



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA



OPTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE RECONSTRUÇÃO EM IMAGENS TC DE AVC ISQUÉMICO AGUDO

(Projecto)

**Trabalho final para obtenção do grau de
Mestre em
Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
(1ª EDIÇÃO 2010)**

Área de Especialização:

Imagem Digital com Radiação X

Edgar Oliveira

Maio de 2012

OPTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE RECONSTRUÇÃO EM IMAGENS TC DE AVC ISQUÉMICO AGUDO

(Projecto)

Trabalho final para obtenção do grau de
Mestre em
Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
(1ª EDIÇÃO 2010)

Área de Especialização:

Imagem Digital com Radiação X

Edgar Anselmo Sequeira de Oliveira

Júri

Prof.ª Doutora Susana Branco Silva, Escola Superior de Tec. da Saúde de Lisboa (Orientador)

Prof. Doutor Nuno Matela, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa (Arguente)

Prof. Doutor Luís Lança, Escola Superior de Tec. da Saúde de Lisboa (Presidente)

Maio de 2012

“A condição essencial para a felicidade é ser humano e dedicado ao trabalho.”

Léon Tolstoi

Agradecimentos:

À Professora Doutora Susana Branco Silva, orientadora da dissertação, agradeço todo o seu apoio, a sua partilha de sabedoria, as valiosas contribuições para o trabalho e persistência em querer o melhor para esta dissertação, e por fim, por me permitir finalizar mais um projecto de vida.

À direcção de Mestrado, encabeçada pelo Professor Nuno Teixeira e Professor Nuno Machado que, através da sua confiança e acompanhamento, contribuíram para a finalização deste projecto.

À Medical Consult, pelo facto de ter disponibilizado o fantôma Catphan® 500 contribuindo desta forma na realização deste trabalho.

A todos os professores que durante esta minha fase académica, permitiram enriquecer a minha formação.

Ao Director Clínico do Serviço de Imagiologia do Hospital HPP Cascais Dr. Rui Fernandes, por aceitar a realização deste projecto.

Aos restantes médicos do Hospital HPP Cascais, toda a ajuda e compreensão demonstrada, nomeadamente na análise dos exames em estudo.

A todos os meus colegas do Hospital HPP Cascais, em particular ao Técnico José Carlos Ramalho e Técnico José Adrião, pela disponibilidade demonstrada durante o levantamento da amostra do estudo.

Aos meus pais, pelo educação que me proporcionaram, e por acreditarem sempre em mim, mesmo nos momentos mais difíceis.

Ao meu irmão Miguel, pelo companheirismo e apoio incondicional.

A todos os meus amigos, pelo apoio e incentivos demonstrados.

Obrigada a todos!

Edgar Oliveira

Resumo:

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de morte nos países mais desenvolvidos do mundo, e considerada a primeira causa de morte em Portugal.

O exame de Tomografia Computorizada (TC), sem contraste, apresenta baixa sensibilidade na detecção de sinais precoces de isquémia (AVC isquémico agudo - AVCIA), no entanto, mantêm-se em primeira escolha como meio de diagnóstico para doentes com sinais de alterações neurológicas, dada a sua fácil acessibilidade nos serviços de urgência, à rapidez de execução e também por ser um exame com maior tolerância por parte do doente.

Este trabalho tem como objectivo melhorar a capacidade de identificação de lesões em caso de AVCIA, através da optimização dos protocolos de reconstrução de imagem em TC utilizados no Serviço de Imagiologia do Hospital de Cascais (SIHC). No SIHC, a partir do arquivo digital de imagens (PACS), e com recurso ao relatório médico, foi realizada uma recolha de 25 exames do equipamento de TC Multicorte (*Philips CT Brilliance 16 cortes*) de pacientes com o diagnóstico de AVCIA.

Após esta triagem da amostra, cada exame foi reconstruído nos seguintes 4 algoritmos de reconstrução: *Brain Smooth*; *Brain Sharp*; *Brain Standard*; *Detail*. Com o auxílio de um Médico Neurorradiologista, seleccionou-se uma região de interesse (ROI) para a zona de lesão e outro para uma zona anatómica isenta de lesão, como meio de comparação. Posteriormente, com recurso à *workstation* da *Philips*, e após definição das regiões de interesse (*ROIs*) nas imagens TC, realizou-se para cada exame, uma análise quantitativa em função dos 4 algoritmos de reconstrução utilizados.

Com o objectivo de optimização dos protocolos de reconstrução, foram quantificados os seguintes parâmetros: a resolução espacial; a razão sinal-para-ruído (*Signal to Noise Ratio* - SNR); a razão contraste-para-ruído (*Contrast to Noise Ratio* - CNR); o ruído da imagem e o contraste (C).

Com base nesta análise, verificou-se, que o algoritmo de reconstrução mais indicado para o diagnóstico de AVCIA no SIHC será o *Brain Smooth*.

Palavras-Chave: TC, AVC Isquémico Agudo, Reconstrução de Imagem, Qualidade de Imagem

Edgar Oliveira

Abstract:

Stroke is a leading cause of death in most developed countries in the world and considered the first cause of death in Portugal.

Noncontrast Computed Tomography (CT), has low sensitivity in detecting early signs of ischemia (acute ischemic stroke), however, it remains as first choice as a diagnostic method for patients with neurological changes due to their easy accessibility in emergency services, the quick exam execution and because it takes a greater tolerance by the patient.

This work aims to improve the ability to identify lesions in cases of acute ischemic stroke, through optimization of CT protocols for image reconstruction used in the Serviço de Imagiologia do Hospital de Cascais (SIHC).

In SIHC, through the Picture Archiving and Communication System (PACS) and with the use of medical report, 25 exams of patients with diagnosis of acute ischemic stroke were collected from the CT Multislice (Philips Brilliance 16 slices).

After collection of this sample, each exam was reconstructed in the following four reconstruction algorithms: Brain Smooth; Brain Sharp; Brain Standard; Detail.

With the help of a Neuroradiologist, the best anatomic region where lesion is observed was chosen as to a free lesion region for comparison.

Through the use of Philips workstation and after the definition of the regions of interest (ROIs) in the CT images, a quantitative analysis was made for each exam, on the basis of the four reconstruction algorithms used.

In order to optimize the protocols used for image reconstruction, the following parameters were quantified: the spatial resolution; the signal to noise ratio (SNR); the contrast to noise ratio (CNR); image noise and contrast (C).

Based on this analysis, we verified that the most suitable algorithm for the diagnosis of acute ischemic stroke in SIHC will be the Brain Smooth.

