

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA**

**EFEITOS DAS CORREÇÕES DE ATENUAÇÃO
E ESPALHAMENTO EM SPECT CEREBRAL**

SILVANA PRANDO

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Instituto de Física da
Universidade de São Paulo

SBI-IFUSP



305M810T3900

Orientadora: Profa. Dra. Cecil Chow Robilotta

INSTITUTO DE FÍSICA

Serviço de Biblioteca e Informação

Tombo: 3900 lx. 1

São Paulo
2003

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA**

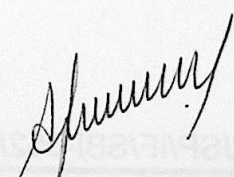
**EFEITOS DAS CORREÇÕES DE ATENUAÇÃO
E ESPALHAMENTO EM SPECT CEREBRAL**

SILVANA PRANDO

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Instituto de Física da
Universidade de São Paulo

Banca Examinadora:

Cecil Chow Robilotta (Orientadora-IFUSP)
Geraldo Busatto Filho (FMUSP)
Silvio Bruni Herdade (IFUSP)



Prof. Armando Corbani Ferraz
Presidente da Comissão de Pós Graduação

São Paulo
2003

dup. 07/08/03.

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e
Informação
do Instituto de Física da Universidade de São
Paulo

Prando, Silvana

Efeitos das Correções de Atenuação e
Espalhamento em Spect Cerebral. São Paulo, SP -
2003

Dissertação (Mestrado) Universidade de São Paulo
Instituto de Física. Departamento de Física Geral

Orientador: Prof. Dr. Cecil Chow Robilotta
Área de Concentração: Física

Unitermos: 1. Spect; 2. Atenuação;
3. Espalhamento; 4. Reconstrução Tomográfica.

USP/IF/SBI-052/2003

Agradecimentos

À Cecil, pela orientação, apoio e amizade.

Ao Marco Antônio de Oliveira, pela aquisição do *phantom* de Hoffman.

Ao Rubens Abe pela importante colaboração.

Aos colegas e professores do Grupo de Biofísica e Física Médica, em especial à Andreza, Fábio, Lorena, Marcos, Nestor e Roberto.

À Carlinha do CMN, pela amizade recente.

À minha família.

Ao J. C. Meneghetti e sua equipe do Serviço de Radioisótopos do InCor-
HC-FMUSP, onde este trabalho foi realizado.

À Tânia e ao Geraldo pela contribuição na aplicação clínica.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para este trabalho.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro.

Índice

Resumo	1
Abstract	3
Capítulo 1 – Introdução	
1.1 A Fisiologia Cerebral	5
1.2 A SPECT Cerebral	8
1.3 A Importância da SPECT Cerebral	11
1.4 Objetivos	13
1.5 Organização	15
Capítulo 2 – A Reconstrução Tomográfica	
2.1 O Problema da Reconstrução	16
2.2 Métodos Analíticos	18
2.2.1 Método de Reconstrução por Retroprojeção Filtrada	21
2.3 Filtros	23
2.3.1 Filtro Butterworth	23
2.3.2 Filtro Metz	25
2.4 Métodos Iterativos	26
2.4.1 Método ML-EM	27
2.4.2 Método OSEM	30
Capítulo 3 – Métodos de Correção de Espalhamento e Atenuação	
3.1 Interação da Radiação com a Matéria	33
3.1.1 Efeito Fotoelétrico	34
3.1.2 Espalhamento Compton	36
3.1.3 Atenuação	37
3.2 Método de Correção de Espalhamento	39
3.2.1 Método de Jaszczak	40
3.3 Método de Correção de Atenuação	42
3.3.1 Métodos Pós-Reconstrução	43
3.3.1.1 Método de Chang de 1º Ordem	43
3.3.1.2 Método de Chang de 2º Ordem	46
3.3.1.3 Método de Chang de 1º Ordem com Dois Coeficientes	47
3.3.1.4 Método de Compensação pelo Coeficiente de Atenuação Efetivo	49
3.3.2.5 Método de Correção utilizado o Mapa de Atenuação	49

Capítulo 4 – Materiais e Métodos

4.1	Materiais	52
4.1.1	Câmara de Cintilação	52
4.1.2	Correções Intrínsecas	54
4.1.3	Plataformas de Processamento	54
4.1.3.1	Vision/SMV-GE	55
4.1.3.2	Portable Image Processing (PIP)	56
4.1.3.3	MRico	57
4.1.3.4	Statistical Parametric Mapping (SPM)	58
4.1.4	<i>Phantom</i> de Hoffman	60
4.1.5	Pacientes	61
4.2	Metodologia	61
4.2.1	Preparação do <i>Phantom</i>	61
4.2.2	Preparação dos Pacientes	62
4.2.3	Aquisição	62
4.2.4	Reconstrução	63
4.2.5	Conversão e Normalização dos Dados	64
4.2.6	Combinação dos Métodos	64
4.3	Parâmetros de Avaliação	65
4.3.1	Simetria	66
4.3.2	Contraste	67
4.3.3	Relação entre Atividades Específicas	68
4.3.4	Relação Sinal Ruído	70

Capítulo 5 – Resultados e Discussões

5.1	Análise Visual do <i>Phantom</i> de Hoffman	71
5.2	Análise da Quantificação Relativa do <i>Phantom</i> de Hoffman	82
5.2.1	Total de Contagem por Corte e por Estudo Reconstruído	82
5.2.2	Simetria	87
5.2.3	Contraste	88
5.2.4	Relação de Atividades	94
5.2.5	Relação Sinal Ruído	98
5.3	Análise Visual e Quantitativa de Pacientes	100

Capítulo 6 – Conclusões

6.1	Conclusões	102
Apêndice A		106
Apêndice B		109
Referências		117

RESUMO

A SPECT cerebral fornece informação da perfusão ou do metabolismo do tecido cerebral, e tem seu valor clínico fundamentado na possibilidade de mudanças funcionais precederem às mudanças anatômicas. Sua aplicação tem sido útil no gerenciamento clínico dos pacientes, fornecendo informações adicionais que não podem ser obtidas por outras técnicas.

O presente trabalho avaliou os efeitos da combinação das correções de espalhamento e atenuação na análise da SPECT cerebral.

Estudamos imagens do simulador cerebral 3D de Hoffman e de um grupo de 20 pacientes com depressão e insuficiência cardíaca comprovada (D-IC) e 14 pacientes sem alteração do fluxo cerebral (CN). Os dados foram adquiridos com a câmara de duas cabeças SOPHY-DST/SMV-General Electric, após a injeção intravenosa de 1110MBq de ^{99m}Tc -HMPAO. Duas janelas energéticas foram usadas, 15% em 140keV e 30% centrada em 108keV, correspondendo à distribuição do espalhamento Compton. As imagens foram adquiridas com 128 projeções e alocadas em matrizes de 128 x 128 pixels.

As projeções foram reconstruídas usando o método OSEM (2 iterações e 8 sub-conjuntos), com as projeções filtradas com o filtro Metz de ordem 8 e 4 pixels de FWHM da psf, e pelo método FBP, com pré-filtro Butterworth de ordem 10 e frequência crítica igual a 0,7 Nyquist.

As imagens foram corrigidas para espalhamento pelo método de Jaszczak (fatores k iguais a 0,5, 0,4 e 0,3) e para atenuação pelo método de Chang de 1ª ordem ($\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$, $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e utilizando dois coeficientes de atenuação $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$ na mesma matriz de correção). Uma combinação dos dois métodos de correção também foi aplicada às imagens obtidas do simulador, resultando em seis diferentes conjuntos de imagens.

Em todas as imagens do simulador, o contraste e a relação sinal/ruído entre 5 regiões de interesse (ventrículo, tálamos, núcleo caudado, região occipital e córtex) e o cerebelo, assim como a relação de atividades entre a massa cinzenta e a branca e o erro relativo associado foram calculados e comparados com os valores esperados.

Os melhores resultados na análise do contraste e da relação sinal/ruído foram obtidos com $k = 0,5$ e $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$. Os resultados da relação de atividades obtidos com OSEM e filtro Metz são similares àqueles encontrados na literatura. O método de correção utilizando o coeficiente de atenuação efetivo produziu resultados visuais aceitáveis, mas mostrou-se inadequado para avaliação quantitativa. Os resultados da relação sinal/ruído foram melhores com o método de reconstrução OSEM do que a FBP.

As imagens de pacientes foram reconstruídas pelo método OSEM e filtro Metz e corrigidas com $k = 0,5$ (espalhamento) e $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ (atenuação). As imagens foram analisadas visualmente e as comparações do fluxo sanguíneo entre os pacientes D-IC e CN foram realizada com o programa Statistical Parametric Mapping (SPM).

As correções dos estudos dos pacientes com depressão resultaram no realce das regiões com fluxo sanguíneo alterado. Nas comparações com SPM, usando as imagens corrigidas e não-corrigidas, as áreas de maior redução da perfusão no grupo com depressão em relação ao grupo normal foram localizadas especificamente nos lobos parietal e occipital ($p < 0,001$). Além disso, a análise com SPM das imagens corrigidas também mostrou regiões bem definidas de redução da perfusão no grupo com depressão nas áreas prefrontais medial e lateral.

Este estudo indicou que a combinação dos métodos de espalhamento e atenuação aumentam o contraste e a detectabilidade de regiões com fluxo sanguíneo anormal e melhora a quantificação relativa da SPECT cerebral.

EFFECTS OF SCATTER AND ATTENUATION CORRECTIONS ON BRAIN SPECT

ABSTRACT

Brain SPECT gives information about perfusion or metabolism of the cerebral tissue. This technique has shown useful for clinical management of patients, as it provides data difficult to be obtained by other methods, due to the fact that functional changes may occur before anatomical ones.

The present work evaluated the effects of combinations of scatter and attenuation corrections on the analysis of brain SPECT.

We studied images of the 3D Hoffman brain phantom and from a group of 20 patients with confirmed depression and cardiac insufficiency (D-IC) and 14 matched normal cerebral blood flow controls (CN). Data were acquired with a Sophy-DST / SMV-General Electric dual-head camera, after intra-venous injection of 1110MBq ^{99m}Tc -HMPAO. Two energy windows, 15% centered on 140keV and 30% on 108keV of the Compton distribution, were used to obtain the corresponding sets of 128 x 128 x 128 projections. Tomograms were reconstructed using OSEM (2 iterations / 8 sub-sets) and Metz pre-filtering (order 8 / 4 pixels FWHM psf) and FBP with Butterworth filter (order 10 / frequency 0.7 Ny). Twelve combinations of Jaszczak correction (factors k equal to 0.3, 0.4 and 0.5) and the 1st order Chang correction ($\mu_{\text{ef}} = 0.12\text{cm}^{-1}$, $\mu_{\text{soft}} = 0.159\text{cm}^{-1}$ and $\mu_{\text{bone}} = 0.246\text{cm}^{-1}$) were applied on the phantom data. In all the phantom images, contrast and signal-noise ratio between 5 ROIs (ventricle, thalamus, caudate nucleus, occipital and cortex) and cerebellum, as well as the ratio between activities in grey and white matters and its relative error, were calculated and compared with the expected values.

The best results in the analysis of the contrast and activities ratio were obtained for $k=0.5$ and $\mu_{\text{soft}} = 0.159\text{cm}^{-1}$. The results of the activities ratio obtained with OSEM e Metz filter are similar to those found in the literature. The method of correction using effective attenuation coefficient produced results visually acceptable, but inadequate for the quantitative evaluation. The results of signal-noise ratio are better with OSEM than FBP reconstruction method.

The patients images were corrected with $k=0.5$ and $\mu_{\text{soft}} = 0.159\text{cm}^{-1}$. The results were reconstructed with OSEM and Metz filter, inspected visually and blood flow comparisons between the D-IC and the CN groups were performed using Statistical Parametric Mapping (SPM).

The corrections in the IC patients studies resulted in visually enhanced regions with altered blood flow. In the SPM comparisons, using either corrected or uncorrected images, the areas of greatly reduced perfusion in the IC group relative to CN were located specifically in parietal and occipital lobes ($p<0.001$). Moreover, the SPM analysis with corrected images showed a neat definition of reduced perfusion foci in the IC group in medial and lateral prefrontal areas.

This study indicates that combination of scatter and attenuation corrections increases contrast and detectability of regions with abnormal blood flow and improves the relative quantification in brain SPECT.

Introdução

O propósito deste capítulo é introduzir o problema de diagnosticar uma patologia cerebral utilizando a técnica de SPECT ("Single Photon Emission Computerized Tomography") e como os procedimentos de aquisição, reconstrução e quantificação podem ajudar a resolvê-lo. Para tanto, é necessário conhecer a fisiologia cerebral e os parâmetros que podem ser avaliados na SPECT cerebral, que também serão apresentados neste capítulo.

1.1 Fisiologia do cérebro

A anatomia e a fisiologia fazem do cérebro um órgão único, substancialmente diferente dos outros do corpo humano [Catafau]. Muitas dessas diferenças são encontradas dentro do sistema circulatório cerebral, particularmente na regulação da perfusão e no metabolismo.

As artérias (vasos que alimentam um tecido) intracranianas são diferentes das artérias presentes no resto do corpo [Catafau]. Por causa da proteção do osso e da pressão externa, a parede vascular tem menos espessura. Nenhuma fibra elástica é encontrada neste meio, mas uma membrana elástica interna bem desenvolvida existe em artérias cerebrais. A barreira sangüínea, que consiste de células endoteliais especiais com junções firmes dentro dos capilares cerebrais, é a maior diferença em relação a capilares encontrados em outras regiões do corpo. Essa barreira regula a entrada de substâncias com alto peso molecular e hidrofílicas, como a glicose, para o sistema nervoso central.

O cérebro é, talvez, o único órgão com nenhuma reserva energética. A atividade neuronal depende da continuidade do suprimento de oxigênio e glicose, que é garantido pelo fluxo sanguíneo cerebral (FSC). Esta dependência faz do cérebro o mais sensível e vulnerável órgão a variações do fluxo sanguíneo.

A perfusão e o metabolismo cerebrais estão relacionados com a maioria das condições patológicas, com exceções de alguns tumores cerebrais. Em geral, o suprimento adequado de oxigênio e glicose de cada área cerebral é regulado de acordo com sua necessidade metabólica, a qual é determinada pela intensidade de atividade neuronal daquela região. Assim, esta atividade está diretamente relacionada ao fluxo sanguíneo cerebral.

Além disso, a atividade cerebral é regionalizada, devida à organização dos grupos de neurônios (Fig.1.1), portanto, o consumo de oxigênio e glicose também é regionalizado. O grupo de neurônios que forma a massa cinzenta tem maior consumo do que os neurônios formadores da massa branca, sendo esse maior consumo da ordem de quatro vezes.

Este paralelismo entre FSC, metabolismo e atividade neuronal é a base para o uso de estudos de perfusão cerebral por SPECT na avaliação das funções cerebrais e, conseqüentemente, na detecção de eventuais disfunções.

Fig. 1.1: Mapa funcional da corteza cerebral humano adaptado da Scientific American (1982).

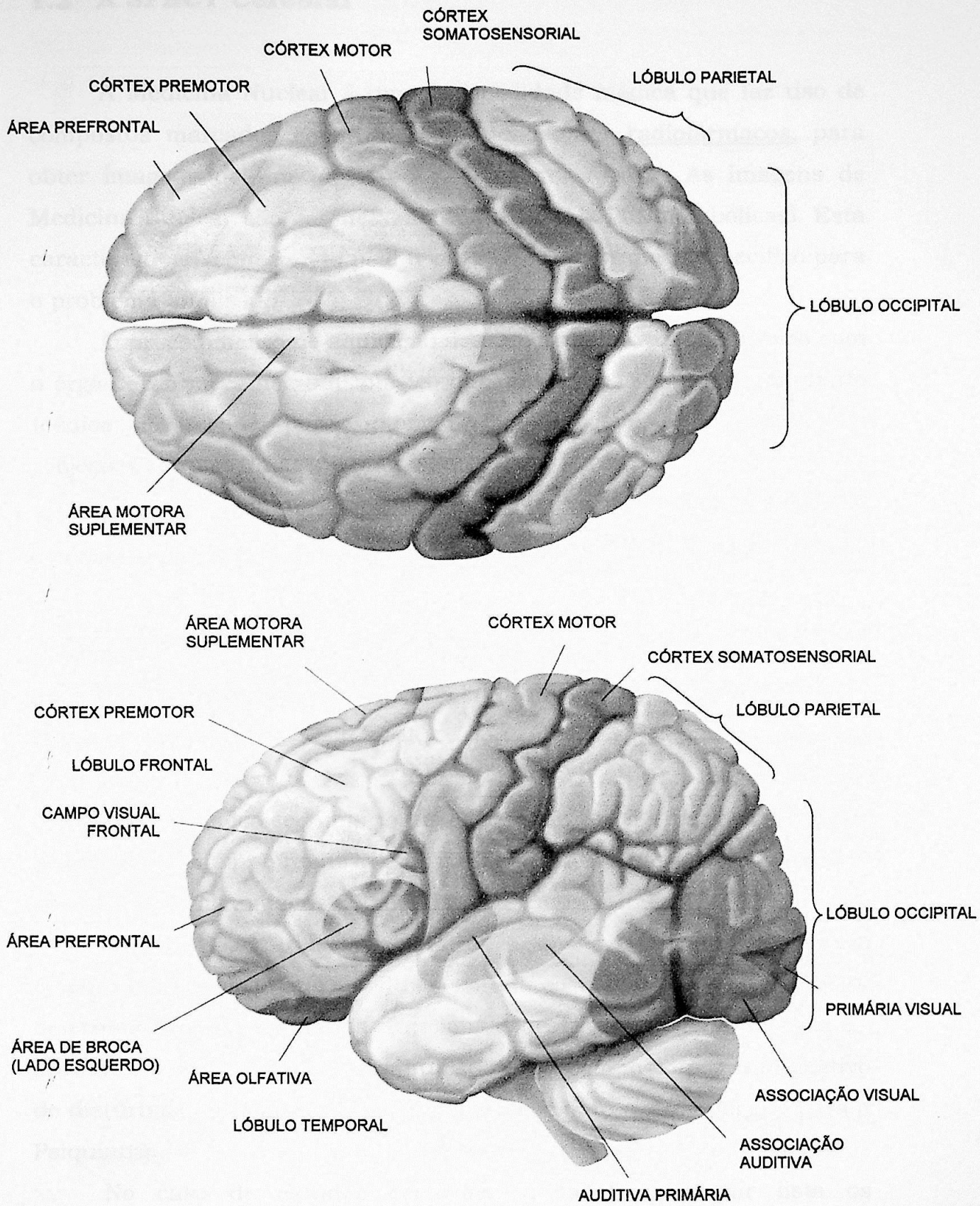


Fig. 1.1: Mapa funcional do córtex cerebral humano adaptado da Scientific American [SciAm].

1.2 A SPECT Cerebral

A Medicina Nuclear é uma especialidade médica que faz uso de compostos marcados com um radionuclídeo, os radiofármacos, para obter imagens de um órgão ou sistema em estudo. As imagens de Medicina Nuclear são essencialmente funcionais (ou metabólicas). Esta característica é conseguida pelo uso de um radiofármaco específico para o problema analisado.

O procedimento de aquisição dessas imagens varia de acordo com o órgão ou o mecanismo fisiológico que se pretende estudar e ainda da técnica empregada para obtenção das imagens, que podem ser projeções simples (imagens planas) ou tomográficas.

Um estudo muito importante da Medicina Nuclear é a SPECT cerebral, isto é, a tomografia por emissão de fótons únicos ("Single Photon Emission Computed Tomography") do cérebro. Para tanto, diversos compostos podem ser usados, como as aminas altamente lipofílicas, entre as quais, a hexametilpropileneaminaoxima (HMPAO), que tem livre circulação na célula nervosa [Neirinckx]. Contudo, em uma primeira interação na célula, a HMPAO se transforma em um complexo hidrofílico secundário, ficando retido por um período de tempo prolongado e não sofrendo redistribuição [Buchpiguel]. Desta forma, é possível obter as imagens de sua distribuição no cérebro.

A quantidade deste radiofármaco em determinada região do cérebro está relacionada ao fluxo sanguíneo cerebral regional (FSCr), determinado pela demanda funcional local por oxigênio e glicose. Portanto, o aumento ou a diminuição desse composto é um indicativo de distúrbios fisiológicos de grande interesse para a Neurologia e para a Psiquiatria.

No caso de estudos cerebrais, a tabela a seguir lista os radiofármacos existentes para as tomografias por emissão de fóton único (SPECT) e de pósitrons (PET) [Catafau].

SPECT – “Single Photon Emission Computed Tomography”

Função estudada	Radiofármaco
Destrução da barreira hemato-encefálica	^{99m}Tc -pertechnetato; ^{99m}Tc -glucoheptonato; ^{67}Ga -citrato de gálio
Volume sangüíneo	^{99m}Tc -hemácias; ^{99m}Tc - ou ^{123}I -albumina
Fluxo sangüíneo/Perfusão	^{99m}Tc -HMPAO(Ceretec™); ^{99m}Tc -ECD(Neurolite™) ^{127}Xe ou ^{133}Xe ; ^{123}I -anfetamina (IMP)
Marcadores tumorais	^{201}Tl ; ^{99m}Tc -isonitrilos (sesta MIBI-Cardiolite™); ^{99m}Tc -tetrafosmina (Myoview™); anticorpos monoclonais marcados com ^{99m}Tc e ^{111}In
Sistema dopaminérgico	Pré-sináptico: ^{123}I - β -CIT; ^{123}I -IPT; ^{123}I -FP-CIT(DaTSCAN™); ^{99m}Tc -TRODAT1 Pós-sináptico: ^{123}I -benzamida(IBZM); ^{123}I -epidepride
Sistema gabaérgico	^{123}I -iomazenil
Infecção/abscessos	^{99m}Tc - e ^{111}In -glóbulos brancos e anticorpos anti-granulócito

PET – “Positron Emission Tomography”

Função Estudada	Radiofármaco
Volume sangüíneo	^{15}O - hemácias
Fluxo sangüíneo	^{15}O - água, ^{15}O - dióxido de carbono; ^{11}C - butanol
Metabolismo de glucose	^{18}F - deoxiglucose (FDG)
Utilização de oxigênio	^{15}O -O
Marcadores tumorais	^{18}F - deoxiglucose (FDG); ^{11}C - metionina; ^{18}F - timidina(FLT)
Sistema dopaminérgico	Pré-sináptico: ^{18}F -DOPA; Pós-sináptico: ^{18}F -spiperona; ^{18}F -raclopride
Sistema de benzodiazepina	^{18}F - flumazenil

Para realizar um exame de SPECT, assim como outros estudos em Medicina Nuclear, devemos ter atenção especial para a escolha do radiofármaco e a preparação do paciente, que dependem do problema específico em estudo. A instrumentação disponível e a seleção adequada dos parâmetros para aquisição e reconstrução da tomografia cerebral vão influenciar a qualidade das imagens utilizadas para o diagnóstico.

A resolução espacial é o parâmetro mais importante a ser pensado na aquisição, devido à importância anatômica e ao tamanho reduzido de algumas estruturas cerebrais. Em princípio, equipamentos com alta resolução são recomendados para SPECT cerebral.

A principal regra para se obter uma imagem de SPECT cerebral com qualidade para diagnóstico confiável é garantir um balanço entre a informação, número de fótons detectados, e a resolução espacial. Estes parâmetros são dependentes da atividade injetada, do tipo de colimador, do tempo de aquisição, do número de projeções, dos métodos de correções e do processo de reconstrução tomográfica.

A quantificação é um processo importante quando se torna necessário calcular a hipo-/hipercaptação em determinadas áreas cerebrais.

A quantificação de imagens de SPECT cerebral pode ser feita em termos relativos ou comparativos, entre diferentes regiões ou hemisférios. Para tanto, podemos utilizar RIs (regiões de interesse), bidimensionais de tamanho reduzido ou anatômico, ou VIs (volumes de interesse), regiões tridimensionais anatômicas. A RI tem a desvantagem da magnitude do erro, devido ao menor número de contagens em comparação àquelas contidas no VI. Este, por sua vez, necessita de maior habilidade e tempo para ser delimitado.

A quantificação, entretanto, é degradada por efeitos físicos decorrentes da interação da radiação com a matéria e pelo sistema de formação da imagem. Os efeitos da atenuação e do espalhamento da radiação alteram a contagem na região central da imagem, o contraste e a resolução espacial do exame. O sistema de formação da imagem não fornece uma imagem idêntica ao objeto em estudo pela própria limitação do sistema. Se não corrigidos, esses efeitos impossibilitam a quantificação correta de estruturas cerebrais centrais de grande importância, como os tálamos, o putâmem, o hipotálamo, entre outras.

Em sistemas comerciais, existem métodos de correção, pré- e pós-reconstrução, para os efeitos de espalhamento e atenuação. Alguns destes métodos serão apresentados mais adiante.

1.3 A importância da SPECT Cerebral

A SPECT cerebral fornece informação da perfusão ou do metabolismo do tecido cerebral, e tem seu valor clínico fundamentado no conceito que mudanças funcionais precedem às mudanças anatômicas [Catafau]. Sua aplicação tem sido útil no gerenciamento clínico dos pacientes, fornecendo informações adicionais que não podem ser obtidas por outras técnicas.

A SPECT pode ser usada para definir uma patologia em um paciente quando sintomas neurológicos e psiquiátricos não podem ser explicados pelos achados na neuroimagem estrutural. Essa dissociação entre achados clínicos e radiológicos é freqüente. Um bom exemplo é a utilidade da perfusão em diagnóstico diferencial de demências [Costa]. SPECT é sensível em detectar diminuição da função regional cerebral quando CT ("Computerized Tomography") ou NMR ("Nuclear Magnetic Resonance") mostram apenas achados não específicos, como atrofia cerebral. Diferentes padrões de perfusão têm sido associados a diferentes tipos e graus de demência.

A SPECT cerebral, como instrumento de diagnóstico de doenças psiquiátricas [Busatto], ainda tem uso limitado devido às dificuldades relacionadas com a quantificação do exame e do próprio diagnóstico, uma vez que estas doenças não têm seu mecanismo fisiopatológico totalmente esclarecido. Atualmente, restringe-se ao diagnóstico diferencial de demências, exclusão de causas orgânicas em casos de apresentação psicopatológica atípica, e na detecção do envolvimento do sistema nervoso central em doenças sistêmicas.

Os exames clínicos de SPECT incorporados na rotina diária de muitos departamentos de Medicina Nuclear permitem obter [Costa]:

- Diagnóstico diferencial das demências, principalmente entre doença de Alzheimer, doença de Pick e demência com múltiplos infartos, e também distinguir estas de estados depressivos em doentes idosos;
- Diagnóstico diferencial entre recidiva de tumores e necrose pós-irradiação ou pós-cirurgia;
- Demonstração *in vivo* da severidade da degenerescência dopaminérgica característica da doença de Parkinson;
- Confirmação da morte cerebral, principalmente em casos de coma por intoxicação com barbitúricos.

A principal contribuição da SPECT cerebral para a Psiquiatria [Busatto] vem das pesquisas em amostras de pacientes com transtorno psiquiátrico, melhorando o entendimento da fisiopatologia, mapeando os padrões de anormalidade de funcionamento cerebral subjacente a sintomas mentais e alterações neuropsicológicas específicas.

“ Uma diminuição da perfusão na região temporoparietal do cérebro é, por exemplo, associada com demência posterior como um tipo de Alzheimer; entretanto, a diminuição da perfusão em áreas frontal ou frontotemporal sugere demência do lobo frontal, como a doença de Pick. A classificação precisa das demências tem se tornado importante por causa dos recentes avanços no tratamento médico.

SPECT também pode ter um impacto em decisões terapêuticas pela diferenciação das demências de Alzheimer de pseudodemências depressivas, as quais podem ser efetivamente tratadas e apresentadas como diminuição da perfusão prefrontal.

Danos cerebrais de diferentes causas como vascular, tumoral ou traumático, podem diminuir os impulsos neuronais e interromper a conexão com outras regiões cerebrais, as quais podem estar distantes da lesão original. Assim, regiões cerebrais recebendo sinais aferentes

pobres tornam-se hipofuncionais, diminuindo seu metabolismo, e aparecem como áreas pouco captantes nas imagens de SPECT cerebral.

Por outro lado, a alta sensibilidade em detectar anormalidades funcionais é contrabalanceada pela pobre especificidade, isto é, o mesmo padrão de SPECT pode ser encontrado em diferentes patologias. O conhecimento detalhado dos sintomas do paciente e das áreas funcionais cerebrais envolvidas é importante para interpretação das imagens funcionais. Achados de SPECT devem ser integrados com aqueles provenientes de CT ou NMR, pois a cooperação multimodalidade aumenta a qualidade do diagnóstico final” [Costa] [Busatto].

A análise dos exames pode ser qualitativa e/ou quantitativa. No entanto, análises qualitativas são subjetivas e dependem do observador. Além disso, pequenas alterações cerebrais podem gerar áreas de hipocaptção sutis, difíceis de serem visualizadas. Análises quantitativas são mais confiáveis quanto à possibilidade de reprodução da técnica em diferentes pacientes, à capacidade de padronização do processo de diagnóstico e à capacidade de detecção precoce de áreas onde a captação é pouco alterada. Com este quadro, a tendência é quantificar cada vez mais exames de SPECT cerebral.

1.4 Objetivos

Com o objetivo de contribuir para um aumento do poder de diagnóstico em neuropsiquiatria, o presente trabalho estudou os efeitos de alguns métodos de correção de espalhamento e atenuação na quantificação de SPECT cerebral.

Como observamos nos tópicos anteriores, existem muitos fatores que afetam a qualidade da imagem final da SPECT cerebral. Alguns desses parâmetros, como morfologia e metabolismo, não podem ser alterados com o objetivo de melhorar a imagem. Porém, muitos dos

parâmetros existentes nos métodos de correções podem ser manipulados e devem ser estudados para garantir a melhor performance possível da SPECT cerebral.

Neste trabalho, estudamos as influências das correções de atenuação e espalhamento quanto à quantificação de imagens de SPECT cerebral e obtemos os melhores valores para os parâmetros utilizados nestes métodos de correções para o uso na rotina clínica.

Os estudos foram realizados com aquisições com o *phantom* cerebral 3D de Hoffman. As imagens foram reconstruídas com dois métodos de reconstrução, FBP ("Filtered Back Projection") e OSEM ("Ordered Subsets Expectation Maximization").

Corrigimos os dados para o efeito do espalhamento utilizando o método de Jaszczak de pré-reconstrução, com os fatores $k = 0,5, 0,4$ e $0,3$ gerando 3 conjuntos de projeções corrigidas. Os cortes tomográficos foram corrigidos para o efeito da atenuação pelo método de Chang de pós-reconstrução, com os coeficientes $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$, $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e uma combinação de dois coeficientes de atenuação ($\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$), gerando 3 conjuntos de dados corrigidos. Seis combinações diferentes de métodos de correção de espalhamento e atenuação foram aplicados ao conjunto de dados original, totalizando 12 conjunto de imagens corrigidas.

Esses conjuntos finais foram analisados quantitativamente para os parâmetros: relação de atividades entre massa branca, cinzenta e ventrículos e o erro relativo associado a esta medida; contraste entre massa cinzenta e ventrículos e os valores da relação sinal-ruído (S/R).

Os parâmetros de relação de atividades e contraste estão definidos para o *phantom* de Hoffman, e comparando estes valores com os obtidos na quantificação, encontramos os melhores parâmetros para os métodos de correção de espalhamento e correção.

Como exemplo prático do método, aplicamos as correções em estudos clínicos de 34 pacientes com insuficiência cardíaca, 20 dos quais depressivos e 14, com atividade cerebral normal. Os estudos

foram obtidos pelo grupo de neuroimagem em psiquiatria sob coordenação do Dr. Geraldo Busatto Filho [Busatto2]. Estes estudos foram analisados visualmente e uma comparação entre os dois grupos foi realizada utilizando o software SPM ("Statistical Parametric Mapping").

1.5 Organização

No capítulo 2, apresentamos os métodos de reconstrução tomográficas de Retroprojeção Filtrada (FBP) e Ordered Subsets Expectation Maximization (OSEM) e os filtros utilizados neste trabalho.

No capítulo 3, introduzimos a teoria da interação da radiação com a matéria pela interação fotoelétrica e pelo espalhamento Compton, os efeitos decorrentes na imagem e os métodos de correção empregados.

O capítulo 4 descreve os materiais e a metodologia utilizados na aquisição das imagens e no processamento dos estudos e na análise dos dados.

O capítulo 5 mostra os resultados e discussões sobre os parâmetros utilizados para avaliação do trabalho.

No capítulo 6, apresentamos as conclusões e as perspectivas futuras do trabalho.

No final da dissertação descrevemos o sistema de formação da imagem [Apêndice A], os trabalhos apresentados em congressos [Apêndice B] e as referências bibliográficas.

A Reconstrução Tomográfica

Neste capítulo, estudaremos o problema da reconstrução, o método de Retroprojeção Filtrada, o método iterativo OSEM e os filtros utilizados, Butterworth e Metz.

