar isso aplica-se então o filtro de Wiener, que não apenas deconvolui mas também adiciona alguns fatores extras, como expresso nas equações 2.5 e 2.6.

$$F(u, v) = G(u, v).W(u, v) \quad (2.5)$$

$$W(u, v) = \frac{H^*(u, v)}{|H^2(u, v)| + \gamma} \quad (2.6)$$

Em que  $G(u, v)$  é a transformada de Fourier de uma dada projeção,  $W(u, v)$  é o filtro de Wiener,  $H(u, v)$  é a transformada de Fourier da PSRF (\* indica o complexo conjugado dela),  $\gamma$  é uma constante que estudos (Yanch et al., 1988) indicam que apresenta um valor aproximado de  $5.10^4$ , e por fim  $F(u, v)$  é a transformada de Fourier da projeção corrigida. Portanto para obter as projeções corrigidas, basta realizar a

transformada de Fourier inversa em  $F(u, v)$  que nada mais é que a multiplicação da transformada de Fourier das projeções sem correção com o filtro de Wiener.

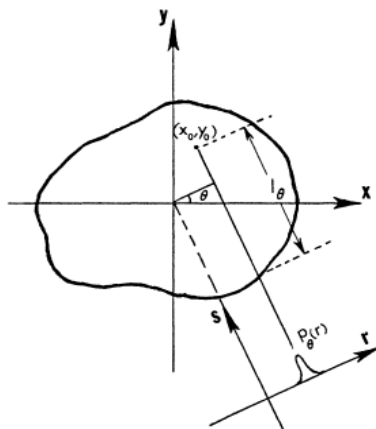
### 2.7.3 Chang

A correção utilizando o método de Chang para a atenuação consiste em não considerar que a taxa de contagem é representada pela integral de linha da fonte radioativa, devido a atenuação causada pelo corpo imageado. Além de também considerar uma mudança na taxa de contagem com a variação do ângulo de aquisição das projeções (Chang, 1978). Dessa forma Chang encontrou uma matriz de correção, que ao multiplicá-la pela imagem já reconstruída é possível obter uma imagem corrigida pela atenuação. Cada ponto dessa matriz pode ser calculado pela seguinte expressão:

$$C(x, y) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \exp(-\mu l_{\theta_i})} \quad (2.7)$$

$C(x, y)$  sendo o ponto da matriz de correção na posição de coordenadas  $(x, y)$ ,  $M$  é o número total de projeções,  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear que nesta técnica apresenta um valor único para todos os pontos avaliados, e  $l_{\theta}$  a distância entre o pixel avaliado no momento e a borda do objeto imageado na direção da projeção no ângulo  $\theta$  (figura 2.7). O coeficiente de atenuação linear mensura o quanto um material de um dado número atômico  $Z$  absorve os fótons incidentes de uma dada energia. Basicamente o método se concentra em calcular a perda na contagem de acordo com a distância percorrida pelos fótons e pela direção em que eles são detectados (Chang, 1978). Outro fato importante é que essa técnica não considera o efeito de diferentes materiais na atenuação, já que considera que toda a região a ser corrigida apresenta o mesmo coeficiente de atenuação, o que se sabe que não é verdade. Sua grande vantagem é ser um método simples, facilmente aplicável e que é uma boa aproximação dependendo da região imageada.

Figura 2.7: Ilustração do sistema de coordenadas e indicação dos parâmetros utilizados para a correção de Chang.



Fonte: (Chang, 1978)

## 2.8 Objetos simuladores

Uma forma de avaliar aparatos experimentais é a utilização de objetos simuladores, também conhecidos como fantasmas. Esses objetos apresentam formas convenientes para determinados estudos, além de servirem para controle de qualidade e calibrações. Eles podem ser puramente geométricos ou apresentar formas antropomórficas, além de em alguns casos apresentarem inclusive, uma composição similar ao corpo humano.

Um dos objetos simuladores comumente utilizado na rotina de medicina nuclear para o controle de qualidade em imagens é o Jaszczak (Fig 2.8-A)(Biodex, 2020a). Ele consiste em um cilindro de acrílico com uma estrutura interna composta de cilindro de espessuras diversas e também esferas de raios crescentes. Todas as estruturas exercem o papel de fontes frias (regiões em que não há atividade alguma). Testes de sensibilidade, uniformidade, avaliação qualitativa da resolução espacial e contraste são alguns dos parâmetros que podem ser inferidos através de imagens desse objeto simulador.

Em medicina nuclear dois tipos de objetos simuladores muito utilizados em estudos cerebrais são o estriatal (RSD, 2019) e o Hoffman (Hoffman, 1990). O objeto simulador estriatal (figura 2.8-C) é uma cabeça de tecido equivalente (materiais que simulam tecidos humanos, como o osso e etc.) contendo compartimentos que representam as regiões do corpo estriado (núcleos caudados e putâmen). Nele a região onde estaria o cérebro e os corpos estriados ficam disponíveis como *dispensers* para que seja colocada uma solução de concentração desejada de radionuclídeos ou apenas água. Dessa forma é possível avaliar através do mesmo a resposta do sistema no imageamento da região dos corpos estriados bem como a influência do crânio na formação de imagens, como por exemplo podendo ser simulado uma diferença de captação entre lado esquerdo e direito, e muito outros estudos. Já o objeto simulador Hoffman (figura 2.8-D) é um cilindro que apresenta a anatomia cerebral de maneira mais detalhada (contendo os giros). Ele exhibe várias fatias que possuem partes vazias e partes sólidas. Ao se colocar uma solução dentro do cilindro a soma das regiões sólidas e preenchidas com material radioativo faz com que cada região tenha uma concentração diferente gerando o contraste entre as diferentes regiões. Por representar muito bem a anatomia cerebral este objeto simulador geralmente é utilizado em estudos que desejam simular a captação de radiofármacos no cérebro, dentre outros.

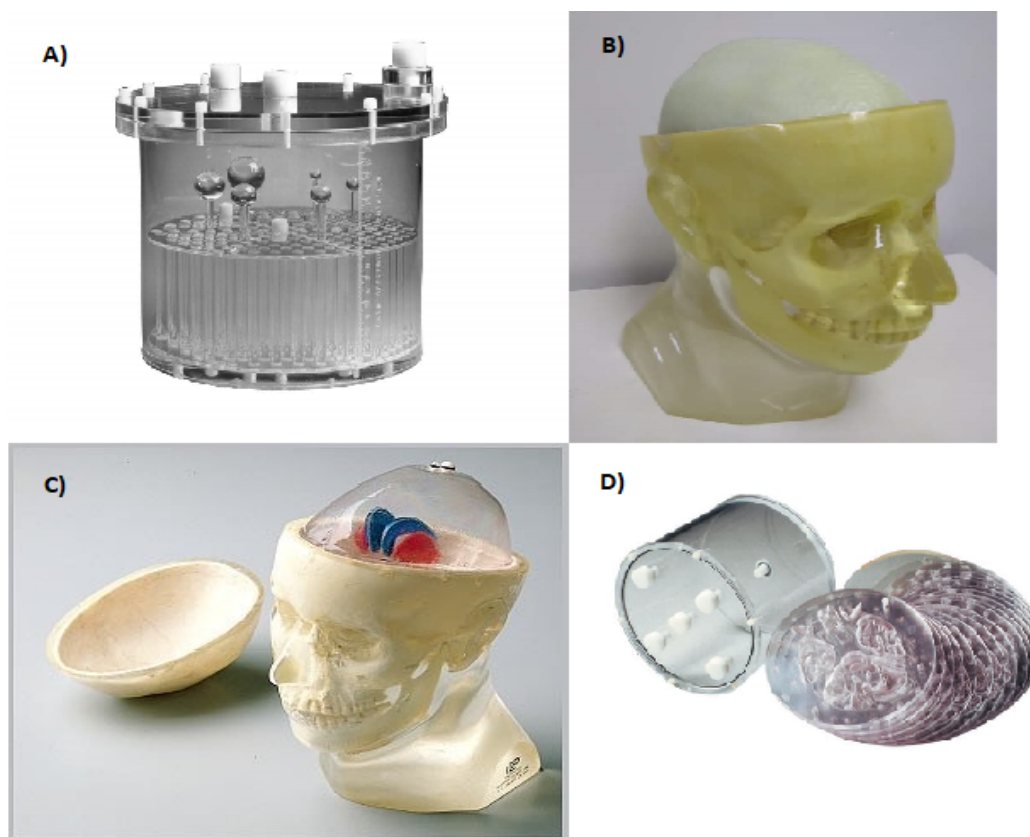
Pensando em juntar as qualidades de ambos os objetos simuladores citados, um objeto simulador híbrido foi desenvolvido, em que uniu-se os detalhes anatômicos do Hoffman com a cabeça equivalente do estriatal (figura 8-B). Ao realizar isso um objeto simulador mais próximo do real foi encontrado, podendo ser obtidas imagens mais próximas às reais. Dessa forma, por meio deste objeto simulador mais realista, será possível realizar de forma mais fidedigna estudos que envolvam imagens cerebrais, já que além da alta concordância com a realidade há uma diminuição de ruídos biológicos, que fazem com que exista uma queda da incerteza.

Outra estratégia muito comum no estudo de radiações ionizantes é a utilização de pacotes de simulação de interação da radiação com a matéria, onde é possível reprodu-

## 2.8. OBJETOS SIMULADORES

---

Figura 2.8: A) Objeto simulador Jaszczak. B) Objeto simulador híbrido. C) Objeto simulador estriatal. D) Objeto simulador Hoffman.



**Fonte:** (Biodex, 2020a); (RSD, 2019); (Biodex, 2020b)

zir artificialmente o espaço real contendo fonte radioativa, a matéria a interagir com a radiação e o sistema de detecção, sendo possível estudar a detecção de fótons, processamento de pulsos elétricos (Moraes et al., 2015), geometrias diferenciadas de detecção (Moraes et al., 2017) e muito mais. Dentre os pacotes de simulação, o GATE (Jan, 2004) tem sido muito utilizado pela comunidade de pesquisa na área de medicina nuclear, e ele permite desde a modelagem de sistemas de tomografia por emissão, tanto de pósitrons quanto de fóton único, quanto a simulação de fótons óticos, assim como seu objetivo original, até simulação em radioterapia. No caso de simulações computacionais, objetos simuladores também podem ser utilizados, ao se identificar a geometria e as características dos materiais que o compõe, como a susceptibilidade magnética, a densidade, o coeficiente de atenuação, dentre outros, é possível reproduzir objetos reais e observar o seu comportamento perante um exame de SPECT, por exemplo. Isso torna-se muito útil para pesquisas que utilizam radiações ionizantes pois não há gasto de material radiativo, exposição desnecessária de pessoas à radiação, apresenta baixo custo, dentre muitas outras vantagens.

## 2.9 Função gama

A função gama é um índice que compara duas distribuições de intensidade pontualmente através das diferenças nos valores dos pixels e de distância entre eles, a partir de critérios de aceitação pré-definidos (Low et al., 1998). Geralmente utilizado no controle de qualidade em radioterapia, é uma ferramenta quantitativa para a avaliação da semelhança de dose nas imagens. De posse dessa informação podemos utilizá-la para observar a variação dos pixels em imagens antes e depois de correções. Os critérios usados são a diferença percentual de intensidade e a distância de concordância da distribuição de intensidade (ou DTA, pelo inglês *Distance-To-Agreement*), que nada mais é que a distância entre um ponto de uma das distribuição e o ponto mais próximo de mesma intensidade na outra distribuição. Geralmente são escolhidos como valores para esses critérios 3% e 3mm, respectivamente. Na comparação entre as duas distribuições, a função gama checa cada ponto da primeira com todos os outros pontos da segunda distribuição, e analisa se a comparação destes pontos está de acordo com os critérios determinados pelo usuário.

Matematicamente podemos expressar a função gama ( $\gamma$ ) através da seguinte equação:

$$\gamma(r_1) = \min(\Gamma(r_1, r_2)) \forall (r_2) \quad (2.8)$$

Em que:

$$\Gamma(r_1, r_2) = \sqrt{\frac{r^2(r_1, r_2)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(r_1, r_2)}{\Delta I^2}} \quad (2.9)$$

Sendo:

$$r(r_1, r_2) = |r_2 - r_1| \quad (2.10)$$

$$\delta(r_1, r_2) = I_2(r_2) - I_1(r_1) \quad (2.11)$$

$r(r_1, r_2)$  é a distância entre o ponto da primeira matriz ( $r_1$ ) e o da segunda ( $r_2$ );  $\delta(r_1, r_2)$  é a diferença de intensidade de pixel entre  $I_1$  e  $I_2$  ( $I_1$  é a intensidade no ponto  $r_1$  e  $I_2$  a intensidade no ponto  $r_2$ ); e por fim  $\Delta d$  e  $\Delta I$  são os valores dos critérios de avaliação ( $\Delta d$  em relação a diferenças nas distâncias e  $\Delta I$  em relação a diferença de intensidade). O cálculo da função gama é feito comparando-se um ponto da matriz 1 com todos os pontos da matriz 2, após isso o menor valor dentre todos os valores de gama achados será o valor final da função gama para a posição do ponto da matriz 1, que nada mais é o proposto na equação 2.8. Se o índice gama está entre zero e um ( $0 < \gamma < 1$ ), o ponto analisado respeita os critérios estabelecidos e é considerado aprovado. Caso contrário, se o índice gama é maior que um ( $\gamma > 1$ ), o ponto não respeita ao menos um dos critérios estabelecidos podendo assim ser considerado como reprovado. A faixa de aceitação descrita acima foi estabelecida inicialmente para estudos em radioterapia, porém como

## 2.9. FUNÇÃO GAMA

---

as imagens analisadas são de medicina nuclear este valor não será representativo, devido à natureza aleatória dos dados.