Keywords: CT, Acute Ischemic Stroke; Image Reconstruction; Image Quality

Lista de Abreviaturas:

AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVCIA	Acidente Vascular Cerebral Isquémico Agudo
TC	Tomografia Computorizada
FOV	<i>Field of View</i> (campo de visão)
ACM	Artéria Cerebral Média
UH	Unidades Hounsfield
TCHMC	Tomografia Computorizada Helicoidal Multicorte
FBP	<i>Filtered Back Projection</i> (método de retroprojecção filtrada)
PSF	<i>Point Spread Function</i>
PL	Pares de Linhas
COBRA	<i>Cone Beam Reconstruction Algorithm</i>
ROI	<i>Region of Interest</i> (região de interesse)
FDK	<i>Feldkamp Davis Kress</i>
SIHC	Serviço de Imagiologia do Hospital de Cascais
SSD	<i>Shaded Surface Display</i>
MIP	<i>Maximum Intensity Projection</i>
MPR	<i>Multiplanar Reformation</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Comunication in Medicine</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> (razão sinal-para-ruído)
C	<i>Contrast</i> (contraste)
CNR	<i>Contrast to Noise Ratio</i> (razão contraste-para-ruído)

Lista de Notações:

μ	Coeficiente de Atenuação
I_0	Feixe Incidente
I	Feixe Emergente
r	Local de detecção de Fótons
Φ	Posição Angular do Detector
γ	Desvio Angular do Feixe Fan-Beam
φ	Desvio Angular do Feixe Cone-Beam
σ	Ruído

Índice:

Agradecimentos.....	5
Resumo.....	6
Abstract.....	7
Lista de Abreviaturas.....	8
Lista de Notações.....	9
Índice de Figuras.....	12
Índice de Gráficos.....	14
Índice de Tabelas.....	16
Introdução.....	17
1- Acidente Vascular Cerebral (AVC).....	19
1.1- Sinais de AVC em TC.....	19
1.2- Detecção de AVCIA em TC.....	19
2- Tomografia Computorizada (TC)	21
2.1- Princípios Físicos.....	21
2.1.1- Pixel, Voxel e Coeficientes de Atenuação.....	21
2.2- TC Multicorte (Philips CT Brilliance 16 cortes).....	24
2.2.1- Descrição do Equipamento.....	25
3- Métodos de Reconstrução de Imagem em TC.....	26
3.1- Método de Retro projecção Filtrada (FBP - <i>Filtered Back Projection</i>).....	27
3.2- Filtros de Reconstrução.....	32
3.3- Cone Beam Reconstruction Algorithm (COBRA).....	32
3.3.1- Geometria Cone Beam.....	33
3.3.2- Algoritmo FDK (Feldkamp Davis Kress).....	34
4- Qualidade de Imagem em TC.....	35
4.1- Resolução Espacial.....	35
4.1.1- Fantôma Catphan®500.....	36
4.2- Ruído de Imagem.....	38
4.3- SNR (Signal to Noise Ratio).....	39
4.4- CNR (Contrast to Noise Ratio).....	40

4.4.1- Contraste (C).....	40
5- Materiais e Métodos	41
5.1- Workstation TC do SIHC.....	41
5.1.1- Formato DICOM.....	42
5.2- Amostra do Estudo.....	42
5.3- Metodologia.....	43
5.3.1- Quantificação da Imagem em TC.....	46
6- Resultados	47
6.1- Avaliação da Resolução Espacial.....	47
6.2- Avaliação Quantificativa do SNR, CNR, CR e do Ruído.....	49
6.2.1- Avaliação do Ruído para os diferentes algoritmos de reconstrução.....	50
6.2.2- Avaliação do SNR para os diferentes algoritmos de reconstrução.....	53
6.2.3- Avaliação do CNR para os diferentes algoritmos de reconstrução.....	56
6.2.4- Avaliação do Contraste (C) para os diferentes algoritmos de reconstrução.....	58
7- Discussão de Resultados	60
8- Considerações Finais	63
Referências Bibliográficas	65

Índice de Figuras:

Figura 1 – Imagem representativa de um AVC Isquémico.....	20
Figura 2 – Princípio Físico de TC.....	21
Figura 3 – Exemplo de uma matriz de determinação dos coeficientes de atenuação (μ) segundo uma determinada direcção	22
Figura 4 – Philips CT Brilliance do SIHC.....	24
Figura 5 – Ilustração da projecção de uma imagem (esquerda) e do seu Respectivo sinograma (direita).....	26
Figura 6 – Retro projecção de imagem a partir de 4 projecções (P1,P2,P3 e P4).....	28
Figura 7 – Processo de Retro projecção a) Com 3 projecções. b) Com mais projecções, no entanto a imagem mantém-se “desfocada”.....	29
Figura 8 – Método de retro projecção filtrada: cada projecção de imagem é filtrada antes da retro projecção final da imagem, resultando assim na remoção do “blurring” característico de uma simples retro projecção de imagem.....	30
Figura 9 – Filtros regularmente utilizados em FBP e as suas formas. Os valores do eixo do y indicam qual a contribuição da extensão para cada frequência, para a imagem que é modificada através dos filtros.....	31
Figura 10 – Representação gráfica da geometria de aquisição cone beam e trajectória circular da fonte no espaço (x, y, z). A fonte percorre uma trajectória circular num plano ortogonal ao eixo z.....	34
Figura 11 – Vinte e um pares de linha/cm do módulo referente à avaliação resolução espacial, do fantôma Catphan® 500.....	36
Figura 12- Fantôma Catphan®500.....	36
Figura 13- Esquema do Catphan®500.....	37
Figura 14,15- Módulo CTP528 com 21 pares de linhas/cm.....	37
Figura 16- Representação do espaço (gap) de um dado pl/cm.....	38
Figura 17- Imagem representativa da selecção de corte e colocação das ROIS por exame.....	43
Figura 18- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo Brain Sharp...	44
Figura 19- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo Detail.....	44

Figura 20- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo Brain Smooth	45
Figura 21- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo Brain Standard.....	45
Figura 22- Resolução Espacial do Algoritmo Brain Sharp com 6 pl/cm.....	47
Figura 23- Resolução Espacial do Algoritmo Brain Smooth com 5 pl/cm....	47
Figura 24- Resolução Espacial do Algoritmo Brain Standard com 5 pl/cm...	48
Figura 25- Resolução Espacial do Algoritmo Detail com 7 pl/cm.....	48

Índice de Gráficos:

Gráfico 1- Diagrama de extremos-e-quartis do ruído da imagem em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área da lesão.....	50
Gráfico 2- Diagrama de extremos-e-quartis do ruído da imagem em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área sem lesão (background)	50
Gráfico 3- Diagrama de extremos-e-quartis do ruído da imagem em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área de lesão (a vermelho) e na área sem lesão – background (a verde).....	51
Gráfico 4- Valores médios e desvio padrão da média para o ruído da Imagem, em função dos 4 algoritmos de reconstrução. A vermelho estão representados os valores para as zonas com lesão e a verde os valores obtidos para as ROIs definidas na região de background.....	52
Gráfico 5- Diagrama de extremos-e-quartis da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área de lesão.....	53
Gráfico 6- Diagrama de extremos-e-quartis da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área sem lesão (background).....	53
Gráfico 7- Diagrama de extremos-e-quartis da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área de lesão (a vermelho) e na área sem lesão – background (a verde).....	54
Gráfico 8- Valores médios e desvio padrão da média da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução. A vermelho estão representados os valores para as zonas com lesão e a verde os valores obtidos para as ROIs definidas para o background.....	55
Gráfico 9- Valores médios e desvio padrão da média da razão contraste-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução.....	56
Gráfico 10- Valores médios e desvio padrão da média da razão contraste-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução.....	57
Gráfico 11- Diagrama de extremos-e-quartis do contraste em função dos 4 algoritmos de reconstrução.....	58
Gráfico 12- Valores médios e desvio padrão da média do contraste em função dos 4 algoritmos de reconstrução.....	59

Gráfico 13- Desvio Percentual dos valores médios obtidos para a razão SNR com o algoritmo standard, em função dos restantes algoritmos de reconstrução disponíveis..... 62

Índice de Tabelas:

Tabela 1- Unidades Hounsfield (UH) para alguns tecidos.....	23
Tabela 2- Características do sistema de TC do SIHC.....	25
Tabela 3 – 21 pares de linhas e as respectivas dimensões em cm.....	38

Introdução:

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de morte nos países mais desenvolvidos do mundo^{1,2}, e a primeira causa de morte em Portugal³.