Os métodos de reconstrução e filtros apresentados neste capítulo são aqueles comumente usados em rotinas clínicas de estudos de SPECT cerebral.

2.1 O Problema da Reconstrução

O problema da reconstrução tomográfica consiste em obter a distribuição espacial do radiofármaco no órgão em estudo a partir de um conjunto de projeções. Existem vários métodos de reconstrução tomográfica disponíveis nos sistemas comerciais, possibilitando que a distribuição espacial 3D seja representada por cortes.

Na reconstrução, pretende-se obter a função $f(x,y)$, o corte tomográfico, que descreve a imagem de uma determinada secção do objeto, a partir do conjunto de projeções $g(\theta,s)$, conforme a figura 2.1.

Na aquisição tomográfica, o sistema detector registra um conjunto de projeções $g(\theta,s)$ da distribuição $f(x,y)$, onde $g(\theta,s_1)$ representa a soma dos fótons detectados ao longo da reta AB, conhecida como raio soma. Podemos representar $g(\theta,s)$ como uma integral de linha de $f(x,y)$ ao longo do raio soma AB:

2.2 Métodos Analíticos
$$g(\theta, s) = \int_{\text{linha } AB} f(x, y) dt$$

também conhecida como transformada de Radon [Radon] da função $f(x, y)$ sobre o raio soma AB a uma distância s_1 e direção θ da origem. A transformada de Radon foi definida em 1917 pelo próprio Radon.

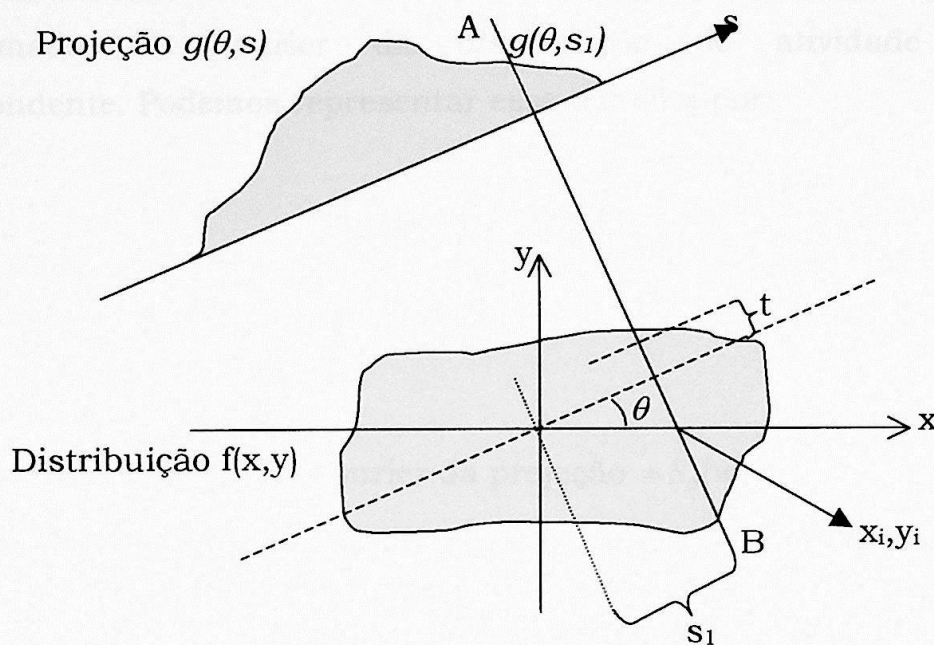


Fig. 2.1: Distribuição bidimensional de radioatividade $f(x, y)$ e sua projeção $g(\theta, s)$. [Kak]

O método mais simples de reconstrução tomográfica é o da retroprojeção simples onde o problema é, em princípio, resolvido pela inversão da transformada de Radon.

Os métodos de reconstrução podem ser divididos em três classes: os métodos analíticos, que se baseiam no Teorema do Corte Central de Fourier, resolvendo analiticamente o problema, onde o método mais usado é o da Retroprojeção Filtrada; os métodos algébricos, que não foram utilizados neste trabalho, e os métodos iterativos, como os métodos ML-EM e a sua variação, o método OSEM.

2.2 Métodos Analíticos

Os métodos analíticos se baseiam no Teorema do Corte Central de Fourier para obter a distribuição $f(x,y)$ a partir do conjunto de projeções unidimensionais $g(\theta,s)$. O método analítico mais conhecido é o de retroprojeção filtrada.

O Teorema do Corte Central de Fourier [Kak] garante que a transformada de Fourier do conjunto de projeções seja igual à transformada de Fourier da distribuição de atividade $f(x,y)$ correspondente. Podemos representar esse teorema por:

$$\mathfrak{F}\{g(\theta, s)\} = \mathfrak{F}\{f(x, y)\}$$

onde

$\mathfrak{F}\{g(\theta, s)\}$ = transformada de Fourier da projeção = $S_\theta(w)$

$\mathfrak{F}\{f(x, y)\}$ = transformada de Fourier da distribuição de atividade = $F(\theta, w)$

ou,

$$S_\theta(w) = \mathfrak{F}\{f(x, y)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) dx dy$$

onde w é a frequência e θ o ângulo.

Se tomarmos a transformada de Fourier de todas as projeções, obtemos as linhas radiais da transformada de Fourier da distribuição de atividade $f(x,y)$ conforme a figura 2.2.

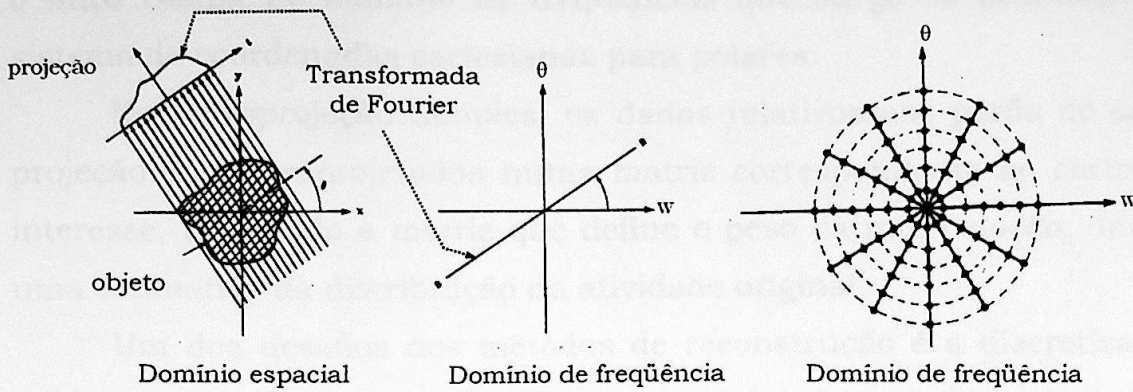


Fig.2.2: Representação da transformada de Fourier no domínio do espaço (projeções) e no domínio de frequência [Kak].

Ao aplicar a transformada inversa de Fourier às linhas radiais, recuperamos a função distribuição de atividade do objeto, matematicamente:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mathfrak{F}\{f(x, y)\} \exp(i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) w dw d\theta$$

Podemos simplificar a equação acima, pois $F(\theta + 180^\circ, w) = F(\theta, -w)$:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^{\infty} F(\theta, w) |w| \exp(i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) dw \right] d\theta$$

Substituindo $F(\theta, w)$ da equação acima pela transformada unidimensional $S_\theta(w)$ da projeção no ângulo θ , temos:

$$f(x, y) = \int_{\pi/2}^{\pi/2} \left[\int_{-\infty}^{\infty} S_\theta(w) |w| e^{i2\pi w t} dw \right] d\theta \quad (2.1)$$

onde

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta$$

Na expressão (2.1), o termo entre colchetes é interpretado como uma filtragem sobre a transformada $S_\theta(w)$ da projeção, o parâmetro $|w|$ é

o filtro rampa no domínio de frequências que surge da mudança do sistema de coordenadas cartesianas para polares.

Na Retroprojeção Simples, os dados relativos aos perfis de cada projeção são retroprojetados numa matriz correspondente ao corte de interesse, utilizando a matriz que define o peso da interpolação, dando uma estimativa da distribuição da atividade original.

Um dos desafios dos métodos de reconstrução é a discretização da função contínua $f(x,y)$. Teoricamente, necessitamos de um número infinito de projeções para calcular $f(x,y)$, mas na prática, um número finito de projeções é adquirido para reconstruir a imagem do objeto, ocorrendo uma discretização da função densidade de radiação.

Essa discretização de $f(x,y)$ (Fig. 2.3) exige uma interpolação dos valores retroprojetados do raio soma usando matrizes que definem o peso da interpolação variando de 0 até 1, conforme a contribuição do raio soma no pixel. O método de interpolação mais conhecido atualmente é o Siddon [Siddon].

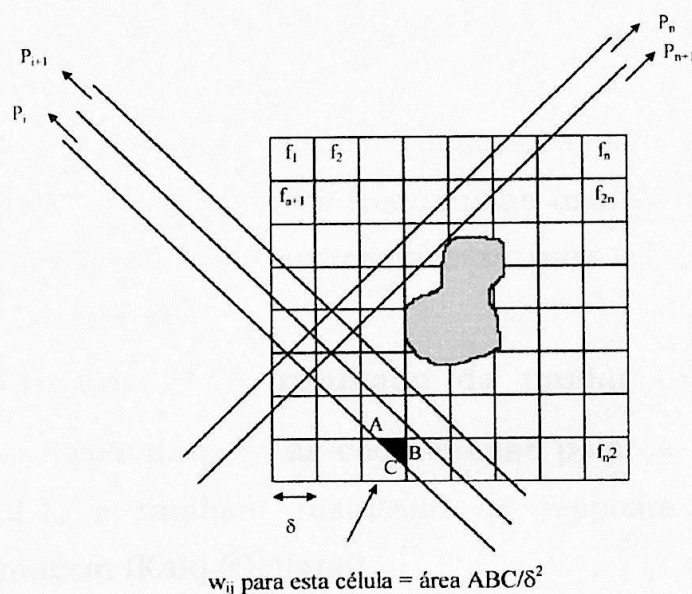


Fig. 2.3: Representação da discretização de $f(x,y)$ e do cálculo do peso da interpolação definida pela área entre A, B e C [Kak].

2.2.1 Método de Reconstrução por Retroprojeção Filtrada

Um dos métodos mais simples e utilizados nos sistemas comerciais é o método de reconstrução por Retroprojeção Filtrada, proposto por Ramachandian e Lakshminarayanan em 1968, a partir do método de retroprojeção simples [Ramachandian].

O método de retroprojeção simples introduz um artefato em forma de estrela na imagem, caracterizado por borrões rajados em torno do objeto reconstruído.

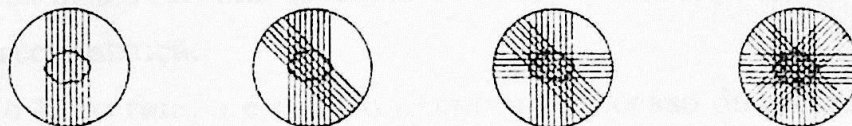


Fig. 2.4: Representação do efeito estrela.

Um método para diminuir o efeito desse artefato é aplicar um filtro nas projeções durante o processo de reconstrução, a esta técnica de redução de artefatos do tipo estrela dá-se o nome de Retroprojeção Filtrada.

Este procedimento de reconstrução consiste basicamente em filtrar as projeções no domínio de frequências usando o filtro rampa e, realizar a transformada de Fourier inversa para obter a imagem da distribuição de atividade.

O filtro rampa $|w|$ é resultado da mudança do sistema de coordenadas cartesianas para as coordenadas polares, conforme vimos na equação 2.1, e também resultado da resposta do sistema de formação de imagem [Kak] [Gelfand].

O processo de filtragem incluso no método de Retroprojeção Filtrada pode fornecer um resultado visual melhor quando comparado à Retroprojeção Simples, diminuindo o borramento e aumentando o contraste, como podemos observar na simulação da figura 2.5.

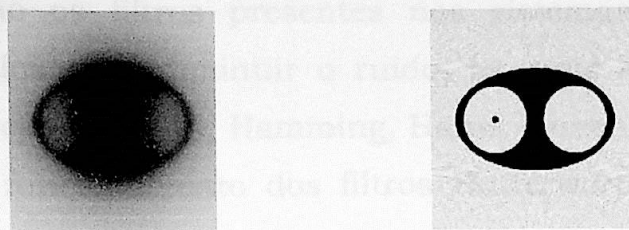


Fig. 2.5: Diferença entre a Retroprojeção Simples e a Retroprojeção Filtrada.[Matthias]

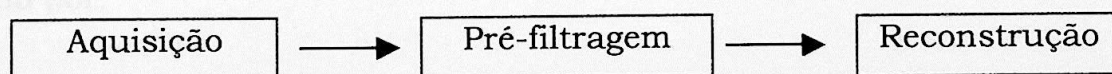
Os dois métodos citados anteriormente, Retroprojeção Simples e a Filtrada, utilizam o Teorema do Corte Central de Fourier como base do processo de reconstrução.

Como o filtro rampa é o filtro usado no processo de reconstrução por Retroprojeção Filtrada, temos uma amplificação do ruído e um ganho na amplitude do sinal.

O processo de filtragem pode ser efetuado, se necessário, antes da reconstrução onde se aplica o filtro diretamente nas projeções, durante o processo de reconstrução ou após da reconstrução. Pode-se aplicar dois filtros em etapas diferentes da reconstrução, isto é, pode-se filtrar as projeções com um filtro, reconstruir o estudo e, filtrar a imagem reconstruída com um segundo filtro.

Para contornar o problema da amplificação do ruído, podemos usar um filtro passa-baixa nas projeções, ou na imagem reconstruída, que esmaece os sinais de alta frequência, responsáveis pelo ruído na imagem final.

Como avaliamos as imagens processadas segundo a rotina clínica, o processo de filtragem foi efetuado nas projeções, e portanto, antes da reconstrução da imagem. O fluxograma a seguir mostra a etapa de pré-filtragem no processo de reconstrução dos estudos clínicos.



Muitos são os filtros presentes nos sistemas comerciais que podem ser usados para diminuir o ruído, os mais conhecidos são o Butterworth, Shepp & Logan, Hamming, Hann, Parzen e Metz. A seguir, explicaremos o funcionamento dos filtros Butterworth e Metz usados neste trabalho.

2.3 Filtros

A aplicação de processamento digital pode promover a restauração da imagem, na qual a imagem resultante é uma representação mais próxima do objeto que a imagem original degradada; ou o realce na imagem, na qual a imagem é melhorada visualmente de acordo com um critério pré-determinado, sem compensação direta de aspectos físicos, como os efeitos da interação com a matéria, que produziram a degradação da imagem [Gelfand] [King2].

Esses processos são conhecidos como técnicas de filtragem da imagem e envolvem a implementação de algoritmos matemáticos que operam com os dados da imagem original. Essas técnicas de filtragem digital podem ser efetuadas no domínio do espaço ou no domínio de frequências, onde a mudança de domínio é efetuada pela transformada de Fourier.

2.3.1 Filtro Butterworth

O filtro Butterworth [Gelfand] [Oppenheim] é do tipo passa-baixa e dado por:

$$F(w) = \begin{cases} \left[\frac{w^2}{1 + \left[\frac{w}{w_c} \right]^{2n}} \right]^{1/2} & \text{se } w < w_c \\ 0 & \text{se } w \geq w_c \end{cases} \quad (2.3)$$

onde n é a ordem do filtro que determina a inclinação da função e, w_c é a frequência crítica, a qual determina a localização da zona de transição ou, a frequência na qual o ganho tem valor 0,707. No presente trabalho, adotamos $n = 10$ e $w_c = 0,7$ Nyquist.

A frequência de Nyquist é conhecida como a frequência mínima de amostragem na qual os dados podem ser amostrados sem perda de informação e é representada por

$$w_c = \frac{1}{2 \cdot \Delta x}$$

onde Δx é o tamanho do pixel, também conhecido como intervalo de amostragem no domínio espacial.

O filtro Butterworth, figura 2.6, é geralmente utilizado para diminuir a contribuição do ruído numa dada imagem.

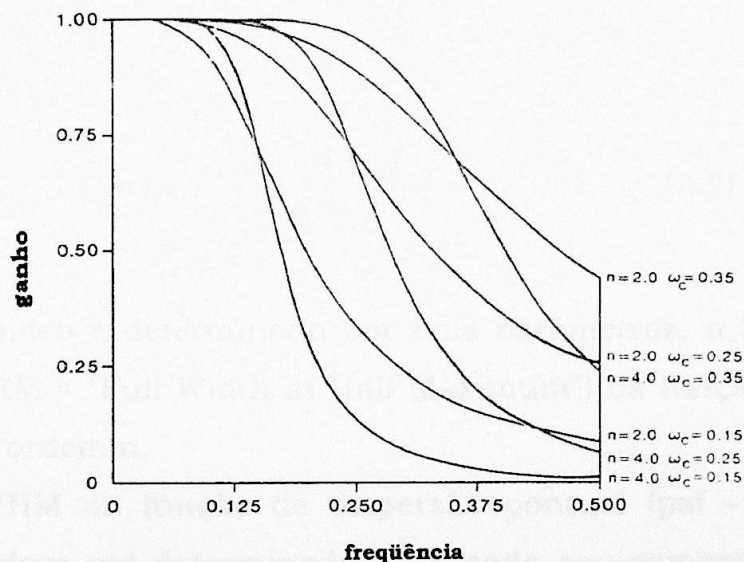


Fig. 2.6: Representação do filtro Butterworth [Gelfand].

Os parâmetros do filtro Butterworth podem ser alterados para fornecer uma imagem final mais ou menos suavizada. Deve-se levar em consideração que sinais de alta frequência são também responsáveis pela definição das bordas e contribuem para a resolução geométrica da imagem.

2.3.2 Filtro Metz

Os filtros de restauração da imagem, como os filtros de Wiener [King] e de Metz [Metz] [Robilotta], têm sido investigados extensivamente [Gelfand]. Estes dois filtros compensam a perda de resolução nas frequências espaciais médias e altas (borramento), introduzida pela resposta do sistema e pelos fótons espalhados, e também são responsáveis pela supressão do ruído de alta frequência.

As características do sistema de formação de imagem podem ser representadas pela sua função resposta a uma fonte pontual, psf (\bar{x}), ou sua função de transferência de modulação, $M(\bar{w}) = \mathfrak{F}\{\text{psf}(\bar{x})\}$.

Matematicamente, podemos expressar o filtro de Metz no domínio de frequências como:

$$F(w) = \frac{1 - (1 - |M(w)|^2)^{n+1}}{M(w)} \quad (2.4)$$

Este filtro é determinado por dois parâmetros, a largura à meia altura (FWHM – “Full Width at Half Maximum”) da função de dispersão pontual e a ordem n .

A FWHM da função de dispersão pontual (psf – “Point Spread Function”) deve ser determinada para cada equipamento e colimador, através da aquisição de imagens de uma fonte pontual ou retilínea (lsf – “Line Spread Function”). A distância entre a fonte linear e o detector deve ser mantida a mesma que é usada na rotina clínica, pois a psf

varia com a distância. Na prática, a função de dispersão pontual da câmara de cintilação pode ser aproximada por uma função Gaussiana, cuja largura é igual à FWHM do sistema.

A recuperação dos sinais de média frequência é maior quanto maior a ordem do Filtro Metz, onde o filtro Gaussiano é um caso especial do filtro Metz com ordem $n = 0$.

Neste trabalho, usamos os valores adotados na rotina clínica, ordem $n = 8$ e 4 pixels de FWHM da psf.

Quando aplicado sobre as projeções, sua função é amplificar as regiões de médias frequências melhorando a resolução nessas bandas e suavizando as regiões correspondentes ao ruído estatístico, como ilustra a figura 2.7.

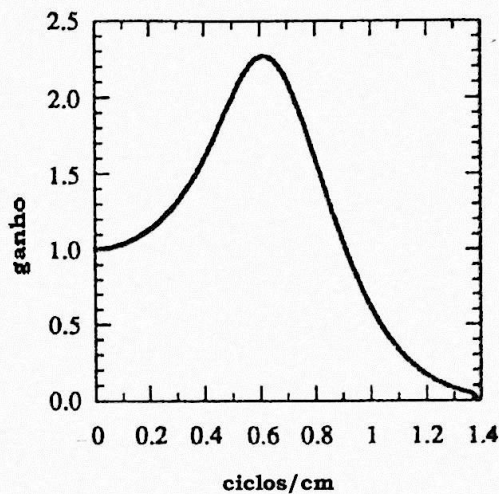


Fig. 2.7: Representação do filtro Metz de ordem 12 [Gilland].

2.4 Métodos Iterativos

Durante as últimas duas décadas, algoritmos para reconstrução de imagens têm sido implementados levando em conta o fato de que a emissão radioativa segue uma distribuição de Poisson [Shepp]. Por esse ponto de vista, o problema da reconstrução da imagem pode ser visto

como um problema padrão de estimativa estatística para um conjunto de dados incompletos.

Frente aos métodos analíticos tradicionais largamente empregados, como a retroprojeção filtrada, os métodos iterativos fornecem melhores resultados em termos de qualidade; por exemplo, a relação sinal/ruído final é maior quando se reconstrói com métodos estatísticos, mesmo no caso de aquisições com baixas contagens [Bruyant]. Outra grande vantagem desses métodos está na possibilidade de incorporação de correções durante a reconstrução, através de uma matriz dos coeficientes c_{ij} , construída a partir de modelagem dos efeitos de atenuação, espalhamento, decaimento radioativo e da resposta da câmara.

O método iterativo mais conhecido é o de Maximização da Expectativa, ou simplesmente, EM ("Expectation Maximization").

2.4.1 Método ML-EM

O algoritmo ML-EM ("Maximum Likelihood Expectation Maximization") [Shepp][Lange] é uma técnica iterativa para calcular a estimativa da máxima verossimilhança da densidade de atividade. Os dados medidos são considerados como amostras em um conjunto de variáveis aleatórias, das quais as funções densidade de probabilidade são aproximadamente a distribuição do objeto, de acordo com o modelo matemático e físico do processo de aquisição dos dados. Utilizando os modelos matemáticos, é possível calcular a probabilidade de qualquer densidade de distribuição inicial do objeto em estudo ter produzido os dados observados. Em todo o conjunto de imagens possíveis, que representa uma distribuição do objeto em potencial, a imagem com maior probabilidade é a estimativa de máxima verossimilhança do objeto original.

Pode-se definir a densidade de distribuição inicial como uma distribuição uniforme, ou como um corte reconstruído pelo método FBP. É importante notar que, ao incorporar um corte reconstruído por FBP como densidade de distribuição inicial, estamos incluindo também todos os problemas do próprio método de retroprojeção ao método iterativo.

Nos algoritmos de reconstrução iterativos, é necessário amostrar a área a ser reconstruída por uma grade retangular de pixels. Se λ_j é a média de atividade contida num pixel, a contribuição do pixel j à i -ésima projeção p_i é dada por

$$\Delta t_i \lambda_j b_{ij} = c_{ij} \lambda_j$$

em que Δt_i é o tempo de aquisição da referida projeção e b_{ij} é a probabilidade de um fóton emitido no pixel j contribuir à projeção i . Os coeficientes c_{ij} resumem todas as características físicas da aquisição, como geometria e sensibilidade do detector, atenuação, etc. Esses coeficientes são constantes conhecidas e as intensidades λ_j são os parâmetros que estimamos.

A variável aleatória q_{ij} define o número de fótons contados na projeção p_i e originados no pixel j , e a média de q_{ij} é $c_{ij}\lambda_j$. Portanto, por definição,

$$p_i = \sum_{j=1}^N q_{ij}$$

onde N é o número de pixels.

Observamos que os q_{ij} são considerados independentes e seguem a distribuição de Poisson, pois descrevem um fenômeno de decaimento nuclear. Assim, como conseqüência, p_i também segue uma distribuição de Poisson com média $\sum_{j=1}^N c_{ij}\lambda_j$.

Notamos que as projeções p_i são medidas, mas q_{ij} , que nos fornecem a solução do problema, são desconhecidos. Podemos definir uma Função de Verossimilhança $L(p, \lambda)$, que deve ser maximizada, para a estimativa dos parâmetros λ_j . Esta maximização, em geral, é feita em:

$$\ln L(p, \lambda) = \sum_{i=1}^K \left[- \sum_{j=1}^N c_{ij} \lambda_j + p_i \ln \left(\sum_{j=1}^N c_{ij} \lambda_j \right) - \ln p_i! \right]$$

onde K é o número de projeções.

Como a maximização da equação acima não nos fornece uma solução para λ , um esquema iterativo pode ser estabelecido para chegar à solução. Para isso, definimos a função verossimilhança de q_{ij} como

$$\ln L'(q, \lambda) = \sum_{i=1}^K \sum_{j=1}^N \left[- c_{ij} \lambda_j + q_{ij} \ln (c_{ij} \lambda_j) - \ln q_{ij}! \right]$$

Numa iteração n , estabelecemos uma expectativa condicional de q_{ij} com relação a p_i e o vetor de valores estimados λ^n :

$$E[\ln L'(q, \lambda) | p, \lambda^n] = \sum_{i=1}^K \sum_{j=1}^N \left[- c_{ij} \lambda_j + N_{ij} \ln (c_{ij} \lambda_j) \right] + R$$

onde R não depende do λ e

$$N_{ij} = E(q_{ij} | p_i, \lambda^n) = \frac{c_{ij} \lambda_j^n p_i}{\sum_{k=1}^N c_{ik} \lambda_k^n}$$

O passo acima é o E ("Expectation") do algoritmo. O passo M ("Maximization") consiste em maximizar a equação acima pelas derivadas parciais conforme a equação abaixo:

$$\frac{\partial}{\partial \lambda_j} E[\ln L'(q, \lambda) | p, \lambda^n] = - \sum_{i=1}^K c_{ij} + \sum_{i=1}^K \frac{N_{ij}}{\lambda_j}$$

se igualarmos a equação acima a zero e resolvendo, chegamos a:

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\sum_{i=1}^K N_{ij}}{\sum_{i=1}^K c_{ij}} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i=1}^K c_{ij}} \sum_{i=1}^K \frac{c_{ij} p_i}{\sum_{k=1}^N c_{ik} \lambda_k^n}$$

onde N_{ij} é a melhor estimativa corrente do número de fótons detectados que, na projeção i , se originam do pixel j . A soma $\sum_{i=1}^K N_{ij}$ é o número estimado de fótons com origem no pixel j , somado sobre todas as projeções que passam por este pixel.

Na equação acima, verificamos duas propriedades importantes. A primeira propriedade restringe a não-negatividade $\lambda_j^n \geq 0$, que é automaticamente satisfeita. É necessário, no entanto, que a estimativa inicial seja não nula, $\lambda_j^0 > 0$, ou todos os λ_j^n subsequentes serão nulos. A estimativa inicial pode ser uma imagem uniforme ou uma imagem do objeto reconstruída pelo método FBP.

A segunda propriedade verifica que o número de fótons permanece constante e igual ao número total de fótons das contagens medidas.

2.4.2 Método OSEM

A maior desvantagem dos algoritmos de reconstrução EM, como acontece com a maioria das técnicas algébricas e iterativas, é a baixa velocidade de convergência para uma imagem aceitável e o alto custo computacional para a implementação.

A convergência lenta é resultado do conjunto incompleto de projeções gerando inconsistência ou a presença de ruído e artefatos.

Hudson e Larkin [Hudson] apresentaram um método para acelerar o algoritmo EM usando sub-conjuntos ordenados (OSEM –

“Ordered Subsets Expectation Maximization”) das projeções. Com este método [Bruyant], o conjunto de projeções é dividido em subconjuntos ou blocos. Por exemplo, se tivermos 64 projeções (adquiridas em 64 ângulos ao redor do paciente), eles podem ser divididos em 16 subconjuntos, cada subconjunto contendo 4 projeções [Bruyant]:

Subconjunto 1: Projeções 1, 17, 33, 49

Subconjunto 2: Projeções 2, 18, 34, 50

...

Subconjunto 16: Projeções 16, 32, 48, 64.

Ao dividir o conjunto de projeções, devemos notar que a intersecção dos subconjuntos gera um conjunto vazio, isto é, uma projeção não pode existir em dois ou mais subconjuntos diferentes. A união de todos os subconjuntos deve gerar o conjunto de projeções, a soma de todos os subconjuntos deve formar o estudo adquirido.

É recomendável que cada subconjunto contenha um número de projeções igualmente distribuídos em torno do paciente, esta distribuição colabora na convergência do algoritmo.

O método MLEM é então aplicado a cada subconjunto, como uma sub-iteração. A primeira iteração é completada após o processamento de todos os subconjuntos. O uso de 16 subconjuntos no método OSEM, como neste exemplo, torna a convergência do método mais rápida por um fator de aproximadamente 16 quando comparado com o método MLEM padrão, e portanto, diminuindo o tempo computacional necessário para completar a reconstrução.

Entretanto, este método OSEM, assim como o ML-EM, não converge para uma solução de máxima verossimilhança, exceto para o caso dos dados sem ruído.

Neste trabalho, os estudos foram reconstruídos pelo método OSEM com 2 iterações e 8 subsets pré-filtrados com Metz de ordem 8 e 4 pixels de FWHM da psf.

Métodos de Correção de Espalhamento e Atenuação

Muitos são os fatores que degradam a qualidade das imagens de Medicina Nuclear. Esses fatores podem ser agrupados em três categorias: os efeitos relativos ao paciente e ao radiofármaco, de ordem instrumental e de natureza física.

O metabolismo, a fisiologia e a anatomia do órgão em estudo são os principais fatores relativos ao paciente. O metabolismo e a fisiologia determinam como o radiofármaco se distribui no órgão e limita o tempo de aquisição dos dados. A anatomia do paciente e do órgão em estudo determina a magnitude dos efeitos físicos, que são o espalhamento Compton e efeito fotoelétrico, e que comprometem a imagem final.

A preparação do paciente é importante no exame de SPECT cerebral, pois o radiofármaco pode marcar regiões cerebrais que possuem um metabolismo aumentado no momento da injeção e que não representa o metabolismo basal do órgão. A região occipital é uma região candidata ao aumento de captação por estímulos visuais. Para reduzir a captação devido aos estímulos externos, o paciente deve ser mantido deitado em uma sala escura e com nível de ruído reduzido antes e após a injeção.

Os fatores instrumentais estão relacionados aos parâmetros de aquisição [Apêndice A] e à qualidade do sistema de detecção, que são próprios de cada equipamento. Para garantir a acurácia dos dados qualitativos e quantitativos, é necessário ter um sistema de formação de imagem [Apêndice A] bem calibrado e os parâmetros de aquisição adequados com o objeto de estudo.

Os fatores físicos que afetam o resultado e, conseqüentemente, o diagnóstico do exame, são o espalhamento Compton e o efeito fotoelétrico, que juntos causam o efeito de atenuação. Como esses efeitos estão relacionados com a anatomia do paciente e com as características do sistema de formação da imagem, não é possível minimizá-los apenas com a manipulação dos parâmetros de aquisição. Imagens não corrigidas para espalhamento e atenuação têm menor contraste, bordas quentes e com menor definição. Para que a redução desses efeitos seja efetuada, é necessário que técnicas de correção sejam aplicadas.

Neste capítulo, serão revistos os modos de interação da radiação com a matéria e os efeitos causados na imagem. Apresentaremos também os métodos de correção e as respectivas aplicações para quantificação.

3.1 Interação da Radiação com a Matéria

Quando a radiação eletromagnética atravessa a matéria, muitos efeitos podem ocorrer devido à interação entre as mesmas. Os principais fenômenos relacionados a essa interação são:

- Efeito Fotoelétrico
- Espalhamento Compton
- Espalhamento Rayleigh
- Produção de Pares

As principais características que determinam esses fenômenos são: a energia da radiação incidente e o número atômico médio do meio e, dependendo desses valores, um dos fenômenos poderá ser dominante na interação. Como em Medicina Nuclear a energia da radiação emitida está entre 80keV e 600keV, os efeitos de produção de pares e

espalhamento Rayleigh não são observados, já que necessitam de pelo menos 1,022MeV e aproximadamente $\leq 50\text{keV}$ para ocorrerem, respectivamente.

A figura 3.1 mostra a interação dominante, ou mais provável, em função da energia E do fóton emitido e o número atômico médio Z do meio. Podemos observar que, na faixa de Z entre 20 e 40, predominam o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton, para fótons com energia entre 50keV e 600keV.

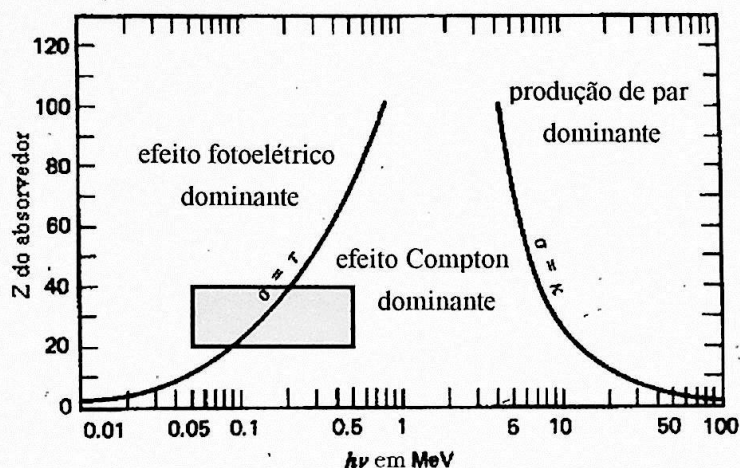


Fig. 3.1: Predominância da interação em função da energia do fóton para absorvedores de diferentes números atômicos. A área hachurada corresponde à região de interesse em Medicina Nuclear [Knoll].