## CAPÍTULO 3

# MATERIAIS E MÉTODOS

Ao início foram realizados basicamente a estruturação da pesquisa em questão. Isso incluiu a elaboração de um código para simulação de uma gama câmara semelhante a *BrightView XCT* (Philips Medical Systems Inc., Cleveland, OH, USA), equipamento encontrado no setor de medicina nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, além da concepção de um código para a simulação do objeto simulador Jaszczak e a composição de códigos que implementam as correções descritas na sessão 2.7. Após isso, foi avaliado o papel da distância nos efeitos de atenuação e espalhamento através de simulações computacionais no GATE (Jan, 2004) e por imagens de objetos simuladores realizados em equipamentos clínicos.

Todas as simulações realizadas neste trabalho foram executadas no GATE acrônimo do inglês *GEANT4 Application for Emission Tomography*, cuja versão utilizada foi a 8.2 (Jan, 2004). O GATE é um software *opensource* utilizado para simulações de tomógrafos de emissão e transmissão clínicos e pré-clínicos, além de radioterapia. Já em relação as reconstruções das imagens, estas foram feitas através do NiftyRec 2.0 que é um software para reconstruções tomográficas (Pedemonte et al., 2010). O método utilizado por ele para realizar as reconstruções é o método iterativo OSEM. Por fim os métodos corretivos para espalhamento e atenuação foram implementados utilizando-se a linguagem de programação MATLAB 2015a (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States).

### 3.1 Implementação dos códigos base

Para a elaboração da *BrightView XCT* virtual foi necessário buscar parâmetros físicos da máquina a fim de elaborar uma simulação mais próximo da realidade possível. Essas informações foram obtidas no site da fabricante (Medical Expo, 2019). De posse disso, foi possível construir a geometria da gama câmara para a simulação como descrita abaixo e cujo código está disponível no Apêndice I.

### 3.1. IMPLEMENTAÇÃO DOS CÓDIGOS BASE

---

Primeiramente foi criada a estrutura chamada SPECThead, que é o conjunto que será responsável pela detecção dos fótons emitidos. Ele possui dimensões de 50 cm por 60 cm, e 10 cm de comprimento. Após isso, nossa atenção foi voltada para o cristal. Ele foi feito de NaI (Iodeto de sódio) com dimensões de 40.6 cm por 53.9 cm, sua espessura é de 0.95 cm (3/8 de polegada). Logo a sua frente colocamos um colimador feito de chumbo. Dentre as várias opções disponíveis para a *BrightView* escolhemos a *low energy high resolution* (LEHR), que é mais utilizada pelo setor de medicina nuclear do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto em sua rotina, cuja gama câmara deseja-se simular. Suas cavidades são hexagonais de lado 1.22 mm, a espessura dessa estrutura é de 2.7 cm e a separação entre cada nicho é de 0.152 mm. O resto do SPECThead foi denominado de *shielding*. Ele foi feito com chumbo, está presente na parte lateral e posterior do SPECThead e tem o papel de blindar fótons espalhados e provenientes de outras regiões que por ventura poderiam ser detectados e assim alterar a contagem. Todas as simulações realizadas nesse trabalho foram feitas se utilizando dessa estrutura que tinha como finalidade reproduzir a *BrightView* XCT. A figura abaixo expõe a organização das estruturas dentro do SPECThead.

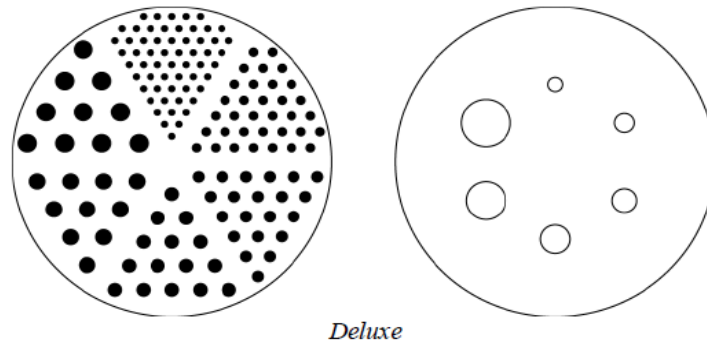
Figura 3.1: Estrutura do SPECThead. Em amarelo o cristal cintilador, em verde o colimador, em branco os furos no colimador e em vermelho o shielding.



**Fonte:** Autor.

Para a construção do objeto simulador Jaszczak, realizamos o mesmo processo, procurando suas dimensões através do fabricante (SPECT, 2020) e reconstruindo-a através do software GATE. Dentre os quatro modelos disponíveis o reproduzido aqui foi o *Deluxe*. Este é um cilindro de acrílico de raio externo de 11.12 cm e raio interno de 10.8 cm, sua altura é de 20 cm e tem paredes de espessura de 3.2 mm. Suas estruturas internas são compostas por esferas e pequenos cilindros, ambos feitos de acrílico. As esferas são seis de diferentes diâmetros dispostas em círculo. Seus diâmetros são: 9.5 mm, 12.7 mm, 15.9 mm, 19.1 mm, 25.4 mm e 31.8 mm. Já os cilindros são dispostos em grupos de mesmo diâmetro em formato triangular (figura 3.2). Todos possuem a mesma altura de 8.8 cm e o diâmetro dos cilindros de cada grupo são: 4.8 mm, 6.4 mm, 7.9 mm, 9.5 mm, 11.1 mm e 12.7 mm. O código para a construção da geometria desse objeto simulador no GATE está no Apêndice II.

Figura 3.2: Geometria interna do objeto simulador Jaszczak.



Fonte: (SPECT, 2020)

No que se refere as correções, três delas foram implementadas, a DEW, o filtro de Wiener e a correção de Chang. Todos os códigos foram escritos no MATLAB, seguindo a teoria apresentada na introdução e estão disponíveis no Apêndice III.

## 3.2 Validação dos códigos dos métodos corretivos

Inicialmente foi simulado o objeto simulador Jaszczak na gama câmara *BrightView*. A atividade utilizada foi de 1.11 GBq (30 mCi), o tamanho da matriz de aquisição foi de 128x128 pixels, o tamanho do pixel foi de 1.85 mm e o número total de projeções foi de 128, ou 64 por cabeçote. Além disso, duas janelas energéticas foram adquiridas, uma de 100 a 126 keV e outra de 126 a 154 keV. De posse das projeções obtidas pela simulação, foi possível reconstruí-las se obtendo assim imagens axiais do objeto simulado.

### 3.2.1 Validação do código do *Dual Energy Window*

Este método é dependente de uma constante de proporcionalidade chamada  $k$ . A fim de se determinar o  $k$  ótimo a mesma fatia do Jaszczak foi corrida diversas vezes modificando-se o valor de  $k$ . Essa constante variou de 0,35 a 0,75 em intervalos de 0,025. Após a obtenção de todas essas imagens foram calculados a relação sinal-ruído (SNR-*Signal to Noise Ratio*) e a razão entre os diâmetros da maior esfera e da terceira menor (a menor a conseguir ser vista). A SNR foi calculada por um *software* da *École Polytechnique Fédérale de Lausanne* (EPFL, 2020), ele realiza o cálculo ao se comparar uma imagem de referência com uma imagem teste e utiliza a equação 3.1 para o cálculo dela. Nessa equação  $n_x$  e  $n_y$  são as dimensões das imagens (que devem ser a mesma para ambas),  $r(x,y)$  é a intensidade do pixel da imagem de referência na posição  $(x,y)$  e  $t(x,y)$  é a intensidade do pixel da imagem de teste na posição  $(x,y)$ . Neste trabalho, a imagem de referência sempre será uma imagem ideal obtida através do GATE que não contém atenuação ou espalhamento, ela foi obtida por meio da geometria produzida

pelo próprio GATE. Por meio dessas variáveis é possível determinar o  $k$  mais otimizado. O valor encontrado de  $k$  foi de 0,575 por isso todas as correções subsequentes foram realizadas com esse valor de  $k$ .

$$SNR = 10.\log_{10}\left[\frac{\sum_0^{nx-1} \sum_0^{ny-1} [r(x, y)]^2}{\sum_0^{nx-1} \sum_0^{ny-1} [r(x, y) - t(x, y)]^2}\right] \quad (3.1)$$

Para a validação do código do DEW, utilizou-se da comparação entre as imagens sem correção e com correção (utilizando  $k=0,575$ ). Para quantificar a relação entre essas imagens foi utilizado o contraste, a densidade de contagem e a razão entre os diâmetros da maior e da menor esfera visíveis. O contraste foi determinado pela equação 3.2 (em que  $dens$  é a densidade de contagem na região de interesse e  $densBck$  é a densidade de contagem na região de fundo), já a densidade provém da soma da intensidade de todos os pixels das ROIs (região de interesse) feitas sobre as esferas dividido pela quantidade de pixels dentro de cada ROI. Além disso foi feito um perfil de intensidade de uma coluna central das imagens onde o eixo  $x$  é a posição de cada pixel e o eixo  $y$  é a intensidade de cada pixel.

$$C = \frac{dens - densBck}{densBck} \quad (3.2)$$

Encontra-se na literatura a realização desse método tanto nas projeções, pré reconstrução, quanto em imagens já reconstruídas (Jaszczak et al., 1985). Aqui foi escolhido para ser utilizado a correção nas projeções.

#### 3.2.2 Validação do código do filtro de Wiener

O filtro de Wiener depende diretamente da PSRF, qualquer alteração nesta influencia nas imagens corrigidas por esse filtro. Devido a isto, um estudo da resposta das imagens a variação da PSRF foi feito. Para isso algumas PSRF foram criadas na forma de uma curva gaussiana em duas dimensões porém com diferentes desvios padrões ( $\sigma$ ). Esses desvios variaram em intervalos de 0.25, com um mínimo de 0.25 e o máximo de 3. Com a mesma fatia do Jaszczak corrigida com o filtro de Wiener de diferentes PSRF, a análise feita para o DEW foi feita semelhante aqui, e assim foi possível achar o desvio padrão que resulta em um melhor resultado. Isso foi avaliado por meio da SNR e da razão entre o diâmetro da maior e da menor esfera visíveis nas imagens.

Para a validação do código deste método, o mesmo realizado para o método anterior foi feito. Ou seja, foi utilizado o contraste, a densidade de contagem e a razão entre os diâmetros da maior e da menor esfera visíveis para observar o efeito desta correção nas imagens. Além disso, perfis de intensidade para cada imagem (sem correção e com correção) foram feitos. Neste caso também foram utilizadas imagens das esferas do Jaszczak. Aqui além de comparar as imagens sem correção e com correção utilizando uma PSRF de desvio padrão 2.5 (desvio padrão determinado como ótimo, e utilizado como padrão para todas as correções feitas após isso), também foi comparado uma imagem corrigida com o filtro de Wiener utilizando um PSRF simulada pelo GATE.

Para determinar a PSRF simulou-se no GATE um SPECT de uma fonte pontual de 0.75 mm de raio e com atividade de 1.35 MBq. Ao fim da simulação apenas uma projeção foi utilizada como PSRF.

### 3.2.3 Validação do código da correção de Chang

Para a validação do código do método de Chang corrigimos uma imagem do Jaszczak proveniente de sua região uniforme, sem nenhuma estrutura. Como este efeito superestima as bordas, era esperado que após a correção as contagens ficassem mais uniformes. Para verificar isso um perfil de intensidade antes e depois da correção de Chang foi feito, dessa forma podendo-se avaliar a uniformidade desta região.

## 3.3 Investigação da melhor combinação de métodos corretivos

A fim de se avaliar os efeitos dos métodos corretivos na qualidade das imagens ao serem combinados, utilizando novamente a mesma fatia do Jaszczak simulado, várias combinações de métodos foram aplicadas nesta. Foram um total de oito combinações nomeadas de A a H, e descritas a seguir: (A) Sem correção; (B) DEW; (C) filtro de Wiener; (D) filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada; (E) Chang; (F) DEW seguido de Chang; (G) filtro de Wiener seguido de Chang; (H) filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada seguido de Chang. Com a mesma imagem corrigida em todas as configurações anteriores foi possível determinar a SNR e o RMSE das imagens, ao compará-las com a imagem ideal produzida e já citada anteriormente. O RMSE (*Root mean square error*) é uma medida do erro entre duas imagens e é dado pela equação 19. Além disso, o contraste para as quatro esferas visíveis nas imagens foi calculado, isso foi realizado para todas as configurações de correção.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{nx.ny} \cdot \sum_0^{nx-1} \sum_0^{ny-1} [r(x,y) - t(x,y)]^2} \quad (3.3)$$

## 3.4 Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas por meio de imagens obtidas através de simulações

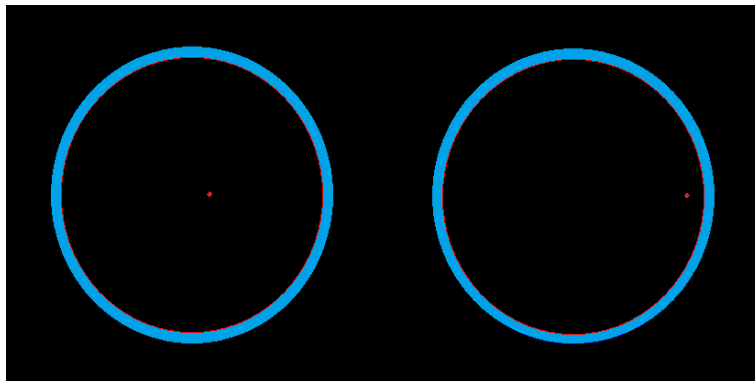
Após os estudos anteriores, foi possível então observar a qualidade das imagens com relação a diferentes regiões em diferentes profundidades. Para isso foi simulado um cilindro de água de raio 7.5 cm e altura 13 cm, com uma casca de 0.5 cm de espessura

### 3.4. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM EM REGIÕES PROFUNDAS E PERIFÉRICAS POR MEIO DE IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES

---

de osso que o envolvia externamente, apresentando também dentro dele outro cilindro de raio 0.3 cm e altura 13 cm contendo uma atividade de 1.85 MBq de tecnécio. Os parâmetros utilizados nestas simulações foram os mesmo que aqueles utilizados na simulação do Jaszczak, alterando apenas o tamanho do pixel para 4.664 mm. Quatro casos então foram simulados. Na primeira e segunda configuração o centro do cilindro utilizado como fonte estava posicionado a 1 cm do centro do cilindro maior, ou seja em uma região profunda, já no terceiro e quarto caso o cilindro fonte estava a 1 cm da borda, ou seja uma região periférica. A diferença entre os casos em que a fonte estava na mesma posição era que em um cenário ela estava dentro do cilindro de água e osso, enquanto que no outro ela estava no ar sem a interferência de qualquer matéria. A atividade utilizada nas quatro simulações foi de 1.85 MBq. Na figura 3.3 a seguir está representado um corte axial dos objetos simulados em cada um dos casos descritos anteriormente.