O AVC é a principal causa de incapacidade crónica em adultos e uma das principais causas de morte e demência^{4,5}, sendo a sua incidência e prevalência muito maiores comparativamente com qualquer outro tipo de desordem neurológica⁶. Nas próximas décadas, dada a proporção de idosos na população mundial, é esperado que o número total de novos casos a cada ano possa aumentar consideravelmente^{1,7,8}.

Podendo o AVC ter uma origem hemorrágica ou isquémica, estima-se que mais de 85% dos enfartes estabelecidos sejam isquémicos⁹.

A principal finalidade do exame imagiológico num paciente com suspeita de AVC é descartar a presença de outros tipos de lesões do sistema nervoso central (ex: tumor ou hematoma subdural) e fazer a distinção entre AVC isquémico e hemorrágico¹⁰.

Neste contexto, o exame de TC sem contraste, é a primeira escolha como meio de diagnóstico, devido à sua fácil acessibilidade nos serviços de urgência, à rapidez de execução e por ser um exame com maior tolerância por parte do doente, permitindo assim uma rápida triagem de doentes com suspeita de AVC¹¹. No entanto, esta não se revela suficientemente sensível na detecção de sinais de hipodensidade característica do AVC isquémico, especialmente se este for numa fase aguda, de pequena dimensão e se estiver localizado na fossa posterior (tronco cerebral e áreas do cerebelo)¹². As alterações de hipodensidade poderão apenas ser detectadas somente passado 24 horas após estabelecimento do quadro clínico¹³, o que por si só acarreta um grau de incerteza na avaliação da possível lesão do doente.

Recentes investigações demonstram que a Perfusão por TC, continua a ser método de eleição (superando inclusivamente a Angio-TC) no diagnóstico de AVCIA¹¹. Alguns estudos afirmam mesmo que a aplicação das duas técnicas por exame (Perfusão-TC e Angio-TC), melhoram consideravelmente a taxa de detecção do enfarte¹⁴.

Uma vez que nem todos os serviços de urgência apresentam técnicas avançadas de TC, como a perfusão e angiografia, há necessidade de otimizar os protocolos existentes, de forma a identificar o mais breve possível, pacientes com suspeita de AVCIA.

Sabendo que o ruído de imagem é considerado o factor predominante a influenciar a detectabilidade da lesão de isquémia¹⁵ desta forma, o objectivo desta investigação, foi perceber qual a importância dos algoritmos de reconstrução na detecção de AVCIA em TC.

Cada exame de TC de crânio da amostra deste estudo foi reconstruído, através da utilização de 4 diferentes algoritmos de reconstrução: *Brain Smooth*; *Brain Sharp*; *Brain Standard* e *Detail*.

Seguidamente, cada reconstrução de imagem foi alvo de uma análise quantitativa, tendo em conta alguns parâmetros relativos à qualidade de imagem, tais como: SNR; CNR; ruído de imagem e Contraste (C).

A Resolução Espacial de cada algoritmo de reconstrução também foi avaliada, através do recurso a um fantôma, designado por Catphan® 500. A avaliação da resolução espacial permitiu verificar qual a importância de se conseguir observar uma dada lesão com menor dimensão e o que isso acarreta em termos de qualidade de imagem.

A partir do conjunto destas análises, avaliou-se qual o algoritmo de reconstrução mais indicado em caso de AVCIA, por forma a otimizar os protocolos de reconstrução utilizados no SIHC neste contexto.

1- Acidente Vascular Cerebral (AVC)

Acidente Vascular Cerebral é um derrame resultante da falta ou restrição de irrigação sanguínea ao cérebro, que pode provocar lesão celular e alterações nas funções neurológicas. As manifestações clínicas subjacentes a esta condição incluem alterações das funções motora, sensitiva, mental, perceptiva, da linguagem, embora o quadro neurológico destas alterações possa variar muito em função do local e extensão exacta da lesão¹⁶.

O AVC apresenta dois tipos quanto à sua origem:

- Hemorrágico - ocorre ruptura do vaso e conseqüentemente a extravasão de sangue para o exterior do mesmo;
- Isquémico - é induzido por oclusão de um vaso ou redução de perfusão cerebral, seja esta provocada por redução do débito cardíaco ou por hipotensão arterial grave e sustentada (como demonstrado na Figura 1).

1.1 – Sinais de AVC em TC

Os primeiros sinais de AVCIA detectados em TC incluem, edema cerebral, efeito de massa (apagamento dos sulcos, distorção dos ventrículos) e perda dos contornos de substância cinzenta^{15,17}.

Em alguns casos poderá ser observado, nas imagens, um foco hiperdenso¹ ao nível da artéria cerebral média (ACM), indicando assim o trombo que induziu o enfarte¹⁸.

1.2 – Detecção de AVCIA em TC

Relativamente à fisiopatologia subjacente às lesões de isquémia detectadas por TC, assume-se que a visualização da hipodensidade do parênquima ocorre somente depois do edema citotóxico, causada pela acidose láctica e também da deficiência de ferro ao nível da membrana celular, devido a uma fonte de ATP inadequada¹⁹.

¹ Quando em comparação com áreas vizinhas, diz-se que uma estrutura é hipodensa, isodensa ou hiperdensa, dependendo da sua representação na imagem (menor, igual ou maior intensidade respectivamente).

Exemplos: Hipodenso: Líquor; Isodenso: Parênquima Cerebral; Hiperdenso: Osso.

Este processo pode envolver a redistribuição de água nos tecidos do espaço extracelular para o espaço intracelular, mas dado esta mudança de água ao nível tecidual ser pouco significativa, há apenas uma redução mínima ao nível do coeficiente de atenuação (UH) da substância cinzenta e branca do parênquima cerebral.

Alternativamente, a hipodensidade por edema vasogénico (entre as 3-6 horas) ocorre pela perda dos *tight junctions* que garantem a integridade do endotélio celular e aparece somente se a perfusão estiver presente¹⁹.

Estudos anteriores reportam uma descida gradual de 0,4 UH por cada hora durante as primeiras 6 horas após o estabelecimento da lesão de isquémia. Sendo que o valor médio de redução de coeficientes de atenuação relatado é de 1,3 UH após 2,5 horas da lesão.

Desta forma, é defendido que diferenças de 2-4 UH têm de ser reconhecidas de forma a detectar sinais precoces de lesão de isquémia²⁰, sendo que se assume que a detecção desta por TC ocorrerá somente 6 horas após o começo do enfarte¹⁹.

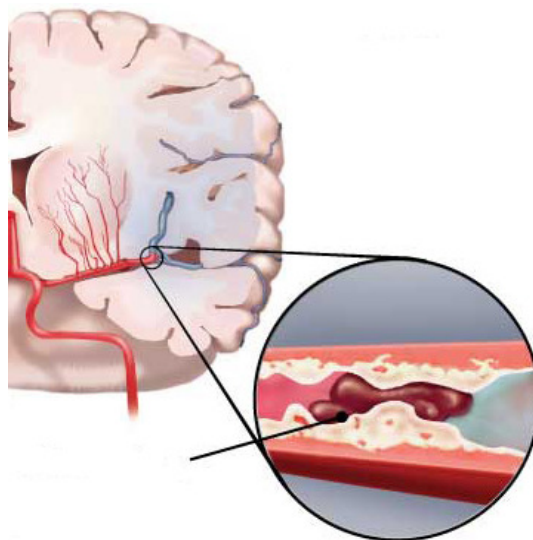


Fig.1- Imagem representativa de um AVC Isquémico.