3.1.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando o fóton incidente transfere toda sua energia para um elétron orbital, através de uma colisão inelástica (Fig. 3.2). O elétron é então ejetado com uma energia definida pela equação:

$$E_c = h\nu - B$$

onde E_c é a energia cinética com a qual o elétron é ejetado, $E_\gamma = h\nu$ é a energia do fóton incidente e B é a função trabalho, isto é, a energia

necessária para ionizar o átomo. A função trabalho B depende do meio, porque para cada material, corresponde à energia mínima, necessária para liberar um elétron das camadas internas.

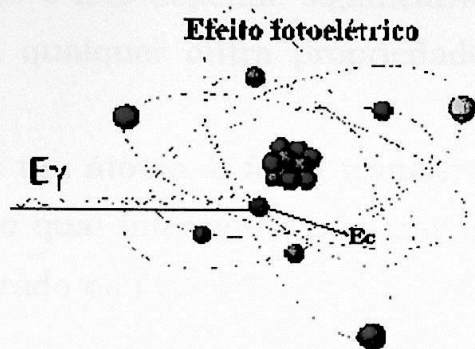


Fig. 3.2: Representação do Efeito Fotoelétrico.

Ao absorver a energia do fóton, o átomo passa para um estado de maior energia e decai para o seu estado fundamental. Ao decair, pode haver a emissão de radiação X característica ou emissão de elétrons Auger.

A probabilidade do efeito fotoelétrico ocorrer depende da energia do fóton incidente e do número atômico do meio. Essa probabilidade diminui rapidamente com o aumento da energia do fóton incidente ($\sim 1/E^3$) e aumenta com o incremento do número atômico do absorvedor ($\sim Z^3$). Portanto, o efeito fotoelétrico é dominante em meios com números atômicos altos e fótons incidentes com baixa energia.

O efeito fotoelétrico contribui para a degradação da imagem, diminuindo o número de fótons detectados, fornecendo uma imagem com menor contagem. Quanto maior a magnitude do efeito fotoelétrico, maior será a perda de informação e a relação sinal ruído será diminuída.

Em regiões mais profundas da imagem, essa degradação é mais acentuada, porque o fóton terá que percorrer um caminho maior dentro do objeto, aumentando a probabilidade de ser absorvido.

3.1.2 Espalhamento Compton

O espalhamento Compton é uma interação entre o fóton incidente e um elétron atômico e não depende significativamente da densidade, número atômico ou qualquer outra propriedade do material como o efeito fotoelétrico.

Ao colidir com um átomo, o fóton transfere parte da sua energia para o elétron com o qual interagiu e sua trajetória é desviada de um ângulo ϕ , como ilustrado na figura 3.3.

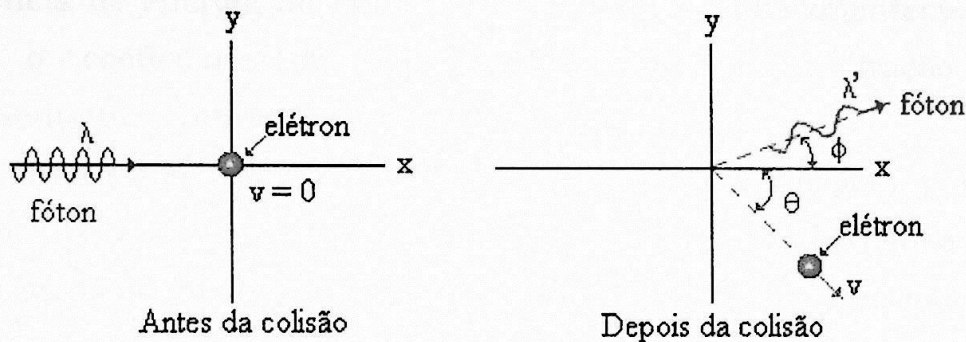


Fig. 3.3: Espalhamento Compton de um fóton de comprimento de onda λ por um elétron com velocidade de translação inicial $v = 0$.

A probabilidade de ocorrer espalhamento Compton por unidade de ângulo sólido por elétron é dada pela equação de Klein-Nishina [Johns], que é composta pela expressão do espalhamento Thomson multiplicada pelo fator F_{KN} :

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{d\sigma_0}{d\Omega} \cdot F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \phi) \cdot F_{KN}$$

onde,

$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \phi)^2}{[1 + \alpha(1 - \cos \phi)](1 + \cos^2 \phi)} \right\}$$

O fator de Klein-Nishina é sempre menor ou igual a 1 e $\alpha = h\nu/0,511MeV$.

A probabilidade total de ocorrer uma interação Compton é dada integrando a equação de Klein-Nishina sobre todos os ângulos ϕ , onde $d\Omega = 2\pi\sin\phi d\phi$:

$$\sigma = \frac{3}{4}\sigma_0 \left\{ \left(\frac{1+\alpha}{\alpha^2} \right) \left(\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right) + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\}$$

A partir da equação acima, podemos encontrar os coeficientes de transferência de energia do fóton para o elétron e, conseqüentemente, calcular o coeficiente de espalhamento, isto é, a fração de espalhamento para a interação Compton.

As interações do tipo Compton degradam a imagem pois a localização do ponto de emissão dos fótons é alterada por causa do efeito de espalhamento. A principal característica de uma imagem formada com a contribuição de fótons espalhados é a presença de borramento, ou seja, as estruturas que constituem a imagem não têm borda definida.

3.1.3 Atenuação

A atenuação é caracterizada pela diminuição do número de fótons transmitidos através do meio, causados pelos efeitos fotoelétrico e Compton [Sorenson]. Essa diminuição leva a uma perda de contagem dos fótons detectados e depende essencialmente de três fatores: a espessura e a composição do meio e a energia do fóton.

Se um feixe de fótons (Fig. 3.4) de intensidade I_0 (fótons/cm²) atravessar um meio de espessura Δx e densidade ρ , a intensidade do feixe transmitido será I , onde $I_0 - I$ representa a quantidade δI de fótons

que sofreram o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton e não foram considerados na formação da imagem.

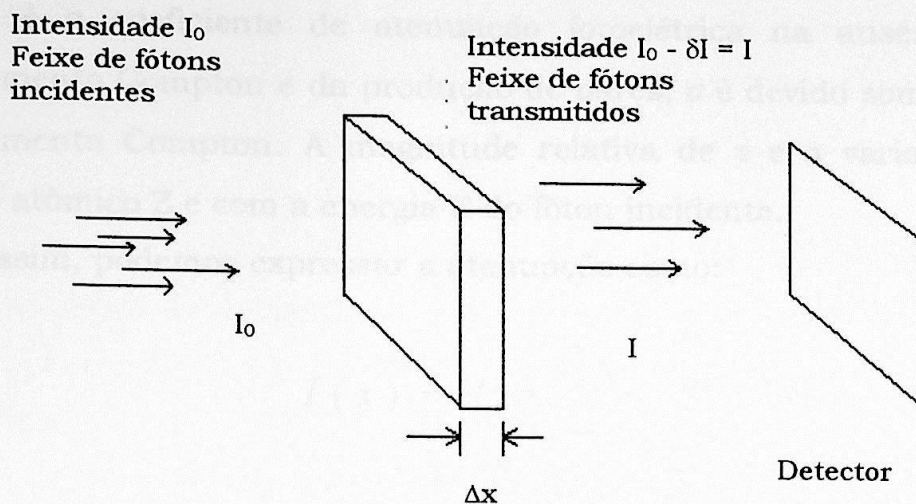


Fig 3.4: Representação do feixe de fótons incidentes e transmitidos por um material de espessura Δx e densidade ρ .

Quando variamos Δx , observamos que a intensidade dos fótons absorvidos $I_0 - I$ é diretamente proporcional à espessura Δx , conforme:

$$\frac{I_0 - I}{I_0} \approx -\mu_l \Delta x$$

onde $\mu_l(\text{cm}^{-1})$ é o coeficiente de atenuação linear do absorvedor que depende da energia do fóton e da densidade do meio e nos indica a probabilidade de um fóton ser atenuado durante o percurso Δx .

O valor do coeficiente de atenuação linear pode ser obtido a partir do coeficiente de atenuação de massa pela equação:

$$\mu_l(\text{cm}^{-1}) = \mu_m(\text{cm}^2/\text{g}) \times \rho(\text{g}/\text{cm}^3)$$

onde $\mu_m(\text{cm}^2/\text{g})$ é chamado de coeficiente de atenuação de massa.

O coeficiente de atenuação de massa pode ser expresso conforme:

$$\mu_m = \tau + \sigma$$

onde τ é o coeficiente de atenuação fotoelétrica na ausência do espalhamento Compton e da produção de pares, σ é devido somente ao espalhamento Compton. A magnitude relativa de τ e σ varia com o número atômico Z e com a energia E do fóton incidente.

Assim, podemos expressar a atenuação como:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_l x}$$

onde $I(x)$ é a intensidade transmitida através da espessura x do absorvedor, I_0 é a intensidade inicial emitida pela fonte e μ_l é o coeficiente de atenuação linear.

Em SPECT, o problema da atenuação é amplificado pelo método de reconstrução, particularmente se for usado o método de retroprojeção filtrada (FBP), onde o conjunto de projeções é retroprojetado aumentando a área atenuada na imagem.

3.2 Método de Correção de Espalhamento

Quando os fótons sofrem espalhamento pelo meio, três efeitos podem ser observados na imagem:

- Diminuição do Contraste
- Borramento
- Aumento do Total de Contagem

O impacto desses efeitos depende da energia do fóton, da resolução energética da câmara, do posicionamento da janela de

energia, da forma do objeto e da distribuição de radiofármacos da fonte [Ljungberg].

Para corrigir esses efeitos, duas classes de métodos de correção foram formuladas. A primeira classe consiste na modelagem de uma função de distribuição de espalhamento que é deconvoluída da imagem obtida com a janela do fopico. O método de deconvolução por funções exponenciais [Axelson] é o mais conhecido desta classe.

A segunda classe de métodos é baseada no uso de múltiplas janelas ao longo do espectro de energia. Os métodos mais conhecidos são o da janela dupla [Jaszczak] e o da tripla janela adjacente à janela do fopico.

Os métodos de deconvolução e da janela dupla foram implementados no software PIP (Portable Image Processing) e testados com o *phantom* de Jaszczak (Data Spectrum Corporation), no trabalho *Correções de Atenuação e Espalhamento em SPECT Reconstruída por Retroprojeção-Filtrada* [Silva], desenvolvido no grupo de Biofísica e Física Médica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

Neste trabalho, utilizamos o método de Jaszczak por ser um método de fácil implementação na rotina clínica além de fornecer bons resultados qualitativos e quantitativos.

3.2.1 Método de Jaszczak

Este método, também conhecido como método da janela dupla ou secundária, foi proposto por R. Jaszczak [Jaszczak] com o objetivo de compensar quantitativamente o efeito dos fótons espalhados. Ele se baseia no fato de os fótons detectados na janela de fopico incluírem os espalhados por ângulos pequenos, como ilustrado na figura 3.5. Assim, as imagens devem ser adquiridas em duas janelas de energia que variam de acordo com o radioisótopo empregado.

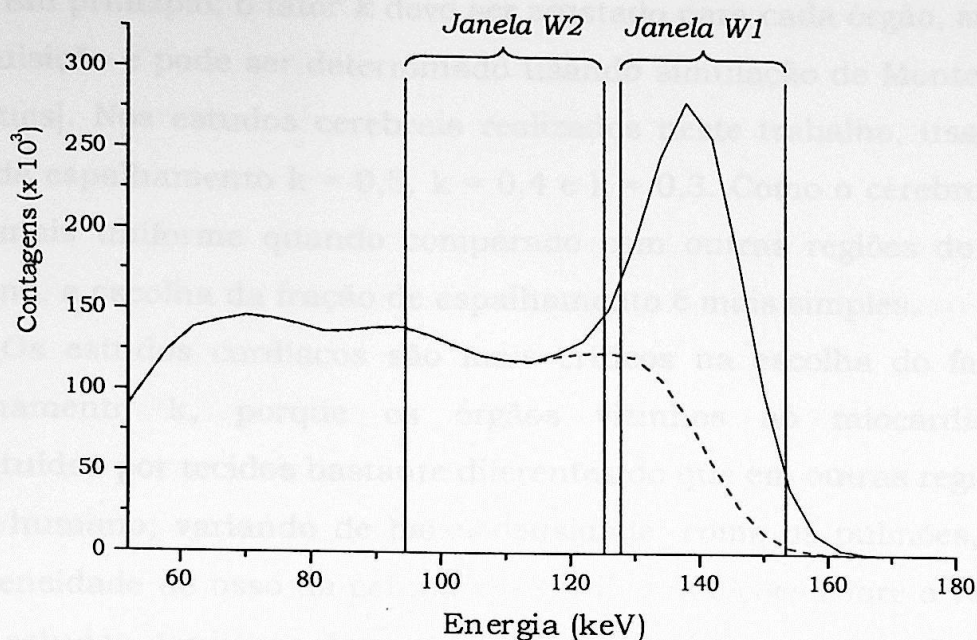


Fig. 3.5: Espectros de energia do ^{99m}Tc mostrando os fótons espalhados (linha tracejada) e o total de fótons (linha contínua). A janela do fotopico W1 é centrada em 140keV (127 até 153keV) e a janela de espalhamento W2 é fixada no intervalo de 92 até 125keV [Marques].

O método se baseia na suposição de que uma fração k dos fótons espalhados detectados na janela secundária W2 é uma boa aproximação da contribuição do espalhamento observado na imagem obtida apenas com a janela W1 do fotopico. Assim, as projeções corrigidas $f(x,y)$ para o espalhamento podem ser obtidas pela operação:

$$f(x,y) = f_1(x,y) - k \cdot f_2(x,y)$$

onde $f_1(x,y)$ são as projeções obtidas na janela do fotopico e $f_2(x,y)$ são as projeções da janela Compton, k é a fração de espalhamento.

Esse método de correção é aplicado diretamente nas projeções, mas podemos aplicá-lo nas imagens reconstruídas [Gilardi]. Entretanto, não é aconselhável aplicar o método de correção nas imagens reconstruídas porque ao subtrair as imagens, estaremos propagando o erro causado pelo próprio processo de reconstrução e evidenciando as áreas de não-uniformidade da imagem.

Em princípio, o fator k deve ser ajustado para cada órgão, sistema de aquisição e pode ser determinado usando simulação de Monte Carlo [Marques]. Nos estudos cerebrais realizados neste trabalho, usamos o fator de espalhamento $k = 0,5$, $k = 0,4$ e $k = 0,3$. Como o cérebro é um meio mais uniforme quando comparado com outras regiões do corpo humano, a escolha da fração de espalhamento é mais simples.

Os estudos cardíacos são mais críticos na escolha do fator de espalhamento k , porque os órgãos vizinhos ao miocárdio são constituídos por tecidos bastante diferentes do que em outras regiões do corpo humano, variando de baixa densidade, como os pulmões, até a alta densidade do osso da coluna vertebral. Avaliações sobre o valor do k em estudos cardíacos demonstram que os valores variam de acordo com o corte tomográfico e a proximidade de outros órgãos [Marques].

3.3 Métodos de Correção de Atenuação

A diminuição de contagem devido à atenuação resulta na perda de informação sobre determinada região do objeto em estudo. Esse efeito depende da composição do meio, da localização da fonte dentro do objeto e da energia do fóton.

A atenuação afeta a qualidade da imagem gerando bordas do corpo quentes, diminuindo o contraste entre regiões de mesma captação do radiofármaco, principalmente em estruturas mais profundas e impossibilitando a quantificação. Portanto, a precisão do diagnóstico e dos processamentos para quantificação está diretamente ligada à correção de atenuação.

Os métodos de reconstrução analíticos não incorporam métodos de correção durante o processo de reconstrução, por esse motivo existem os métodos pré e pós-reconstrução, conforme sua implementação antes ou após o processo de reconstrução tomográfica.

Atualmente, os métodos de correção pós- reconstrução de Chang e o uso do mapa de transmissão são os mais usados.

Os métodos iterativos de reconstrução possibilitam a implementação dos métodos de correção durante o processo de reconstrução através da matriz c_{ij} . Porém, as correções de atenuação e espalhamento ainda não foram incorporadas nos “softwares” de processamento clínicos.

Neste trabalho, utilizamos o método de correção de atenuação de Chang, por esse motivo não descreveremos os métodos pré-reconstrução que são pouco utilizados na rotina clínica.

3.3.1 Métodos Pós-Reconstrução

Todos os métodos de correção aplicados após a reconstrução da imagem são chamados de métodos de pós-reconstrução. Os mais conhecidos são o Método de Chang de 1ª e 2ª ordens e o Método do Mapa de Atenuação obtido por imagens de transmissão.

3.3.1.1 Método de Chang de 1º Ordem

Este método de correção foi proposto por Lee Tsu Chang [Chang] em 1978 considerando o meio espalhador uniforme e tem como proposta corrigir a perda de fótons causada pela atenuação.

Consideremos uma fonte pontual localizada no ponto x_0, y_0 (Fig.3.6), inserida em um meio de coeficiente de atenuação uniforme μ .

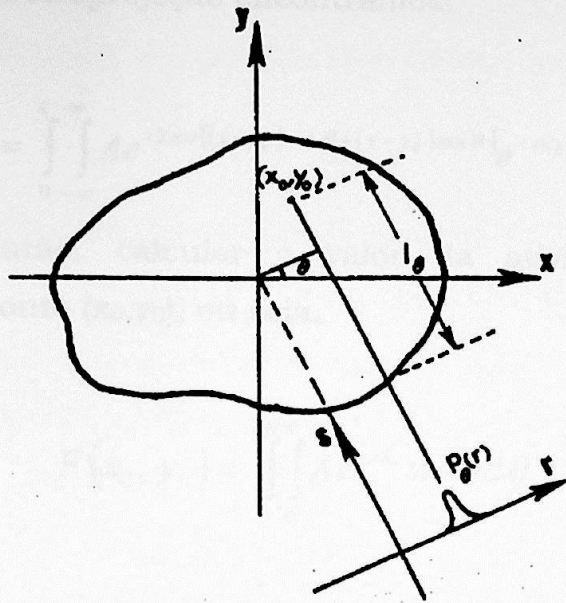


Fig.3.6: Fonte pontual localizada em x_0, y_0 onde a distância ao longo da linha de detecção, do ponto à borda, é l_θ .

Esta distribuição pode ser expressa por $A\delta(x-x_0)\delta(y-y_0)$ e sua projeção em um ângulo θ ,

$$P_\theta(r) = A \delta(r - x_0 \cos \theta - y_0 \sin \theta) e^{-\mu l_\theta}$$

onde l_θ é a distância do ponto (x_0, y_0) ao contorno no ângulo θ . A projeção filtrada da projeção no ângulo θ é dada por:

$$P_\theta''(r) = \int_{-\infty}^{\infty} F [P_\theta(r)] w |e^{i2\pi wr} dw$$

Substituindo $P_\theta(r)$ na expressão acima obtemos:

$$P_\theta''(r) = \int_{-\infty}^{\infty} A e^{-i2\pi w (x_0 \cos \theta + y_0 \sin \theta - r)} e^{-\mu l_\theta} |w| dw$$

Aplicando a retroprojeção encontramos:

$$F(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty A e^{i2\pi v[(x-x_0)\cos\theta + (y-y_0)\sin\theta]} e^{-\mu l_\theta} |w| dw d\theta$$

Podemos então, calcular o valor da atividade na imagem reconstruída no ponto (x_0, y_0) , ou seja,

$$F(x_0, y_0) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty A e^{-\mu l_\theta} w dw d\theta$$

$$F(x_0, y_0) = \pi w^2 A \left[\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} e^{-\mu l_\theta} d\theta \right]$$

Calculamos o fator de correção para os efeitos da atenuação da fonte pontual, fazendo:

$$C(x_0, y_0) = \frac{F^{\mu=0}(x_0, y_0)}{F^{\mu>0}(x_0, y_0)} = \frac{1}{\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} e^{-\mu l_\theta} d\theta}$$

ou, considerando projeções discretas,

$$C(x, y) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{\theta=0}^{M-1} e^{-\mu l(x, y, \theta)}}$$

onde M é o número de projeções, (x, y) varia dentro do contorno do objeto e μ é o coeficiente de atenuação linear médio do objeto. A matriz de correção $C(x, y)$ é multiplicada pela imagem original, resultando na imagem corrigida.

Ao corrigir, atribuímos contagem aos pontos mais profundos da imagem, porém, essa atribuição é feita com um fator maior que o ideal,

conforme relatado pelo próprio Chang [Chang]. Para corrigir esse efeito de supercorreção, Chang propôs o método de correção de 2ª ordem.

3.3.1.2 Método de Chang de 2ª Ordem

A correção de Chang de 1ª ordem foi aperfeiçoada pelo próprio Lee Tsu Chang, gerando o algoritmo de Chang de 2ª ordem [Chang].

A projeção inicial (sem correção de atenuação) dada por $P_{inicial}(r, \theta_i)$, onde

$$\theta_i = \frac{2\pi}{M}(i-1) \quad i = 1, \dots, M$$

aplica-se a técnica de reconstrução por retroprojeção filtrada e obtém-se a imagem $F_0(x,y)$ sem a correção de atenuação. Pelo método de Chang de 1ª ordem, se multiplicarmos $F_0(x,y)$ pela matriz de correção $C(x,y)$ teremos:

$$F_1(x, y) = F_0(x, y) \cdot C(x, y)$$

que é a imagem corrigida em 1ª ordem. Se fizermos a projeção de $F_1(x,y)$ e encontrarmos $P_{final}(r, \theta_i)$, então podemos estimar a projeção do erro, dada por

$$P_{erro}(r, \theta_i) = P_{inicial}(r, \theta_i) - P_{final}(r, \theta_i)$$

para $i = 1, \dots, M$, onde os valores em $P_{erro}(r, \theta_i)$ são negativos.

A reconstrução de $P_{erro}(r, \theta_i)$ resulta em $F_{erro}(x,y)$ que é a imagem da diferença. Ao aplicar novamente o fator de correção sobre essa imagem, temos:

$$F_{ec}(x,y) = F_{erro}(x,y) \cdot C(x,y)$$

onde $F_{ec}(x,y)$ é a imagem do erro corrigida para a atenuação. A correção de Segunda ordem de Chang é encontrada somando-se $F_{ec}(x,y)$ com a imagem $F_1(x,y)$, ou seja,

$$F_2(x,y) = F_1(x,y) + F_{ec}(x,y)$$

Como a matriz de erro corrigida $F_{ec}(x,y)$ tem valores negativos, ao somá-la com a imagem já corrigida $F_1(x,y)$, estamos corrigindo a superestimativa causada pela correção de 1ª ordem de Chang, principalmente nos locais mais profundos.

O método de 2ª ordem de Chang é pouco usado na rotina clínica por não ser implementado nos programas de processamento comerciais. Trabalho realizado anteriormente no nosso grupo [Silva] mostrou que a combinação de correções de espalhamento e de 1ª ordem de Chang produziu resultados melhores que os realizados somente com a correção de Chang de 2ª ordem. Por isso, adotamos a combinação da correção de 1ª ordem com a de espalhamento.

3.3.1.3 Método de Chang de 1ª ordem com Dois Coeficientes

O uso de apenas um coeficiente de atenuação para efetuar a correção de atenuação não é o mais realístico quando o propósito é a quantificação, pois estamos considerando que todo o meio atenua de maneira uniforme e, portanto, introduzindo erros nos dados.

No caso de imagens cerebrais, uma camada de osso cerca toda a massa encefálica e atenua os fótons numa taxa maior que o tecido. Não considerando esse coeficiente adicional de atenuação, estamos afirmando que todo cérebro é uniforme e a informação contida do corte

tomográfico poderá estar subcorrigida. Assim, avaliamos também a contribuição da caixa craniana nesta correção.

A correção de atenuação pelo método de Chang pode ser implementada com o uso de dois coeficientes de atenuação, levando em consideração que a matriz de correção será alterada da seguinte forma:

$$C(x_0, y_0) = \frac{F^{\mu=0}(x_0, y_0)}{F^{\mu \neq 0}(x_0, y_0)} = \frac{1}{\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} e^{-\left(\int_{r_0}^{r_{int}} \mu_l l_{\theta} dl + \int_{r_{int}}^{r_{ext}} \mu_o l_{\theta} dl \right)} d\theta}$$

ou na forma discretizada:

$$C(x_0, y_0) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{\theta=0}^{M-1} e^{-\left(\sum_{l=r_0}^{r_{int}} \mu_l l(x, y, \theta) + \sum_{l=r_{int}}^{r_{ext}} \mu_o l(x, y, \theta) \right)}}$$

onde r_0 é a posição do pixel cujo fator de correção está sendo calculado, r_{int} é a distância do centro da matriz até a porção interna da caixa craniana e r_{ext} é a distância do centro à borda externa da camada óssea. A espessura da caixa craniana é $(r_{ext} - r_{int})$ e o seu coeficiente de atenuação μ_0 vale $0,246\text{cm}^{-1}$ [Laere]. Entre r_0 e r_{int} , o coeficiente usado é o coeficiente de atenuação da massa encefálica, $\mu_t = 0,159\text{cm}^{-1}$.

A espessura da caixa craniana também pode ser alterada conforme a anatomia do paciente em estudo, porém, a escolha equivocada desse parâmetro altera diretamente o resultado final da correção.

A espessura média da caixa craniana [Kemp] é de $0,72\text{cm}$. O valor usado neste trabalho foi $0,68\text{cm}$, o que equivale à medida de dois pixels.

3.3.1.4 Método de compensação pelo Coeficiente de Atenuação Efetivo

Este método de correção baseia-se no fato de que existe uma probabilidade do fóton interagir com o objeto sofrendo atenuação ou espalhamento. A probabilidade de interação é dada pela soma das duas probabilidades individuais, ou seja,

$$\mu = \tau + \sigma$$

onde τ é o coeficiente de atenuação fotoelétrica e σ é devido ao espalhamento Compton. Os valores para o coeficiente de atenuação utilizados anteriormente consideravam apenas a probabilidade de interação pelo efeito fotoelétrico, ou τ .

Baseado em resultados experimentais, Harris [Harris] propôs o uso de um coeficiente de atenuação efetivo, fixado em $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$, para fótons de energia de 140keV na água, que forneceu melhores resultados do que os obtidos com o coeficiente de atenuação considerando somente o efeito fotoelétrico, $\mu = 0,15\text{cm}^{-1}$. Entretanto, este método introduz erros ao considerar que o espalhamento é uniforme em todo o meio, tornando-se inadequado quando o propósito é a quantificação [Jaszczak].

3.3.1.5 Método de Correção utilizando o Mapa de Atenuação

A importância deste método está no fato de utilizarmos uma correção mais realística, pois consideramos o coeficiente de atenuação de cada ponto do objeto ao invés de considerá-lo constante em todo o meio.

O método de obtenção do mapa de atenuação é equivalente à Tomografia Computadorizada (CT), onde a imagem é representada pelos fatores de atenuação do objeto em estudo. A diferença entre as imagens de CT e a obtenção do Mapa de Atenuação é a fonte de radiação, enquanto o CT utiliza apenas raios X, o Mapa de Atenuação em Medicina Nuclear pode ser obtido com raios X ou diferentes isótopos de meia-vida longa.

Para se obter o mapa de atenuação, é necessário medir o valor da intensidade (I_0) da fonte e da intensidade ($I_0e^{-\mu d}$) detectada depois que os raios γ passaram pelo objeto. Podemos calcular a matriz de correção como:

$$FC = \frac{I_0}{I_0e^{-\mu d}} = e^{\mu d}$$

onde d é a distância percorrida pelo raio γ dentro do objeto e

$$\mu = \frac{\ln(FC)}{d}$$

onde FC expressa a fração de fótons retidos pelo material.

Na figura 3.7, está apresentado o esquema para obtenção da imagem de transmissão.

Cada raio soma tem um coeficiente de atenuação linear constante (Fig. 3.7), mas ao reconstruir o conjunto de projeções que representa os coeficientes de atenuação, obtemos o mapa de atenuação do objeto. O mapa de atenuação é então utilizado para calcular a matriz de correção, semelhante ao método de Chang e multiplicamos esta com a imagem para corrigi-la.

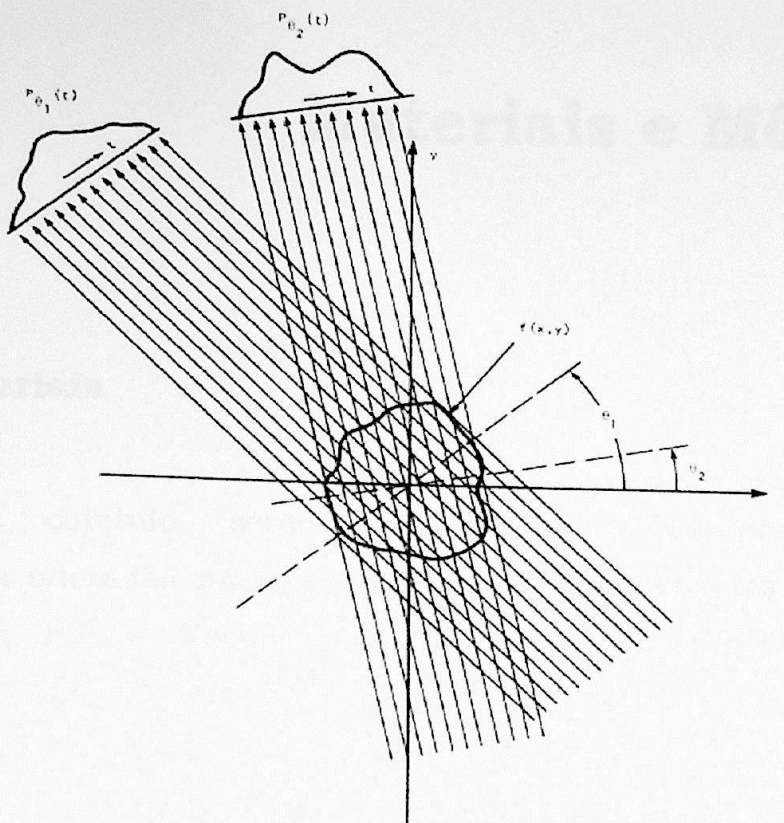


Fig.: 3.7: Representação das projeções que formam o mapa de atenuação [Kak].

De todos os métodos mencionados neste capítulo, este é o que melhor corrige a imagem, pois não considera o meio como homogêneo e usa os coeficientes de atenuação reais de cada tecido.

Não foi possível aplicar este método de correção ao trabalho pois o equipamento utilizado não possuía os dispositivos necessários para a obtenção da imagem de transmissão.

Materiais e Métodos

4.1 Materiais

Neste capítulo, serão apresentados o equipamento e a metodologia adotados na aquisição e processamento das imagens, as plataformas PIP e Vision/SMV-GE usadas no processamento, a combinação dos métodos de correção adotados e os parâmetros utilizados para avaliação das imagens corrigidas.

4.1.1. Equipamento: Câmara de Cintilação

Utilizamos a câmara de cintilação Sophy-DST (Fig.4.1) da SMV-General Electric, instalada no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

A Sophy-DST possui dois detectores com cristal de NaI(Tl) de 40 cm x 30 cm x 9,375 mm (3/8"), com 58 fotomultiplicadoras em cada cristal. Os detectores podem ser posicionados em oposição (180°) ou formando um ângulo de 90°, dependendo do estudo a ser realizado.