Figura 3.3: Esquema da posição das fontes dentro do meio espalhador usado nas simulações. Na esquerda a fonte a 1 cm do centro, já a direita a fonte a 1 cm da borda. Em ambos os casos a região azul representa a estrutura de osso e em seu interior água.



**Fonte:** Autor.

Após simuladas, as imagens reconstruídas através das projeções obtidas foram corrigidas para atenuação e espalhamento, de acordo com as combinações utilizadas na sessão anterior. Com as imagens corrigidas então foi possível avaliá-las. Primeiramente, foi realizado um perfil de intensidade da coluna central das imagens obtidas pelas quatro simulações sem nenhuma correção, permitindo assim observar o efeito da distância nas imagens, ao comparar as simulações feitas na água (que apresentam os efeitos de atenuação e espalhamento) com aquelas feitas no ar (com quase nenhum efeito de atenuação e espalhamento, servindo como um caso ideal). Em seguida, foi calculado a SNR e o RMSE das imagens obtidas em cada simulação e para cada caso de correção. Para o cálculo desses parâmetros a imagem de referência utilizada foram as obtidas pelas simulações realizadas no ar.

Também foram realizadas imagens da região dos cilindros do Jaszczak. As correções também foram aplicadas aqui (conforme as configurações da sessão anterior), e por meio de um corte axial dessa região foi possível observar as diferenças entre regiões profun-

das e periféricas de acordo com as correções.

### 3.5 Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas através de imagens clínicas de objetos simuladores

Por fim, a mesma metodologia utilizada na sessão anterior foi utilizada em imagens obtidas na clínica para dois objetos simuladores. Os objetos simuladores escolhidos foram o Hoffman e o híbrido (junção do Hoffman com o estriatal), desenvolvido por doutorando do grupo. A aquisição de todos foram realizadas na *BrightView XCT* do setor de medicina nuclear do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Elas foram realizadas com duas janelas energéticas, uma principal (126.45 - 154.55 keV) e outra secundária (102.6 - 125.4 keV), o tamanho da matriz de aquisição foi de 128x128 pixels, além de serem obtidos 64 projeções por cabeçote e o tamanho dos pixels ser de 2.133 mm. A concentração de atividade utilizada em ambos os casos foi de 10 kBq/ml.

Posteriormente a aquisição das imagens, estas foram reconstruídas e corrigidas seguindo as combinações dos métodos realizados com as imagens de simulação. Além das combinações já utilizadas anteriormente mais duas foram adicionadas, nelas foram utilizadas o filtro de Wiener com uma PSRF adquirida em clínica (obtidas com os mesmos parâmetros de máquina das imagens anteriores, porém sem a janela energética secundária e com um tamanho de pixel de 4.664 mm). As novas combinações são: (I) filtro de Wiener utilizando a PSRF clínica e (J) filtro de Wiener utilizando a PSRF clínica seguido de Chang. Como uma forma de se avaliar as regiões que sofreram maior modificação após as correções, utilizou-se a função gama, com critérios de aceitação de 10% de diferença percentual de intensidade e 6 mm de DTA. Por meio dela foi possível identificar qualitativamente a dependência dos métodos corretivos com a distância percorrida pelos fótons e o impacto das correções em diferentes regiões (centrais ou periféricas).

## CAPÍTULO 4

# RESULTADOS E ANÁLISE DE DADOS

### 4.1 Validação dos códigos dos métodos corretivos

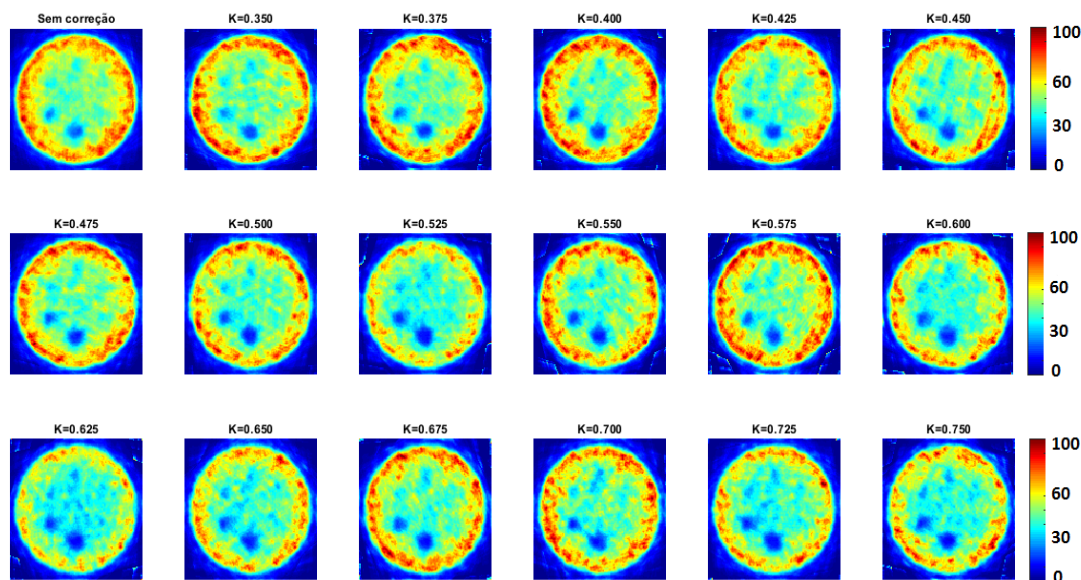
#### 4.1.1 Validação do código do *Dual Energy Window*

Em primeiro lugar foi realizado a validação dos códigos dos métodos corretivos, começando com o DEW. Como o parâmetro  $k$  influencia nos resultados apresentados por esse método, um  $k$  ótimo foi determinado. Para isso a mesma fatia do Jaszczak simulado foi corrigida com o mesmo método variando-se apenas os valores de  $k$ . As imagens obtidas após a correção para cada  $k$  é apresentada na figura 4.1. Nela é possível perceber que para valores de  $k$  muito baixos (próximos a 0.35) há pouca diferença entre a imagem sem correção e as corrigidas, isso se dá pois a quantidade de espalhamento retida da imagem é muito pequena, não sendo significativa para uma melhora qualitativa da imagem. Já para valores de  $k$  muito altos (próximos a 0.75) nota-se uma perda de sinal alta, principalmente nas bordas, indicando que informações primárias estão sendo perdidas. Qualitativamente então, os melhores resultados são aqueles que apresentam valores de  $k$  na faixa de 0.5 a 0.6, pois estes não apresentam uma perda tão significativa de sinal nas bordas e ainda fazem com que as esferas do objeto simulador utilizado fiquem mais aparentes.



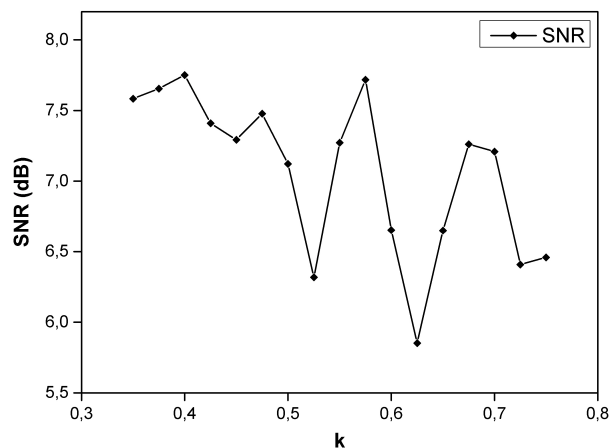
#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

Figura 4.1: Imagens do objeto simulador Jaszczak corrigida pelo DEW alterando-se o valor de  $k$ .



Em seguida foram realizados alguns métodos quantitativos. O primeiro foi o cálculo da SNR para cada uma das imagens corrigidas com os diversos valores de  $k$ . Esse método compara uma imagem teste com uma imagem de referência, quanto mais próxima a imagem teste for da imagem de referência maior será o valor da SNR. Aqui a imagem de referência utilizada foi uma imagem ideal obtida pela geometria do GATE (figura 4.5). Após o cálculo da SNR um gráfico de SNR em função de  $k$  foi feito (figura 4.2).

Figura 4.2: Gráfico da SNR em função de  $k$ .

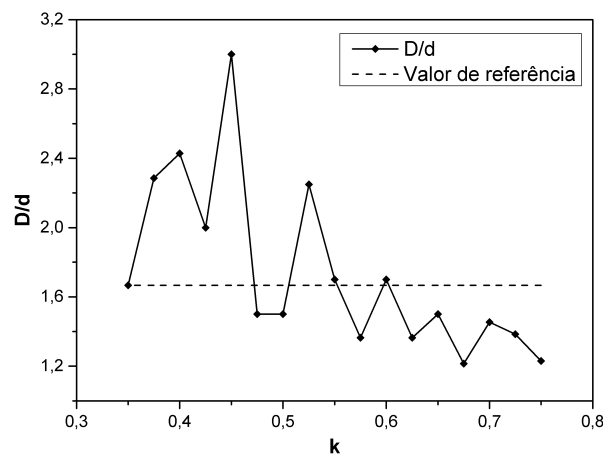


#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

Por meio dele, pode-se notar que para valores de  $k$  altos a SNR cai como já era de se esperar ao observar as imagens da figura 4.1. Além disso, a SNR para valores baixos de  $k$  é alta. Isso acontece pois como  $k$  é muito pequeno pouca informação primária é perdida, elevando assim a SNR. Há também a região central do gráfico, em que é possível notar que para  $k=0.575$  o valor da SNR é maximizado.

Também foi calculado a razão entre o diâmetro da maior esfera visível (chamado de  $D$ ) e o diâmetro da menor esfera visível (chamado de  $d$ ) para cada valor de  $k$ . O gráfico da razão dos diâmetros em função de  $k$  se encontra na figura 4.3. Neste gráfico também está presente um valor de referência para a razão dos diâmetros, este foi obtido através da imagem ideal (figura 4.5), ao se calcular os diâmetros das esferas dela. O valor de referência encontrado foi de 1.67. Ao se observar o gráfico das razões, percebe-se que para valores de  $k$  pequenos a razão é mais alta que a referência, enquanto que para valores de  $k$  grandes a razão se apresenta menor que a referência. Isso acontece pois com a variação de  $k$  principalmente a esfera menor tem seu diâmetro alterado, em alguns casos superestimado e em outros subestimado, fazendo com que os valores encontrados sejam distintos da referência. Os valores que mais se aproximam do valor de referência para a razão dos diâmetros são aqueles da faixa de 0.5 a 0.6.

Figura 4.3: Gráfico da razão de diâmetros ( $D/d$ ) em função de  $k$ . Sendo  $D$  o diâmetro da maior esfera e  $d$  o diâmetro da menor esfera.

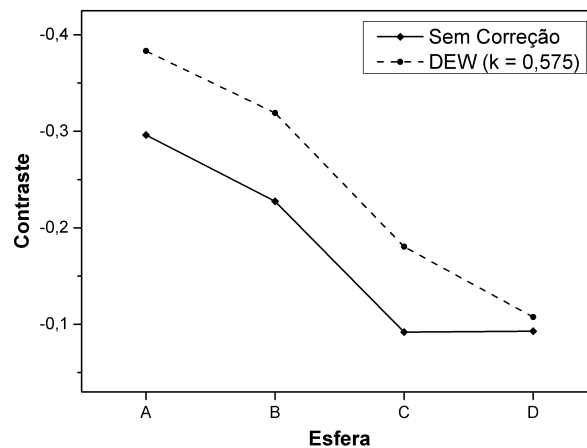


Ao observar todos os argumentos acima, o valor de  $k=0.575$  foi determinado como o valor ótimo de  $k$ . Isso pois apresenta uma melhora qualitativa na imagem corrigida, além de possuir uma SNR alta e um valor de razão de diâmetros próximo ao valor de referência. Todas as correções feitas com o DEW a seguir foram feitas com este valor de  $k$  ( $k=0.575$ ).