2- Tomografia Computorizada (TC)

2.1- Princípios físicos

Como ilustrado pela Fig.2, a TC é uma técnica radiológica, cujo processo consiste na passagem de um feixe de raios X, colimado, através do corpo e no plano axial seleccionado (corte), à medida que a ampola de raios X se move de forma contínua à volta do doente. No lado oposto à ampola estão os detectores que convertem o feixe emergente em pulsos electrónicos amplificados, que através de um computador calculam a absorção de radiação para cada respectiva área de volume (voxel) do corte, sendo a imagem final, o resultado de uma matriz de pixels²¹.

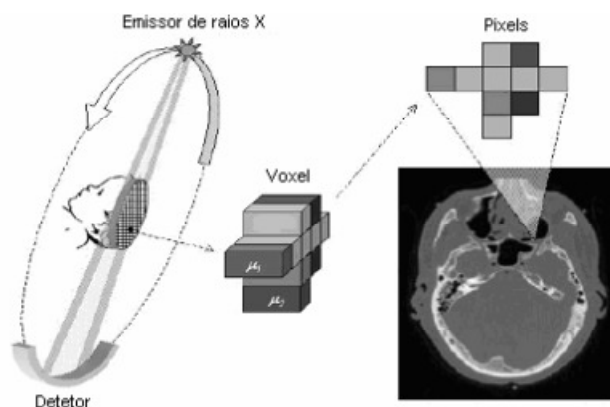


Fig.2- Princípio Físico de TC²².

2.1.1 Pixel, Voxel e Coeficientes de Atenuação

Em TC, a imagem digital considera-se dividida em elementos de área e o valor correspondente a cada elemento traduz uma propriedade média que lhe está associada. Numa imagem reconstruída a mais pequena unidade calculada é o *pixel* (*picture element*) que é igual à razão entre o campo de visão (*Field Of View* - FOV) e a dimensão da matriz, como demonstrado pela Eq.1:

$$Pixel = \frac{FOV}{Matriz} \quad Eq. 1$$

A matriz, por sua vez, resulta do cruzamento de linhas horizontais e verticais e representa o tamanho da matriz. O elemento de volume do objecto que tem por imagem um elemento de área (pixel) é designado por *voxel* (*volume element*).

Sendo o *pixel* o elemento unidade ou área de resolução, não é possível obter coeficientes de atenuação (μ) de elementos com menores dimensões.

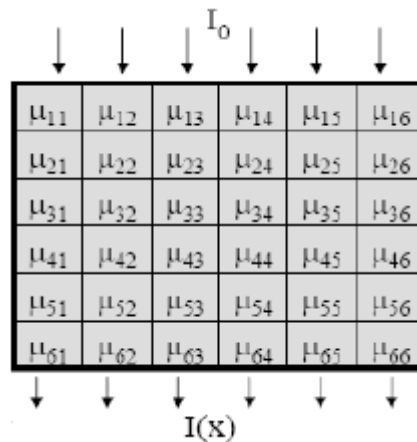


Fig.3- Exemplo de uma matriz de determinação dos coeficientes de atenuação (μ) segundo uma determinada direcção²³.

De encontro com a Fig.3, a intensidade do feixe incidente (I_0) no objecto e a intensidade emergente (I) atenuada pelos elementos de volume do objecto são medidas para calcular os valores de atenuação (μ) ao longo de cada direcção do feixe, segundo:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Eq. 2}$$

A cada *voxel*, é conferido um valor numérico (densidade), de acordo com o grau de atenuação do raio X nesse mesmo *voxel*²³. O nível de atenuação por sua vez, depende da densidade das estruturas, do número atómico dos elementos químicos que as compõem e da sua espessura.

A escala de *Hounsfield* permite quantificar os valores dos coeficientes de atenuação (μ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas percorridas pelo feixe de raios X em Unidades de *Hounsfield* (UH) (ou números TC), como demonstrado pela Eq.3:

$$TC = \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000 \quad \text{Eq. 3}$$

(onde μ é o coeficiente de atenuação para um tecido genérico e μ_{H_2O} é o coeficiente de atenuação da água).

Os coeficientes de atenuação (μ) depois de serem traduzidos em UH, são convertidos numa escala de tonalidades de cinzentos (números de UH)²³, com valores que vão desde -1000 a 3072 (no caso do sistema de TC utilizado)²⁴. Como ilustrado pela Tabela 1, as UH são importantes na interpretação em medicina, uma vez que permitem determinar o tipo de tecido que se está a analisar.

Ar	Gordura	Água	Músculo	Osso Esponjoso	Osso Compacto
-1000	-100±15	0	40±10	200-400	1000

Tabela 1- Unidades Hounsfield (UH) para alguns tecidos²¹.

Nos casos de isquémia aguda do parênquima cerebral (AVCIA), os coeficientes de atenuação (UH) são directamente proporcionais com o grau de edema, sendo que para cada aumento de 1% em teor de água dos tecidos, a atenuação dos raios X diminui 3-5%, o que corresponde a uma descida de aproximadamente 2,5 UH em TC¹⁹.

A gama de tons de cinzento que podem existir numa só imagem é muito superior à capacidade de discriminação do olho humano sendo, deste modo, necessário proceder a ajustes da imagem (pós-processamento) de acordo com as estruturas em estudo, surgindo os conceitos de:

- **Nível de janela** - centro escolhido para a escala de cinzentos, cuja escolha depende das estruturas anatómicas representadas pelos tons médios de cinzento nessa imagem;
- **Largura de janela** - variedade de tons da escala de cinzentos que se encontram no intervalo em estudo.

2.2- TC Multicorte (*Philips CT Brilliance 16 Cortes*)

No decurso deste trabalho, será utilizado a TC Helicoidal Multicorte (TCHMC) Philips CT Brilliance, disponível no SIHC (Fig. 4).

As TCHMC usam múltiplos detectores muito próximos entre si (em forma de matriz) segundo a direcção do eixo dos ZZ (perpendicular ao plano axial) e permitem efectuar diversos cortes em simultâneo (neste caso 16 cortes) numa única rotação.

Estes empregam uma geometria semelhante aos equipamentos de TC de terceira geração em que o arco de detectores e a ampola de raios X rodam em simultâneo. Deste modo, são efectuadas múltiplas projecções podendo ser produzidas várias imagens, e conseqüentemente ter a informação suficiente para compor a matriz de uma imagem em 3D.



Fig.4- Philips CT Brilliance do SIHC.

2.2.1- Descrição do equipamento

Na Tabela 2, é descrito as principais características do sistema de TC utilizado no SIHC:

Gerador	Capacidade máxima de 60kW; (90, 120, 140) kVp; (20-500) mA.
Colimação	2 x 0.6mm; 16 x 0.75mm; 16 x 1.5mm; 8 x 3.0mm; 4 x 4.5mm.
Resolução Espacial	Até 15 lp/cm.
Campo de Visão (FOV) Máximo	50 cm
Nº de Cortes p/Aquisição	Até 16 cortes.
Tempo de Rotação p/Aquisição	Até 0.44 Segundos.
Ruído	0.27% medido no sistema de fantôma da Philips.
Contraste de Baixa Resolução	4.0 mm a 0.3% medido no fantôma <i>CATPHAN</i> de 20 cm.
Intervalo de Nº de TC	- 1024 a + 3072 unidades <i>Hounsfield</i> .