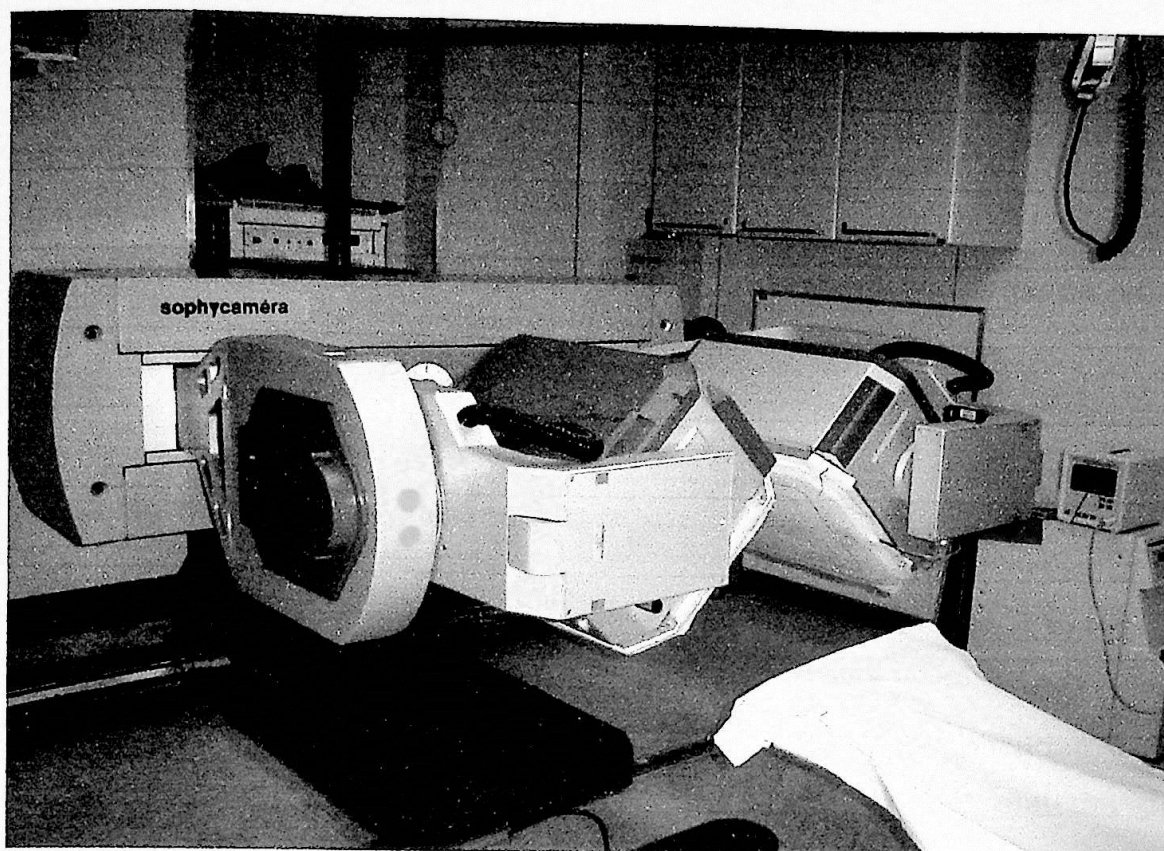


Fig. 4.1: Câmara Sophy-DST da SMV-General Electric instalada no Serviço de Radioisótopos do InCor – HCFMUSP.

Dois conjuntos de colimadores podem ser usados para aquisições tomográficas do cérebro, o de alta resolução LEHR (“Low Energy High Resolution”) e o de ultra alta resolução LEUHR (“Low Energy Ultra High Resolution”), sendo mais comum na rotina clínica o uso do LEHR. Na tabela 4.1, temos uma comparação entre os dois colimadores.

	Sensibilidade (Ctg/min/ μ Ci)	Resolução a 100mm (mm)	Comprimento do Septo (mm)	Espessura do Septo (mm)	Diâmetro do orifício (mm)	# de orifícios
LEHR	232	7,7	38	0,2	1,9	33279
LEUHR	137	6,3	38	0,2	1,5	50783

Tab. 4.1: Comparação entre os colimadores LEHR e LEUHR da câmara Sophy-DST [General Electric].

Na maioria das câmaras, podemos selecionar janelas energéticas para a aquisição dos fótons em diferentes energias e com a largura mais apropriada para a aquisição. A câmara Sophy-DST possibilita a aquisição com múltiplas janelas energéticas selecionando diferentes isótopos pré-definidos e a largura da janela de aquisição é fixada pelo usuário.

4.1.2 Correções Intrínsecas

Os dados adquiridos na Sophy-DST são automaticamente corrigidos para não-uniformidade, resolução energética [Apêndice A] e desvio do centro de rotação. Essas correções são aplicadas nas projeções com o intuito de minimizar as imperfeições do sistema de formação de imagens.

A posição do centro de rotação do sistema utilizado na matriz do corte tomográfico deve coincidir com suas coordenadas físicas. Se essa coincidência não existir, a imagem reconstruída tem sua forma distorcida e artefatos do tipo anel podem aparecer em regiões com problemas na resposta da uniformidade.

4.1.3 Plataformas de Processamento

Duas plataformas de processamento foram utilizadas para o tratamento dos dados. Para as correções de espalhamento, a filtragem e a reconstrução dos dados, foi utilizado o software Vision/SMV-GE acoplado ao próprio equipamento de aquisição. A correção de atenuação, determinação das regiões de interesse e a aquisição dos parâmetros de avaliação dos métodos foi realizada com os pacotes Portable Image Processing (PIP) e MRicro, instalados em um PC independente.

4.1.3.1 Vision/SMV-GE

A Vision/SMV-GE (Fig. 4.2) é uma plataforma de processamento de imagens acoplada ao sistema Sophy-DST, usada na rotina clínica do Serviço de Radioisótopos.

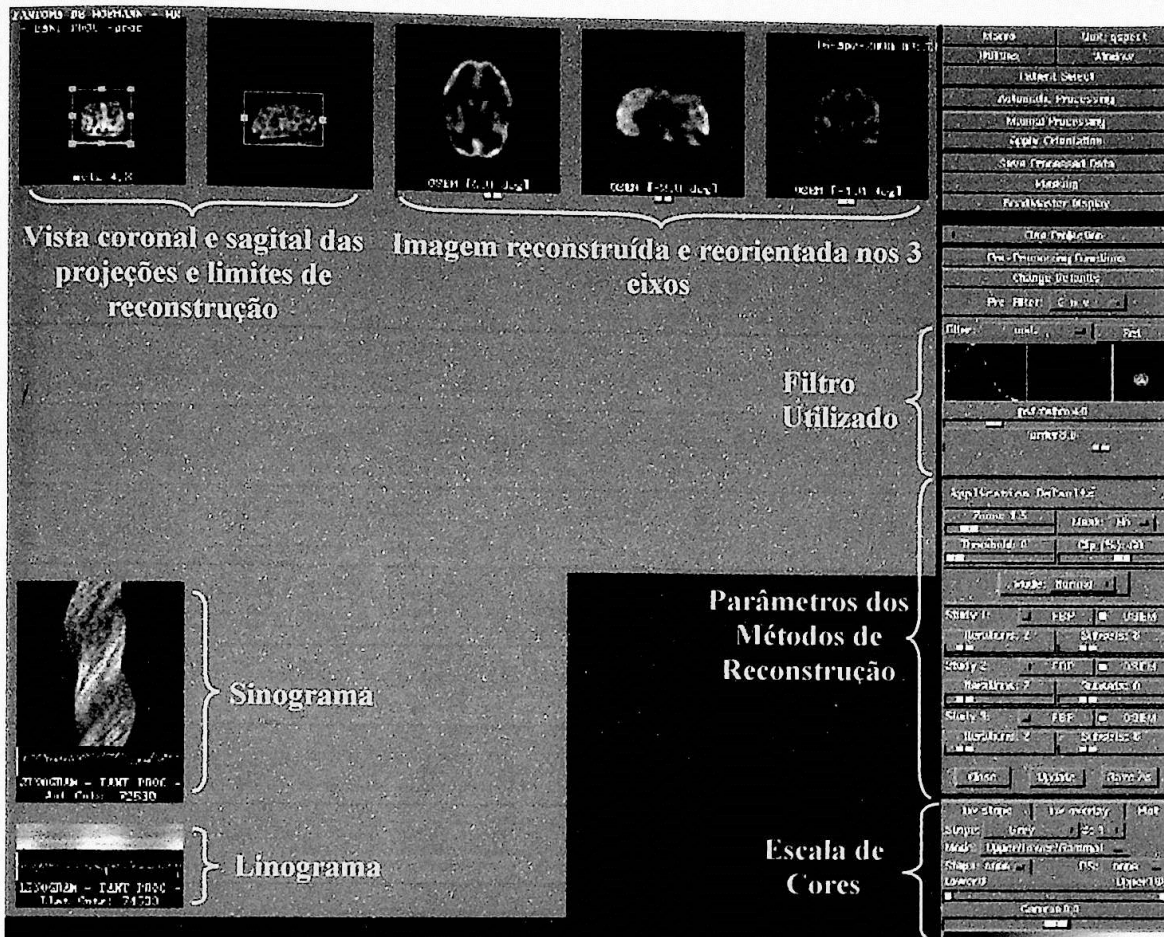


Fig. 4.2: Tela de processamento da rotina QuickSpect da Vision/SMV-GE.

Por ter como finalidade a utilização clínica, o sistema não permite ao usuário a manipulação de certos parâmetros de suas rotinas de processamento e limita o uso dos métodos de processamento àqueles existentes no software.

Muitas funções básicas de processamento estão presentes na Vision, desde os métodos de reconstrução até filtros mais elaborados como o filtro de Metz. O método de correção de atenuação implementado é o de 1ª ordem de Chang, mas não foi usado para este trabalho pela necessidade de trabalharmos com dois coeficientes de

atenuação, o que não foi possível utilizando a sua rotina QuickSpect para processamento de SPECT cerebral.

4.1.3.2 Portable Image Processing (PIP)

O sistema PIP [PIP] (Fig. 4.3) é um software de processamento de imagens aberto e gratuito, desenvolvido por Andrew Todd-Pokropek e equipe da Leapfrog Technology Ltd., onde o usuário pode incluir novas rotinas de processamento de imagens num arquivo pré-determinado que é compilado no Borland C versão 3.2. O programa inicial já contém várias rotinas de processamento como reconstrução por retroprojeção filtrada, filtros, gerenciamento de pacientes e outras funções, encontradas em sistemas comerciais usados nas rotinas clínicas.

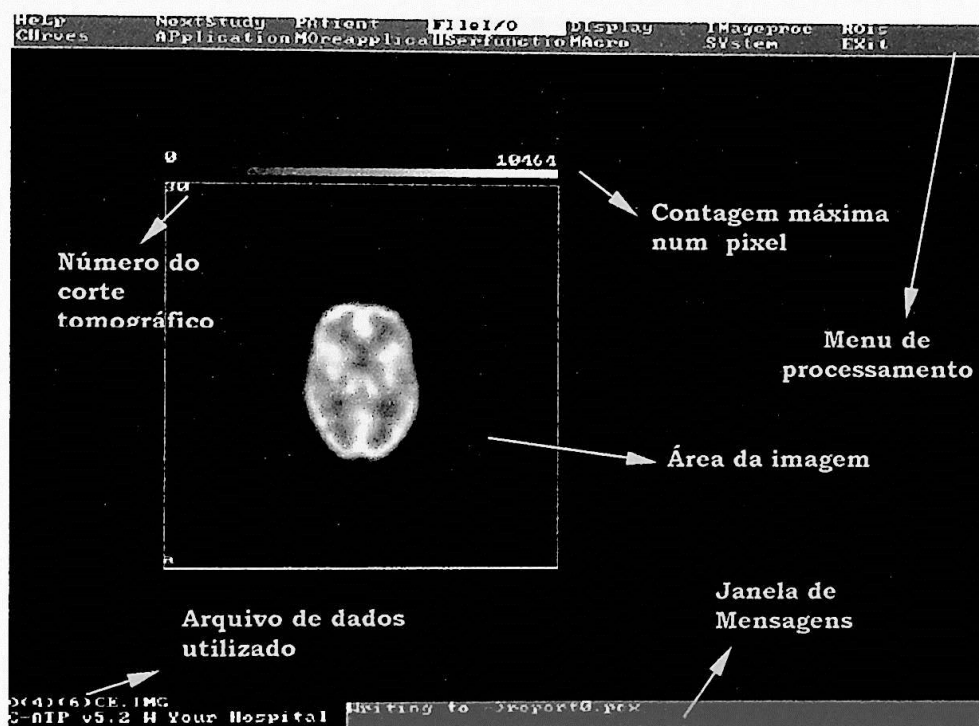


Fig. 4.3: Tela de processamento do software PIP.

Sua instalação é relativamente simples e há várias configurações disponíveis para adequação ao equipamento no qual será instalado, como o gerenciamento da memória.

Para avaliar os efeitos das correções de atenuação e espalhamento, implementamos a correção de atenuação de 1ª ordem de Chang com um e dois coeficientes no software PIP. As regiões de interesse, RIs, para o cálculo do contraste, os valores do total de contagem, média de contagem e desvio padrão foram obtidos também com este sistema.

4.1.3.3 MRicro

O software MRicro [MRicro], versão 1.34, desenvolvido pelo Departamento de Psicologia da Universidade de Nottingham para visualização volumétrica de estruturas, foi utilizado neste trabalho pela facilidade de localizar estruturas nos volumes anatômicos.

Neste software, pode-se criar regiões de interesse volumétricas e sobrepôr as regiões, extrair parâmetros quantitativos como a média e o desvio padrão dessas RIs, assim como outros valores de interesse para o usuário. É possível visualizar, reorientar, converter e criar cabeçalhos para imagens no formato Analyse [Analyse] de imagens médicas. Além da criação das RIs, o MRicro possibilita também a conversão das imagens para os formatos BMP, JPEG, PNG e TIF, com alteração do cabeçalho.

A apresentação da tela de processamento do MRicro e do menu de processamento é mostrada na figura 4.4.

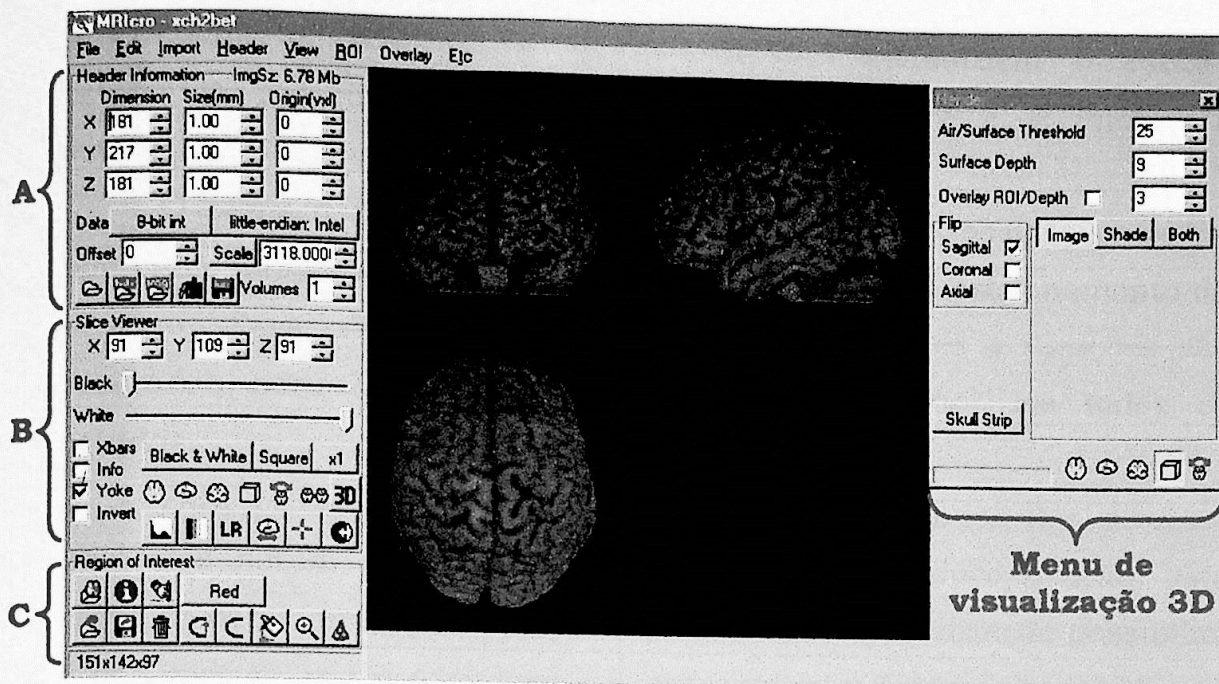


Fig. 4.4: Tela de processamento do software MRicro, onde A: Menu do Header, B: Menu de manipulação dos cortes e C: Menu das regiões de interesse.

O software não é aberto para modificações nas rotinas de processamento e tem distribuição gratuita pelo site da Universidade de Nottingham, www.psychology.nottingham.ac.uk/staff/cr1/mricro.html.

4.1.3.4 Statistical Parametric Mapping (SPM)

O pacote "Statistical Parametric Mapping" (SPM) [SPM] [Gispert] é um software cuja finalidade é o uso de testes estatísticos, realizados voxel a voxel, para comparação de imagens de diferentes grupos. Desta forma é possível identificar regiões com atividades ou fluxos diferentes, presentes em imagens de SPECT, PET ou de RMf (Ressonância Magnética funcional), sem a necessidade de delineamento de regiões de interesse.

Previamente à análise utilizando o SPM, as imagens devem ser submetidas a um processamento de modo que seja possível efetuar o estudo estatístico. Este processamento é formado por três etapas, o registro, a normalização espacial e a filtragem espacial. Após este

processamento, realizam-se as etapas que constituem o estudo estatístico propriamente dito: a análise estatística e a inferência estatística.

O registro consiste em corrigir a diferença de posição entre as diferentes imagens adquiridas, devido à diferença de posicionamento do paciente. Para corrigir o posicionamento, translações e rotações são realizadas para fazer coincidir a comissura anterior em todos os estudos.

Para efetuar a análise voxel a voxel, dos estudos dos diversos pacientes devem corresponder a um espaço anatômico padrão, esta etapa se denomina normalização espacial. Esta normalização possibilita a comparação entre pacientes e a apresentação dos resultados de um modo convencional. Nesta etapa, realiza-se um ajuste das imagens de modo a concordarem com o padrão anatômico padrão, que é o Mapa de Talairach [Talairach]. Este padrão é formado pelo conjunto de estudos que representa a distribuição média do radiofármaco utilizado em controles normais.

Os valores obtidos após estes processamentos e utilizados para a análise estatística representam a atividade de cada voxel e são comparadas utilizando o teste de Student. No SPM, a hipótese de partida é nula e se baseia no fato que não existem diferenças entre os estudos que constituem a análise. Desta maneira, um voxel com valor probabilístico de 0,001 tem uma probabilidade entre mil de ser um achado ao acaso, ou seja, tem maior probabilidade de ser uma alteração metabólica ou no fluxo sangüíneo cerebral.

O resultado é apresentado como um volume em que todos os voxels tem associado um valor probabilístico, formando um mapa de estatística paramétrica.

4.1.4 Phantom de Hoffman

O *phantom* ou simulador cerebral de Hoffman [Hoffman] (Data Spectrum Corporation) foi desenvolvido a partir de um conjunto de imagens de ressonância magnética nuclear, para simular a distribuição de radioatividade observada em exames de fluxo sanguíneo cerebral e estudos de metabolismo do cérebro humano usando SPECT ou PET.

O *phantom* usado é formado por um cilindro de 17,5 cm de altura por 20,8 cm de diâmetro, contendo 19 camadas de acrílico para simular a massa cinzenta, a massa branca e os ventrículos, que, depois de preenchido com material radioativo, têm concentrações relativas de atividade de 4, 1 e 0, respectivamente.

A estrutura interna do *phantom* consiste de dois tipos de camadas de plástico recortados. Um dos tipos de camada, figura 4.5A, representa a matéria branca pela área tracejada, e a massa cinzenta, área branca, que é aberta e preenchida de atividade quando o *phantom* é usado. O outro tipo de camada, figura 4.5B, contém os ventrículos e a massa cinzenta. O fluido é colocado no espaço correspondente à massa cinzenta.

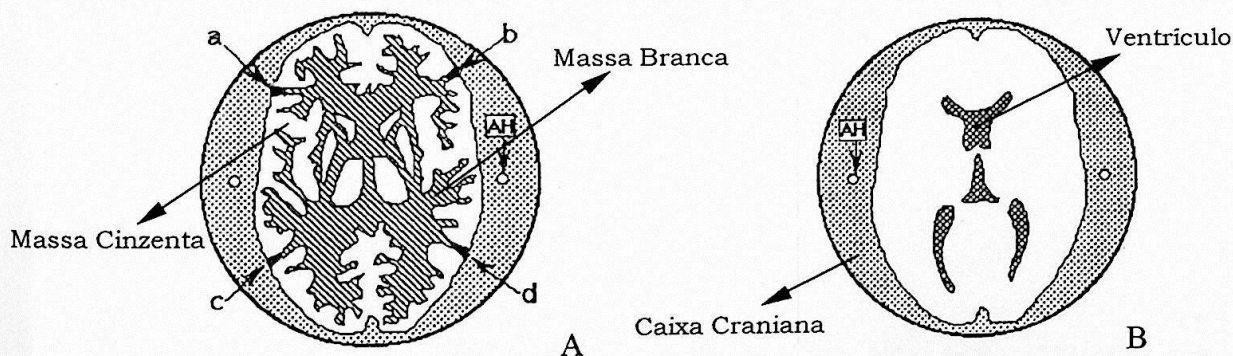


Fig. 4.5 A,B: Dois cortes do *phantom* de Hoffman mostrando a massa cinzenta, massa branca e ventrículos.

A borda externa correspondente à borda da caixa craniana tem espessura de 6mm. As estruturas indicadas como a, b, c e d servem como pontos de sustentação de cada camada.

4.1.5 Pacientes

Um total de 34 pacientes com insuficiência cardíaca, 20 dos quais sem problemas psiquiátricos, e 14 com manifestações de depressão, foram selecionados pelo grupo de Neuroimagem Funcional do Instituto de Psiquiatria do HC – FMUSP [Busatto], para estudos de alterações no fluxo sanguíneo cerebral.

Imagens SPECT destes pacientes, obtidas com o sistema Sophy-DST/SMV – GE, foram analisadas para verificação dos efeitos das correções em estudos clínicos.

4.2 Metodologia

Nesta seção, descreveremos os processos de aquisição, reconstrução, correção das imagens do *phantom* de Hoffman e dos pacientes e a quantificação.

4.2.1 Preparação do *Phantom*

O *phantom* de Hoffman foi preenchido com 370 MBq (10mCi) em 1,2 litros de solução aquosa de ^{99m}Tc . A solução aquosa deve ser homogeneizada antes da inserção no *phantom*, o preenchimento deve ser lento e gradual para evitar a formação de bolhas que degradam a qualidade das imagens.

4.2.2 Preparação dos Pacientes

Nos 34 pacientes estudados, foram administrados, por via intravenosa, 1110MBq (30mCi) de ^{99m}Tc - HMPAO, após um período de 15 minutos de permanência em um quarto isolado e sem a presença de luz, para que não haja ativação da região cortical que responde ao estímulo visual. Após a injeção, o paciente permaneceu por mais 30 minutos no quarto, tempo necessário para a distribuição do radiofármaco no cérebro.

O protocolo de aquisição dos pacientes foi o mesmo utilizado para o *phantom* de Hoffman, matriz de 128 x 128 pixels, 128 projeções, 30 segundos por projeção, totalizando 35 minutos cada exame.

4.2.3 Aquisição

Foram adquiridas 128 projeções num arco completo de 360°, usando uma órbita circular. Duas janelas de energia foram usadas, a janela de energia de 15% (129,5keV - 150,5keV) centrada sobre o fotopico de 140keV, e outra, de 30% (92keV - 125keV), na faixa do espalhamento Compton centrada em 108keV, gerando dois arquivos de dados. O tamanho da matriz de projeção é de 128 x 128 pixels, onde cada pixel possui 3,4mm de lado.

O colimador utilizado neste estudo é o de furos paralelos, alta resolução e baixa energia, LEHR ("Low Energy High Resolution"), com resolução nominal de 7,7mm a 100mm do detector, dada pelo fabricante.

4.2.4 Reconstrução

Os métodos de reconstrução, filtros e parâmetros utilizados são iguais àqueles usados na rotina clínica para estudos de perfusão cerebral com ^{99m}Tc -HMPAO, realizados no Serviço de Radioisótopos.

As projeções obtidas com a janela do fotopico, assim como as projeções corrigidas para espalhamento, foram usadas para reconstruir os cortes tomográficos usando dois métodos de reconstrução tomográfica: retroprojeção filtrada, com pré-filtro Butterworth de ordem 10 e frequência crítica 0,7 da frequência de Nyquist(Ny) e pelo método OSEM, Ordered-Subsets-Expectation-Maximization [Hudson94], com 2 iterações e 4 sub-sets, pré-filtro Metz de ordem 8 e 4 pixels da largura à meia altura da função de dispersão pontual (FWHM da psf).

As imagens foram reconstruídas com espessura de 1 pixel (3,4mm) e sem zoom, isto é, sem aumento, formando três conjuntos de dados com 46 cortes cada, nos planos transversal, sagital e coronal.

O volume foi reorientado de acordo com o eixo orbito-frontal (Fig. 4.6), em 6° , -2° e -1° nas direções transversal, sagital e coronal, respectivamente, em relação ao mapa de Talairach [Talairach]. Para análise dos dados, somente os cortes transversais foram usados.

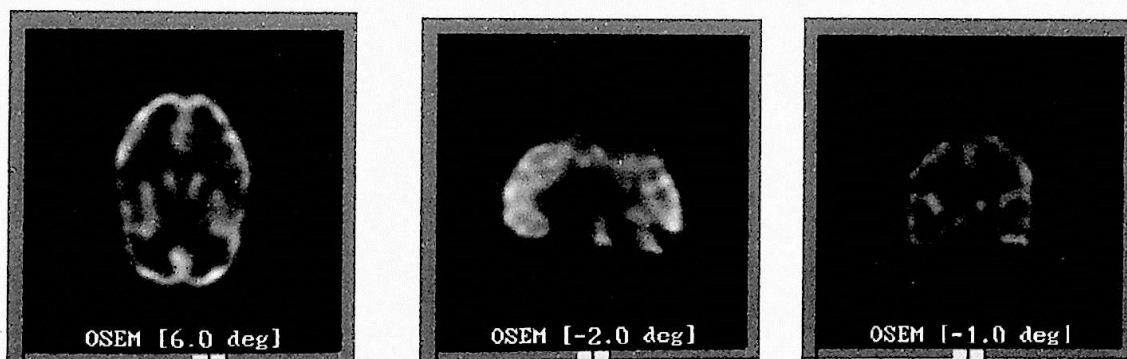


Fig. 4.6: Cortes reorientados com ângulos de reorientação de 6° , -2° e -1° nos eixos transversal, sagital e coronal, respectivamente.

4.2.5 Conversão e Normalização dos Dados

As imagens reconstruídas e reorientadas, no formato Dicom 3.0, foram exportadas da Vision/SMV-GE via FTP (File Transfer Protocol), para um PC e convertidas em ASCII, usando o software XmedCon 0.5.6 [Erik Nolf]. Uma normalização dos dados foi efetuada utilizando-se o fator 10 e convertendo para o formato usado pelo software PIP, Interfile 3.3, também usando o software XmedCon 0.5.6.

A normalização pelo fator 10 fez-se necessária devido ao elevado número de contagens por pixel presente no estudo reconstruído pela Vision. Como o software PIP aceita no máximo 2 bytes por pixel de informação, todos os exames foram normalizados para permitir a leitura dos arquivos.

O formato Interfile 3.3 consiste de dois arquivos, um arquivo texto (ASCII), contendo as informações sobre o paciente e o exame, e outro arquivo binário, com a imagem. O arquivo texto foi editado retirando-se algumas linhas de comentário para visualização do estudo usando o PIP.

4.2.6 Combinação dos Métodos

Além das correções aplicadas automaticamente pelo sistema formador de imagens em todas as aquisições, fizemos também as correções de espalhamento e atenuação.

A correção de espalhamento pelo método de Jaszczak foi aplicada sobre o conjunto de projeções da janela energética do espalhamento Compton usando os fatores $k = 0,5$, $0,4$ e $0,3$ e subtraindo o resultado do conjunto de projeções do fotopico.

A correção de atenuação, pelo método de Chang de 1ª ordem, foi aplicada nas imagens reconstruídas com ou sem correção de espalhamento pelo método de Jaszczak. Os coeficientes de atenuação

usados são: coeficiente de atenuação efetivo $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$, coeficiente de atenuação da massa encefálica $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$, o coeficiente de atenuação da caixa craniana $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$.

A delimitação da matriz de correção do método de Chang foi desenhada seguindo a anatomia de cada corte tomográfico do *phantom*, produzindo uma matriz para cada um.

Os métodos de correção de espalhamento e atenuação foram combinados, de acordo com a tabela 4.2, para a avaliação dos efeitos na imagem.

Índice dos Métodos	Correção de Espalhamento	Correção de Atenuação
[1]	—	—
[2]	$k = 0,5$	—
[3]	$k = 0,4$	—
[4]	$k = 0,3$	—
[5]	—	$\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$
[6]	—	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$
[7]	—	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$
[8]	$k = 0,5$	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$
[9]	$k = 0,4$	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$
[10]	$k = 0,3$	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$
[11]	$k = 0,5$	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$
[12]	$k = 0,4$	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$
[13]	$k = 0,3$	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$

Tabela 4.2: Combinação dos métodos de correção de espalhamento e atenuação.

4.3 Parâmetros de Avaliação

Para avaliar o desempenho das correções de atenuação e espalhamento, utilizamos alguns parâmetros de controle de qualidade adotados por organismos internacionais [NEMA, TecDoc]. Estes parâmetros, quando comparados com os valores teóricos para o *phantom* de Hoffman, nos fornecem uma medida de qualidade das correções aplicadas.

Os parâmetros utilizados neste trabalho são: contraste, relação de atividades específicas no *phantom* de Hoffman e a relação sinal-ruído.

4.3.1 Simetria

A simetria é um parâmetro importante quando analisamos uma imagem de SPECT cerebral. As estruturas anatômicas presentes no cérebro humano estão presentes nos dois hemisférios cerebrais e a comparação visual e quantitativa entre elas é fundamental para o diagnóstico de uma patologia.

Quando a matriz de correção não é centrada na imagem, diferenças de contagem entre estruturas bilaterais são aumentadas resultando na perda de simetria de um estudo normal.

Todos os métodos de correção de atenuação devem preservar a simetria num estudo normal, independente do método escolhido.

A simetria foi analisada pela média de contagem e seu desvio padrão entre estruturas diametralmente opostas. Também foi calculado o desvio em relação ao hemisfério direito do cérebro.

O cálculo da simetria para o córtex foi realizado utilizando a RI de 4 x 2 com 3 pixels de espessura como indicado na figura 4.7.

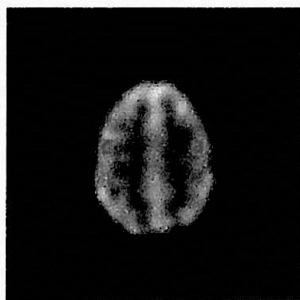


Fig. 4.7: Indicação da RI utilizada para o cálculo da simetria.

Para os tálamos, utilizamos os RIs da seção 4.3.2, que são descritos a seguir.

4.3.2 Contraste

O contraste [Sorenson] é definido como a diferença de densidade de informação em partes da imagem que correspondem a diferentes concentrações de atividade no paciente. O contraste foi calculado de acordo com o protocolo NEMA [NEMA] :

$$C = \frac{N_{cer} - N_{RI}}{N_{cer}}$$

onde N_{cer} é a média de contagem na região de interesse localizada no cerebelo e N_{RI} é a média de contagem numa região de interesse (RI) a ser definida.

O cerebelo foi usado como região de referência em estudos clínicos por ser uma estrutura de massa cinzenta.

Para o cálculo do contraste, os cortes tomográficos foram somados três a três, gerando cortes tomográficos de 3 pixels de espessura (Fig. 4.8) e o valor de contagens por pixel foi normalizado pelo fator 2. Exemplos dos cortes-soma analisados em contraste podem ser visualizados na figura 4.9.

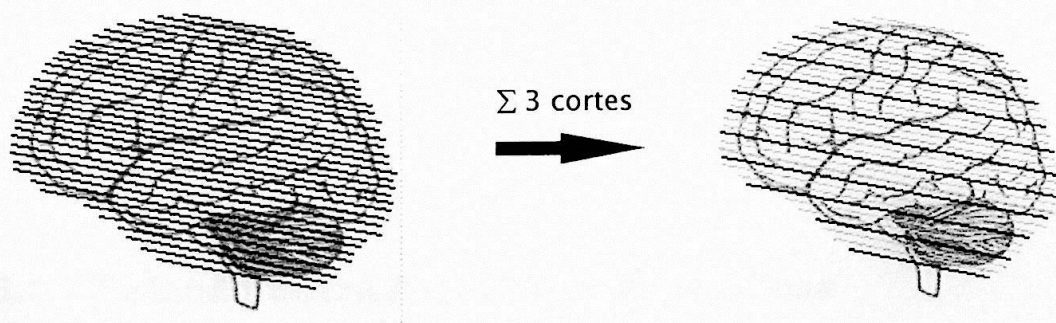


Fig. 4.8: Representação esquemática da soma de cortes tomográficos.

Definimos dois tipos de regiões de interesse (Fig. 4.9): de 3 x 3 pixels e de 4 x 2 pixels. A RI de 3 x 3 foi utilizada para o cálculo do contraste nas estruturas: Ventrículo[1], Região Occipital[2] e simetricamente nas regiões direita e esquerda do Tálamo[3] e do Núcleo

Caudado[5]. A região de 4 x 2 pixels foi usada simetricamente nas regiões direita e esquerda do Córtex[4] e escolhida devido à morfologia na região.