Com o valor de  $k$  ótimo determinado, foi possível validar o código para este método. Para isso, o contraste foi calculado, para todas as quatro esferas visíveis do objeto simulador. A seguir, se encontra um gráfico (figura 4.4) para o contraste de cada uma das esferas, tanto para o caso sem correção alguma quanto para a correção utilizado

o DEW. Nele a esfera A é a que apresenta maior diâmetro, B a segunda maior, C a terceira maior e D a menor. Por meio do gráfico, é possível observar que o contraste aumenta para todas as esferas após a correção com o DEW, porém em diâmetros maiores essa diferença de contraste se torna maior do que para esferas pequenas. Isso mostra que o DEW auxilia na resolução de estruturas, como em nosso caso das esferas.

Figura 4.4: Gráfico de contraste para cada uma das esferas do objeto simulador Jaszczak. A linha sólida representa os dados sem correção e a linha tracejada representa os dados corrigidos pelo DEW.



A densidade de contagem também foi obtida, ao se somar a intensidade de todos os pixels dentro das esferas e dividir pelo número de pixels dentro dela. Os valores encontrados estão na tabela 4.1. Nela se vê que a densidade diminui quando aplicado o DEW, chegando a uma diferença relativa de até 13,22% no melhor caso. Para todas as esferas há uma queda da densidade após o DEW, sendo que para as maiores a diferença é mais significativa, já que a resolução e o efeito de volume parcial afetam principalmente as estruturas menores. Tudo isso mostra que o método está funcionando corretamente, já que as esferas são fontes frias e teoricamente não deveria haver contagem alguma nelas.

Tabela 4.1: Dados de densidade de contagem para cada uma das esferas visíveis antes e depois da correção do DEW.

	Sem correção	DEW(k=0.575)	DR(%)
Esfera A	30,39	26,37	13,22
Esfera B	32,99	28,64	13,18
Esfera C	40,67	35,40	12,97
Esfera D	39,50	39,15	0,90

Por fim, o perfil de intensidade da coluna central das imagens ideal (figura 4.5), sem correção e com correção do DEW foi feito. O local do perfil está representado na figura 4.5 por uma linha vermelha. Já os perfis se encontram na figura 4.6, sendo que

#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

a esquerda há um gráfico com todos os três e a direita há apenas os perfis com e sem correção para uma melhor visualização. Através deles se pode ver que há uma melhora no contraste, pois ocorre uma diferenciação maior entre as regiões após o DEW, apesar desta ser pequena. Também é possível notar que existe uma mudança mais aparente na região da esfera maior, enquanto que na região da menor esta diferença não é tão relevante.

Figura 4.5: Imagem ideal obtida por meio do GATE. A linha vermelha representa o corte em que os perfis de intensidade foram feitos.

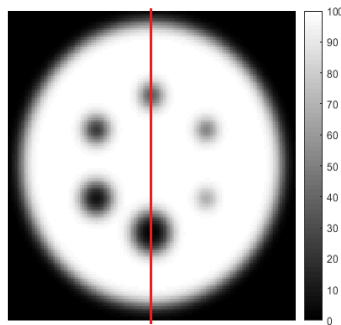
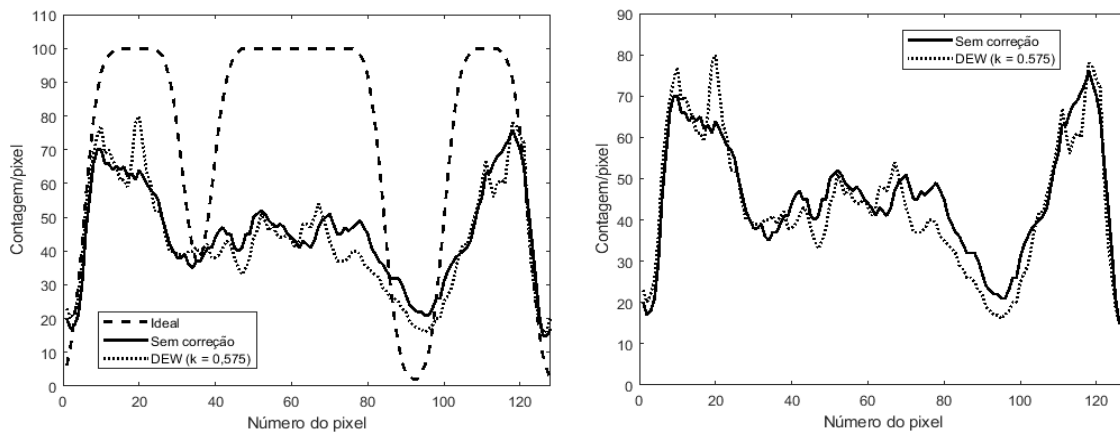


Figura 4.6: Perfis de intensidade para as imagens ideal (linha tracejada), sem correção (linha sólida) e com correção DEW (linha pontilhada).



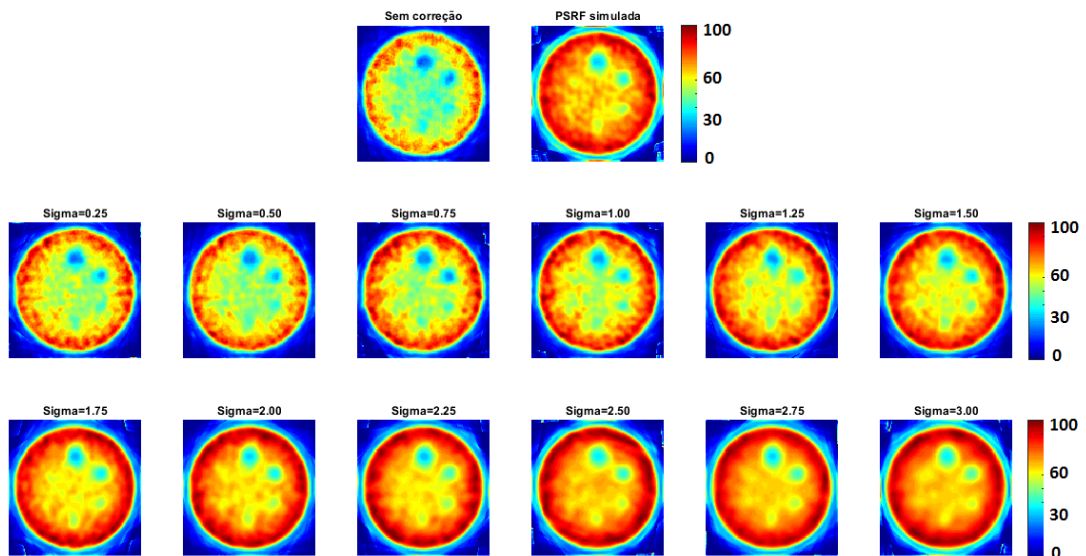
#### 4.1.2 Validação do código do filtro de Wiener

No caso do filtro de Wiener, o parâmetro que interfere no resultado das correções é o desvio-padrão da PSRF utilizada durante a técnica. Para observar a influência do desvio-padrão corrigimos a mesma fatia do Jaszczak com o filtro de Wiener para diversos desvios-padrões. Os resultados se encontram na figura 4.7, em que é possível notar que para desvios pequenos não há tanta diferença entre as imagens corrigidas e sem correção, já para altos valores de desvio ocorre um borrimento das imagens,

#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

fazendo com que estas tenham seus detalhes perdidos. Qualitativamente as imagens que apresentam melhor resultado são aquelas que tem o desvio-padrão na faixa de 2 a 2.5. Além disso, a imagem obtida com o filtro de Wiener utilizando uma PSRF simulada apresenta bons resultados, se enquadrando na categoria de suavizar a imagem sem perder detalhes e ajudando a resolver estruturas internas.

Figura 4.7: Imagens do objeto simulador Jaszczak corrigida pelo filtro de Wiener alterando-se o valor do desvio-padrão.



Após isso, a SNR e a razão entre os diâmetros das esferas também foram calculados para o filtro de Wiener assim como para o DEW. O gráfico para a SNR em função do desvio-padrão se encontra na figura 4.8 e o gráfico da razão dos diâmetros em função do desvio-padrão se encontra na figura 4.9. No primeiro gráfico é possível ver que a SNR aumenta com o desvio, sendo que o maior valor para a SNR ocorre quando o desvio-padrão é de 2.5. Já por meio do gráfico das razões é possível determinar que com o aumento do desvio há um aumento da razão, sendo que estas se aproximam da razão de referência. Através disso, nota-se que 2.5 é o valor ótimo de desvio-padrão, já que apresenta uma alta SNR, uma razão de diâmetros próxima a referência e qualitativamente apresenta uma imagem com as esferas bem definidas e uma suavização que mantém detalhes.

#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

---

Figura 4.8: Gráfico da SNR em função do desvio-padrão.

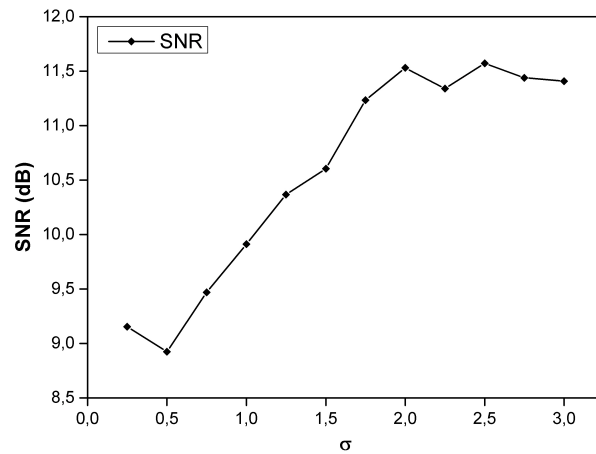
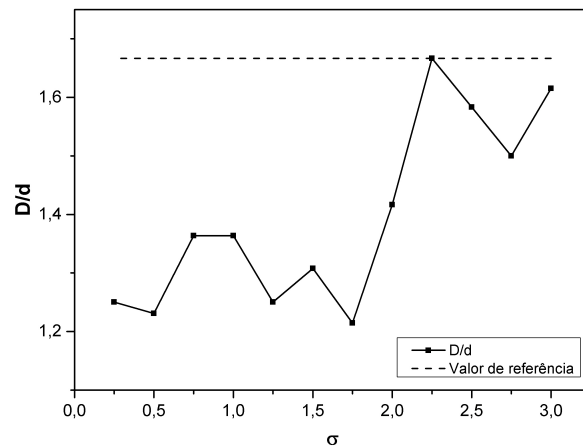


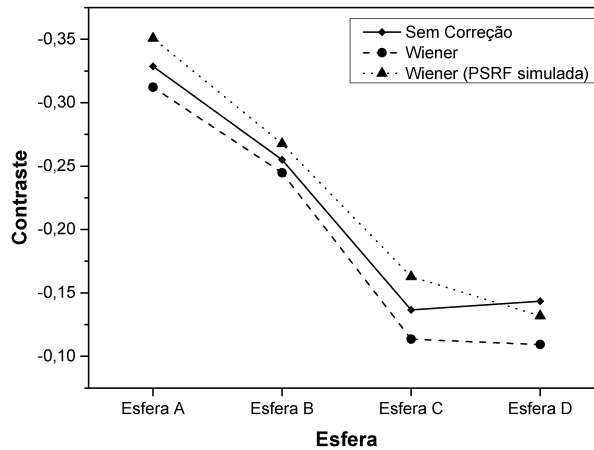
Figura 4.9: Gráfico da razão de diâmetros (D/d) em função do desvio-padrão. Sendo D o diâmetro da maior esfera e d o diâmetro da menor esfera.



A fim de validar o código do filtro de Wiener o contraste e a densidade de contagem foram calculados para todas as esferas. Três casos são estudados aqui, sem nenhuma correção, correção com o filtro de Wiener utilizando uma PSRF produzida como uma gaussiana de desvio-padrão 2.5 e correção com o filtro de Wiener utilizando uma PSRF obtida por simulação computacional. O gráfico do contraste para todos os três casos está representado na figura 4.10, nele se vê que o contraste aumenta apenas quando corrigido pelo filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada, isso ocorre pois a PSRF simulada consegue representar melhor o espalhamento e as características da máquina, resultando assim em uma melhor correção. Já a PSRF gaussiana suaviza as regiões adjacentes, fazendo assim com que o contraste diminua em relação à sem correção.

#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

Figura 4.10: Gráfico de contraste para cada uma das esferas do objeto simulador Jaszczak. A linha sólida representa os dados sem correção, a linha tracejada representa os dados corrigidos pelo filtro de Wiener com a PSRF gaussiana e a linha pontilhada representa os dados corrigidos pelo filtro de Wiener com a PSRF simulada.



A tabela 4.2 apresenta os dados de densidade de contagem calculados para os três casos mencionados (sem correção, corrigido com o filtro de Wiener utilizando a PSRF gaussiana e corrigindo com o filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada). Para este método corretivo a densidade aumenta após a correção, o que vai de encontro ao que era esperado (fonte fria sem contagens). Isso ocorre pois este método suaviza as imagens, dessa forma colocando contagem nas regiões vizinhas que não deveriam ter.

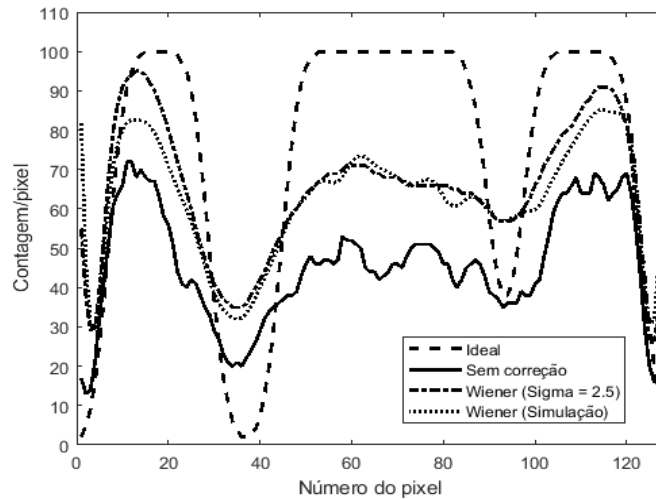
Tabela 4.2: Dados de densidade de contagem para cada uma das esferas visíveis antes e depois da correção do filtro de Wiener (tanto para a PSRF gaussiana quanto para a PSRF simulada).