Tabela 2- Características do sistema de TC do SIHC²⁴.

3- Métodos de Reconstrução de Imagem em TC

O princípio da reconstrução tomográfica foi apresentado em 1917, por Johann Radon, um matemático austríaco, que demonstrou que um objecto (3-D) poderia ser reconstruído a partir de múltiplas projecções (2-D) obtidas segundo ângulos diferentes. A descoberta de Radon só pôde, todavia, ser implementada no final da década de 60, com a melhoria das capacidades de cálculo dos computadores da época. A aplicação à imagiologia só ocorreu na década de 70, quando Hounsfield e Cormack apresentaram o primeiro aparelho de TC²⁵. A forma mais comum de representar o conjunto de projecções chama-se sinograma. O sinograma é uma figura bidimensional (histograma), na qual representa-se no eixo horizontal o local de detecção dos fotões (r) e na vertical a posição angular do detector (ϕ) (Fig.5).

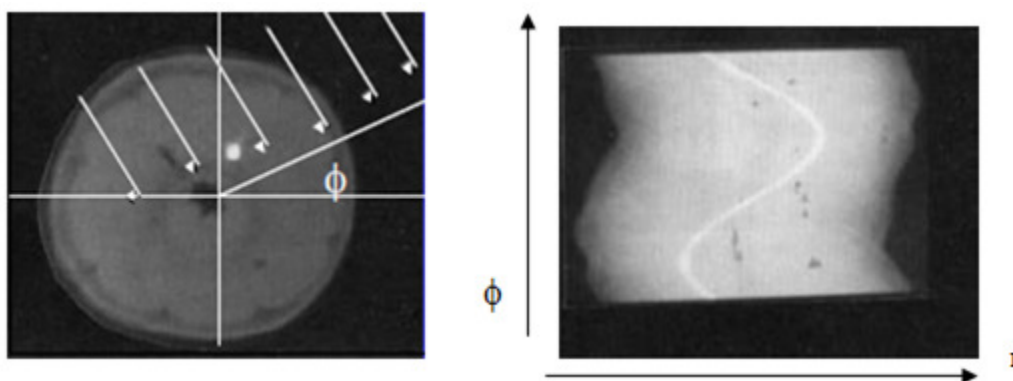


Fig.5- Ilustração da projecção de uma imagem (esquerda) e do seu respectivo sinograma (direita).

Existem métodos analíticos e iterativos para realizar a reconstrução tomográfica. De entre os métodos analíticos, o método de retroprojecção filtrada (*filtered back projection – FBP*) é o mais simples de todas as técnicas de reconstrução tomográfica²¹. Por sua vez, este tipo de reconstrução tomográfica, tendo em conta os diferentes sistemas de imagem, varia de acordo com a geometria do feixe, podendo assim a reconstrução ser:

- Reconstrução em feixe paralelo;
- Reconstrução em *fan beam*;
- Reconstrução em *cone beam*.

Neste capítulo, será abordada a reconstrução tomográfica em *cone beam*, e particularmente o algoritmo Cobra (*Cone Beam Reconstruction Algorithm*), uma vez que são estes os métodos de reconstrução de imagem disponíveis no equipamento de TC utilizado neste estudo.

Por último, os métodos iterativos têm como objectivo gerar uma estimativa da distribuição das projecções nos diferentes planos que compõem a imagem e de comparar as projecções desta estimativa com as projecções medidas. A diferença ou a razão entre uma e outra é usada para corrigir a estimativa. Este processo é executado as vezes que forem necessárias até se verificar uma determinada condição²⁶. Por esta razão, este método de reconstrução apresenta-se como um processo moroso comparativamente com os restantes.

3.1- Método de Retro projecção Filtrada (FBP - *Filtered Back Projection*)

O método de retro projecção filtrada – FBP (*Filter Back Projection*) é, de entre todos, o mais utilizado, por exigir um menor tempo de computação, por ser um método mais simples comparativamente aos métodos iterativos e por convergir para a solução desejada, ao passo que os métodos iterativos por serem métodos baseados em estimativas poderão comprometer o resultado final pretendido. O método FBP inclui as seguintes etapas:

- Projecção de valores originais;
- Transformação dos valores no domínio das frequências;
- Filtragem dos valores;
- Transformação dos valores no domínio do espaço;
- Retro projecção.

Este método analítico tem como ideia base dividir cada imagem numa série de *pixels*, onde se assume que o número de contagens em cada pixel da imagem planar é a soma das contagens do raio proveniente do paciente segundo aquela direcção.

A combinação de todos estes *pixels* na matriz corresponde a uma camada e é designada por projecção. Durante a aquisição são obtidas diversas imagens planares segundo diferentes ângulos. As projecções são armazenadas em sinogramas, onde cada parte do sinograma representa a projecção adquirida²⁷.

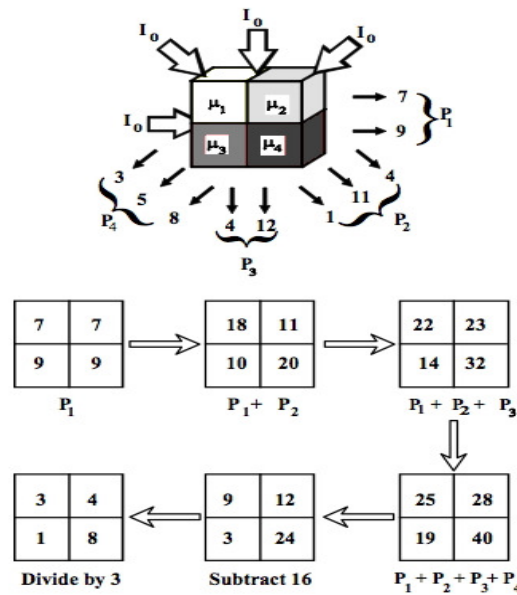


Fig.6- Retroprojectção de imagem a partir de 4 projecções (P1, P2, P3 e P4)²⁷.

Tomando como exemplo a Fig. 6, em que um único corte tomográfico, contém somente quatro *voxels*, e a primeira projecção, P₁ consiste numa exposição horizontal da esquerda para a direita. A projecção P₁, envolve a colocação dos valores 7 e 9 em ambos os elementos da primeira e segunda linha, respectivamente. A segunda projecção, P₂ adiciona um 4 ao elemento superior direito, 1 ao elemento inferior esquerdo e 11 aos restantes dois elementos quando é retroprojectado. As seguintes projecções são tratadas de forma similar, resultando assim na imagem final da figura²⁷. Por sua vez, se adicionar as retroprojectções de todas as projecções, obtém-se uma distribuição do objecto original.