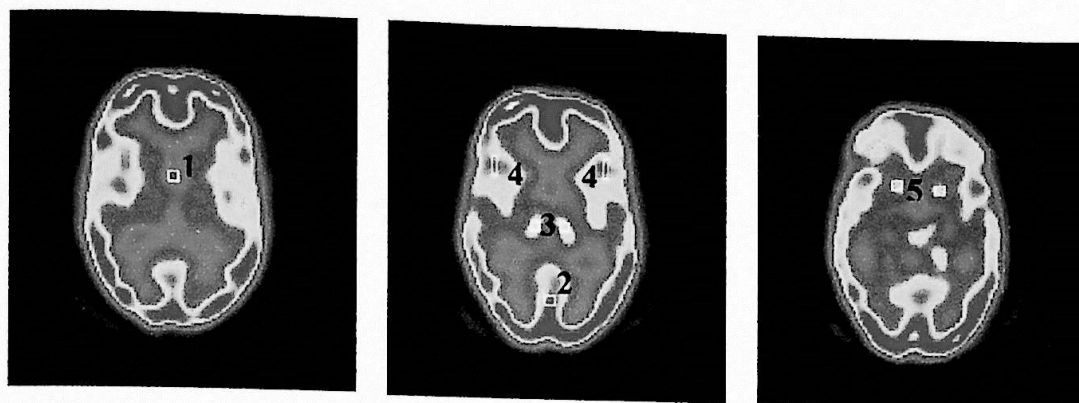


Fig.: 4.9: Indicação das RIs utilizadas para o cálculo do contraste em 3 cortes transversais diferentes.

Foram escolhidas regiões de tamanho reduzido devido às dimensões das estruturas escolhidas.

O contraste entre as RIs e o cerebelo é comparado aos valores de referência da tabela 4.3:

RI	Cerebelo	Contraste Esperado
Massa Cinzenta	Massa Cinzenta	0
Ventrículo	Massa Cinzenta	1

Tabela 4.3: Contraste esperado entre as regiões de interesse.

4.3.3 Relação entre Atividades Específicas

A relação entre atividades específicas é definida como a razão entre as médias de contagem por pixel entre duas regiões de interesse. Neste trabalho, analisamos a relação de atividades entre a massa cinzenta e a massa branca do cérebro.

As regiões de interesse utilizadas para o cálculo da relação entre atividades específicas tiveram, como padrão inicial, as regiões de interesse de 3 x 3 pixels citadas em [Laere]. Para obter uma melhor relação entre a média de contagens e o desvio padrão, utilizamos regiões de interesse volumétrica (VI) de 3 x 3 x 3 pixels.

Um VI foi centrado na coordenadas (63,42,32) que corresponde à região occipital e varia de ± 1 pixel nas direções x, y e z, totalizando um VI de 3 x 3 x 3. O VI correspondente à comissura anterior foi centrado nas coordenadas (64,71,31), com variação de ± 1 pixel, como no critério empregado para o córtex occipital.

A comissura anterior (Fig. 4.10A e 4.10B) foi localizada utilizando a imagem volumétrica do *phantom* de Hoffman e os cortes transversais, sagitais e coronal do estudo.

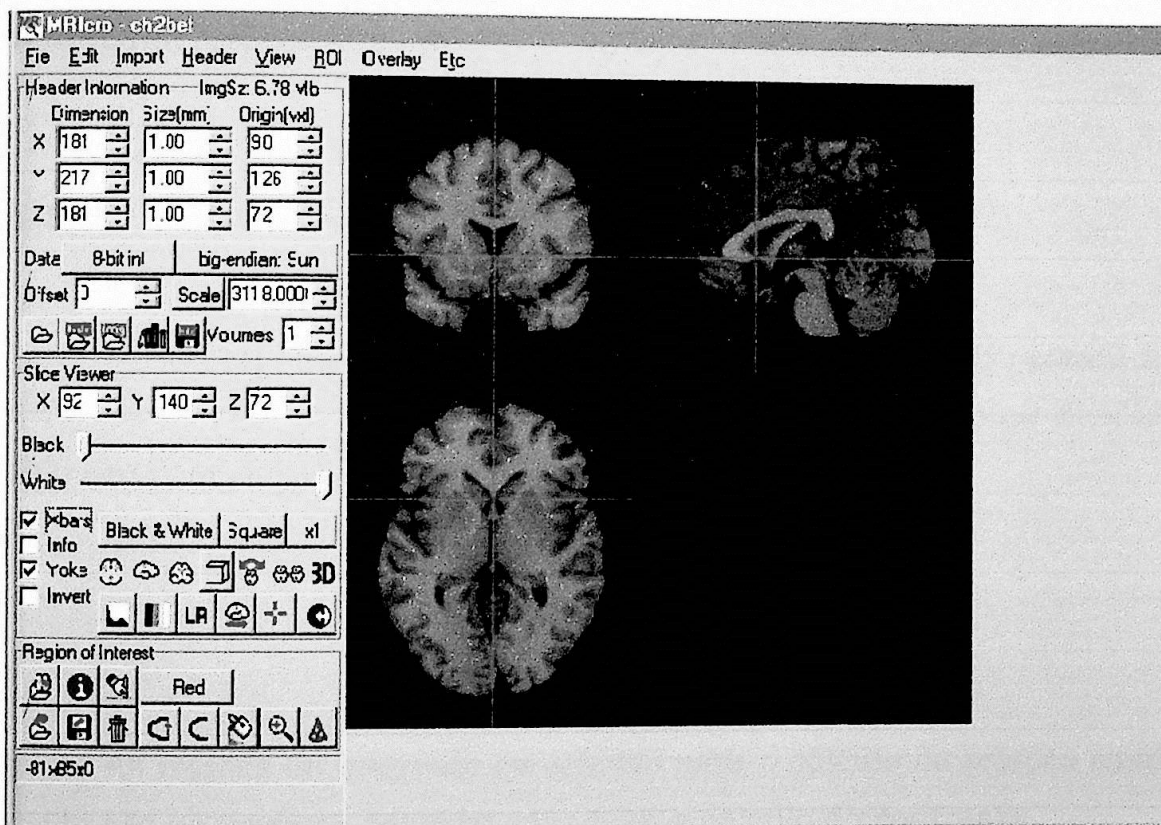


Fig. 4.10A: Localização da comissura anterior na ressonância magnética .

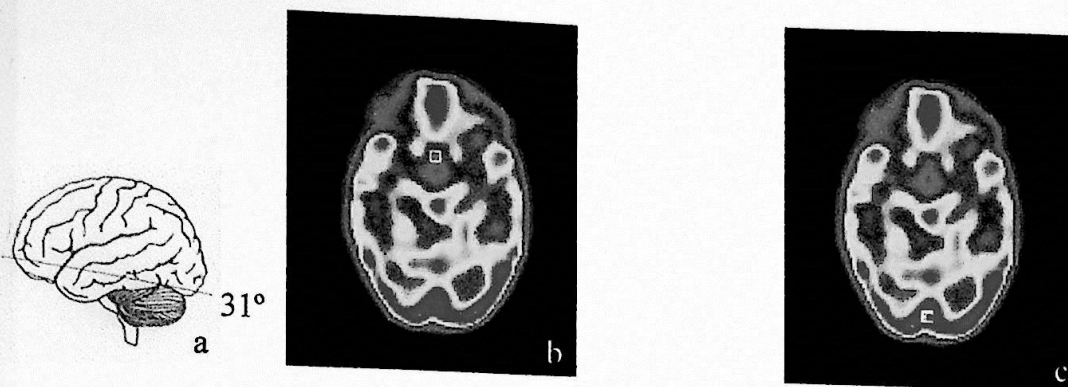


Fig. 4.10B: Corte tomográfico 31° (a) e as RIs localizadas na comissura anterior (b) e região occipital (c).

O 31° corte foi escolhido porque apresenta mais adequadamente a região da comissura anterior, como pode ser visto nas figuras 4.10A e 4.10B.

O valor ideal para a relação de atividades é aquele indicado pelo *phantom* de Hoffman, 4 : 1 : 0, para a massa cinzenta, massa branca e ventrículo, respectivamente.

4.3.4 Relação Sinal-Ruído

A relação sinal-ruído de uma região de interesse, SNR, [Zaidi] foi definida como o número médio de eventos detectados por pixel dividido pelo seu desvio padrão nesta região.

$$SNR = \frac{\bar{N}_{RI}}{\sigma_{RI}}$$

As regiões de interesse escolhidas para o cálculo da relação sinal-ruído são as mesmas consideradas para o cálculo do contraste.

Resultados e Discussões

No presente capítulo, faremos a análise qualitativa ou visual e a análise quantitativa das imagens do *phantom* de Hoffman reconstruídas e corrigidas de acordo com os métodos citados nos capítulos 3 e 4. No final do capítulo, apresentamos um exemplo clínico da aplicação dos métodos de correção em pacientes cardíacos com perfusão cerebral normal e com perfusão alterada.

5.1 Análise Visual do *phantom* de Hoffman

O resultado das correções aplicadas foi analisado visualmente por uma assistente especialista em Medicina Nuclear sem o conhecimento prévio dos métodos de correção adotados. Foram considerados o grau de suavização, a capacidade de identificar as estruturas cerebrais e o contraste nas imagens.

As figuras 5.1 a 5.13 servem de amostra dos resultados dos vários métodos de correção adotados e dos dois métodos de reconstrução com os respectivos filtros nos cortes 27 a 30, com espessura de um pixel. Os cortes apresentados são os transversais re-orientados segundo o eixo canto-meatal e que apresentam as regiões de interesse fisiológico para a maioria das patologias, a escala de cores foi a usada para a segmentação das regiões de interesse.

A comparação dos métodos de reconstrução pode ser feita pela análise da imagem 5.1. Como vemos, o método FBP fornece imagens

mais ruidosas, devido ao filtro rampa, e que também compromete a identificação das estruturas.

Uma característica marcante das imagens reconstruídas pelo método FBP é o padrão de linhas radiais (efeito estrela) na vizinhança da imagem, ausente no método OSEM.

As figuras 5.2, 5.3 e 5.4 ilustram os efeitos da correção de espalhamento nos cortes reconstruídos por FBP e OSEM, aumentando o contraste entre a massa cerebral e os ventrículos. Como as imagens não foram corrigidas para atenuação, observamos a menor atividade na região central, por exemplo, nos núcleos da base, em comparação com o córtex cerebral.

As figuras 5.5, 5.6 e 5.7 estão corrigidas apenas para atenuação e demonstram o aumento de atividade nas regiões centrais em relação às regiões periféricas, como o córtex. Entretanto, as imagens corrigidas para atenuação pelo método de Chang de 1ª ordem produzem um aumento excessivo da atividade na região mais interna, como a dos núcleos da base, conforme já previsto pelo próprio autor do método [Chang].

O uso do coeficiente de atenuação efetivo (Fig. 5.5) para corrigir o espalhamento e a atenuação não gera imagens de qualidade superior quando comparadas às correções em separado (Fig. 5.8 a 5.13), isto é, usando o método de Jaszczak e de Chang. Podemos observar que a figura 5.5, corrigida com $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$ leva à perda de resolução e diminuição do contraste entre o ventrículo e a massa cinzenta.

As imagens corrigidas para espalhamento e atenuação estão exemplificadas nas figuras 5.8 a 5.13 e mostram uma melhora no contraste e resolução entre as regiões de massa cinzenta e ventrículo. A variação do coeficiente de espalhamento não resulta em grandes alterações na imagem.

A análise visual de qual é o melhor método para uso na rotina clínica torna-se difícil pela qualidade visual semelhante de várias combinações dos métodos de correção. Mudanças no fator de correção k

para o espalhamento ou o uso de de um ou dois coeficientes de atenuação produzem mudanças sutis nas imagens, dificultando a escolha do melhor método.

Dos métodos utilizados para a reconstrução e correção das imagens, o que obteve melhor desempenho na avaliação visual foi a reconstrução pelo método OSEM, com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak, com $k = 0,5$, e correção de Chang, com $\mu=0,159\text{cm}^{-1}$ (Fig. 5.8). O uso de outros valores para a fração de espalhamento (k) resultou em imagens visualmente semelhantes (Fig. 5.8 a 5.13), mas com diferenças quantitativas que serão mostradas na próxima seção.

Quanto à análise visual do contraste, a especialista julgou o contraste, o grau de suavização, a resolução espacial como a habilidade de separar duas estruturas importantes para o diagnóstico, o putamen e o núcleo caudado.

Entre as imagens analisadas, figuras 5.1, 5.4, 5.5, 5.6, 5.8, 5.9 e 5.11, a imagem com correção de espalhamento $k = 0,5$ obteve o melhor contraste, os núcleos da base têm menor atividade em relação ao córtex devido à falta da correção de espalhamento. As mesmas imagens analisadas nos cortes temporais não mostram diferenças significativas entre elas.

As imagens corrigidas somente para atenuação, figuras 5.5 e 5.6, mostraram-se mais suavizadas, não possibilitando a separação do núcleo caudado do putamen.

Imagens com correções de espalhamento e atenuação, figuras 5.8, 5.9 e 5.11, resultaram em melhor contraste quando comparadas às imagens com apenas correção de atenuação e melhor diferenciação das estruturas do núcleo da base.

Dois conjuntos de imagens foram criados no intuito de compararmos diretamente duas ou três imagens. Do primeiro conjunto, com as figuras 5.6 e 5.11, foi escolhida a imagem 5.11 com correções de

espalhamento, $k = 0,5$, e atenuação com $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$ pois mostrava maior contraste e maior habilidade de diferenciar estruturas.

Entre as imagens do segundo grupo, figuras 5.5, 5.6 e 5.8, a imagem escolhida foi novamente a com duas correções, figura 5.8. A imagem 5.6, corrigida para atenuação com $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$, foi escolhida em segundo lugar seguida da imagem 5.5, corrigida para atenuação com $\mu = 0,12\text{cm}^{-1}$.

A imagem escolhida para fins de diagnóstico foi a com correção de espalhamento com fator $k = 0,5$ e atenuação com $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$. Esta imagem foi escolhida por ter melhor relação de contraste e possibilitar a diferenciação das estruturas do núcleo da base.

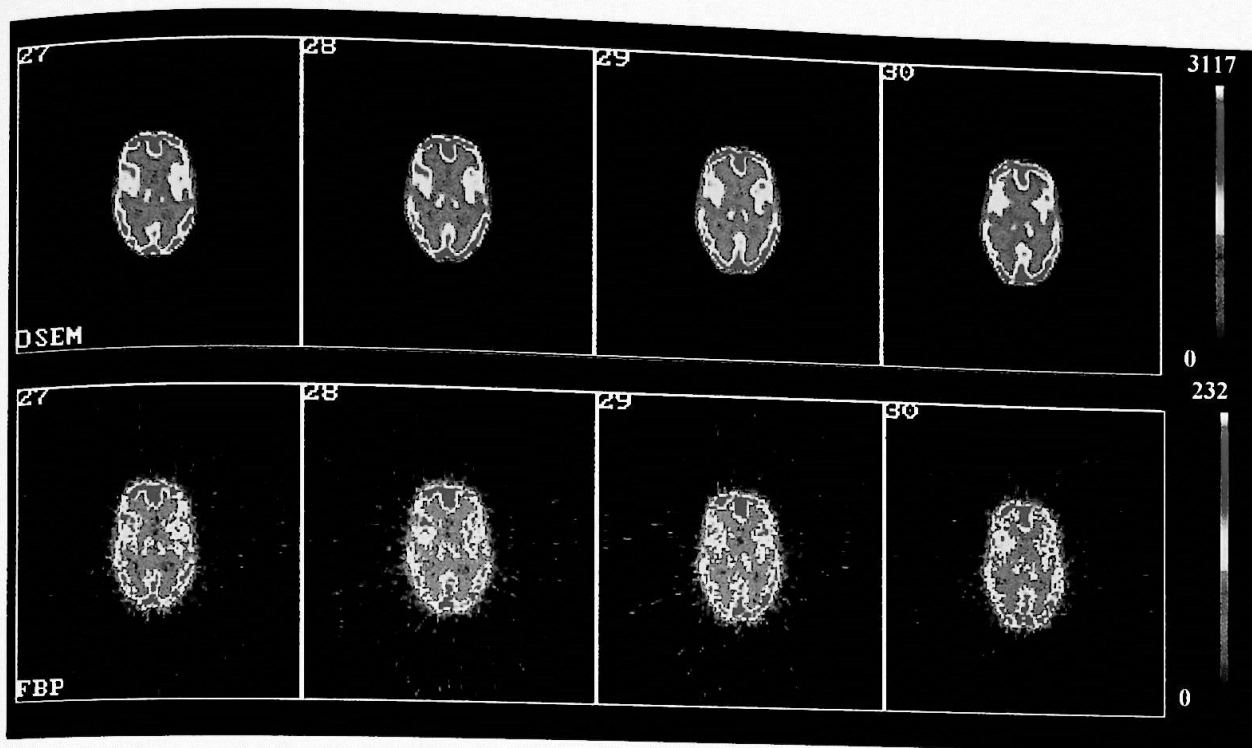


Fig. 5.1: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos por OSEM e FBP sem correção.

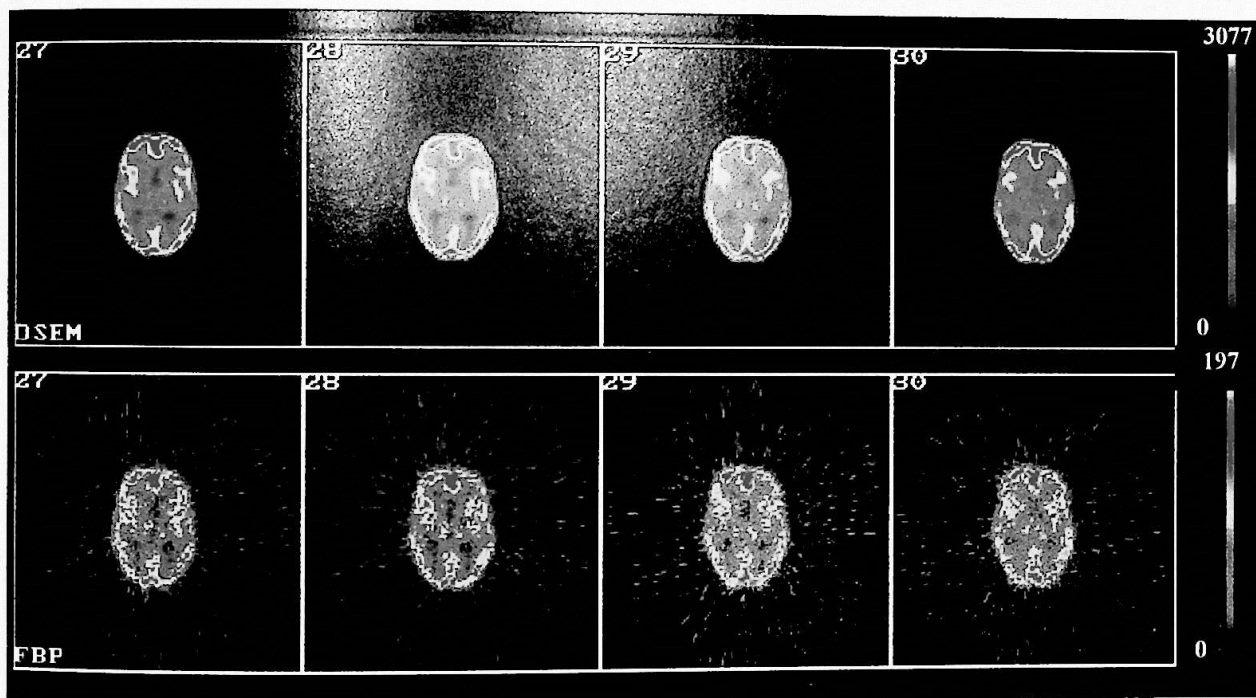


Fig. 5.2: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção para espalhamento com $k = 0,5$.

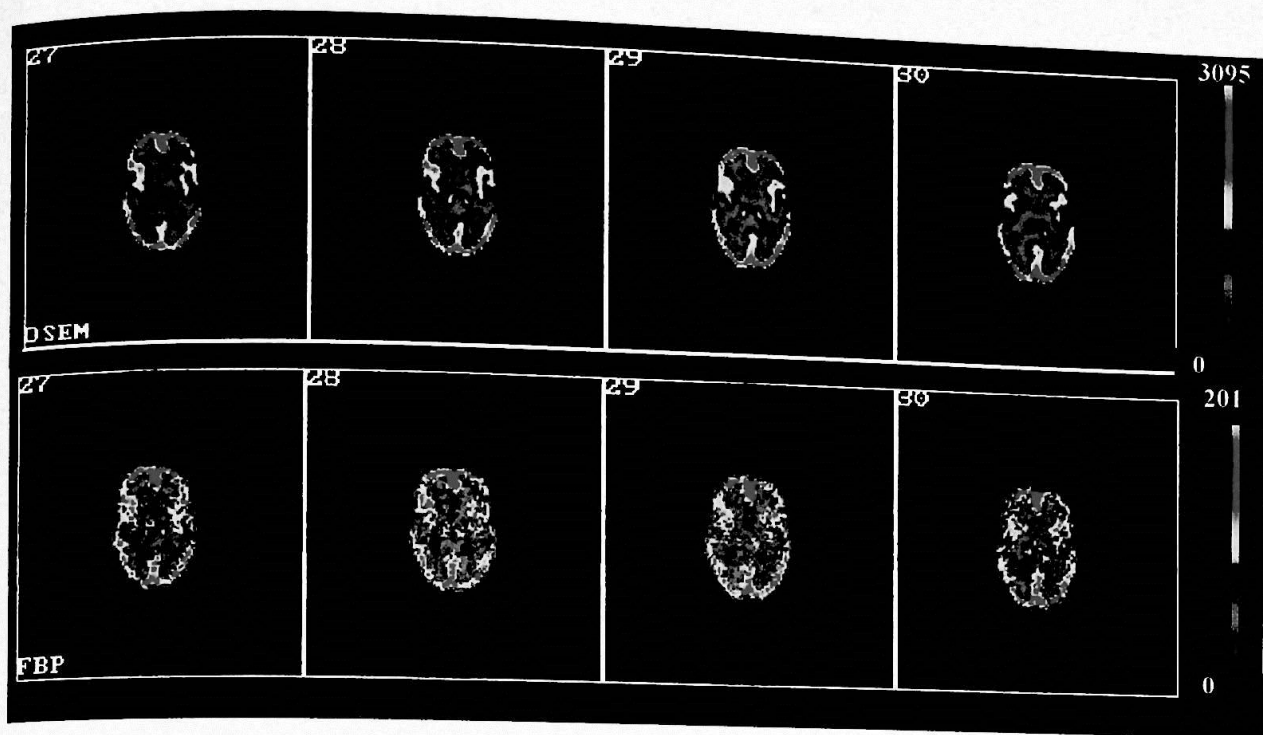


Fig. 5.3: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento $k=0,4$.

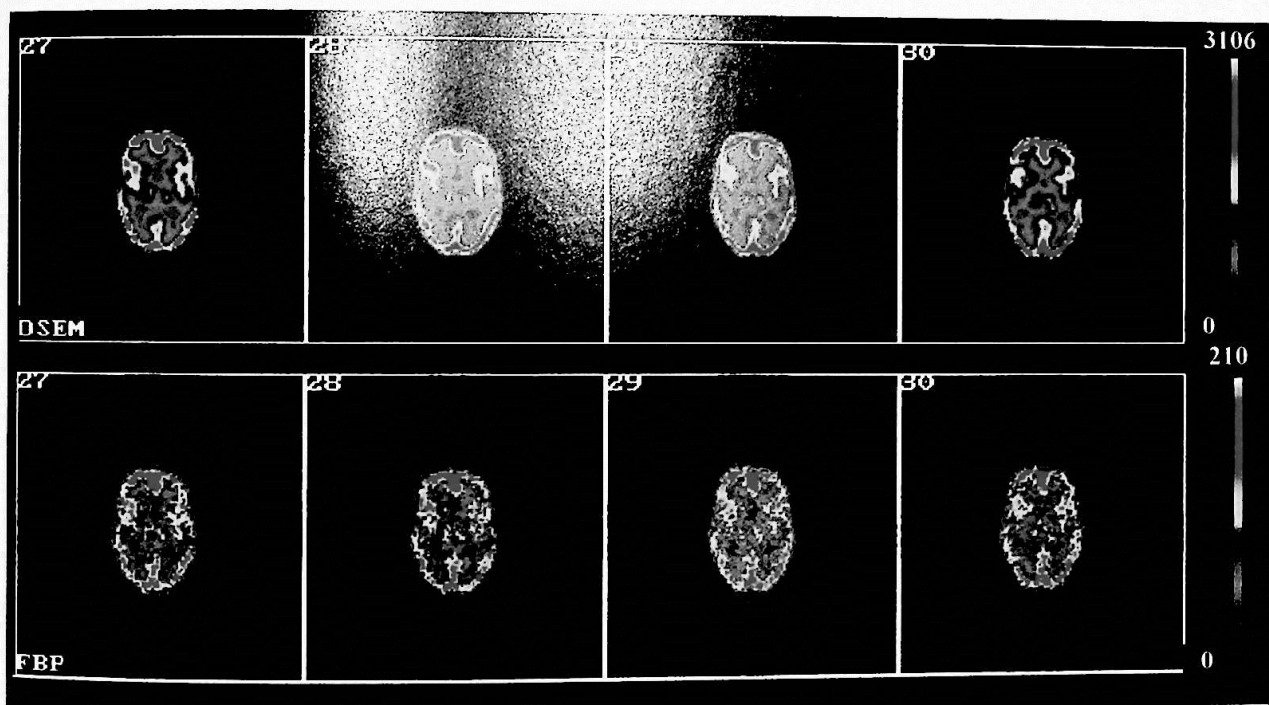


Fig. 5.4: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e e FBP com correção de espalhamento $k=0,3$.

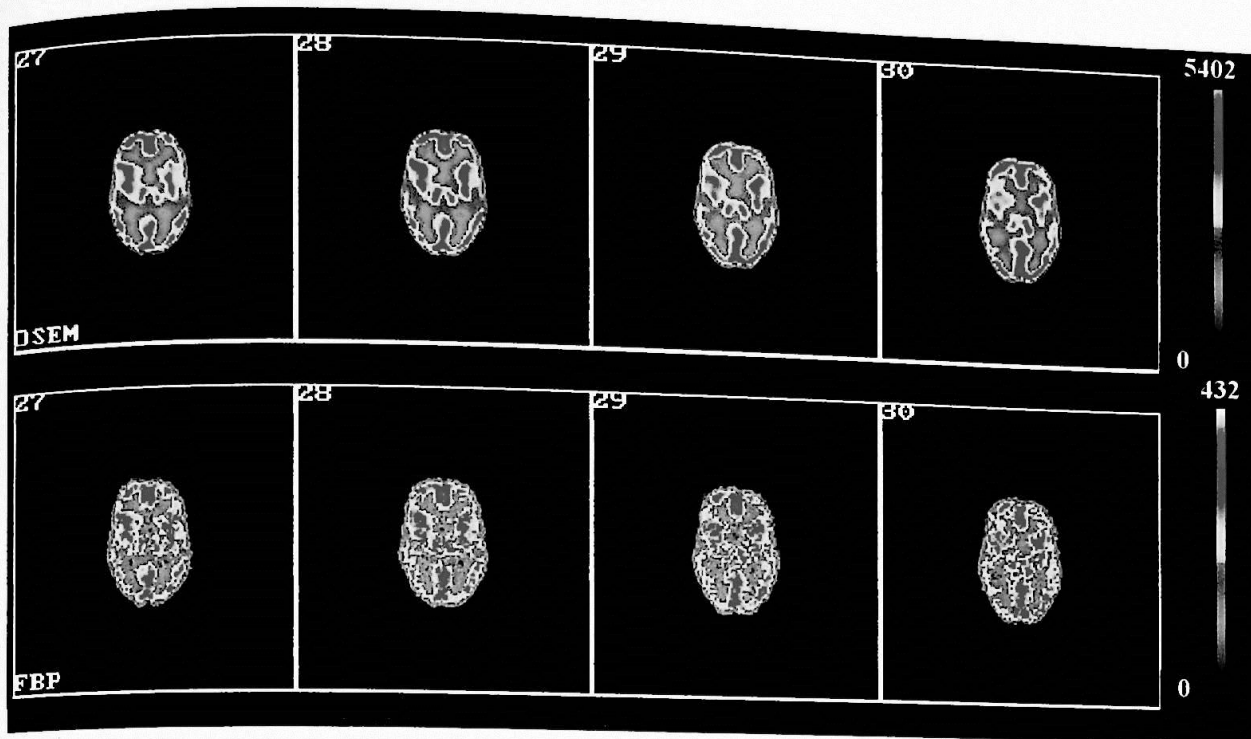


Fig. 5.5: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP e correção de Chang com $\mu_{ef}=0,12\text{cm}^{-1}$.

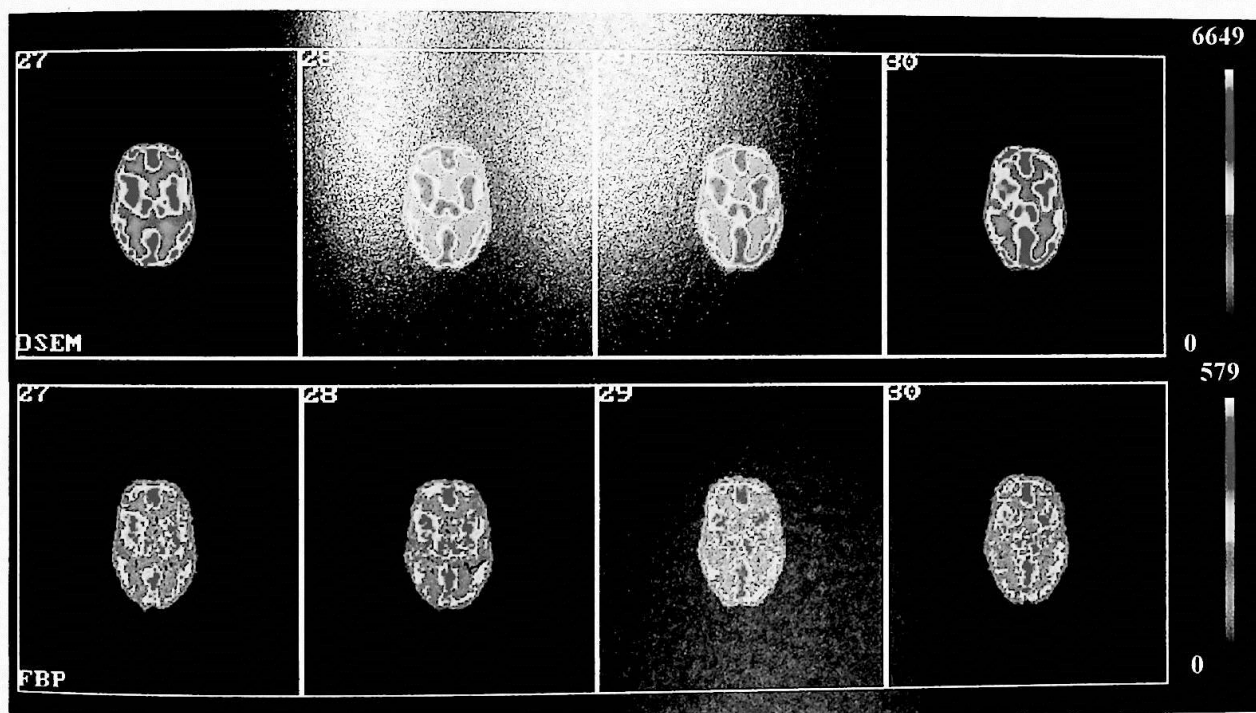


Fig. 5.6: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de Chang com $\mu_{tec}=0,159\text{cm}^{-1}$.

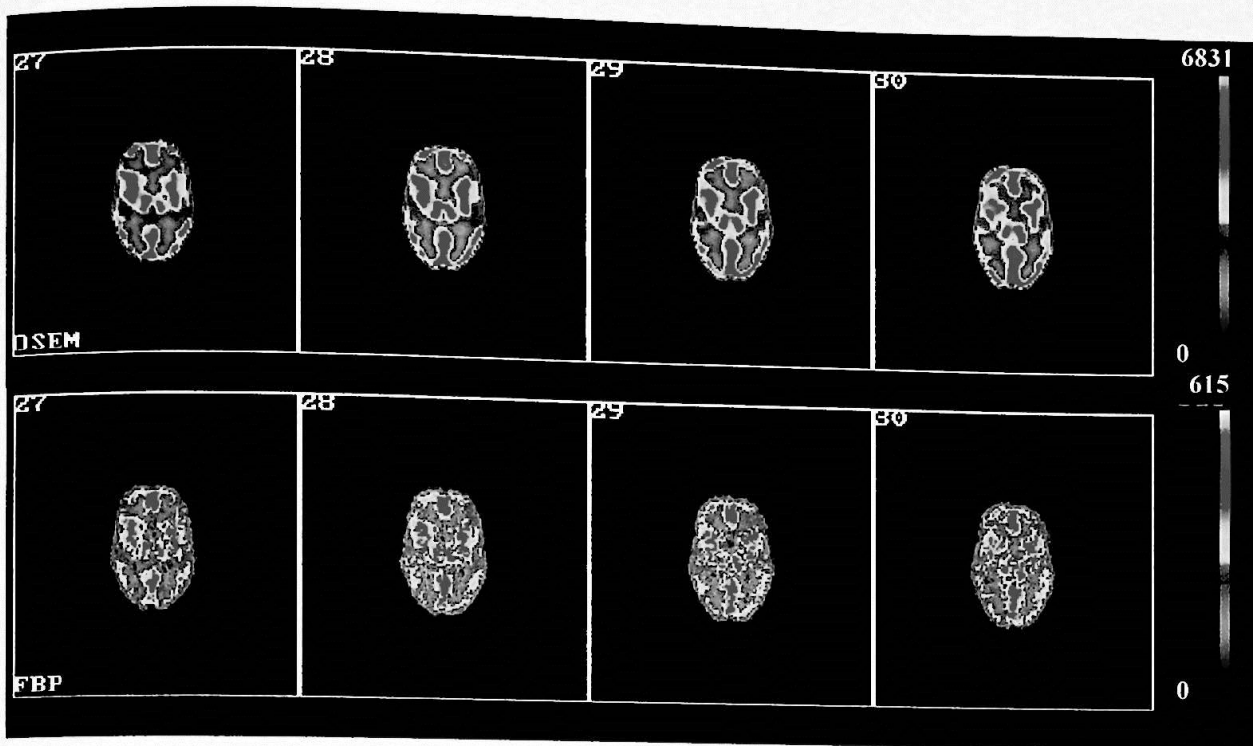


Fig. 5.7: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{\text{tec}}=0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{\text{hom}}=0,256\text{cm}^{-1}$.