	Sem correção	Wiener (sigma=2.5)	Wiener (Simulação)	DR(%) Wiener (sigma=2,5)	DR(%) Wiener (Simulação)
Esfera A	30,57	45,37	42,97	48,41	40,57
Esfera B	34,85	50,47	49,29	44,81	41,44
Esfera C	40,80	60,12	57,09	47,36	39,92
Esfera D	41,10	60,61	59,27	47,49	44,21

Finalmente, os perfis de intensidade foram realizados. A posição da coluna utilizada foi a mesma da sessão anterior (DEW), e o perfil foi feito para os três casos estudados no filtro de Wiener. Os perfis se encontram na figura 4.11 em que nela se pode ver que após o filtro de Wiener há um aumento geral na intensidade dos pixels além de uma suavização dos perfis. Essa suavização faz com que a detecção de bordas seja melhor, assim estruturas internas são mais bem resolvidas. Como por exemplo, a esfera menor é melhor definida após a aplicação do filtro de Wiener.

#### 4.1. VALIDAÇÃO DOS CÓDIGOS DOS MÉTODOS CORRETIVOS

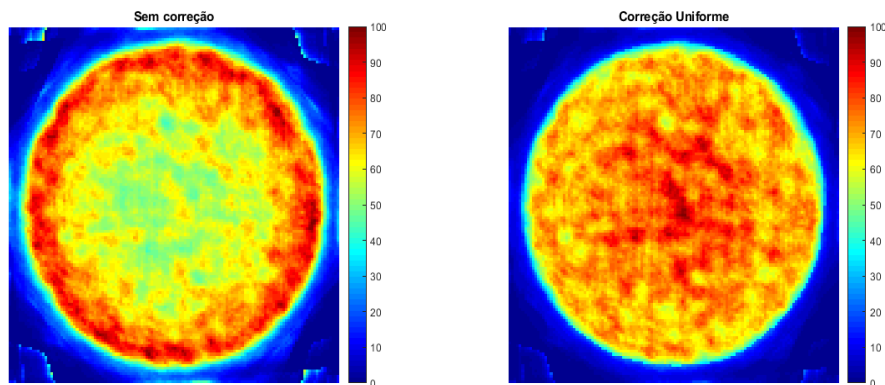
Figura 4.11: Perfis de intensidade para as imagens ideal (linha tracejada), sem correção (linha sólida), com correção do filtro de Wiener utilizando a PSRF gaussiana (linha tracejada mais pontilhada) e com correção do filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada (linha pontilhada).



#### 4.1.3 Validação do código da correção de Chang

O fenômeno da atenuação gera uma intensidade maior nas bordas, já que a contagem dos fótons provenientes do interior é menor. Devido a isso, para observar se o método de Chang implementado estava correspondendo ao esperado, observamos a região uniforme do objeto simulador Jaszczak. A figura 4.12 apresenta uma fatia da região uniforme antes e depois da correção de Chang.

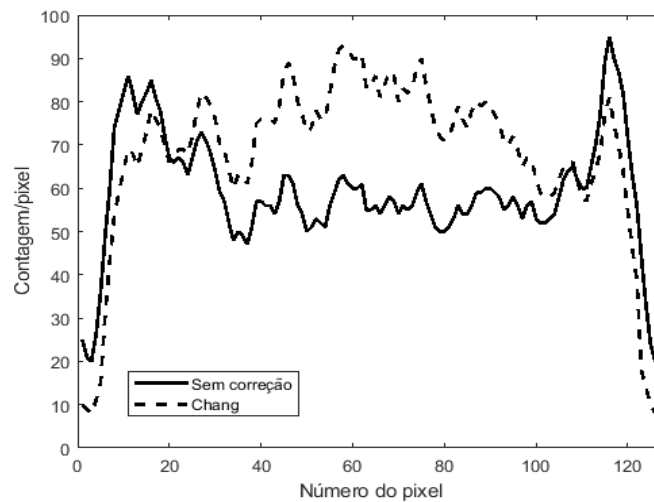
Figura 4.12: Região uniforme do objeto simulador Jaszczak, antes (esquerda) e depois (direita) da correção de Chang.





Através da imagem anterior é possível ver que o método implementado condiz com o esperado, já que após a correção a região uniforme do objeto simulador que antes apresentava uma alta intensidade nas bordas, se encontra uniforme. Isso também é visto por meio dos perfis de intensidade feitos para as imagens anteriores (mesma posição da coluna utilizado nos perfis anteriores), que se encontram na figura 4.13. Por meio desses perfis é possível notar a uniformização da imagem, já que o perfil que antes da correção era côncavo passa a ser reto após ela.

Figura 4.13: Perfis de intensidade para as imagens sem correção (linha sólida) e com correção de Chang (linha tracejada).



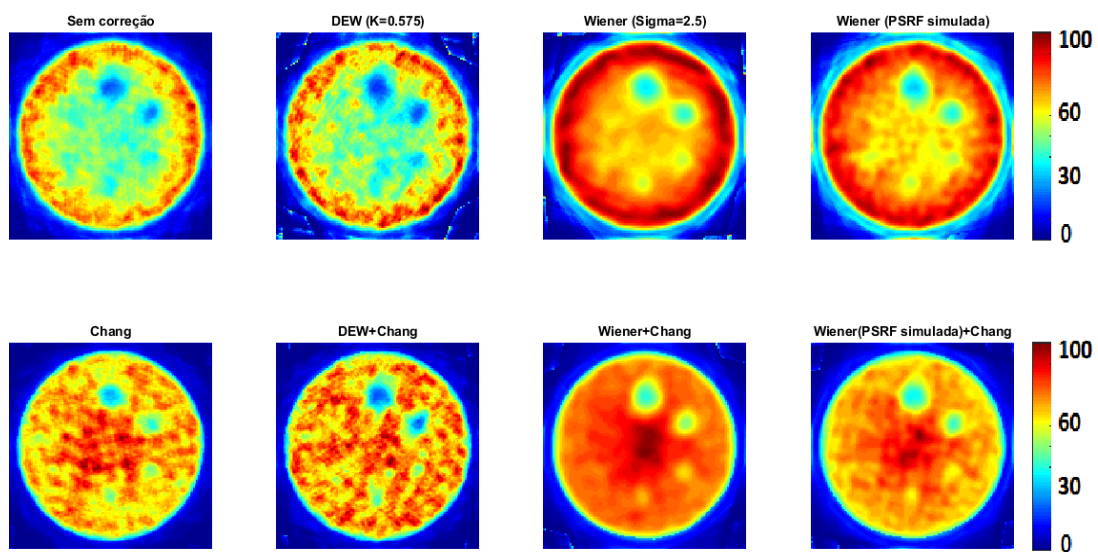
## 4.2 Investigação da melhor combinação de métodos corretivos

Abaixo na figura 4.14 se encontram as imagens do objeto simulador Jaszczak corrigida para todas as combinações descritas na sessão de materiais e métodos. Elas são: (A) Sem correção; (B) DEW; (C) filtro de Wiener; (D) filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada; (E) Chang; (F) DEW seguido de Chang; (G) filtro de Wiener seguido de Chang; (H) filtro de Wiener utilizando a PSRF simulada seguido de Chang. Na imagem é possível ver que as correções de espalhamento, tanto DEW quanto o filtro de Wiener, fazem com que as esferas fiquem mais aparentes, sendo assim mais fácil de resolvê-las. Entretanto, o filtro de Wiener causa uma suavização nas imagens em que é aplicado, o que gera uma perda de detalhes em geral. Já ao se olhar as combinações em que o método de Chang está presente é notável que este uniformiza as imagens, diminuindo a intensidade de regiões próximas as bordas, que são resultado do efeito de atenuação. Nota-se também que ao aplicar mais de um método corretivo a qualidade das imagens melhoram, somando os benefícios de ambos os métodos utilizado, mas porém igualmente somando seus defeitos. Qualitativamente a combinação filtro de Wiener com a PSRF simulada mais Chang é a melhor combinação, pois apresenta uma uniformidade entre a intensidade das diferentes regiões, possuindo uma suavização

## 4.2. INVESTIGAÇÃO DA MELHOR COMBINAÇÃO DE MÉTODOS CORRETIVOS

porém sem a perda drástica de informações e ainda dispõe de quatro das maiores esferas bem definidas.

Figura 4.14: Imagens da mesma fatia do objeto simulador Jaszczak corrigidas para diversas combinações de métodos corretivos, indicados em cima de cada imagem.



Em seguida, foi calculado a SNR e o RMSE. Estes estão apresentadas na tabela 4.3. Por meio deles, se vê que para todas as técnicas de correção, menos para o DEW, o sinal aumenta e o erro diminui em relação a imagem sem correção. Indicando assim que os métodos corretivos colaboraram para uma melhora dos resultados quantitativos. Observando a diferença relativa entre a SNR e o RMSE da imagem não corrigida com a das imagens corrigidas percebe-se que o caso em que o sinal apresenta um maior aumento (aumento de 60.41%) e uma maior queda no erro (queda de 42.09%) é no caso filtro de Wiener (com a PSRF produzida em forma de gaussiana de desvio padrão de 2.5) mais Chang. Nota-se também que há um aumento na SNR e uma queda no RMSE quando há mais de uma correção em relação para quando há apenas uma. Como por exemplo, a SNR da composição filtro de Wiener mais Chang é de 12.60, já a SNR para quando apenas se aplica o filtro de Wiener é de 11.57, ou seja, um diferença relativa que representa um aumento de 8.9% entre as SNRs.

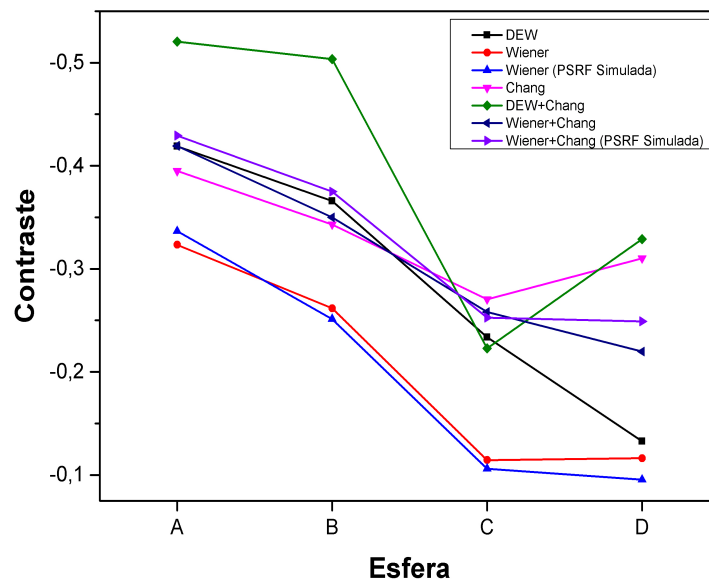
## 4.2. INVESTIGAÇÃO DA MELHOR COMBINAÇÃO DE MÉTODOS CORRETIVOS

Tabela 4.3: Valores de SNR e RMSE para cada uma das imagens corridas. Além disso há a diferença relativa entre o valor da SNR da imagem sem correção e o valor da SNR das imagens corridas. A mesma diferença é feita para o RMSE.

Métodos Corretivos	SNR (dB)	DR SNR(%)	RMSE	DR RMSE(%)
Sem Correção	7,85	0	30,20	0
DEW(k=0.575)	7,72	-1,74	30,68	1,59
Wiener (sigma=2.5)	11,57	47,33	19,69	-34,82
Wiener (PSRF simulada)	10,69	36,10	21,79	-27,85
Chang	10,52	33,88	22,23	-26,39
DEW+Chang	10,87	38,44	21,33	-29,36
Wiener + Chang	12,60	60,41	17,49	-42,09
Wiener(PSRF simulada) + Chang	10,87	38,44	21,33	-29,36

Por fim, na figura 4.15 se encontra o contraste calculado das quatro esferas visíveis do Jaszczak para cada combinação de correções. Através desse gráfico é viável perceber que a combinação que resulta em maiores contrastes é o DEW seguido de Chang. Esse contraste mais elevado que em relação aos outros provém do fato de que o DEW reduz a intensidade dos pixels principalmente em regiões frias (como as esferas), somado a uniformidade que o método de Chang proporciona, tudo isso faz com que a região das esferas e suas regiões vizinhas tenham uma diferença de contagem maior, elevando assim o contraste. Já as combinações que são apenas o filtro de Wiener (tanto para a PSRF gaussiana quanto para a PSRF simulada) apresentam os menores contrastes. Isso se deve pois o filtro de Wiener suaviza as imagens em que é aplicado, fazendo com que a diferença entre regiões vizinhas seja menor, diminuindo assim o contraste.