No entanto como se pode verificar na Fig. 7-b), a imagem final apresenta-se “desfocada”. A função de dispersão que descreve esta desfocagem é proporcional a $\frac{1}{r}$, onde r é a distância ao ponto focal de emissão de raio x. Por outras palavras, a PSF (*point spread function*) da retroprojectção é circularmente simétrico e diminui com o inverso do seu raio. A relação entre a imagem verdadeira e a imagem obtida através da retroprojectção é dada por:

$$\text{Imagem Retroprojectada} = \text{imagem verdadeira} * \frac{1}{r} \quad \text{Eq. 4}$$

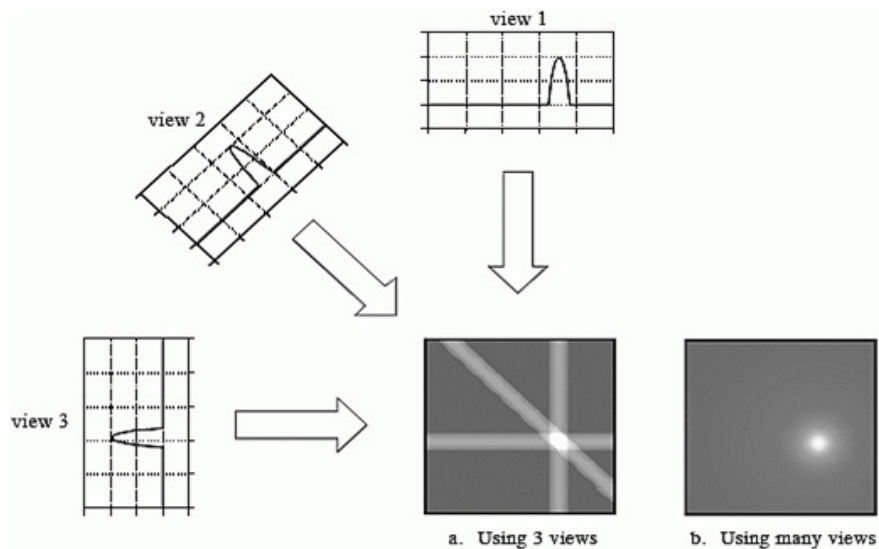


Fig. 7- Processo de Retroprojectação a) Com 3 projecções. b) Com mais projecções, no entanto a imagem mantém-se “desfocada”²⁸.

Para se construir a imagem verdadeira a partir da imagem retroprojectada tem de se eliminar o factor $\frac{1}{r}$ da desfocagem.

Como a operação de convolução é um processo de cálculo bastante complicado e moroso, e tendo em conta que esta operação no domínio do espaço equivale a uma simples multiplicação no domínio da frequência, torna-se rentável fazer uma convolução, isto é um cálculo matemático, das funções do domínio do espaço para o domínio da frequência -transformada de Fourier.

A transformada de Fourier da função $\frac{1}{r}$ é simplesmente $\frac{1}{v}$, onde v é a frequência espacial. Tomando a inversa da transformada de Fourier, obtém-se que:

$$\text{Imagem Retroprojectada} = \text{imagem verdadeira} * g \quad \text{Eq. 5}$$

Onde g é a função no domínio do espaço cuja transformada de Fourier é igual a v no domínio da frequência. A função g corresponde a um filtro de correcção que pode ser convoluído com os perfis de imagem de forma a eliminar o efeito de desfocagem $\frac{1}{r}$, como ilustrado pela Fig. 8.

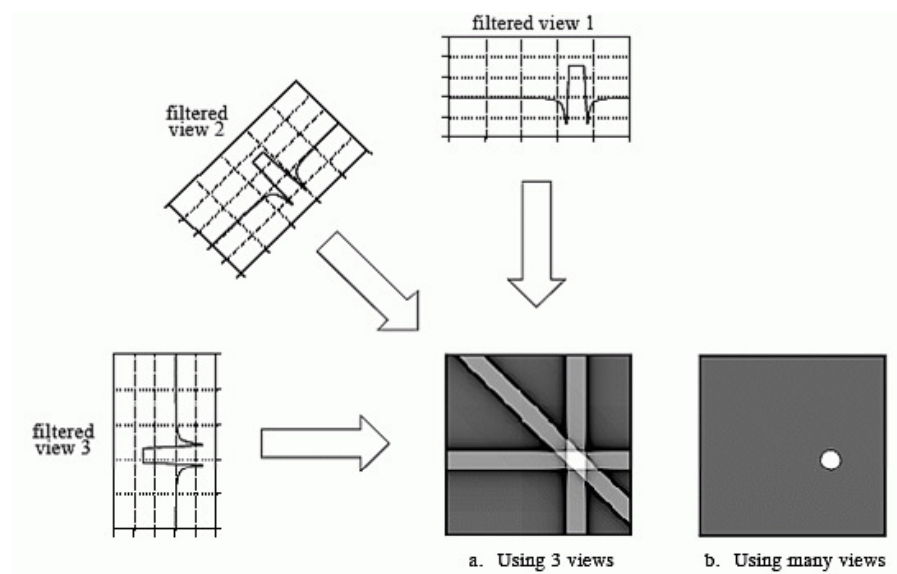


Fig.8- Método de retro projecção filtrada: cada projecção de imagem é filtrada antes da retro projecção final da imagem, resultando assim na remoção do “blurring” característico de uma simples retro projecção de imagem²⁸.

Alternativamente, o filtro de correcção pode ser aplicado fazendo a transformada de Fourier dos perfis obtidos e multiplicar cada componente da frequência por um factor proporcional à frequência espacial²⁶.

A componente da frequência do ruído, que varia de *pixel* para *pixel* na projecção da imagem, é representada por altas frequências. Ao aplicar-se um filtro é possível reduzir as componentes de imagem de frequências indesejadas. Os filtros designados por passa-baixo, reduzem as altas-frequências e deixam passar as baixas frequências. Para tal, estes filtros igualam as altas-frequências a zero ou a um número relativamente baixo de forma a minimizar o efeito destas componentes na imagem final. Um filtro passo-alto vai realçar as altas-frequências. O filtro passa-alto mais frequentemente utilizado é o filtro de rampa. Os filtros passa baixo de utilização mais comum são os filtros de *Hamming*, *Hanning*, *Butterworth* e *Parzen*, Fig. 9.

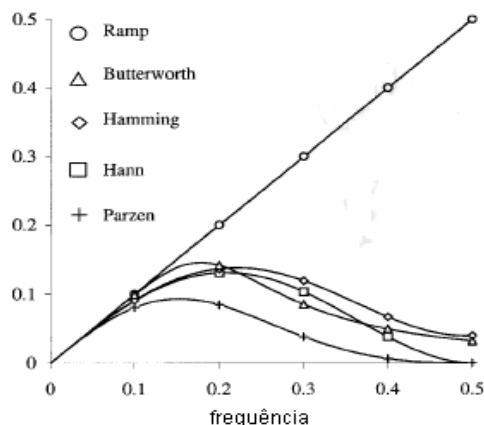


Fig.9 - Filtros regularmente utilizados em FBP e as suas formas. Os valores do eixo do y indicam qual a contribuição da extensão para cada frequência, para a imagem que é modificada através dos filtros²⁶.

É bastante comum combinar-se um filtro de rampa com um dos filtros passa-baixo (multiplicando ambos os filtros) de forma a criar um filtro passa-banda, que vai realçar as frequências incluídas num certo intervalo e minimizar as altas e as baixas frequências. Tal é usualmente designado por função janela. Desta forma, o filtro passa-banda elimina as componentes de baixa frequência de fundo e as de alta frequência do ruído, preservando tanto quanto possível os valores da imagem²⁶.