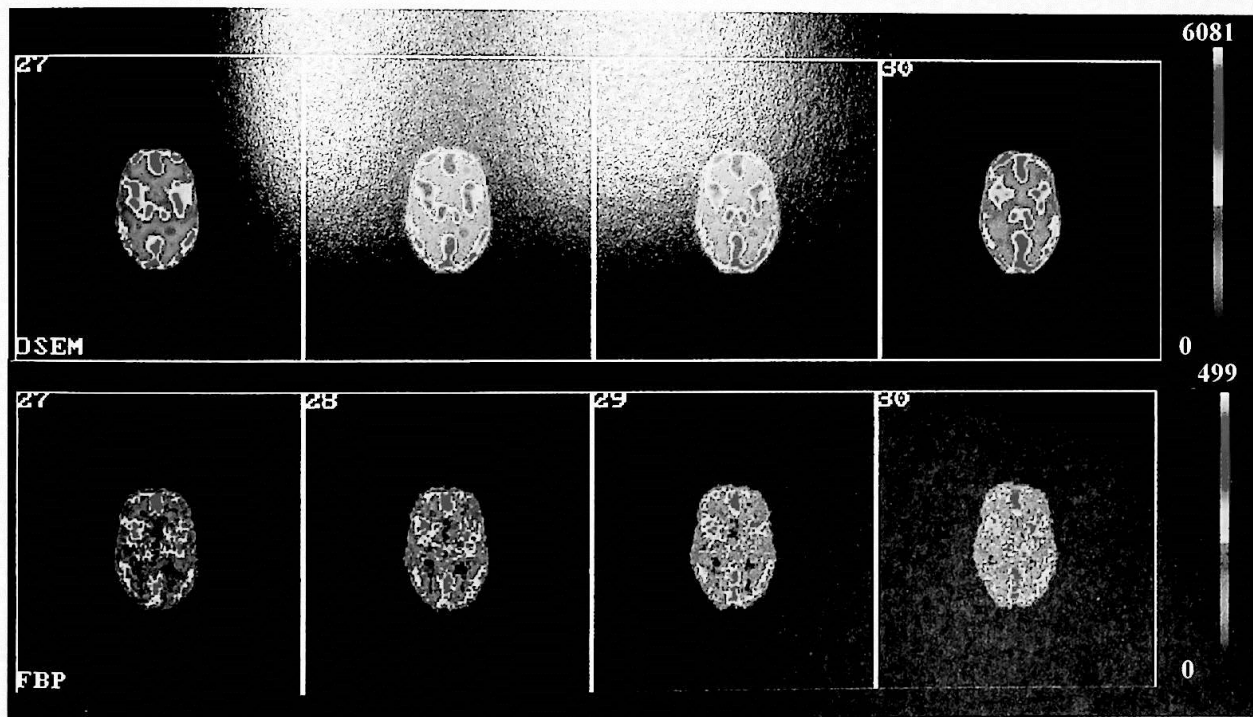


Fig. 5.8: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak com $k = 0,5$ e correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{\text{tec}}=0,159\text{cm}^{-1}$.

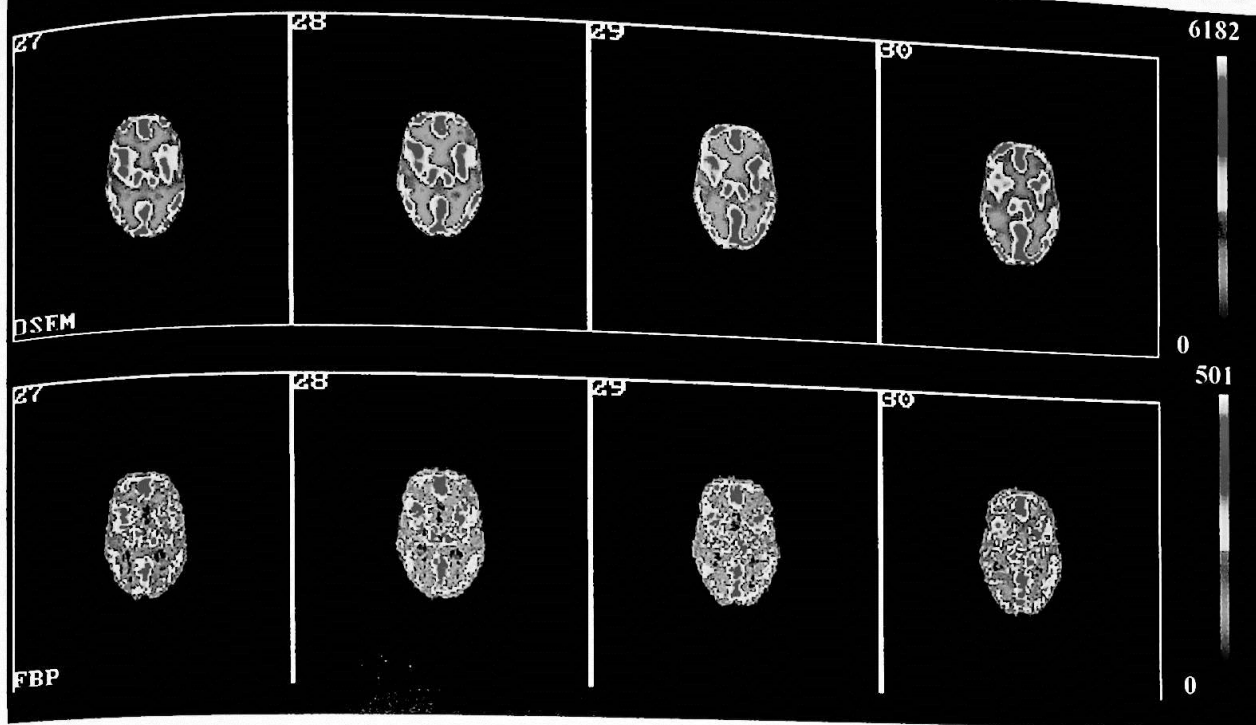


Fig. 5.9: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak com $k = 0,4$ e correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{tec}=0,159\text{cm}^{-1}$.

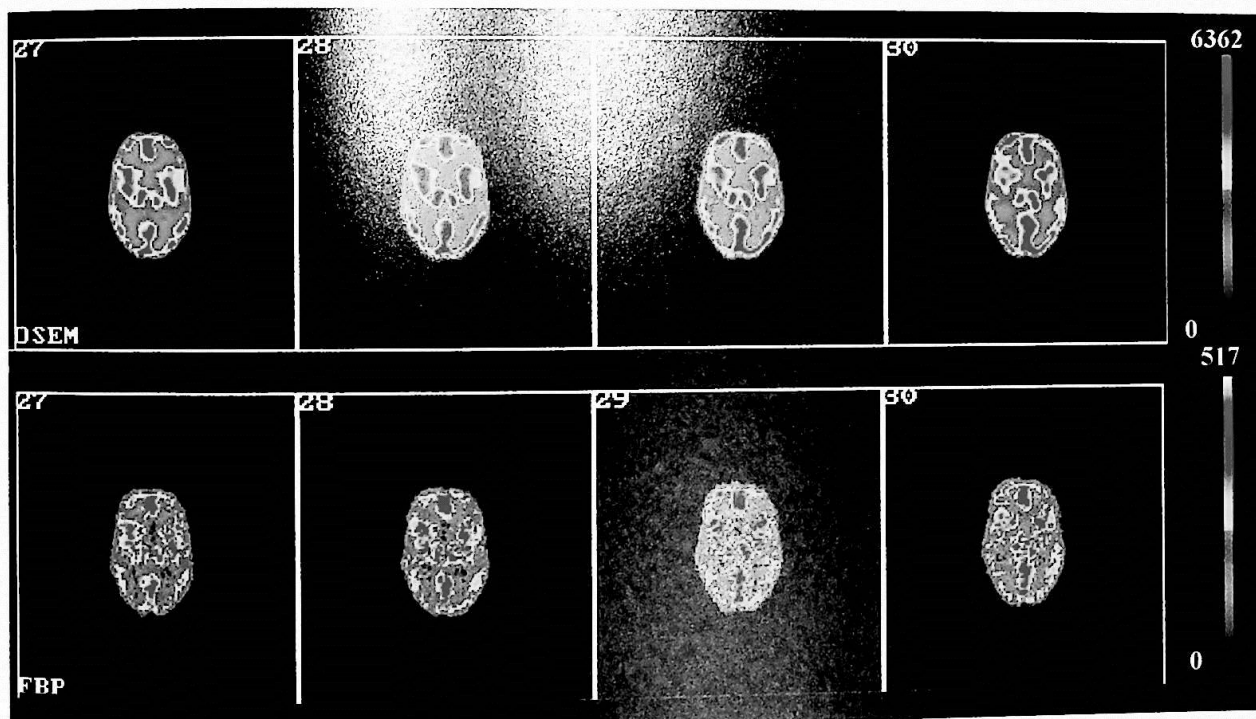


Fig. 5.10: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak com $k = 0,3$ e correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{tec}=0,159\text{cm}^{-1}$.

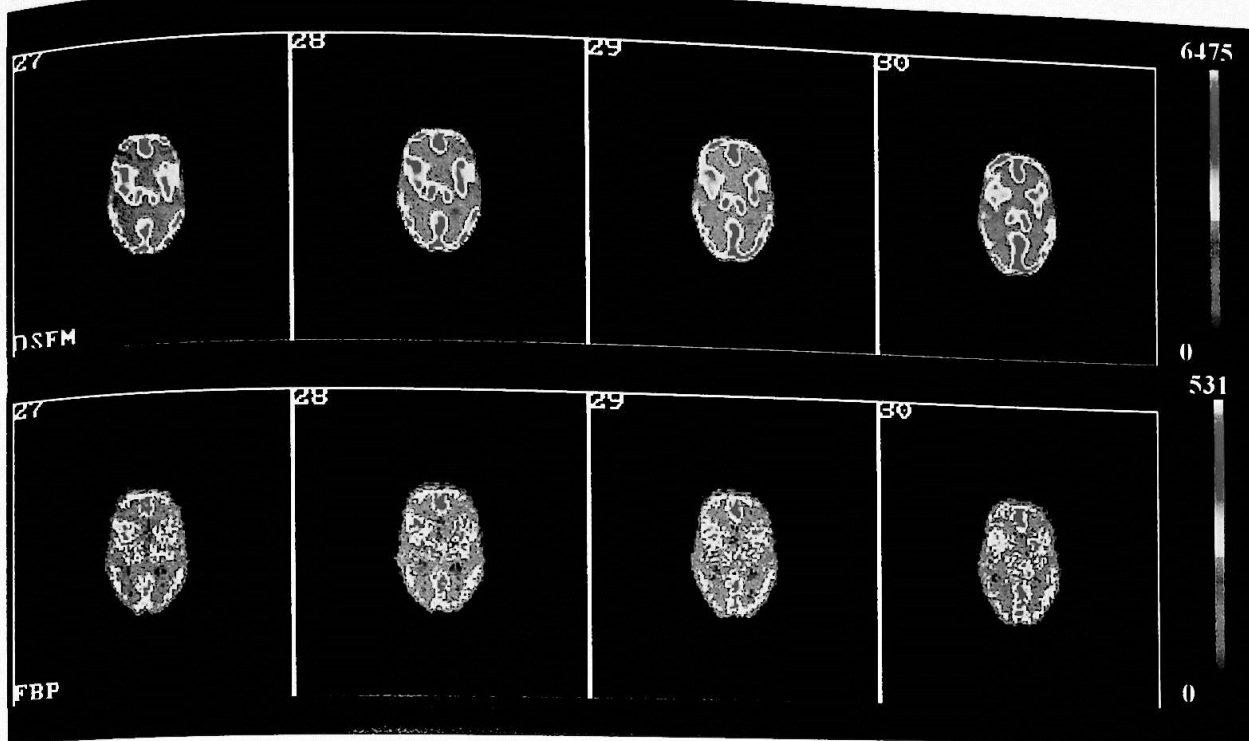


Fig. 5.11: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak com $k = 0,5$ e correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{\text{tec}}=0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{\text{osso}}=0,246\text{cm}^{-1}$.

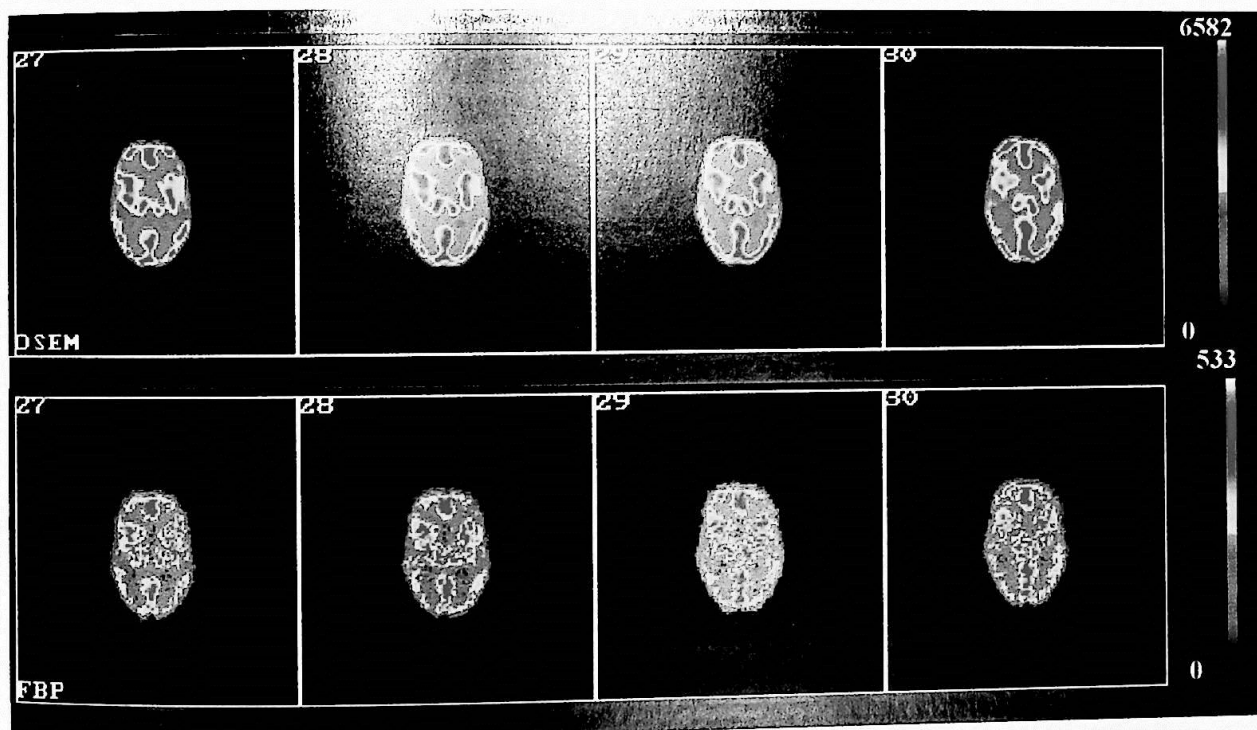


Fig. 5.12: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak com $k = 0,4$ e correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{\text{tec}}=0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{\text{osso}}=0,246\text{cm}^{-1}$.

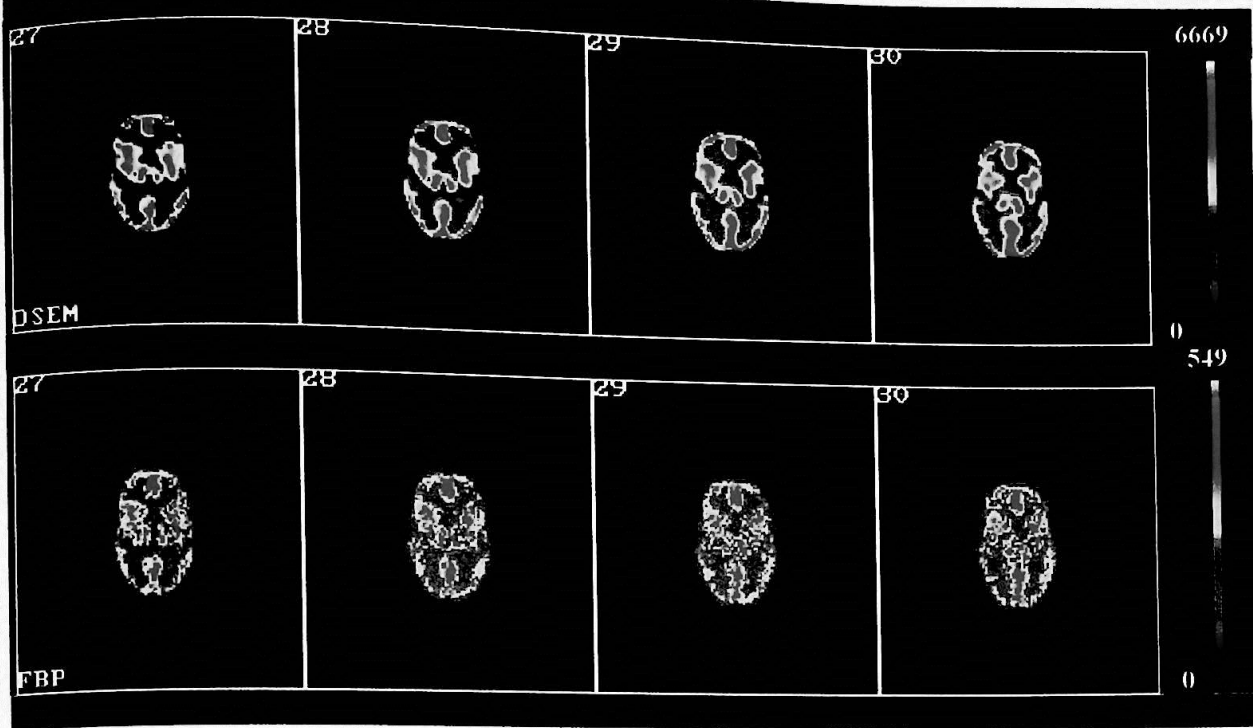


Fig. 5.13: Cortes tomográficos do *phantom* de Hoffman reconstruídos pelo método OSEM e FBP com correção de espalhamento pelo método de Jaszczak com $k = 0,3$ e correção de atenuação pelo método de Chang com $\mu_{\text{tec}}=0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{\text{osso}}=0,246\text{cm}^{-1}$.

5.2 Análise da Quantificação Relativa do phantom de Hoffman

Nessa seção, faremos a análise da influência das correções no total de contagens por corte tomográfico e por pixel, da simetria das diferentes estruturas fisiológicas. Também analisamos os parâmetros de avaliação descritos na seção 4.3.

5.2.1 Total de Contagens por Corte e por Estudo Reconstruído

O total de contagens por corte sofre influência direta dos métodos de correção de atenuação e espalhamento, conforme a figura 5.14.

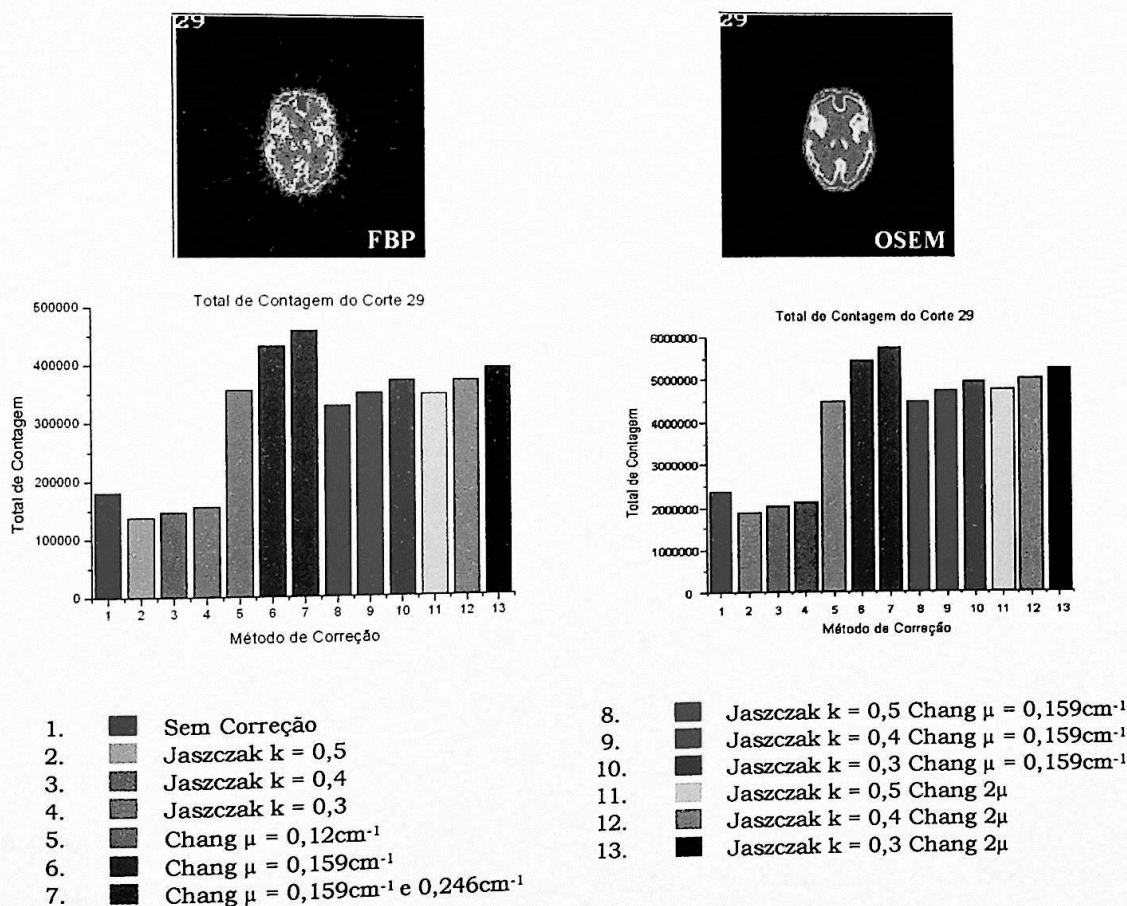


Fig. 5.14: Representação do total de contagem no corte 29 reconstruído por FBP pré-filtrado com Butterworth (esquerda), e OSEM, pré-filtrado com Metz (direita).

O intuito da correção de espalhamento é retirar os fótons espalhados de dentro da janela do fotopico e que contribuem para o aumento do borramento e diminuição do contraste da imagem, assim como o aumento de atividade na estrutura considerada.

Correções de atenuação contribuem com o aumento de informação no estudo, uma vez que essa informação foi perdida devido ao efeito fotoelétrico e ao múltiplo espalhamento.

O método de reconstrução não deveria alterar o número total de contagens do estudo, no entanto, não é isso que observamos quando o estudo é reconstruído pelo método OSEM com a estação de processamento Vision/SMV.

O total de contagens do conjunto de projeções obtido com o uso da janela de fotopico é de 6.561.024 e o mesmo conjunto de projeções reconstruído pelo método FBP na estação Vision/SMV tem total de contagens de 6.884.714, e no software PIP é de 6.333.000.

O método de reconstrução OSEM da estação Vision/SMV fornece total de contagens de 61.548.567, um fator 10 vezes maior que o número de fótons contidos nas projeções, provavelmente para adequar os cálculos à implementação do algoritmo. Entretanto, não sabemos a real motivação e tampouco em qual momento da reconstrução ou pós-reconstrução esse fator é aplicado, pois o fabricante não nos forneceu esta informação.

Correção de Espalhamento

O método de Jaszczak retira uma fração k dos fótons nas projeções obtidas com a janela de espalhamento daqueles registrados nas projeções do fotopico.

Nos estudos com o *phantom* de Hoffman, analisamos a influência do fator k mantendo constantes a largura e o número de contagens nas janelas de fotopico e espalhamento, métodos [2][3][4]. O efeito da

correção de espalhamento no total de contagens do estudo é apresentado na tabela 5.1.

Total de Contagem por Método de Correção nas Imagens Reconstruídas

	Sem correção [1]	k=0,5 [2]	k=0,4 [3]	k=0,3 [4]
OSEM	61.548.567 (100%)	46.931.168 (76,2%)	50.073.867 (81,3%)	53.318.486 (86,6%)
FBP	6.884.714 (100%)	5.653.602 (82,1%)	5.887.785 (85,5%)	6.124.765 (88,9%)

Tab. 5.1: Comparação do total de contagens por estudo entre os métodos de correção de espalhamento com diferentes frações de espalhamento.

Correção de Atenuação

Quando um estudo é corrigido somente para os efeitos de atenuação [6][7], o total de contagens aumenta em relação ao exame sem correção e esse acréscimo de informação depende diretamente do mapa de atenuação que é utilizado na correção e do método de correção adotado.

Os métodos mais simples de correção utilizam mapas de atenuação uniformes, como é o caso do método de Chang. Este método é adequado para imagens do cérebro, pois a massa encefálica pode ser considerada quase uniforme.

O total de contagens por corte corrigido com o uso do coeficiente de atenuação efetivo $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$ [5] é menor quando comparado com aqueles resultantes da correção com mapa de atenuação uniforme com $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ [6], pois considera os fótons espalhados que são detectados na janela do fotopico no cálculo do coeficiente efetivo. Portanto, o uso do coeficiente de atenuação efetivo na correção de atenuação incorpora o efeito do espalhamento, visando uma maior praticidade para uso na rotina clínica.

Os métodos de correção que levam em conta mais de um coeficiente de atenuação também podem ser utilizados. A magnitude da

correção é dada pelos valores dos coeficientes e as áreas dos mesmos dentro do mapa de atenuação; quanto mais extensa a área ocupada pelo coeficiente dentro do mapa de correção, maior é a sua contribuição na correção.

Em [7], utilizamos o coeficiente da massa encefálica, $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$, na região interna do cérebro e o coeficiente de atenuação do osso, $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$, representado pelo contorno com os dois pixels mais externos da imagem. Como o coeficiente de valor mais elevado está restrito a uma área de pequena espessura no mapa de atenuação, sua contribuição para o aumento do total de contagens é pequena quando comparado com a imagem corrigida somente com o coeficiente da massa encefálica [6].

Total de Contagem por Método de Correção nas Imagens Reconstruídas

	Sem correção [1]	$\mu_{ef} = 0,12\text{cm}$ [5]	$\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ [6]	$\mu_{tec} + \mu_{osso}$ [7]
OSEM	61.548.567 (100%)	119.756.892 (194,5%)	148.116.574 (240,6%)	156.917.399 (254,9%)
FBP	6.884.714 (100%)	8.736.339 (126,8%)	10.563.496 (153,4%)	11.200.788 (162,7%)

Tab. 5.2: Comparação do total de contagens por estudo entre os métodos de correção de atenuação utilizando o μ_{ef} e com diferentes coeficientes de atenuação.

Correção de Espalhamento e Atenuação

A principal diferença entre os métodos de correção de atenuação que incorporam o espalhamento, com μ_{ef} , em comparação com o uso do método de correções de espalhamento e atenuação separados é a forma como os fótons espalhados são tratados.

Não há uma variação expressiva do total de contagens, tabela 5.3, quando comparamos o método de correção de atenuação usando o coeficiente de atenuação efetivo [5] com os métodos que tratam em separado os efeitos de espalhamento e atenuação [8-13]. Porém, há uma diferença de qualidade visual (seção 5.1) e quantitativa se analisarmos

os dados utilizando as regiões de interesse descritas anteriormente (seção 4.3). Isso se deve ao fato de que a única informação sobre o objeto que é incorporada ao método do coeficiente efetivo é a distância entre o local de decaimento e a borda do objeto, enquanto que o método de Jaszczak leva em conta a distribuição dos fótons espalhados.

Contagem Total Percentual por Método de Correção
nas Imagens Reconstruídas

		k = 0,5	k = 0,4	k = 0,3	μ_{ef}
OSEM	1 μ	190% [8]	201,8% [9]	213,9% [10]	194,5%
	2 μ	201,6% [11]	214% [12]	226,4% [13]	
	variação	6,1%	6%	5,8%	
FBP	1 μ	114,4% [8]	123% [9]	131,1% [10]	126,8%
	2 μ	121,4% [11]	130,4% [12]	139% [13]	
	variação	6,1%	6%	6%	

Tab. 5.3: Total de contagens por estudo entre os métodos de correção de atenuação e atenuação mais espalhamento com um e dois coeficientes.

Os métodos que tratam os efeitos em separado [8-13] usam a distribuição de contagens da janela de espalhamento das projeções para fazer a correção, incorporando informações sobre o objeto e retirando contagens da janela de fótópico nas regiões de maior probabilidade de ocorrer espalhamentos. Esses enfoques físicos diferentes são responsáveis pela diferença de qualidade visual da imagem corrigida com métodos separados, assim como na quantificação relativa.

Na tabela 5.3, observamos que não há diferença significativa (6%) entre os métodos de correção de atenuação e espalhamento com o uso de um coeficiente [8][9][10] ou dois coeficientes [11][12][13] devida à pequena espessura da caixa craniana.

5.2.2 Simetria

Após as correções, espera-se que a simetria da média de contagens por pixel em regiões fisiológicas simetricamente opostas seja mantida. É importante notar que o deslocamento do mapa de correção em relação ao centro da imagem pode gerar uma assimetria nas médias de contagens e posteriormente, um diagnóstico errôneo. Portanto, é essencial que o contorno do mapa de correção seja o mesmo do corte a ser corrigido e que estejam alinhados.

As RIs utilizadas no cálculo das médias na região dos tálamos é aquela utilizada no cálculo do contraste (seção 4.3.2). A RI utilizada para o cálculo da média de contagens na região do córtex cerebral foi apresentada na seção 4.3.1.

As tabelas 5.5 A e B apresentam a média de contagem por pixel com seu desvio padrão e o desvio entre os lados, em relação ao lado direito, para o 10° corte, reconstruído pelos métodos FBP com filtro Butterworth (5.5A) e OSEM com filtro Metz (5.5B), para todos os métodos de correção aplicados.

Método de Correção	Tálamo Direito	Tálamo Esquerdo	Desvio entre os lados (%)	Córtex Direito	Córtex Esquerdo	Desvio entre os lados (%)
[1]	345	357	3,6	110	110	0
[2]	280	293	4,6	91	92	1,1
[3]	292	305	4,5	93	92	-1,1
[4]	320	312	-2,5	97	97	0
[5]	905	895	-1,1	214	211	-1,4
[6]	1216	1201	-1,2	256	253	-1,2
[7]	1290	1256	-2,6	272	268	-1,5
[8]	967	972	0,5	212	211	-0,5
[9]	1022	1023	0,1	217	213	-1,8
[10]	1069	1072	0,3	227	223	-1,8
[11]	1026	1031	0,5	225	224	-0,4
[12]	1095	1088	-0,6	231	226	-2,1
[13]	1134	1137	0,3	241	237	-1,6

Tabela 5.5A: 10° corte (3 pixels de espessura) reconstruído por FBP: média de contagens por pixel com seu desvio padrão de regiões fisiológicas simetricamente opostas e os respectivos desvios relativos entre os lados.

Método de Correção	Tálamo Direito	Tálamo Esquerdo	Desvio entre os lados (%)	Córtex Direito	Córtex Esquerdo	Desvio entre os lados (%)
[1]	4476	4517				
[2]	3954	4049	0,9	1424	1470	3,2
[3]	4092	4154	2,4	1267	1261	-0,5
[4]	4201	4267	1,5	1313	1313	0
[5]	11197	11284	1,6	1348	1395	3,5
[6]	15006	15123	0,7	3462	3507	1,3
[7]	15936	16064	0,7	4475	4557	1,8
[8]	13108	13566	0,8	4751	4838	1,8
[9]	13539	13922	3,4	3948	4029	2,0
[10]	14059	14298	2,8	4091	4169	1,9
[11]	13910	14395	1,7	4242	4312	2,9
[12]	14438	14773	3,4	4191	4276	2,0
[13]	14919	15172	2,3	4343	4425	1,9
			1,7	4503	4577	1,6

Tabela 5.5B: 10° corte (3 pixels de espessura) reconstruído por OSEM: média de contagens por pixel com seu desvio padrão de regiões fisiológicas simetricamente opostas e os respectivos desvios relativos entre os lados.