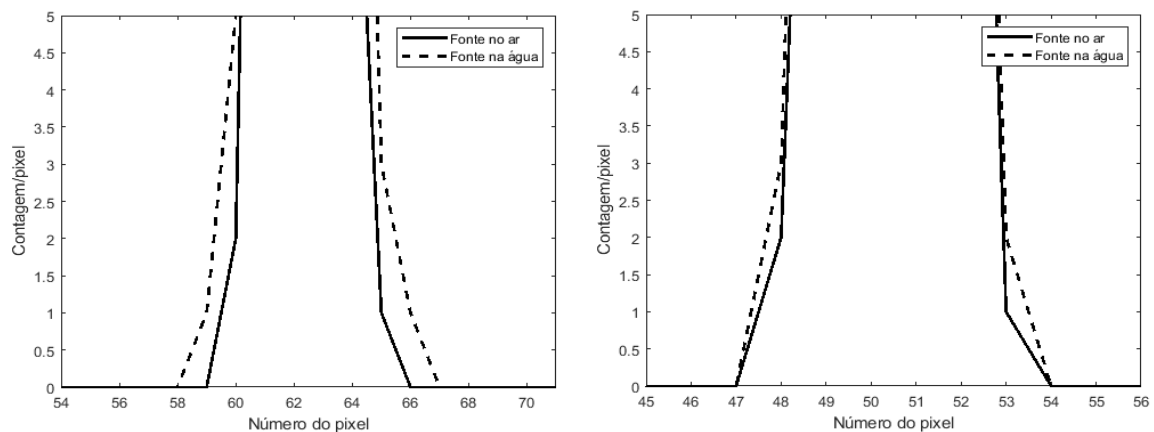
Figura 4.15: Contraste para cada esfera do objeto simulador Jaszczak, feito para cada uma das combinações de métodos corretivos.



### 4.3 Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas por meio de imagens obtidas através de simulações

Quatro simulações foram realizadas, uma com uma fonte pontual a 1 cm do centro de um cilindro espalhador (água mais casca cilíndrica de osso), outra com a fonte pontual a 1 cm da borda do cilindro, e mais duas adicionais com as fontes nas mesmas posições das anteriores porém sem o cilindro espalhador. Após a simulação e reconstrução das imagens, o perfil de intensidade das fontes foram traçados e se encontram na figura 4.16 logo a seguir.

Figura 4.16: À esquerda perfil de intensidade para as simulações da fonte próxima ao centro, em que a linha sólida é referente a fonte no ar e a tracejada é referente a fonte em água. À direita, o perfil de intensidade para as simulações da fonte próxima a borda, em que a linha sólida é referente a fonte no ar e a tracejada é referente a fonte em água.



Pode-se observar por intermédio dos gráficos que as regiões centrais dos volumes que se deseja adquirir imagens sofrem mais com os efeitos de atenuação e espalhamento, devido a alteração de sua contagem. Isso é concluído pois há uma divergência entre os resultados encontrados com a fonte no ar no centro e a fonte na água no centro, já que os dados para a fonte no ar são usados como referência (no ar os efeitos de espalhamento e atenuação são mínimos). Ou seja, o perfil no centro sofre mais alterações que o perfil da borda ao serem comparados com os respectivos no ar, já que o caminho percorrido pelo feixe de fótons é maior para regiões centrais.

As imagens das simulações para as fontes na água então foram corrigidas para as oito combinações de métodos corretivos já apresentadas. Em seguida, a SNR e o RMSE foram calculados para cada caso, utilizando as simulações no ar como imagens de referência para esses cálculos. Os dados obtidos estão na tabela 4.4 a seguir. Nela é possível ver que todos os métodos corretivos (com exceção do método de Chang que

### 4.3. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM EM REGIÕES PROFUNDAS E PERIFÉRICAS POR MEIO DE IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES

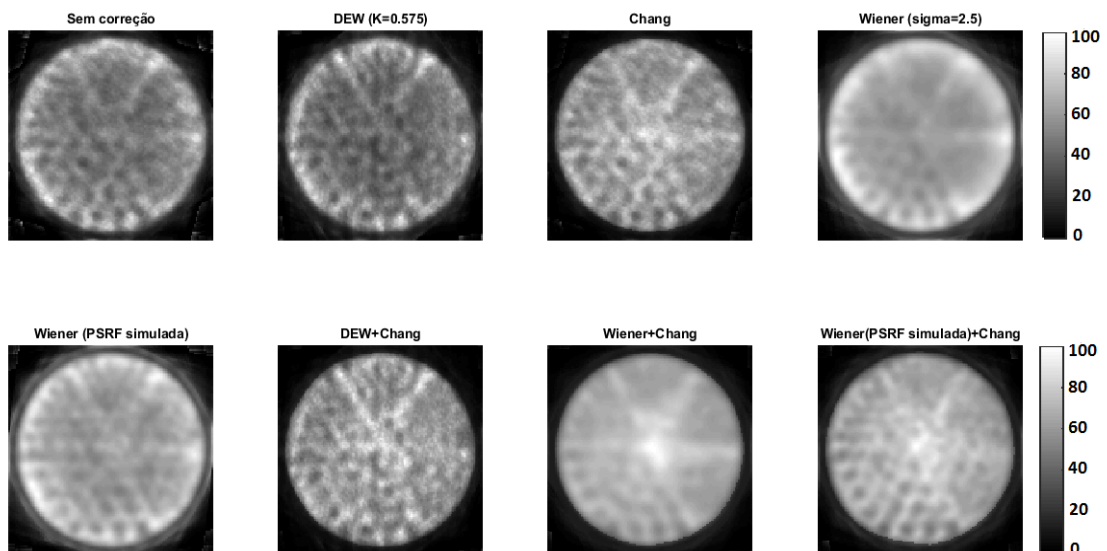
aumenta em 1.07% a SNR, em relação a imagem sem correção) abaixam o sinal e aumentam o erro da região periférica. Mostrando que esses métodos estão alterando negativamente regiões que já representavam bem o real. Já na região central há casos (DEW, DEW+Chang) em que a SNR é aumentada ao mesmo tempo em que o RMSE é diminuído.

Tabela 4.4: Valores de SNR e RMSE para as simulações no centro e na periferia do objeto simulador, de acordo com cada combinação de método corretivo.

Métodos Corretivos	SNR	SNR	RMSE	RMSE
	Centro(dB)	Periferia(dB)	Centro	Periferia
Água	15,79	21,35	0,22	0,12
DEW(k=0.575)	19,39	14,92	0,15	0,25
Chang	15,16	21,58	0,24	0,11
Wiener (sigma=2.5)	-6,95	-6,05	3,05	2,80
Wiener (PSRF simulada)	1,43	0,45	1,16	1,33
DEW+Chang	19,88	14,35	0,14	0,27
Wiener + Chang	-6,82	-5,66	3,01	2,68
Wiener(PSRF simulada) + Chang	1,75	0,65	1,12	1,30

Além disso, foi realizado as mesmas correções na parte dos cilindros do objeto simulador Jaszczak. As imagens corrigidas se encontram na figura 4.17 e por meio delas pode-se ver que as correções influenciam o centro de forma mais ativa, já que cilindros que antes das correções não conseguiam ser resolvidos, após elas podem ser muito bem definidos.

Figura 4.17: Imagens do objeto simulador Jaszczak corrigidas para várias combinações de métodos corretivos.

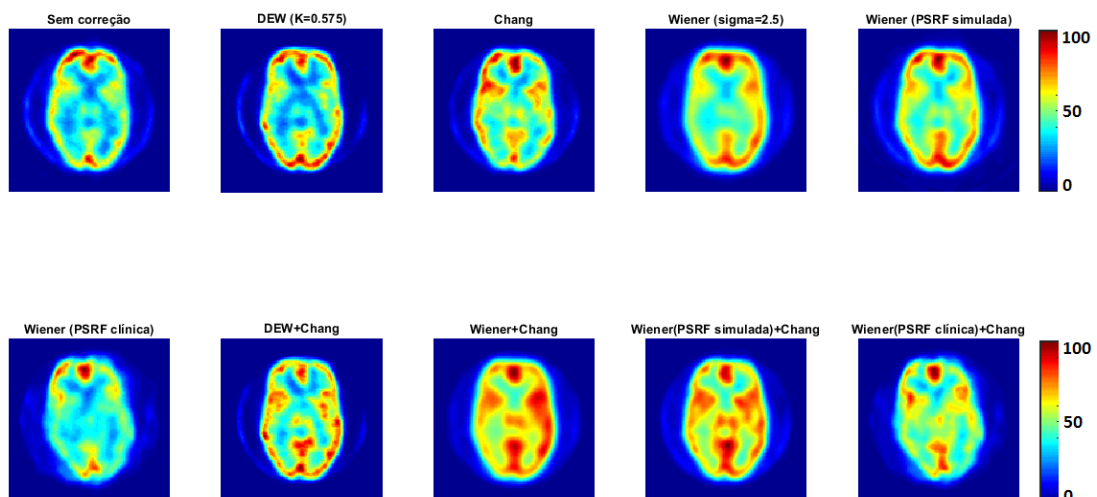


## 4.4 Avaliação da qualidade de imagem em regiões profundas e periféricas através de imagens clínicas de objetos simuladores

Por fim, imagens de objetos simuladores foram obtidos na clínica, por meio do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Após reconstruídas as imagens, estas foram corrigidas com todas as combinações de métodos já utilizados, além de mais dois utilizando a PSRF clínica no filtro de Wiener. As imagens corrigidas para o objeto simulador Hoffman estão presentes na figura 4.18, enquanto que as imagens do objeto simulador híbrido estão na figura 4.20. Através delas foi possível realizar o cálculo da função gama. As figuras 4.19 e 4.21 exibem a função gama para as imagens corrigidas do Hoffman e objeto simulador híbrido, respectivamente. Por meio deste parâmetro que oferece o grau de semelhança entre duas imagens, é possível inferir qualitativamente quais regiões apresentaram uma maior mudança ao se comparar as imagens corrigidas com a imagem sem correção.

Ao observar os resultados da função gama, fica claro que as regiões de maior mudança são aquelas encontradas em regiões centrais dos objetos imageados. Confirmando que regiões profundas são assim mais afetadas pelos fenômenos de atenuação e espalhamento e portanto sofrem mais alterações ao serem corrigidas.

Figura 4.18: Imagens do objeto simulador Hoffman para várias combinações de métodos corretivos.



4.4. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM EM REGIÕES PROFUNDAS E PERIFÉRICAS ATRAVÉS DE IMAGENS CLÍNICAS DE OBJETOS SIMULADORES

Figura 4.19: Função gama para as imagens corrigidas do objeto simulador Hoffman.

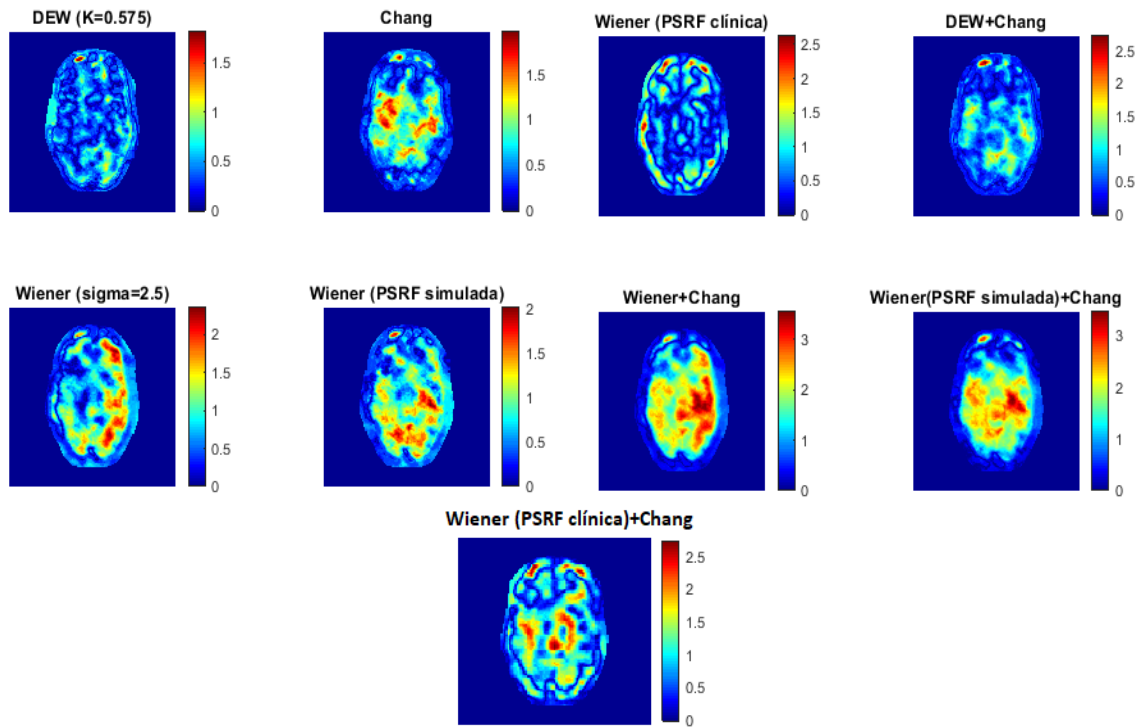
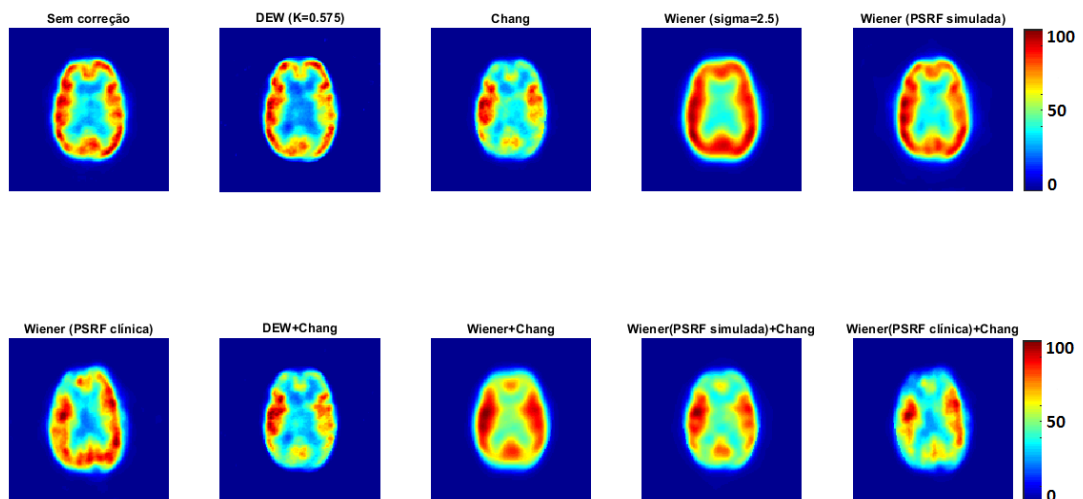