Apesar de grande parte da forma do filtro ser estabelecida pela sua descrição matemática, algumas modificações podem ser introduzidas pelo utilizador. Um exemplo é a frequência de corte, para a qual a janela de filtro se anula. O compromisso entre o ruído da imagem e a sua resolução espacial traduz-se pela escolha desta frequência. Quanto mais baixa for definida a frequência de corte, mais componentes de alta-frequência são eliminadas, diminuindo a resolução da imagem. Projecções com ruído elevado devem ter uma frequência de corte baixa, e vice-versa. Uma vez que a frequência mais elevada que pode ser utilizada é a frequência de Nyquist², não há qualquer utilidade prática em estabelecer a frequência de corte superior a este valor, o que geralmente se faz²⁶.

² Para se estudar uma função periódica, é necessário obter a amostragem durante um intervalo de tempo duas vezes o período desta. Assim sendo, a frequência máxima, frequência de Nyquist, corresponde a 0.5 ciclos por pixel.

3.2- Filtros de Reconstrução

O filtro de reconstrução utilizado consiste, na realidade, num *kernel* de reconstrução, cujo tem por finalidade retirar ou minimizar certas frequências espaciais que estão presentes nas projecções, as quais são responsáveis pela degradação da resolução espacial da imagem tomográfica.

Este é um dos parâmetros mais importantes a condicionar a qualidade de imagem em TC, oferecendo diferentes compromissos entre a resolução espacial e o ruído, dependendo do *kernel* a utilizar.

Neste particular, os filtros de reconstrução que serão alvos de análise neste trabalho são: *Brain Smooth*; *Brain Standard*; *Brain Sharp*; *Detail*.

Os filtros *sharp*, são frequentemente utilizados na reconstrução de imagens em que se pretende detalhes finos, isto é, elevada resolução espacial, no entanto, nestes ocorre o aumento dos níveis de ruído da imagem. Outros filtros, como os *smooth*, são utilizados em reconstruções de tecidos moles (ex: cérebro), sendo característico nestes a diminuição do ruído de imagem, mas também a diminuição da resolução espacial.

De forma a caracterizar os filtros utilizados neste estudo, podemos atribuir o *Brain Sharp* e o *Detail* com um filtro passa-alto e o *Brain Smooth* e o *Brain Standard* com um filtro passa-banda ou função janela.

A selecção dos filtros de reconstrução deverá ser feita com base no contexto clínico em particular²⁹, e nesse sentido através da análise de indicadores de qualidade de imagem (descrito no Capítulo 4), pretende-se através deste trabalho, averiguar qual o filtro (*kernel*) de reconstrução indicado para casos de AVCIA.

3.3- Cone Beam Reconstruction Algorithm (COBRA)

Na TC ao longo dos últimos anos, o número de cortes adquiridos por rotação (por aquisição) tem aumentado. Sendo que, à medida que o número de cortes aumenta, também o feixe de raio-X se torna mais divergente ao longo do eixo Z, originando modificações ao nível da imagem em volume.

Por esta razão, têm sido desenvolvidos novos métodos de reconstrução de imagem, de forma a evitar artefactos originados pelo feixe em *cone beam*

(cónico). Um dos mais recentes é o algoritmo Cobra (*Cone Beam Reconstruction Algorithm*) patenteado pela Philips HealthCare²⁴.

Apesar da dificuldade na obtenção de informação acerca dos métodos de reconstrução utilizados nos tomógrafos comercializados pelas grandes marcas, como a Philips, pelo facto de estarem patenteados, sabe-se que para o sistema de TC Philips do SIHC é utilizado o algoritmo Cobra³⁰

O Cobra, partindo da sua geometria de aquisição *cone beam* (subcapítulo 3.3.1), é um método de reconstrução 3D baseado no algoritmo FDK (*Feldkamp Davis Kress*) (subcapítulo 3.3.2). Este permite a aquisição e reconstrução de dados tridimensionais, seja de uma aquisição em modo espiral ou axial.

Os métodos de reconstrução em *cone beam* permitem a reconstrução de imagens correspondentes a planos (ou até a superfícies curvas), seja qual for a sua orientação, directamente sem recorrer à reformatação. Outra vantagem destes, é que cada projecção cónica é processada independentemente das outras, o que torna o método mais eficiente do ponto de vista computacional³¹, comparativamente a outras técnicas de reconstrução.

3.3.1- Geometria *Cone Beam*

O feixe *cone beam* é definido pela posição do foco (x_0, y_0, z_0) , pela abertura transversal Γ no plano ortogonal ao eixo z passando pela posição do foco e pela abertura longitudinal Φ no plano definido pelo eixo z e pela posição do foco.

Os parâmetros r, β, γ e φ (Fig. 10) identificam univocamente cada linha do feixe, sendo que $\beta \in [0, 2\pi]$ representa o ângulo de projecção, $\gamma \in [-\frac{\Gamma}{2}, \frac{\Gamma}{2}]$ o desvio angular da linha relativamente ao eixo do feixe (*fan-angle*) no plano transversal de coordenadas (x, y, z_0) , e $\varphi \in [-\frac{\Phi}{2}, \frac{\Phi}{2}]$ o desvio angular da linha (*cone-angle*) relativamente ao plano transversal³¹.

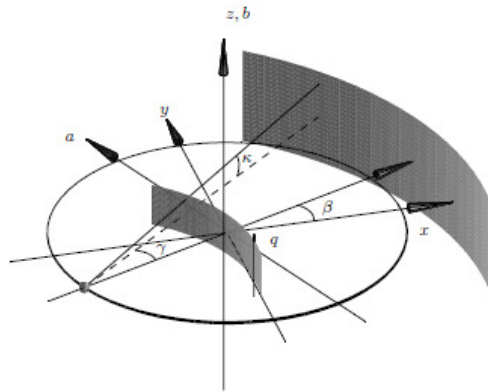


Fig.10- Representação gráfica da geometria de aquisição *cone beam* e trajetória circular da fonte no espaço (x, y, z) . A fonte percorre uma trajetória circular num plano ortogonal ao eixo z ³¹.

3.3.2- Algoritmo FDK (*Feldkamp Davis Kress*)

O algoritmo FDK (das iniciais dos seus autores: *Feldkamp, Davis e Kress*) constitui uma extensão intuitiva do método de retroprojecção filtrada (FBP) ao caso de projecções *cone beam*³¹.

Numa primeira fase do algoritmo, as projecções *cone beam* são consideradas linha a linha, sendo cada linha ponderada em $\cos \gamma \cos \varphi$ e por fim filtrada (filtro de rampa). Numa segunda fase, para cada *voxel* pertencente ao volume de reconstrução e cada posição do foco, determinam-se as amostras do feixe *cone beam* mais próximas e, após interpolação, procede-se à retroprojecção do valor obtido, ponderado em $|x - a_i|^{-2}$, sendo x um ponto pertencente à região de interesse e a a posição da fonte³¹.

4- Qualidade de Imagem em TC

A qualidade de imagem em TC está relacionada como a finalidade para a qual elas são adquiridas³², podendo esta ser avaliada por diversos indicadores, sendo que neste estudo serão alvos de análise os seguintes parâmetros: resolução espacial; razão contraste-para-ruído (CNR); razão sinal-para-ruído (SNR); contraste (C) e ruído de imagem.