Para os tálamos e o córtex cerebral, a maioria dos métodos de correção manteve a simetria em relação à média de contagens por pixel (tab. 5.5A e 5.5B) em hemisférios cerebrais opostos de acordo com o esperado para o *phantom* de Hoffman [Hoffman] quando o mapa de correção é centrado na imagem. As alterações, ao considerarmos ambas as correções, foram maiores quando o estudo foi reconstruído pelo método OSEM em relação ao FBP, mas todas menores que 3,5%, um resultado bastante satisfatório.

5.2.2 Contraste

O valor calculado do contraste para as diferentes regiões de interesse foi obtido para todos os métodos de correção, conforme a seção 4.3.2.

Para analisar qual método de correção recupera o contraste com melhor eficácia, comparamos o valor entre os métodos e avaliamos qual se aproxima mais do valor esperado (tab. 4.2) para regiões fisiológicas diferentes.

A figura 5.15 mostra o contraste do ventrículo em relação ao cerebelo, com valor esperado para o contraste igual a um.

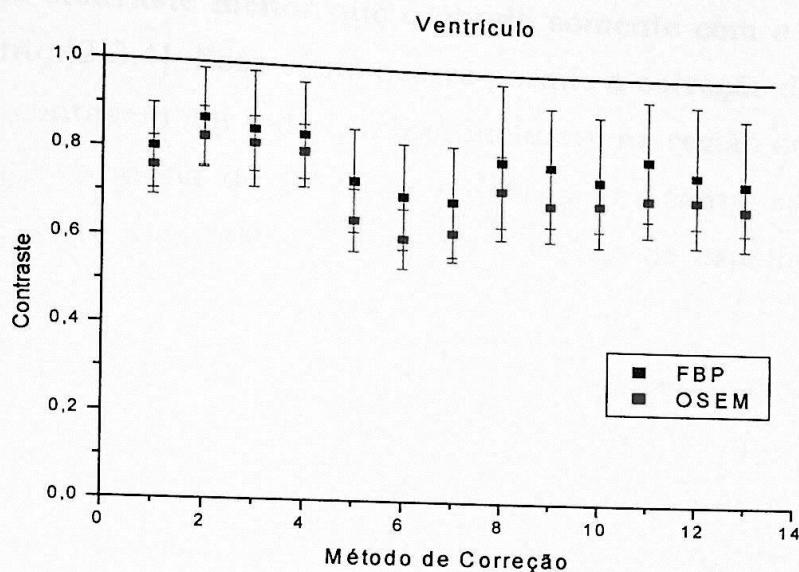


Fig. 5.15: Contraste do Ventrículo em relação ao cerebelo.

Como podemos observar, os métodos de correção que produzem resultados mais próximos ao esperado são os que consideram somente a correção de espalhamento [2,3,4] seguidas das correções de atenuação aplicadas após a correção de espalhamento pelo método de Jaszczak [8-13].

A correção de espalhamento [2,3,4] tem melhor recuperação do contraste, pois diminui a taxa de contagem nas regiões do ventrículo que, teoricamente, não deveriam ter contagem.

Correções apenas de atenuação [6,7] são as menos adequadas para a quantificação do contraste no ventrículo, pois o mapa de correção aumenta a contagem na região central sem corrigir o

espalhamento. No caso do coeficiente de atenuação efetivo [5], sua performance não leva em consideração as informações sobre o objeto no tratamento dos fótons espalhados, tendendo a um resultado pior em relação aos métodos compostos [8-13]. Além disso, o mapa de atenuação é de um meio uniforme, portanto, não leva em conta a presença do ventrículo, onde não deveria conter material radioativo.

As correções de atenuação mais espalhamento [8-13] produzem um valor de contraste menor que o obtido somente com a correção de espalhamento [2,3,4]. Esse efeito ocorre porque a correção de atenuação aumenta a contagem em todo cérebro, inclusive na região do ventrículo, uma vez que o mapa de correção não leva em conta as regiões de diferentes coeficientes, além do fato da correção de espalhamento não ser perfeita.

Uma estrutura fisiológica de grande interesse clínico são os tálamos. Por serem estruturas profundas, a correção de atenuação se torna mais importante que a do espalhamento para se obter uma quantificação adequada. Como os tálamos são estruturas de massa cinzenta, o valor esperado do contraste quando comparado ao cerebelo é zero.

Como podemos observar na figura 5.16, o contraste é restaurado com melhor resultado quando utilizamos a correção de atenuação [5-13]. A correção de espalhamento sozinha [2-4] não garante uma boa restauração do contraste, pois não recupera a informação perdida pelo efeito fotoelétrico e pelos múltiplos espalhamentos.

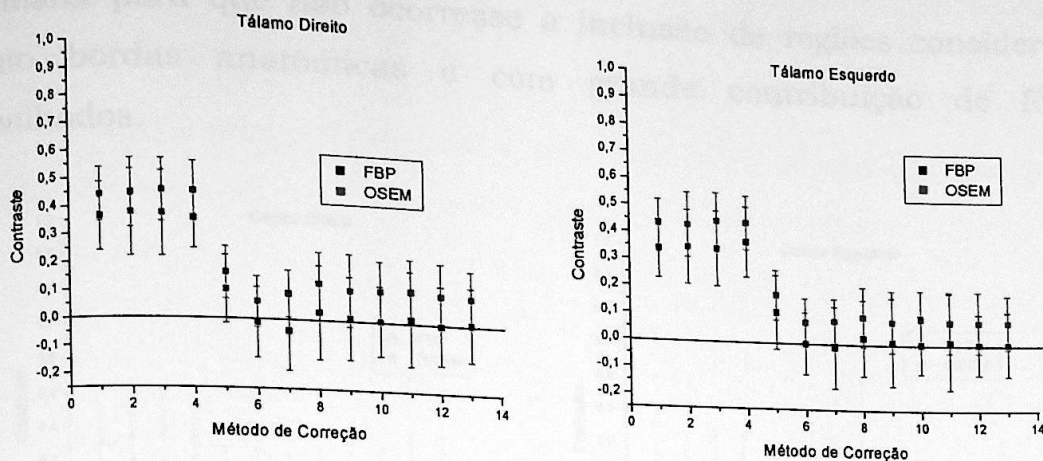


Fig. 5.16: Contraste do Tálamos Direito e Esquerdo em relação ao cerebelo.

Observamos que a correção de atenuação com o coeficiente de atenuação efetivo [5] não é a mais adequada quando comparada aos outros métodos de correção de atenuação e espalhamento [6-13], porque ela retira contagem indiscriminadamente da região do tálamo, com o pressuposto que estas contagens são provenientes de espalhamento Compton.

Portanto, é mais adequado utilizar os métodos de correção de atenuação e espalhamento em separado, se não houver essa possibilidade pode-se aumentar o coeficiente de atenuação para um valor superior a $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$ como nos métodos [6] e [7]. Porém, o aumento do coeficiente garante um valor mais próximo do esperado para o contraste, mas não garante a mesma performance em outros parâmetros.

Outras regiões cerebrais foram analisadas, o córtex e os núcleos caudados são mostradas nas figuras 5.17 e 5.18. Os resultados para a região occipital podem ser observados na figura 5.19.

Como o córtex, os núcleos caudados e a região occipital são estruturas constituídas de massa cinzenta, deveriam nos fornecer contraste igual a zero, quando comparados com o cerebelo, outra estrutura de massa cinzenta.

O córtex foi analisado utilizando-se uma região de interesse retangular (Fig. 4.7) localizada numa região mais afastada da caixa

craniana para que não ocorresse a inclusão de regiões consideradas como bordas anatômicas e com grande contribuição de fótons espalhados.

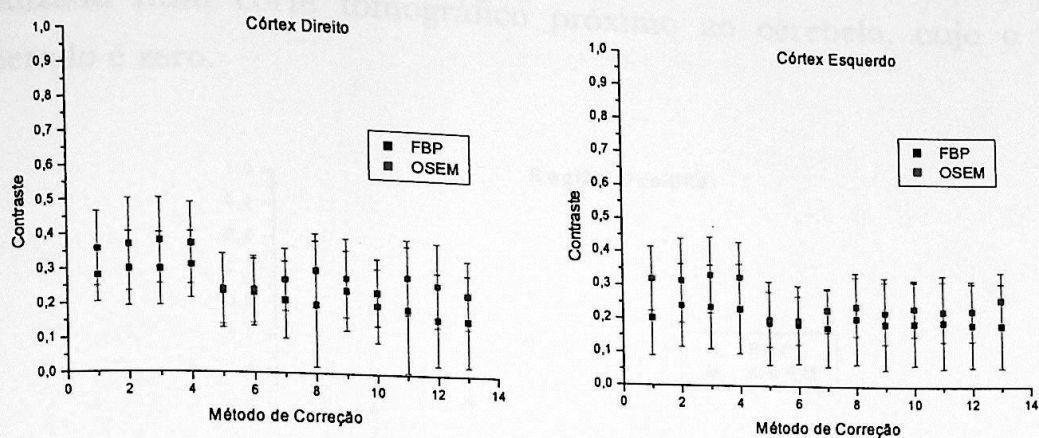


Fig. 5.17: Contraste do Córtex Direito e Esquerdo em relação ao cerebelo.

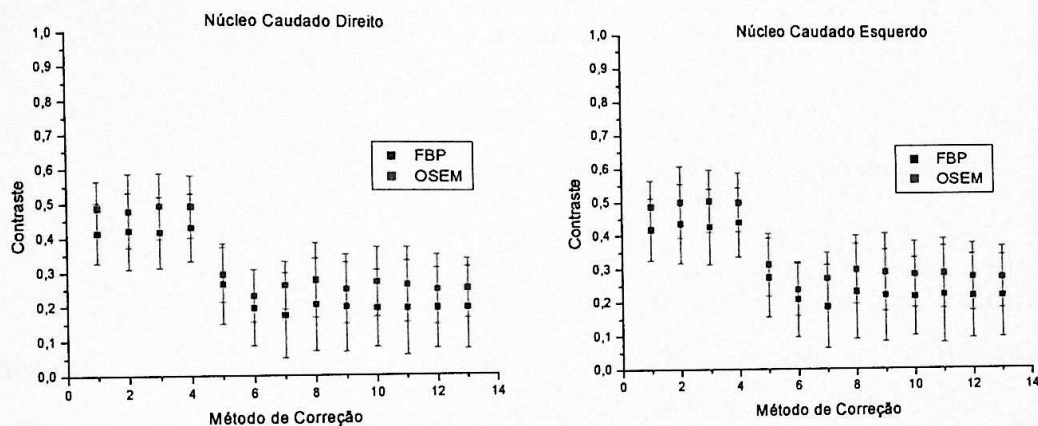


Fig. 5.18: Contraste do Núcleo Caudado Direito e Esquerdo em relação ao cerebelo.

Comparados ao córtex, os núcleos caudados têm uma recuperação do contraste semelhante. Como é uma estrutura relativamente pequena, a RI utilizada engloba grande parte da região anatômica, inclusive as bordas que têm menor contagem e contribuem para a diminuição do contraste.

A melhor correção para a quantificação do contraste dos núcleos caudados é a que utiliza métodos separados para a correção de

atenuação e espalhamento, assim como a correção de atenuação com coeficiente de atenuação maior que o coeficiente de atenuação efetivo.

A região occipital também é constituída de massa cinzenta e está localizada num corte tomográfico próximo ao cerebelo, cujo o valor esperado é zero.

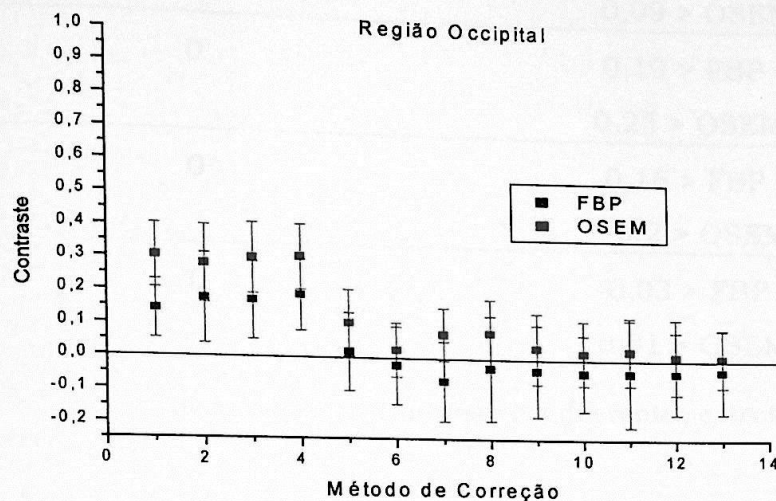


Fig. 5.19: Contraste da região Occipital em relação ao cerebelo.

Na tabela 5.6, comparamos os valores máximo e mínimo do contraste e os valores esperados para o mesmo, considerando as reconstruções com as duas correções.

As maiores variações ocorreram para a reconstrução OSEM, mas com valores dentro da faixa de incerteza do método analítico. O erro associado à medida do contraste é maior quando a imagem é reconstruída com Retroprojeção Filtrada, pois este método não faz um tratamento adequado do ruído e amplifica-o pelo uso do filtro rampa.

Contraste com Relação ao Cerebelo dos Métodos [8-13]

	Valor esperado	Intervalo de variação
Ventrículo	1	$0,76 > \text{FBP} > 0,81$
Tálamos	0	$0,7 > \text{OSEM} > 0,73$ $0 > \text{FBP} > 0,26$
Núcleos	0	$0,09 > \text{OSEM} > 0,13$
Caudados	0	$0,19 > \text{FBP} > 0,23$
Córtex	0	$0,25 > \text{OSEM} > 0,30$ $0,16 > \text{FBP} > 0,24$
Região	0	$0,2 > \text{OSEM} > 0,29$
Occipital	0	$-0,03 > \text{FBP} > -0,02$ $0,01 > \text{OSEM} > 0,08$

Tab. 5.6: Intervalo de variação do contraste em diferentes estruturas.

Portanto, quando se deseja uma quantificação adequada do contraste, as correções de atenuação, principalmente para regiões profundas, e a correção de espalhamento são essenciais.

5.2.4 Relação de Atividades

O valor teórico para a relação de atividades entre a massa cinzenta e a massa branca do *phantom* de Hoffman[Hoffman] é 4:1.

A tabela 5.7 mostra os valores da relação de atividade entre as duas regiões obtidos com a metodologia descrita na seção 4.3.3 para os métodos de correção considerados.

Método de Correção	Relação de Atividade por Método de Reconstrução	
	FBP	OSEM
[1]	2,43	2,7
[5]	2,68	2,94
[6]	2,72	3,0
[7]	2,72	3,0
[8]	3,15	3,43
[9]	3,02	3,21
[10]	2,84	3,05
[11]	3,15	3,43
[12]	3,02	3,20
[13]	2,84	3,04

1. Sem Correção
5. Chang $\mu = 0,12\text{cm}^{-1}$
6. Chang $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$
7. Chang $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $0,246\text{cm}^{-1}$
8. Jaszczak $k = 0,5$ Chang $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$
9. Jaszczak $k = 0,4$ Chang $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$
10. Jaszczak $k = 0,3$ Chang $\mu = 0,159\text{cm}^{-1}$
11. Jaszczak $k = 0,5$ Chang 2μ
12. Jaszczak $k = 0,4$ Chang 2μ
13. Jaszczak $k = 0,3$ Chang 2μ

Tab. 5.7: Relação de Atividades entre massa cinzenta (córtex) e massa branca (comissura) para os métodos de correção citados.

Todos os métodos recuperaram parcialmente a relação de atividades. Os métodos de correção de espalhamento e atenuação aplicados separadamente [8-13] garantiram uma melhor recuperação quando comparados com os métodos apenas de atenuação [6,7] e com o uso do coeficiente de atenuação efetivo [5].

Métodos de correção de atenuação com dois coeficientes [11-13] não produziram diferenças significativas na relação de atividades quando comparados aos métodos com apenas um coeficiente [8-10] por causa da espessura da caixa craniana utilizada para a correção.

A recuperação da relação de atividades teve um melhor desempenho quando as imagens são reconstruídas com o método iterativo OSEM (tab. 5.7) e filtro Metz.

Comparados com os resultados obtidos por Laere et al. [Laere], tabela 5.8, com uma câmara GCA-9300 com três detectores (Toshiba; Dutoit Medical, Wommelgem, Bélgica) e colimadores em leque "fanbeam" de super alta resolução (SHR-FB), correção de espalhamento pelo método da tripla janela de energia e correção de atenuação

utilizando o mapa de coeficientes obtidos através dos dados de transmissão, observamos que os valores obtidos no presente trabalho são muito próximos a eles, em especial, o método OSEM [8] 3,43, em relação a 3,79.

Isótopo para Transmissão	$^{99m}\text{Tc} - \text{T1E2}$	$^{99m}\text{Tc} - \text{T3E3}$	$^{99m}\text{Tc} - \text{T3E3}$
Método de Reconstrução	FBP	FBP	OSEM
Correção de Espalhamento	sem correção	TEW	TEW
Relação de Atividades	2.28	3.66	3.79

Tab. 5.8: Relação de atividades obtida por Laere et al., TEW (Janela tripla de energia), T1E2 = Transmissão e Emissão simultaneas, T3E3 = Transmissão e Emissão seqüenciais com os 3 detectores, para o *phantom* 3D de Hoffman.

O resultado com FBP [8] se mostrou mais discrepante, 3,15 contra 3,66. Por outro lado, o valor resultante de FBP [6], 2,72, está mais próximo do esperado que 2,28, do grupo de Laere. Esta comparação confirma os nossos resultados que indicam a aplicação das correções de espalhamento, atenuação e a reconstrução OSEM.

A figura 5.20 mostra o erro relativo no cálculo da relação de atividades para os métodos de correção estudados neste trabalho. O erro relativo foi calculado como a porcentagem do desvio padrão da medida dividido pela medida.

Como podemos observar, imagens reconstruídas com Retroprojeção Filtrada tem um erro relativo associado à relação de atividades superior a 45%, enquanto que as reconstruídas pelo método OSEM têm erro máximo em 16%. Essa diferença é proveniente do tratamento do ruído empregado por cada método.

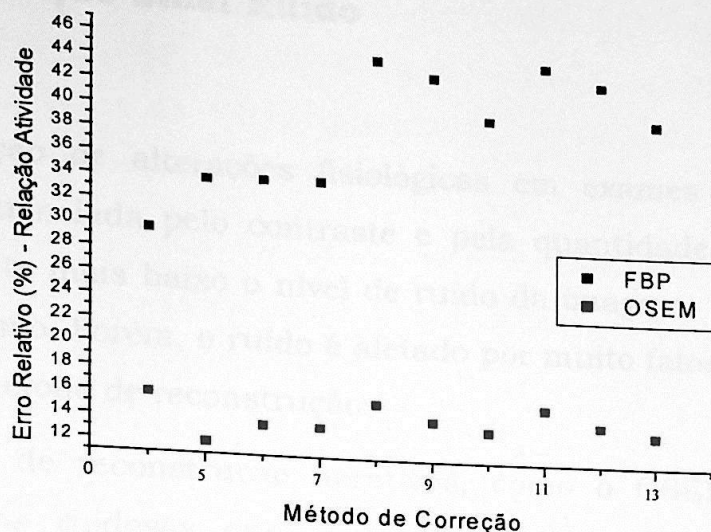


Fig. 5.20: Erro relativo da relação de atividades.

Métodos iterativos, como o OSEM, podem incorporar na reconstrução o tratamento do ruído, modelando-o através de uma distribuição de Poisson, o que garante um melhor resultado uma vez que o decaimento radioativo segue a mesma distribuição. No presente trabalho, não incorporamos o tratamento estatístico no método de reconstrução. Porém, utilizamos o filtro de Metz, que leva isso em conta.

O método de Retroprojeção Filtrada (FBP) não incorpora nenhum tratamento para o ruído e apresenta o filtro rampa como filtro do processo de reconstrução, contribuindo para o aumento do ruído na imagem e, conseqüentemente, com o aumento do erro em todas as medidas quantitativas pela propagação do erro. Além disso, o pré-filtro Butterworth usado é um filtro de suavização simples, que não inclui a natureza do ruído presente.

5.2.5 Relação Sinal Ruído

A detecção de alterações fisiológicas em exames de Medicina Nuclear é influenciada pelo contraste e pela quantidade de ruído na imagem. Quanto mais baixo o nível de ruído da imagem, mais fácil é a detecção da lesão. Porém, o ruído é afetado por muito fatores, incluindo a escolha do método de reconstrução.

Métodos de reconstrução iterativos, como o OSEM, produzem imagens menos ruidosas que o método de Retroprojeção Filtrada [Riddell] se utilizados com um número de iterações adequado. A quantidade de ruído passa por um ponto de mínimo e cresce conforme aumentamos o número de iterações. Quanto maior o número de iterações, maior o ruído da imagem [Marques] [Kak].

O ruído na imagem é diferente para os dois métodos de reconstrução. No método FBP, as projeções são retroprojetadas e a distribuição da contagem e, conseqüentemente, do ruído, é feita uniformemente entre os pixels de um mesmo raio soma, o que torna o ruído mais uniforme na imagem. O método OSEM tem propriedades mais complexas para o tratamento do ruído [Shepp] [Hudson] e garante que o ruído é maior em pixels de maior contagem e menor nos pixels de menor contagem [Riddell]. Estudos teóricos [Llacer] e realizados em *phantom* [Meikle] mostram que o método iterativo OSEM produz imagens com características de menor ruído que o método FBP.

A localização das regiões de interesse, massa branca (comissura anterior) e massa cinzenta (córtex), utilizadas no cálculo da relação de atividade (Fig. 4.8) e a diferença na distribuição do ruído nestas regiões fazem com que imagens corrigidas para atenuação tenham maior erro relativo no método FBP. No método OSEM, a RI utilizada na massa cinzenta tem menor nível de ruído que a mesma RI utilizada no método FBP, esse efeito também é verificado na comissura anterior.

As RIs com diferentes distâncias em relação ao centro do cérebro foram analisadas e constatamos que a RI utilizada no córtex não sofre aumento significativo de ruído quando a correção de atenuação é aplicada, comparada a uma RI mais central.

Na figura 5.21, observamos as relações sinal ruído das imagens corrigidas em relação ao método de reconstrução, para os tálamos e os núcleos caudados direito e esquerdo.

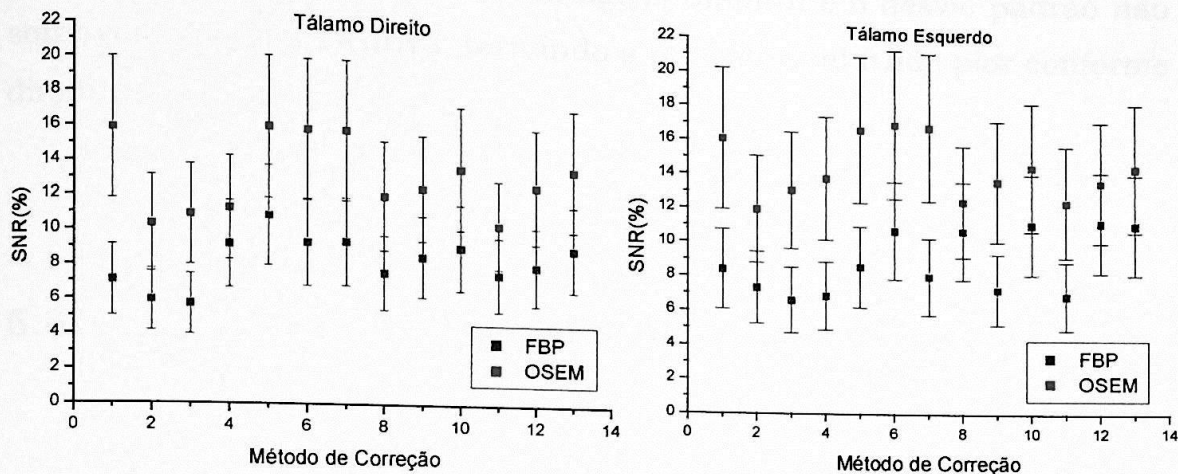


Fig 5.21 A: Relação Sinal Ruído para o Tálamo Direito e Esquerdo.

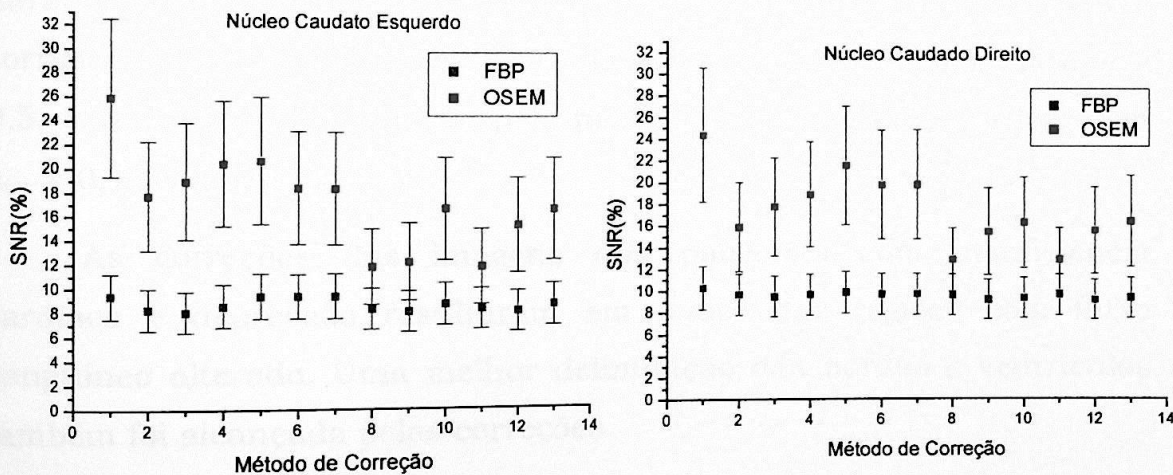


Fig 5.21 B: Relação Sinal Ruído para o Núcleo Caudado Direito e Esquerdo.

O método OSEM fornece uma melhor relação de sinal ruído que o método FBP, independente da região anatômica. O fator principal da diferença entre os métodos é o tratamento estatístico, já discutido anteriormente.

Podemos observar que o método só com correção de espalhamento [2-4] diminui a relação sinal ruído da imagem de acordo com o fator de espalhamento k adotado. Quando aplicamos a correção de espalhamento, a média de contagens diminui e o desvio padrão não sofre variação significativa, tornando a relação sinal ruído pior conforme diminuimos o fator k .

5.3 Análise Visual e Quantitativa de pacientes

Os dados dos pacientes foram adquiridos utilizando os mesmos parâmetros adotados na aquisição do *phantom* de Hoffman, reconstruídos com o método OSEM (2 iterações e 8 subsets) pré-filtrados com filtro Metz (ordem 8 e 4 pixels de FWHM da psf) e corrigidos para o espalhamento pelo método de Jaszczak com o fator $k = 0,5$, e correção de atenuação pelo método de Chang de 1ª ordem com $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$.

As correções das imagens dos pacientes com insuficiência cardíaca e depressão resultaram em realce das regiões com fluxo sanguíneo alterado. Uma melhor delimitação das bordas e ventrículos também foi alcançada pelas correções.

INSTITUTO DE FÍSICA
Serviço de Biblioteca e
Informação
Tombo: 3900

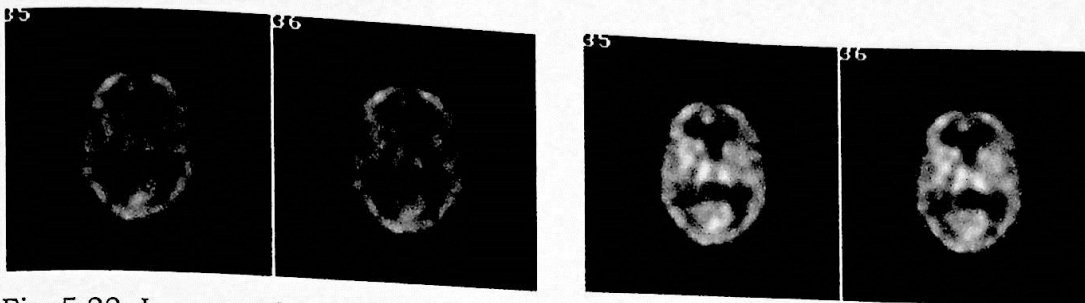


Fig. 5.22: Imagens de paciente sem correção (esquerda) e com correção (direita).

Nas comparações utilizando o SPM ($p < 0,001$) [Tânia], comparando as imagens corrigidas com as imagens sem nenhuma correção, foram localizadas áreas de maior redução da perfusão em pacientes do grupo com depressão em relação aos controles normais, especificamente nas regiões parietal e occipital.

Além disso, a análise feita com SPM (Fig. 5.23) das imagens corrigidas mostrou uma região definida de menor perfusão nas áreas medial e lateral pré-frontais.

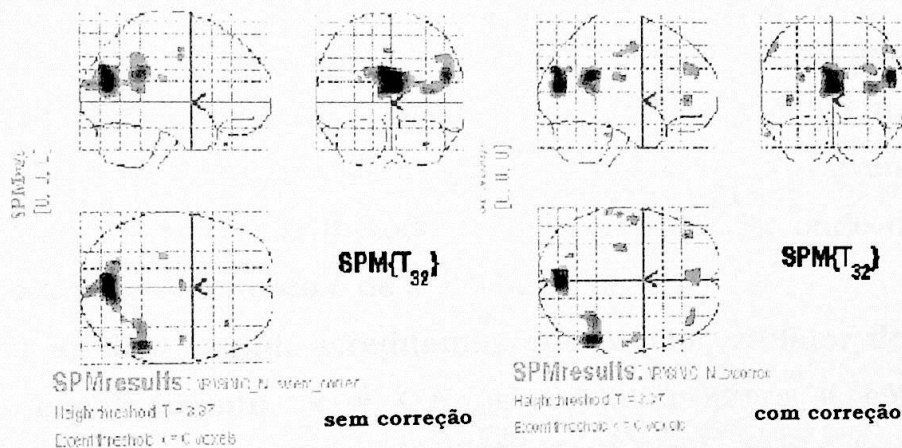


Fig. 5.23: Comparação das imagens com e sem correção utilizando o SPM.

O estudo com pacientes indica que a combinação das correções de atenuação e espalhamento aumenta o contraste e a detectabilidade de regiões com fluxo sanguíneo alterado e melhora a quantificação da SPECT cerebral. A análise por SPM também evidencia a melhor discriminação de regiões de fluxo anormal quando as correções são incluídas.

Conclusões

Nos últimos anos, técnicas de neuroimagem têm sido intensamente utilizadas na investigação do funcionamento cerebral humano. Com a aplicação desses métodos, houve considerável expansão no conhecimento sobre a fisiopatologia de diversos transtornos neuropsiquiátricos.

Muito ainda pode ser feito no intuito de fornecer a melhor imagem e ferramentas adequadas para o diagnóstico diferencial de demências. Este trabalho foi realizado com o propósito de fornecer os melhores recursos visuais e quantitativos disponíveis na rotina clínica.

A análise visual feita por uma especialista em Medicina Nuclear indicou que o melhor conjunto de processamento para uso na prática clínica é o presente no método [8], correção de espalhamento pelo método de janela secundária, com $k = 0,5$, e correção de atenuação pelo método de Chang de 1ª ordem, com $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$, havendo pouca diferença visual entre o método [8] e o método [9], onde o fator de correção de espalhamento é de $k = 0,4$.

Na análise visual, acreditamos que o valor do fator de correção para o espalhamento, $k = 0,5$ ou $0,4$ não altera a conduta do especialista quanto ao diagnóstico. O método de correção de atenuação com $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$ [5] comparado com outros métodos [6][7][8-13] apresenta os piores resultados por mostrar imagens com pior resolução e menor contraste.

Na avaliação da simetria, de um modo geral, os métodos de correção mantiveram a simetria do estudo com uma variação máxima de 3,5%, o que é um resultado bastante satisfatório.

A avaliação do contraste não indica um método de reconstrução que melhore significativamente o contraste, porém, reforça a necessidade da correção das imagens com métodos de correção de espalhamento e atenuação em separado.

O uso do método de Jaszczak, para correção de espalhamento, melhorou o contraste do ventrículo em relação à massa cinzenta em todas as imagens em que foi utilizado, métodos [2-4][8-13], o que justifica seu uso na prática clínica.

Se compararmos o método de correção de atenuação com diferentes coeficientes [5][6][7], o método [5] com $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$ não é recomendado por mostrar pior resultado em relação ao método [6] com $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e ao método [7] com dois coeficientes, $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$ e $\mu_{osso} = 0,246\text{cm}^{-1}$.

O método de correção de atenuação utilizando dois coeficientes associado ao uso do método de correção de espalhamento não altera o valor do contraste quando comparado ao uso de um único coeficiente de correção de espalhamento.