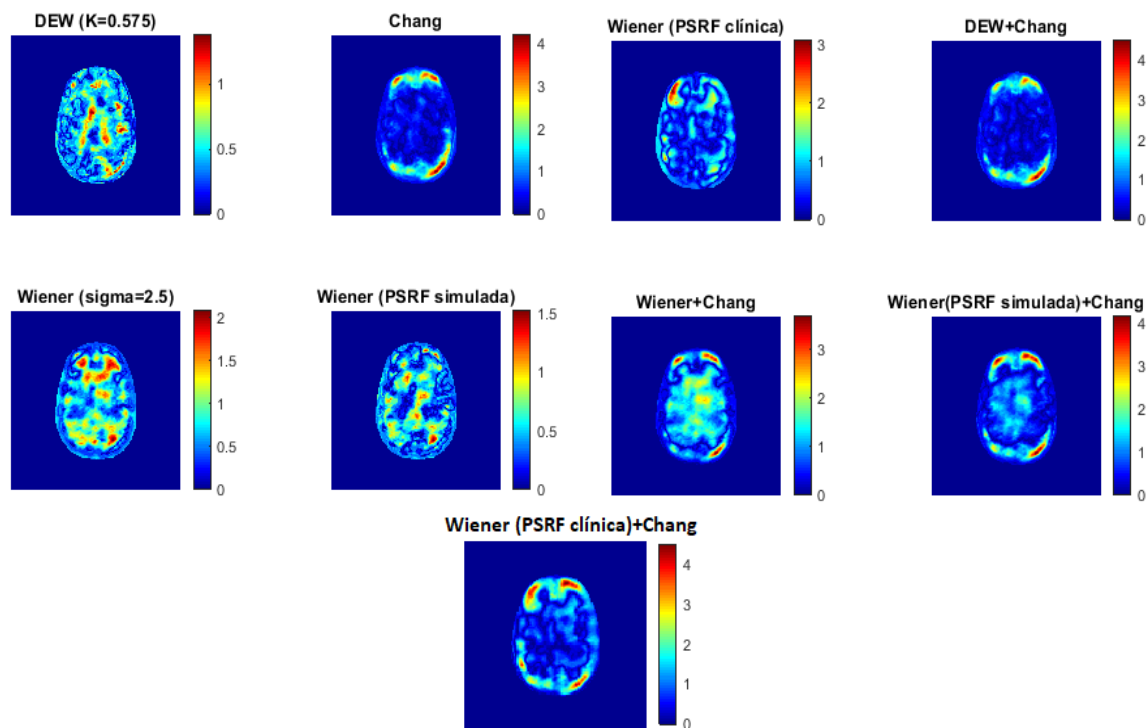
Figura 4.20: Imagens do objeto simulador híbrido para várias combinações de métodos corretivos.



#### 4.4. AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM EM REGIÕES PROFUNDAS E PERIFÉRICAS ATRAVÉS DE IMAGENS CLÍNICAS DE OBJETOS SIMULADORES

---

Figura 4.21: Função gama para as imagens corrigidas do objeto simulador híbrido.





Assim podemos concluir que para o método do *Dual Energy Window* (DEW) o valor ótimo de  $k$  é 0.575, pois este maximiza a SNR além de apresentar uma razão entre os diâmetros da maior e menor esfera visíveis próximo ao valor de referência. Já para o filtro de Wiener, o valor ótimo do desvio-padrão da PSRF utilizada no filtro é de 2.5, pois esta também apresenta um alto valor de SNR e a razão entre os diâmetros das esferas próxima a ao valor de referência. Além disso, o contraste e a densidade de contagem indicam que ambos os métodos são válidos, já que há um aumento do contraste em ambos os casos e uma queda na densidade no caso do DEW. No caso do filtro de Wiener a densidade aumenta após a correção, porém isso provém do fato que essa técnica suaviza a imagem, adicionando contagem a regiões que não deveriam ter por serem frias. Para o Chang a validação de seu código vem ao se notar que após a correção há uma uniformização da imagem, já que o efeito de atenuação causa uma maior intensidade nas bordas, e ao ser corrigido isso deixa de ser verdade.

Agora para a comparação das combinações dos métodos é possível notar que esses métodos corretivos aumentam a qualidade das imagens de SPECT, nota-se isso através de métodos quantitativos como a SNR e o RMSE, em que viu-se um aumento de até 60.41% na SNR e uma diminuição de 42.09% no RMSE, ou seja, um aumento do sinal e uma queda no erro. Isso também é notado qualitativamente, ao se observar as imagens e notar que em alguns casos a esferas da imagens utilizadas aqui podem ser mais definidas do que em outros. Por fim, comparando-se o contraste das esferas para cada combinação de métodos percebe-se que devido as características de cada método o contraste encontrado pode ser maior ou não. Além de que as combinações de dois métodos sempre apresentaram resultados melhores, tanto quantitativamente quanto qualitativamente.

No estudo da influência da distância nos fenômenos de atenuação e espalhamento vemos por meio de simulações que as regiões centrais dos volumes imageados são mais afetadas. Nota-se isso ai se comparar o perfil de intensidade de fontes em regiões profundas e periféricas, no ar e na água, e ver que a fonte na região central terá suas contagens alteradas em relação a simulada no ar (referência, já que a quantidade de

---

interações no ar é mínima). Além do mais, a SNR e o RMSE das regiões periféricas foram prejudicados ao serem realizadas as correções, isso pois essas regiões já representavam bem o real, não necessitando de correções. Também é possível ver o efeito das correções nos cilindros do Jaszczak, uma vez que as correções fazem com que os cilindros mais internos que na imagem sem correção não fossem resolvidos, sejam delimitados com facilidade agora.

Por fim, utilizando imagens obtidas na clínica de objetos simuladores foi possível determinar as regiões mais alteradas ao serem realizadas as correções. Para isso utilizou-se a função gama, que resulta no grau de semelhança de duas imagens. Por meio disso, notou-se que as regiões centrais apresentavam uma alteração maior ao serem corrigidas, tanto para o Hoffman quanto para o objeto simulador híbrido.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Biodex (2020a). <https://m.biodex.com/nuclear-medicine/products/pet-positron-emission-tomography/pet-phantoms/jaszczak-spect-phantom>, 26 de Março de 2020.
- Biodex (2020b). <https://m.biodex.com/nuclear-medicine/products/phantoms/hoffman-3-d-brain-phantom>, 26 de Março de 2020.
- Bruyant, P. P. (2002). Analytic and iterative reconstruction algorithms in spect. *The Journal of Nuclear Medicine*, pages 1343–1358.
- Chang, L. (1978). A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, pages 638—643.
- Cherry, S. R., S. J. A. . P. M. E. (2012). *Physics in nuclear medicine*. Elsevier Saunders. 4th Edition.
- EPFL (2020). <http://bigwww.epfl.ch/sage/soft/snr/>, 26 de Março de 2020.
- Gillen, R., Firbank, M. J., Lloyd, J., and O’Brien, J. T. (2015). Ct-based attenuation and scatter correction compared with uniform attenuation correction in brain perfusion spect imaging for dementia. *Physics in Medicine and Biology*, pages 6775–6787.
- Hoffman, E. e. a. (1990). 3-d phantom to simulate cerebral blood flow and metabolic images for pet. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, pages 616—620.
- Jan, S. e. a. (2004). Gate: a simulation toolkit for pet and spect. *Physics in Medicine and Biology*, pages 4543–4561.
- Jaszczak, R. J., Floyd, C. E., and Coleman, R. E. (1985). Scatter compensation techniques for spect. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, pages 786—793.
- Jaszczak, R. J., Greer, K. L., Floyd, C. E., Harris, C. C., and Coleman, R. E. (1984). Improved spect quantification using compensation for scattered photons. *The Journal of Nuclear Medicine*, pages 893—900.
- Knoll, P. e. a. (2017). Improved scatter correction with factor analysis for planar and spect imaging. *Review of Scientific Instruments*, page 94303.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

- Koral, K. e. a. (1990). Spect dual-energy-window compton correction: scatter multiplier required for quantification. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*, pages 90—98.
- Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., and Purdy, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, pages 656—661.
- Medical Expo (2019). <http://pdf.medicalexpo.com/pdf/philips-healthcare/brightview-x-xct/70721-170301-2.html>, 15deJulhode2019.
- Moraes, E. R., Franzé, D. L., and Martins, A. F. (2017). Performance evaluation in three geometric detection arrangement for clinical pet:simulation study. *IEEE Nuclear Sceince Symposium Medical Image Conference*.
- Moraes, E. R., Poon, J. K., Balakrishnan, K., Wang, W., and Badawi, R. D. (2015). Towards component-based validation of gate: aspects of the coincidence processor. *Physica Medica*, pages 43—48.
- Ogawa, K. e. a. (1991). A practical method for position-dependent compton-scatter correction in single photon emission ct. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pages 408—412.
- Pedemonte, S., Bousse, A., and et al. (2010). Gpu accelerated rotation-based emission tomography reconstruction. *NSS-MIC*.
- Rafati, M. e. a. (2017). Assessment of the scatter correction procedures in single photon emission computed tomography imaging using simulation and clinical study. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, pages 651—659.
- RSD (2019). <http://www.rsdphantoms.com/nm,triatal.htm>, 19deAbrilde2019.
- SPECT (2020). [http://www.spect.com/pub/Flanged\\_Jaszczak\\_Phantoms.pdf](http://www.spect.com/pub/Flanged_Jaszczak_Phantoms.pdf), 26 de Março de 2020.
- Thrall, J. H. and Ziessman, H. A. (2003). *Medicina Nuclear*. Guanabara Koogan. 2003 ed.
- Yanch, J. C., Flower, M. A., and Webb, S. (1988). A comparison of deconvolution and windowed subtraction techniques for scatter compensation in spect. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pages 13—20.

## APÊNDICE A

## BRIGHTVIEW XCT

Código para simulação da geometria da *BrightView* XCT por meio do *software* GATE.

### WORLD

```
/gate/world/geometry/setXLength 100 cm  
/gate/world/geometry/setYLength 100 cm  
/gate/world/geometry/setZLength 70 cm
```

### SCANNER HEAD

```
/gate/world/daughters/name SPECThead  
/gate/world/daughters/insert box  
/gate/SPECThead/geometry/setXLength 10. cm  
/gate/SPECThead/geometry/setYLength 50. cm  
/gate/SPECThead/geometry/setZLength 60. cm  
/gate/SPECThead/placement/setTranslation 20.0 0. 0. cm  
/gate/SPECThead/moves/insert orbiting  
/gate/SPECThead/orbiting/setSpeed 0.15 deg/s  
/gate/SPECThead/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm  
/gate/SPECThead/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm  
/gate/SPECThead/setMaterial Air  
/gate/SPECThead/vis/forceWireframe  
/gate/SPECThead/vis/setColor green
```

```
/gate/geometry/rebuild
```

### SHIELDING

```
/gate/SPECThead/daughters/name shielding  
/gate/SPECThead/daughters/insert box
```

---

```
/gate/shielding/geometry/setXLength 7.3 cm
/gate/shielding/geometry/setYLength 50. cm
/gate/shielding/geometry/setZLength 60. cm
/gate/shielding/placement/setTranslation 1.35 0. 0. cm
/gate/shielding/setMaterial Lead
/gate/shielding/vis/setColor red
/gate/shielding/vis/forceWireframe
```

## COLLIMATOR

```
/gate/SPECThead/daughters/name collimator
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/collimator/geometry/setXLength 27.0 mm
/gate/collimator/geometry/setYLength 50. cm
/gate/collimator/geometry/setZLength 60. cm
/gate/collimator/placement/setTranslation -3.65 0. 0. cm
/gate/collimator/setMaterial Lead
/gate/collimator/vis/setColor magenta
/gate/collimator/vis/forceWireframe
```

```
/gate/geometry/rebuild
```

```
/gate/collimator/daughters/name hole
/gate/collimator/daughters/insert hexagone
/gate/hole/geometry/setHeight 27.0 mm
/gate/hole/geometry/setRadius 1.0566 mm
/gate/hole/placement/setRotationAxis 0 1 0
/gate/hole/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/hole/setMaterial Air
```

```
/gate/hole/repeaters/insert cubicArray
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberX 1
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberY 190
/gate/hole/cubicArray/setRepeatNumberZ 140
/gate/hole/cubicArray/setRepeatVector 0. 2.2652 3.964 mm
/gate/geometry/rebuild
```

```
/gate/hole/repeaters/insert linear
/gate/hole/linear/setRepeatNumber 2
/gate/hole/linear/setRepeatVector 0. 1.1326 1.982 mm
```