A diferença no uso de dois coeficientes é mais significativa quando o método é usado sem uma correção prévia do espalhamento. A diferença no uso de dois coeficientes está relacionada à espessura da caixa craniana. A grande vantagem desse método é corrigir corte a corte o estudo considerando a variação da espessura da caixa craniana.

A relação de atividades entre massa cinzenta, massa branca e ventrículos melhorou quando as correções de atenuação e espalhamento foram utilizadas, métodos [8-13], em comparação ao uso apenas da correção de atenuação [5][6][7]. Isso ocorre porque o método de correção de atenuação utilizando o $\mu_{ef} = 0,12\text{cm}^{-1}$ não é eficiente para correção dos fótons espalhados, pois não há informação real sobre o espalhamento no objeto em estudo.

Na relação de atividades, observamos que o método de reconstrução que fornece melhores resultados e menor erro relativo é o OSEM com filtragem das projeções com o filtro Metz.

As análises da relação sinal/ruído também indicam o uso do método de reconstrução OSEM em relação ao método FBP. O método OSEM forneceu melhores resultados porque, na manipulação dos dados para a reconstrução, ele considera a natureza estatística do decaimento radioativo e trata cada pixel da matriz de reconstrução de forma independente dos pixels vizinhos.

Na aplicação prática dos métodos de correção realizada no conjunto de 34 pacientes, observamos que o uso dos dois métodos proporcionou uma melhor avaliação do fluxo sanguíneo cerebral por SPM.

O presente estudo nos permite concluir que, para se obter resultados visuais e quantitativos confiáveis em SPECT cerebral, é recomendável a aplicação, em separado, das correções de espalhamento (Jaszczak com k entre 0,4 e 0,5) e atenuação (Chang com $\mu_{tec} = 0,159\text{cm}^{-1}$). Para tanto, é necessário adquirir as projeções com duas janelas energéticas, uma sobre o fotopico e a outra, sobre a distribuição Compton. A reconstrução pelo método iterativo OSEM (2 iterações e 8 sub-conjuntos) produziu imagens com melhor relação sinal ruído, menor erro e melhor contraste entre as regiões de massa cinzenta e massa branca, sendo recomendado para o uso clínico.

Outros fatores precisam ser estudados no método de reconstrução OSEM. Estudos sobre quais os valores mais adequados para o número de sub-conjuntos e o número de iterações e como incorporar correções na matriz dos coeficientes c_{ij} durante a reconstrução, são tópicos que merecem análise mais detalhada. A aplicação dos métodos de correção para atenuação e espalhamento em outros órgãos e o uso de métodos de correções, como o método de correção de atenuação pelo mapa de transmissão, devem ser estudados e implementados na rotina clínica.

Assim como na rotina clínica, esperamos contribuir no campo das pesquisas clínicas com o aumento do poder de diferenciação das regiões cerebrais com fluxo ou metabolismo sanguíneo alterado, auxiliando os pesquisadores a desvendar progressivamente a anatomia estrutural, metabólica e neuroquímica de diversos transtornos neuropsiquiátricos.

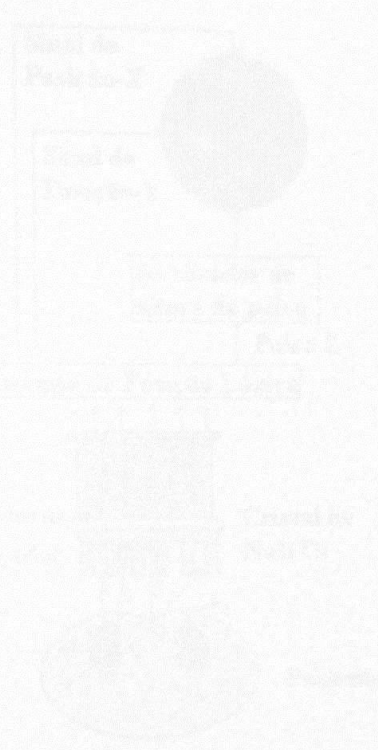


Fig. 1 - Principais áreas de interesse.

Esta a função de diminuir a densidade dos feixes espalhados pelo cérebro, a qual é formada por uma série de pequenos orifícios circulares, distribuídos em hexagonal regular, de tamanho para observar os feixes espalhados. A orientação dos orifícios depende da técnica empregada, mais comum é a de feixes paralelos. Existem modalidades com feixes convergentes, "fanbeam", "pencil", divergentes.

Apêndice A – A Câmara de Cintilação

A câmara de cintilação (Fig. 1) é constituída por um colimador, um cristal de NaI(Tl), uma rede de fotomultiplicadoras e pelos circuitos eletrônicos responsáveis pela localização da cintilação no cristal e pela resolução da energia do fóton. Existem câmaras de cintilação com um, dois ou três cristais e sistemas com cristais posicionados em forma de anel como no caso dos sistemas PET dedicados.

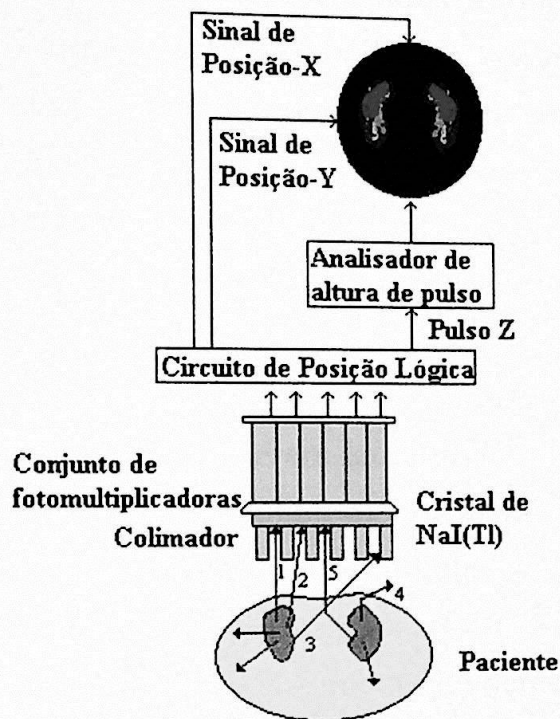


Fig 1: Principais elementos da câmara gama.

Com a função de diminuir a detecção dos fótons espalhados pelo paciente, o colimador é formado por uma série de pequenos orifícios (circular, quadrado ou hexagonal) constituídos de chumbo para absorver os fótons espalhados. A orientação dos orifícios depende da aplicação, o colimador mais comum é o de furos paralelos. Existem ainda colimadores convergente, "fanbeam", "pinhole", divergente.

O cristal de NaI(Tl) tem espessura variável de acordo com a proposta de utilização da câmara. Sua principal característica é converter a energia do fóton incidente em luz visível. A cintilação produzida pelo cristal é detectada pelas fotomultiplicadoras e convertida em uma cascata de elétrons, isto é, corrente elétrica, que seguem para o circuito de posicionamento que é responsável pela localização da cintilação no cristal e de análise da altura de pulso, que discrimina os fótons com energia diferente daquela selecionada pela janela energética.

A câmara de cintilação não é capaz de produzir imagens perfeitas da distribuição do radioisótopo. Existem imperfeições que são inerentes ao detector e outros que estão associados ao circuito eletrônico e ao colimador usado. Essas imperfeições devem ser monitoradas seguindo um plano de controle de qualidade que garanta uma imagem adequada para fins de diagnóstico.

A calibração e ajuste dos fototubos e do sistema de posicionamento são essenciais para garantir uma imagem mais linear possível.

A não-uniformidade [Sorenson] se manifesta quando diferentes regiões da câmara não responderem igualmente a um fluxo uniforme de radiação, notando-se áreas mais ou menos ativas na imagem. São duas as principais causas da não-uniformidade: a não-uniformidade na eficiência de detecção e a não-linearidade.

A não-uniformidade da eficiência de detecção [Sorenson] ocorre quando pequenas diferenças nos espectros de altura de pulso são produzidas pelas fotomultiplicadoras. Como não é possível selecionar e ajustar todas as fotomultiplicadoras para ter uma mesma resposta, uma única janela de fotopico é fixada para todos os sinais que saem das fotomultiplicadoras. Esse ajuste resulta numa aparente diferença na eficiência de detecção devido a flutuações nos espectros de diferentes regiões do cristal.

A não-linearidade [Sorenson] ocorre quando objetos retos são registrados como objetos curvos. Esse defeito ocorre quando o sistema

de posicionamento da cintilação não responde linearmente com o deslocamento da fonte de radiação através do detector. Diferenças na sensibilidade das fotomultiplicadoras (uma fotomultiplicadora converte um fóton em mais ou menos elétrons quando comparada a outra fotomultiplicadora), acoplamento óptico deficiente e mal-funcionamento do circuito eletrônico, são as principais causas da não-linearidade. A não-linearidade pode produzir áreas quentes e frias na imagem reduzindo a uniformidade de resposta no campo de visão do sistema.

Para imagens tomográficas, o problema da não-uniformidade é amplificado pelo método de reconstrução quando comparado com as imagens planas. Portanto, as exigências de qualidade diferem de acordo com propósito do estudo [TecDoc]. Defeitos na uniformidade geram artefatos em forma de anel em estudos tomográficos.

A não-uniformidade pode ser corrigida através da calibração das fotomultiplicadoras, do circuito de posicionamento, ou através do mapa de uniformidade criado para cada sistema de aquisição.

O centro de rotação é um outro parâmetro importante quando nos referimos a imagens tomográficas. O centro de rotação físico, isto é, o eixo de rotação, deve coincidir com o centro da matriz na imagem reconstruída. Caso esta coincidência não se verifique, teremos imagens reconstruídas com artefatos como distorções geométricas ou aparecimento de regiões "frias".

Apêndice B – Trabalhos Apresentados em Congressos

1) **Trabalho apresentado na 8th World Congress of the Federation of Nuclear Medicine and Biology.** 29 de setembro a 4 de outubro, Santiago, Chile, 2002.

EFFECTS OF SCATTER AND ATTENUATION CORRECTIONS ON PHANTOM AND CLINICAL BRAIN SPECT

Silvana Prando^{1,2}, M. A. Oliveira³, T. C. Alves⁴, Cecil C. Robilotta¹, G. Busatto Filho⁴

1- Institute of Physics, University of São Paulo, Brazil

2- Centre of Nuclear Medicine/Institute of Radiology, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil

3- Heart Institute (InCor), University of São Paulo, Brazil

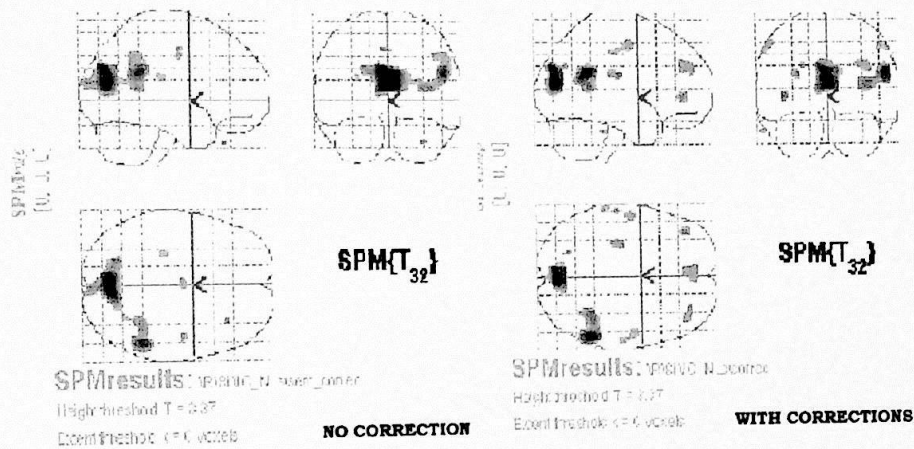
4- Department of Psychiatry, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil

Aim: The present work evaluated the effects of combinations of scatter and attenuation corrections on the analysis of brain SPECT.

Methods: We studied images of the 3D Hoffman brain phantom and from a group of 20 patients with confirmed cardiac insufficiency (CI) and 14 matched healthy controls (HC). Data were acquired with a Sophy-DST/SMV-GE dual-head camera after venous injection of 1110MBq ^{99m}Tc-HMPAO. Two energy windows, 15% on 140keV and 30% centered on 108keV of the Compton distribution, were used to obtain corresponding sets of 128x128x128 projections. Tomograms were reconstructed using OSEM (2 iterations / 8 sub-sets) and Metz filter (order 8 / 4 pixels FWHM psf) and FBP with Butterworth filter (order 10/ frequency 0.7 Ny). Ten combinations of Jaszczak correction (factors 0.3, 0.4 and 0.5) and the 1st order Chang correction ($\mu = 0.12\text{cm}^{-1}$ and 0.159cm^{-1}) were applied on the phantom data. In all the phantom

images, contrast and signal-noise ratio between 3 ROIs (ventricle, occipital and thalamus) and cerebellum, as well as ratio between activities in grey and white matter, were calculated and compared with the expected values. The patients images were corrected with $k=0.5$ and $\mu=0.159\text{cm}^{-1}$. Images were reconstructed with OSEM and Metz filter, inspected visually and blood flow comparisons between the CI and the HC groups were performed using Statistical Parametric Mapping (SPM).

Results: The best results in the analysis of the contrast and activities ratio were obtained with $k=0.5$ and $\mu=0.159\text{cm}^{-1}$. The results of the activities ratio obtained with OSEM e Metz filter are similar as Laere et.al.. The method of correction using effective attenuation coefficient produced results visually acceptable, but inadequate for the quantitative evaluation. The results of signal-noise ratio are better with OSEM than FBP reconstruction method. The corrections in the CI



patients studies resulted in visually enhanced regions with altered blood flow. In the SPM comparisons, using either corrected or uncorrected images, the areas of greatly reduced perfusion in the CI group relative to HC were located specifically in parietal and occipital lobes ($p<0.001$). Moreover, the SPM analysis with corrected images showed a neat definition of reduced perfusion foci in the CI group in medial and lateral prefrontal areas.

Conclusion: This study indicates that combination of scatter and attenuation corrections increases contrast and detectability of regions with abnormal blood flow and improves the quantification in brain SPECT.

Regional Cerebral Blood Flow in patients with Heart Failure and Major Depression Evaluated with SPECT

Tania C.T. Ferraz Alves, Graziella Garrido, Cecília Chow Nobilotta, Silvana Prado, Marco Antonio de Oliveira, Roberto Fraguas Junior, Carlos A. Zachpignat, José Claudio Meneghetti, Jaime Rays, Maurício Wejagarten, Geraldo F. Buzatto
Department of Psychiatry, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil
Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil
Heart Institute (InCor), University of São Paulo, Brazil
Institute of Physics, University of São Paulo, Brazil

Abstract

Introduction

The aim of this study was to evaluate the regional cerebral blood flow (rCBF) in elderly patients with heart failure (HF) and major depression (MD) compared with elderly patients with HF and without major depression. We used single-photon emission computed tomography (SPECT) and quantitative flow-activated carbon (QFAC) technique to demonstrate the presence of significant cerebral abnormalities in representative samples of depressed and non-depressed cardiac patients compared with healthy controls.

Aims

The purpose of this study was to investigate the rCBF distribution assessed with SPECT in a group of elderly patients with Heart Failure (HF) plus Major Depression (MD) in comparison with a group of non-depressed HF patients and a normal control group. The hypotheses were: (1) HF would be associated with rCBF reductions in comparison to healthy controls; (2) the presence of MD in HF patients would be related to rCBF reductions in regions previously implicated in the pathophysiology of depression, such as prefrontal and limbic areas.

2) Trabalho apresentado na 8th International Conference on Functional Mapping of the Human Brain. 2 a 6 de junho de 2002, Sendai, Japão.

Regional Cerebral Blood Flow in patients with Heart Failure and Major Depression Evaluated with SPECT

Tania C.T. Ferraz Alves, Griselda Garrido, Cecil Chow Robilotta, Silvana Prando, Marco Antonio de Oliveira, Renerio Fraguas Junior, Carlos A. Buchpiguel, Jose Claudio Meneghetti, Jairo Rays, Mauricio Wajngarten, Geraldo F. Busatto

Department of Psychiatry, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil
Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil
Heart Institute (InCor), University of São Paulo, Brazil
Institute of Physics, University of São Paulo, Brazil

Abstract

Introduction:

The emergence of depressive symptoms in cardiac patients may be related to brain dysfunction due to reduced cerebral blood flow (CBF) and white matter lesions. However, no studies have yet used quantitative regional CBF (rCBF) techniques to demonstrate the presence of significant functional abnormalities in representative samples of depressed and non-depressed cardiac patients compared with normal controls.

Aim:

The purpose of this study was to investigate the rCBF distribution as assessed with SPECT in a group of elderly patients with Heart Failure (HF) plus Major Depression (MD) in comparison with a group of non-depressed HF patients and a normal control group. The hypothesis were: (1) HF would be associated with rCBF reductions in comparison to healthy controls; (2) the presence of MD in HF patients would be related to rCBF reductions in regions previously implicated in the pathophysiology of depression, such as prefrontal and limbic areas.

Methodology:

We studied 19 elderly patients (74.6 +/- 6.8 years) with HF functional class II or III (New York Heart Association; NYHA) and MD (DSM-IV criteria, Hamilton score >18), free of psychotropic drugs, as well as a group of 17 non-depressed HF patients (73.7 +/- 5.4 years) matched for functional class (NYHA). Both groups were compared to 19 normal subjects (71.1 +/- 4.8 years), matched for age, sex, cerebral dominance and social level. Brain perfusion was evaluated with a double-headed SPECT system (Sophy-DST) with high-resolution collimators (128x128matrix, 64 views, 30s/view) after 30mCi 99mTc-HMPAO injection. Group differences were investigated using SPM99, with a $p < 0.001$ statistical threshold (uncorrected for multiple comparisons).

Results:

Significant rCBF reductions were seen in the HF group relative to healthy controls in the right lateral temporal lobe, cuneus and precuneus, as well as in a small area of the medial prefrontal cortex (Figure 1).

In the HF+MD group, significant cortical rCBF reductions relative to healthy controls were seen in similar locations but more extensively (Figure 2). In addition, the HF+MD group showed significant rCBF reductions relative to controls in additional, limbic and subcortical areas, including the right parahippocampal gyrus, posterior cingulate, thalamus and caudate at the border of the lateral ventricle, and bilaterally in the posterior insula (Figure 2).

Conclusion:

The presence of greater areas of hypoperfusion in the major depressed group relative to healthy controls suggest that the severity of rCBF deficits in HF patients may be associated with an increased risk of developing depressive symptoms. rCBF deficits in limbic and subcortical

areas may be particularly related to the presence of major depressive features in HF patients. Future studies will be needed to replicate these preliminary findings, and clarify why specific cerebral areas might be particularly vulnerable to brain perfusion deficits in association with HF.

Figure 1: SPM showing rCBF reductions ($p < 0,001$ uncorrected for multiple comparisons) in HF patients compared to normal controls

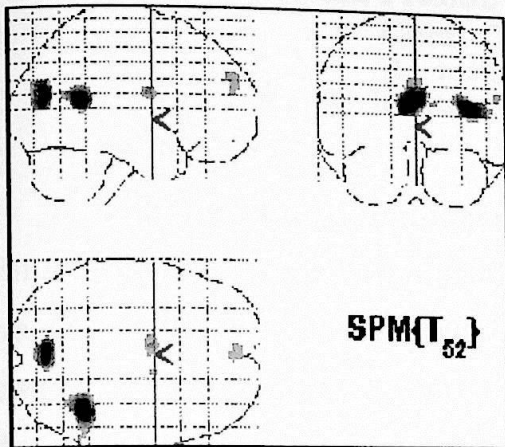
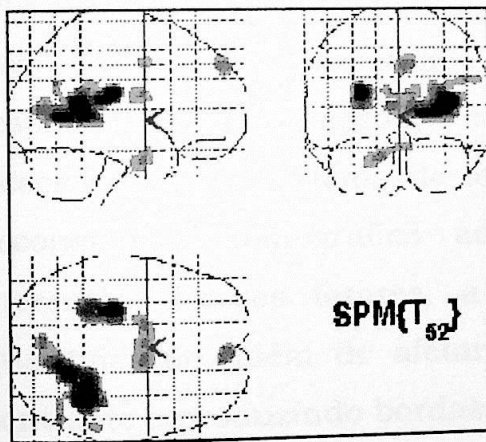


Figure 2: SPM showing rCBF reductions ($p < 0,001$ uncorrected for multiple comparisons) in HF+MD patients compared to normal controls.



3) Trabalho apresentado na XXIV Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil. 1 a 5 de setembro de 2001, Águas de Lindóia, SP.

INFLUÊNCIAS DE CORREÇÃO DE ATENUAÇÃO, ESPALHAMENTO E FUNÇÃO RESPOSTA NA QUANTIFICAÇÃO DE SPECT CEREBRAL

**Silvana Prando¹, Marco Antonio de Oliveira²,
Cecil Chow Robilotta^{1,2}**

1 - Instituto de Física - USP

2 - Instituto do Coração / HC.FMUSP

A tomografia por emissão de fótons únicos (SPECT-Single Photon Emission Computed Tomography) é uma modalidade de imagem médica na qual se determina a distribuição de um radiofármaco no corpo e é usada em diagnósticos específicos. Assim, um dos objetivos deste tipo de estudo é a quantificação de atividade relativa e/ou absoluta, de dimensões, e de parâmetros fisiológicos ou metabólicos.

A quantificação de atividades e parâmetros funcionais de imagens está baseada na relação entre atividade/cm³ (ou /g), no paciente, e contagens/pixel no corte tomográfico. A quantificação em SPECT é degradada pela interação dos fótons emitidos com os tecidos do corpo (espalhamento Compton, efeito fotoelétrico e atenuação), pelo desempenho do sistema de formação de imagens e pelos métodos de reconstrução tomográfica adotados, além dos fatores estatísticos inerentes. Desses fatores, a atenuação é o principal limitante na quantificação, além de afetar a qualidade das imagens, reduzindo o contraste e produzindo bordas quentes.

Este trabalho avaliou os efeitos de alguns métodos de correção de atenuação e espalhamento na quantificação de imagens cerebrais, reconstruídas por retroprojeção filtrada com filtros Metz e Butterworth e OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization), com filtro Metz, 2 iterações e 8 sub-grupos, normalmente adotados em estudos clínicos.

Foram analisadas as imagens do simulador físico cerebral Hoffman, de pacientes com perfusão cerebral alterada e com perfusão normal.

A aquisição das imagens realizou-se de acordo com procedimentos de rotina clínica do Serviço de Radioisótopos do InCor-HCFMUSP: câmara de cintilação com dois detectores (Sophy-DST), acoplados a colimadores de alta resolução e baixa energia; fármaco injetado (HMPAO) marcado com ^{99m}Tc ($E_\gamma=140\text{keV}$, $T_{1/2}=6,0\text{h}$); duas janelas energéticas (sobre o fotopico e sobre parte do espalhamento Compton), 128 projeções e matriz de 128x128 pixels.

Os métodos de correção de atenuação escolhidos são os de Chang de 1ª ordem e superiores [IEEETransNuclSci,NS-25(1):638], com o uso de coeficiente de atenuação uniforme, e correção com o uso de 2 coeficientes, um para a caixa craniana e outro para a massa encefálica. O método de correção de espalhamento é aquele proposto por R.Jaszczak [JNuclMed,25:893], que subtrai das projeções dos fótons primários as projeções dos fótons espalhados multiplicadas por um fator menor que um, antes de se efetuar a reconstrução tomográfica.

Como essas correções são realizadas após a reconstrução, elas foram implementadas no software PIP (Portable Image Processing - A.Todd-Pokropek e Leapfrog Technology Ltd.) instalado num microcomputador não dedicado a estudos clínicos.

Os resultados iniciais indicam melhora na qualidade das imagens, tanto na análise qualitativa quanto na quantitativa. O método do coeficiente de atenuação efetivo ($\mu=0.12\text{cm}^{-1}$) produz resultados qualitativos satisfatórios, mas torna-se inadequado para quantificação devido à degradação da resolução e do contraste. O método de Chang de 1ª ordem sobrecorre a região central da imagem, e o de 2ª ordem é mais acurado. A correção com dois coeficientes deve ser usada com cautela, pois uma escolha inadequada dos valores e da espessura da caixa craniana afeta diretamente o resultado.

Referências

- [Axelson] AXELSON B., MSAKI P., ISRAELSSON A. Subtraction of Compton-Scattered photons in single photon emission computerized tomography. J Nucl. Med. 25:490-494, 1984.
- [Bruyant] BRUYANT P.P., Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. J Nucl Med 43:1343-1358, 2002.
- [Buchpiguel] BUCHPIGUEL C.A. Rev Psiquiatr Clin 27-3, 2000.
- [Busatto] BUSATTO G.F.; ALMEIDA O.P.; MELLO E.A.M.; BARBOSA E.R. & MIGUEL E.C. O futuro da Neuropsiquiatria: os novos métodos de investigação e suas implicações no conhecimento do funcionamento cerebral Rev Psiquiatr Clin 25: 16-21, 1998.
- [Busatto2] http://www.hcnet.usp.br/inrad/cli_radiologica/neuropsychiatry/neuropsychiatry.htm
- [Catafau] CATAFAU A. Brain SPECT in clinical practice. Part I: Perfusion [continuing education]. J Nucl Med;42(2):259-71, 2001.
- [Chang] CHANG L.T. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci NS-25(1):638-643, 1978.
- [Costa] COSTA D.C; OLIVEIRA J.M.A; BRESSAN R.A. PET e SPECT em neurologia e psiquiatria: do básico às aplicações clínicas. Rev Bras de Psiquiatria 23: 4-5, 2001.

[Erik Nolf] XmedCon 0.5.6. Site: <http://xmedcon.sourceforge.net> Ghent University Hospital.

[Gelfand] GELFAND M.J., THOMAS S.R. Effective use of computers in Nuclear Medicine. McGraw-Hill Book Company. Pag 27-28, 1988.

[Gilardi] GILARDI M.C., POKROPEK A.T. et al. Assessment and comparison of three scatter correction techniques in singles photon emission computed tomography. J Nucl. Med. 29:1971-1979, 1988.

[Gispert] GISPERT J.D., Reig S., PASCAU J., MOLINA V., SANTOS A. and DESCO M. Técnicas de cuantificación de imágenes PET (Tomografía por Emisión de Positrones): Aplicación al estudio de la esquizofrenia. Proceedings CASEIB'2000. ISBN 84-699-311-2.

[Harris] HARRIS C.C. et al. ^{99m}Tc attenuation coefficients in water-filled phantoms determined with gamma cameras. Med Phys. 11:681-685, 1984.

[Hoffman] HOFFMAN E. J.; CUTLER P. D.; DIGBY W. M.; MAZZIOTTA J. C. 3-D phantom to simulate cerebral blood flow and metabolic images for PET. IEEE Trans. Nucl. Med. 37(2): 616-620, 1990.

[Hudson] HUDSON H. M., LARKIN R.S. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans. Med. Image 13: 601-609, 1994.

[Jaszczak] JASZCZAK R.J. et al. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. J Nucl. Med. 25:893-900, 1984.

[Johns] JOHNS H.R. and CUNNINGHAM J.R. The physics of Radiology. Charles C Thomas - Publisher. 3 ed. 1971.

[Kak] KAK A. C., SLANEY M., Principles of Computerized Tomographic Imaging. IEEE Press, New York, 1987.

[Kemp] KEMP B. J., PRATO F. S., DEAN G. W., NICHOLSON R. L., REESE L. Correction for attenuation in Technetium-99-m HMPAO SPECT brain imaging. J Nucl Med; 33:1875-1880, 1992.

[King] KING M.A., DOHERTY P.W., SCHWINGER R.B., et. al. A Wiener filter for nuclear medicine images. Med Phys 10:876, 1983.

[King2] KING M.A., SCHWINGER R.B., PENNEY B.C. Variation of the count-dependent Metz filter with imaging system modulation transfer function. Med Phys 13:139, 1986.

[Knoll] KNOLL, G. F. Radiation detection and measurement. John Wiley & Sons, New York.

[Laere] LAERE K. V.; KOOLE M.; KAUPPINEN T.; MONSIEURS M.; BOUWENS L.; DIERCK, R. Nonuniform transmission in brain SPECT using ^{201}Tl , ^{153}Gd , and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ static line sources: anthropomorphic dosimetry studies and influence on brain quantification. J. Nucl. Med. 41:2051-2062, 2000.

[Lange] LANGE K., CARSON R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J. Comput. Assist. Tomogr. 8(2):306-316, 1984.

[Ljungberg] LJUNGBERG M., STRAND S.E. Scatter and attenuation correction in SPECT using density maps and Monte Carlo simulations of build-up functions. J Nucl. Med. 31:1560-1567, 1990.

[Llacer] LLACER J, VEKLEROV E, BAXTER LR, et al. Results of a clinical receiver operating characteristic study comparing filtered backprojection and maximum likelihood estimator images in FDG-PET studies. J Nucl Med.;34:1198-1203, 1993.

[Marques] ANA MARIA MARQUES DA SILVA. Reconstrução quantitativa de SPECT: Avaliação de correções. Tese de Doutorado - Instituto de Física - Universidade de São Paulo. 1998.

[Matthias] Curso "Atualização em Tomografia por Emissão- PET", 31ª Jornada Paulista de Radiologia. Ministrado por: Prof. Dra. Cecil Chow Robilotta, Dra. Lorena Pozzo, Prof. Dr. Thomas K. Lewellen e Dr. Matthias Egger.

[Meikle] MEIKLE SR, HUTTON BF, BAILEY DL, HOOPER PK, FULHAM MJ. Accelerated EM reconstruction in total-body PET: potential for improving tumour detectability. Phys Med Biol.;39:1689-1704, 1994.

[Metz] METZ C.E. A Mathematical Investigation of Radioisotope Scan Processing. Ph.D. Thesis, Univ. Pennsylvania, 1969.

[MRicro] <http://www.psychology.nottingham.ac.uk/staff/cr1/mricro.html>

[Nema] National Electrical Manufacturers Association. Nema Standarts Publication NU2 - 1994. Washington, DC: National Electrical Manufacturers Association, 1994.

[Neirinckx] NEIRINCKX R.D.; CANNING L.R.; PIPER I.M. et al. Technetium-99m d,l HM-PAO: a new radiopharmaceutical for Spect imaging of regional blood perfusion J Nucl Med 28: 191-202, 1987.

[Oppenheim] OPPENHEIM A. V., SCHAFER R.W. Digital signal Processing, Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall, pag 211, 1975.

[PIP] Portable Image Processing. Andrew Todd-Pokropek. Leapfrog Technology. 18 Notthington St, Londres, Reino Unido.
<http://www.keston.com/pokbio.htm>

[Radon] RADON J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. Berichte Sächsische Akademie der Wissenschaften I, Leipzig, Math.-Phys. Kl., 69:262-267, 1917.

[Ramachandian] RAMACHANDIAN G. N., LAKSHMINARAYANAN A. V., Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: application of convolution instead of Fourier transform, Proc. Nat. Acad. Sc. USA, 68, 2236, 1971.

[Riddell] RIDDELL C, CARSON R. E., CARRASQUILLO J. A., LIBUTTI S. K., DANFORTH D. N., WHATLEY M. and BACHARACH S. L. Noise Reduction in Oncology FDG PET Images by Iterative Reconstruction: A Quantitative Assessment. J. Nucl. Med. 42: 1316-1323, 2001.

[Robilotta] ROBILOTTA C. C. Digital processing of radioisotopic images of the heart. Tese de doutorado - Department of Medical Physics - University of London, London, 1979.

[SciAm] INVESTIGACION Y CIENCIA, edição em espanhol da Scientific American, número 27, 1978.

[Shepp] SHEPP L.A., VARDI Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans. Med. Imag. MI-1:113-122, 1982.

[Siddon] SIDDON, R.L. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. Med. Phys. 12(2):252-255, 1985.

[Silva] AMAURY DE CASTRO RIBEIRO SILVA JUNIOR. Correções de atenuação e espalhamento em SPECT reconstruída por retroprojeção filtrada. Dissertação de Mestrado - Instituto de Física - Universidade de São Paulo. 1998.

[Sorenson] SORENSON J. A. and PHELPS, M. E. The physics of nuclear medicine. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1987.

[SPM] STATISTICAL PARAMETRIC MAPPING. The wellcome Department of Cognitive Neurology. University College of London. Software gratuito disponible en: www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/#SWare

[Talairach] TALAIRACH J., TOURNOUX P., "A Co-planar Stereotatic Atlas of the Human Brain". Thieme, 1988.

[Tânia] TÂNIA C. T. F. ALVES. Alterações do fluxo sanguíneo cerebral regional em pacientes idosos com depressão maior e insuficiência cardíaca congestiva. Tese de Doutorado - Instituto de Psiquiatria - FMUSP, 2003.

[TecDoc] QUALITY CONTROL OF NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTS. IAEA-TECDOC-602. International Atomic Energy Agency, 1991.

[Zaidi] ZAIDI H. Comparative evaluation of scatter correction techniques in 3D positron emission tomography. Eur. J. Nucl. Med. 27:1813-1826, 2000.