## CRYSTAL

```
/gate/shielding/daughters/name crystal
/gate/shielding/daughters/insert box
/gate/crystal/geometry/setXLength 0.95 cm
```

---

```
/gate/crystal/geometry/setYLength 40.6 cm  
/gate/crystal/geometry/setZLength 53.9 cm  
/gate/crystal/placement/setTranslation -3.175 0. 0. cm  
/gate/crystal/setMaterial NaI  
/gate/crystal/vis/setColor yellow
```

```
/gate/SPECThead/repeaters/insert ring  
/gate/SPECThead/ring/setRepeatNumber 2
```

```
/gate/geometry/rebuild
```

## APÊNDICE B

JASZCZAK

Código para simulação da geometria do objeto simulador Jaszczak por meio do *software* GATE.

```
/gate/world/daughters/name Phantom
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/Phantom/geometry/setRmax 11.12 cm
/gate/Phantom/geometry/setRmin 0. cm
/gate/Phantom/geometry/setHeight 20. cm
/gate/Phantom/placement/setTranslation 0.0 0.0 0.0 mm
/gate/Phantom/setMaterial PMMA
/gate/Phantom/vis/setColor blue
/gate/Phantom/vis/forceWireframe
```

```
/gate/Phantom/daughters/name sourceMN
/gate/Phantom/daughters/insert cylinder
/gate/sourceMN/geometry/setRmax 10.8 cm
/gate/sourceMN/geometry/setRmin 0. cm
/gate/sourceMN/geometry/setHeight 18.6 cm
/gate/sourceMN/placement/setTranslation 0.0 0.0 0.0 mm
/gate/sourceMN/setMaterial Water
/gate/sourceMN/vis/setColor magenta
```

```
/gate/sourceMN/daughters/name esfera1
/gate/sourceMN/daughters/insert sphere
/gate/esfera1/geometry/setRmax 15.9 mm
/gate/esfera1/geometry/setRmin 0. mm
/gate/esfera1/placement/setTranslation -5.4 0.0 -3.4 cm
/gate/esfera1/setMaterial PMMA
/gate/esfera1/vis/setColor green
```

```
/gate/sourceMN/daughters/name esfera2
```



---

/gate/sourceMN/daughters/insert sphere  
/gate/esfera2/geometry/setRmax 12.7 mm  
/gate/esfera2/geometry/setRmin 0. mm  
/gate/esfera2/placement/setTranslation -2.7 -4.677 -3.4 cm  
/gate/esfera2/setMaterial PMMA  
/gate/esfera2/vis/setColor green

/gate/sourceMN/daughters/name esfera3  
/gate/sourceMN/daughters/insert sphere  
/gate/esfera3/geometry/setRmax 9.55 mm  
/gate/esfera3/geometry/setRmin 0. mm  
/gate/esfera3/placement/setTranslation 2.7 -4.677 -3.4 cm  
/gate/esfera3/setMaterial PMMA  
/gate/esfera3/vis/setColor green

/gate/sourceMN/daughters/name esfera4  
/gate/sourceMN/daughters/insert sphere  
/gate/esfera4/geometry/setRmax 7.95 mm  
/gate/esfera4/geometry/setRmin 0. mm  
/gate/esfera4/placement/setTranslation 5.4 0.0 -3.4 cm  
/gate/esfera4/setMaterial PMMA  
/gate/esfera4/vis/setColor green

/gate/sourceMN/daughters/name esfera5  
/gate/sourceMN/daughters/insert sphere  
/gate/esfera5/geometry/setRmax 6.35 mm  
/gate/esfera5/geometry/setRmin 0. mm  
/gate/esfera5/placement/setTranslation 2.7 4.677 -3.4 cm  
/gate/esfera5/setMaterial PMMA  
/gate/esfera5/vis/setColor green

/gate/sourceMN/daughters/name esfera6  
/gate/sourceMN/daughters/insert sphere  
/gate/esfera6/geometry/setRmax 4.75 mm  
/gate/esfera6/geometry/setRmin 0. mm  
/gate/esfera6/placement/setTranslation -2.7 4.677 -3.4 cm  
/gate/esfera6/setMaterial PMMA  
/gate/esfera6/vis/setColor green

/gate/sourceMN/daughters/name cilin1  
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder  
/gate/cilin1/geometry/setRmax 6.35 mm  
/gate/cilin1/geometry/setRmin 0. cm  
/gate/cilin1/geometry/setHeight 8.8 cm  
/gate/cilin1/placement/setTranslation 2.19 0.0 4.9 cm  
/gate/cilin1/setMaterial PMMA

---

/gate/cilin1/vis/setColor red

/gate/sourceMN/daughters/name cilin2  
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder  
/gate/cilin2/geometry/setRmax 5.55 mm  
/gate/cilin2/geometry/setRmin 0. cm  
/gate/cilin2/geometry/setHeight 8.8 cm  
/gate/cilin2/placement/setTranslation 1.095 1.897 4.9 cm  
/gate/cilin2/setMaterial PMMA  
/gate/cilin2/vis/setColor red

/gate/sourceMN/daughters/name cilin3  
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder  
/gate/cilin3/geometry/setRmax 4.75 mm  
/gate/cilin3/geometry/setRmin 0. cm  
/gate/cilin3/geometry/setHeight 8.8 cm  
/gate/cilin3/placement/setTranslation -1.095 1.897 4.9 cm  
/gate/cilin3/setMaterial PMMA  
/gate/cilin3/vis/setColor red

/gate/sourceMN/daughters/name cilin4  
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder  
/gate/cilin4/geometry/setRmax 3.95 mm  
/gate/cilin4/geometry/setRmin 0. cm  
/gate/cilin4/geometry/setHeight 8.8 cm  
/gate/cilin4/placement/setTranslation -2.19 0.0 4.9 cm  
/gate/cilin4/setMaterial PMMA  
/gate/cilin4/vis/setColor red

/gate/sourceMN/daughters/name cilin5  
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder  
/gate/cilin5/geometry/setRmax 3.2 mm  
/gate/cilin5/geometry/setRmin 0. cm  
/gate/cilin5/geometry/setHeight 8.8 cm  
/gate/cilin5/placement/setTranslation -1.095 -1.897 4.9 cm  
/gate/cilin5/setMaterial PMMA  
/gate/cilin5/vis/setColor red

/gate/sourceMN/daughters/name cilin5fundo  
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder  
/gate/cilin5fundo/geometry/setRmax 3.2 mm  
/gate/cilin5fundo/geometry/setRmin 0. cm  
/gate/cilin5fundo/geometry/setHeight 8.8 cm  
/gate/cilin5fundo/placement/setTranslation -4.8 -8.45 4.9 cm  
/gate/cilin5fundo/setMaterial PMMA  
/gate/cilin5fundo/vis/setColor red

---

```
/gate/sourceMN/daughters/name cilin6
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder
/gate/cilin6/geometry/setRmax 2.4 mm
/gate/cilin6/geometry/setRmin 0. cm
/gate/cilin6/geometry/setHeight 8.8 cm
/gate/cilin6/placement/setTranslation 1.095 -1.897 4.9 cm
/gate/cilin6/setMaterial PMMA
/gate/cilin6/vis/setColor red
```

```
/gate/sourceMN/daughters/name cilin6l1
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder
/gate/cilin6l1/geometry/setRmax 2.4 mm
/gate/cilin6l1/geometry/setRmin 0. cm
/gate/cilin6l1/geometry/setHeight 8.8 cm
/gate/cilin6l1/placement/setTranslation 4.6 -8.0 4.9 cm
/gate/cilin6l1/setMaterial PMMA
/gate/cilin6l1/vis/setColor red
```

```
/gate/sourceMN/daughters/name cilin6l2
/gate/sourceMN/daughters/insert cylinder
/gate/cilin6l2/geometry/setRmax 2.4 mm
/gate/cilin6l2/geometry/setRmin 0. cm
/gate/cilin6l2/geometry/setHeight 8.8 cm
/gate/cilin6l2/placement/setTranslation 5.0 -8.6 4.9 cm
/gate/cilin6l2/setMaterial PMMA
/gate/cilin6l2/vis/setColor red
```

```
/gate/cilin1/repeaters/insert quadrant
/gate/cilin1/quadrant/setLineNumber 4
/gate/cilin1/quadrant/setOrientation 0 deg
/gate/cilin1/quadrant/setCopySpacing 2.6 cm
/gate/cilin1/quadrant/setMaxRange 90 cm
```

```
/gate/cilin2/repeaters/insert quadrant
/gate/cilin2/quadrant/setLineNumber 4
/gate/cilin2/quadrant/setOrientation 60 deg
/gate/cilin2/quadrant/setCopySpacing 2.4 cm
/gate/cilin2/quadrant/setMaxRange 90 cm
```

```
/gate/cilin3/repeaters/insert quadrant
/gate/cilin3/quadrant/setLineNumber 5
/gate/cilin3/quadrant/setOrientation 120 deg
/gate/cilin3/quadrant/setCopySpacing 1.9 cm
/gate/cilin3/quadrant/setMaxRange 90 cm
```

---

```
/gate/cilin4/repeaters/insert quadrant
/gate/cilin4/quadrant/setLineNumber 6
/gate/cilin4/quadrant/setOrientation 180 deg
/gate/cilin4/quadrant/setCopySpacing 1.6 cm
/gate/cilin4/quadrant/setMaxRange 90 cm

/gate/cilin5/repeaters/insert quadrant
/gate/cilin5/quadrant/setLineNumber 7
/gate/cilin5/quadrant/setOrientation 240 deg
/gate/cilin5/quadrant/setCopySpacing 1.25 cm
/gate/cilin5/quadrant/setMaxRange 90 cm

/gate/cilin5fundo/repeaters/insert linear
/gate/cilin5fundo/linear/setRepeatNumber 6
/gate/cilin5fundo/linear/setRepeatVector 1.072 -0.63 0. cm

/gate/cilin6/repeaters/insert quadrant
/gate/cilin6/quadrant/setLineNumber 9
/gate/cilin6/quadrant/setOrientation 300 deg
/gate/cilin6/quadrant/setCopySpacing 0.9 cm
/gate/cilin6/quadrant/setMaxRange 90 cm

/gate/cilin6l1/repeaters/insert linear
/gate/cilin6l1/linear/setRepeatNumber 8
/gate/cilin6l1/linear/setRepeatVector 0.775926 0.45600182 0. cm

/gate/cilin6l2/repeaters/insert linear
/gate/cilin6l2/linear/setRepeatNumber 5
/gate/cilin6l2/linear/setRepeatVector 0.775926 0.45600182 0. cm

/gate/geometry/rebuild
```

## APÊNDICE C

## MÉTODOS CORRETIVOS

Código em MATLAB para a implementação dos métodos corretivos.

### I) *Dual Energy Window* (DEW)

```
k = 0.575;

b1 = b;
b2 = bsp;

projfinal = b1 - (k*b2);

for i=1:1:128
imagesc(projfinal(:,i)),title(num2str(i));
drawnow
end
```

### II) Filtro de Wiener

```
img = b(:,1:128);
GamaC = 5*104;

imgfft = fftshift(fft2(img));

psfgauss = fspecial('gaussian',128,2.5);
psfgaussfft = fftshift(fft2(psfgauss));

for i=1:size(img,3)

Im = imgfft(:,i);
Hestrela = conj(psfgaussfft);
Hquad = abs(psfgaussfft.*psfgaussfft);
```

---

```

    Im = Im * (Hestrela./(Hquad + GamaC));
    new(:,:,i) = Im;

    end

    new = ifft2(ifftshift(new));
    new2 = new./max(max(max(new)));
    newfinal = ifftshift(new2);

    for i=1:1:128
        imagesc(newfinal(:,:,i),title(num2str(i)));
        drawnow
    end

```

### III) Chang

```

resol = 0.2113;
 = imgoriginal;
Ipol = roipoly(ImgMask);
Nang = 2*64;
N = 0;
sizeRec = 128;

    forAng = 0 : 360/Nang : 359

    for i=1:1:sizeRec
        for j=1:1:sizeRec

            value = Ipol(i,j);

            if value==1

                for k=1:1:sizeRec

                    value1 = Ipol(k,j);
                    value2 = Ipol(k + 1,j);

                    if (value1 == 0 && value2 == 1)
                        dborda = k + 1;
                        break
                    end

                end

            end

            dpixel = i;

```

---

```

dfinal = dpixel - dborda;
dfinalreal = resol * dfinal;

Dfinal(i, j) = dfinalreal;

else

Dfinal(i, j) = 0;

end

end
end

N = N + 1;
DfinalMt(:, :, N) = Dfinal;

Dfinal = zeros(sizeRec, sizeRec);

IpolRot = imrotate(Ipol, 360/Nang, 'bicubic', 'crop');

end

for h=1:1:Nang

DFINAL(:, :, h) = imrotate(DfinalMt(:, :, h), ((65 - h) * 360/Nang), 'crop');

end

figure

for i=1:1:Nang
imagesc(DFINAL(:, :, i)), title(['Mapadedistância', num2str(i)]);
drawnow
end

constmi = 0.12;
dist = DFINAL;
imgparacor = imgoriginal;
sizeRec = 128;
theta = (0 : 1 : 360);

for i=1:1:sizeRec
for j=1:1:sizeRec

Somdist = 0;

```

---

```

valu = dist(i, j, 1);

if valu > 0

for k=1:1:Nang

    factorex = (-1) * constmi * dist(i, j, k);
    somdist = exp(factorex);
    Somdist = Somdist + somdist;

end

else

C(i, j) = 1;

end

if valu > 0

    c = Somdist * (1/Nang);
    C(i, j) = 1/c;

end

end

end

ImgCor = C. * imgparacor;

```