4.1- Resolução Espacial

A resolução espacial consiste na capacidade de distinguir em formas separadas, objectos de pequena dimensão que estejam muito próximos entre si numa dada imagem^{33,34}. A resolução espacial está directamente associada à qualidade da imagem³⁴. Esta é inversamente proporcional ao tamanho do pixel: quanto menor o pixel maior é a resolução espacial³⁶.

Existem diversos factores que afectam o tipo de resolução em TC:

- Dimensões do foco;
- Dimensões dos detectores;
- Ampliação;
- Algoritmo de Reconstrução;
- Forma de Visualização³⁵.

Existe a possibilidade de definir a espessura de corte ou no plano do corte ou segundo a direcção normal a este, ao indicar as distâncias mínimas entre duas estruturas absorventes, detectáveis como objectos separados, quando as distâncias são medidas nas duas direcções consideradas. Esta forma de avaliação da resolução espacial poderá ser feita através do recurso a fantômas. Nesse sentido, para este estudo, a avaliação da resolução espacial dos diferentes algoritmos de reconstrução foi obtida através de um fantôma, o *Catphan® 500*³⁷.

De forma a tirar maior partido da resolução espacial no plano do corte, esta deverá ser acompanhada por espessuras de corte da ordem de grandeza correspondente à distância de resolução³⁵. A unidade mais utilizada para medir e quantificar a resolução espacial é o par de linhas (pl) por unidade de distância, medido em unidades de frequência espacial.

$$\text{Frequência Espacial} = \frac{1.0}{2 \times \text{largura da linha}} \quad \text{Eq. 6}$$

No caso dos sistemas de imagem TC, esta grandeza é expressa em par de linha por centímetro (lp/cm)³⁶ como ilustrado pela Fig.11.

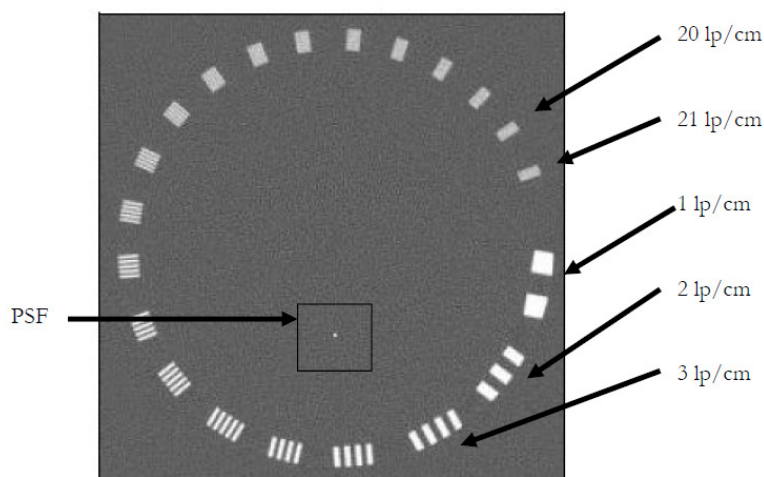


Fig. 11- Vinte e um pares de linha/cm do módulo referente à avaliação da resolução espacial, do fantôma Catphan® 500.

4.1.1- Fantôma Catphan® 500

O fantôma Catphan® 500 (Fig. 12 e Fig. 13) foi desenvolvido com o fim de permitir a avaliação e o controlo de qualidade dos sistemas de tomografias computadorizadas³⁷.

Com este fantôma é possível realizar os seguintes testes:

- Alinhamento;
- Números de TC;
- Espessura de corte;
- Resolução espacial;
- Baixo contraste;
- Uniformidade.

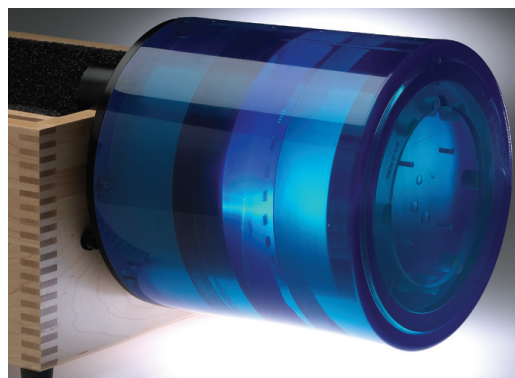


Fig. 12- Fantôma Catphan®500³⁷.

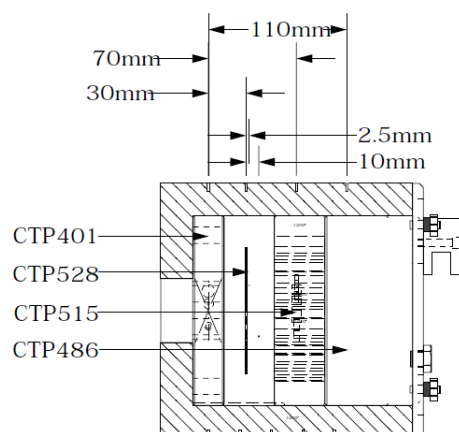


Fig. 13- Esquema do Catphan®500³⁷

O fantôma Catphan® também possui marcas para facilitar o seu alinhamento com o scanner através do auxílio dos lasers. Por sua vez, o fantôma é constituído por 5 módulos de teste que estão organizados em intervalos pré-determinados, como ilustrado pelas Figs. 14 e 15.

O módulo CTP528 (Fig. 15) sendo um medidor de resolução espacial, tem 21 conjuntos de pares de linhas, e duas fontes de impulso, que são expressos num material uniforme, e colocados ao longo do eixo Y, 20 mm acima ou abaixo do centro do fantôma³⁷.

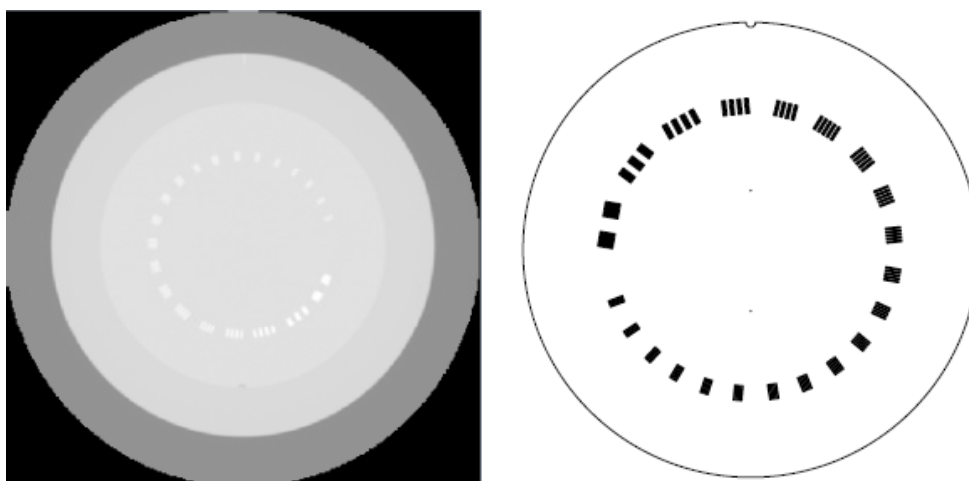


Fig. 14 (à esquerda) e **Fig. 15** (à direita)- Módulo CTP528 com 21 pares de linhas/cm³⁷

Os 21 conjuntos de pares de linhas/cm são o medidor visual do teste de resolução, avaliando a resolução espacial desde o 1.º até ao 21.º par de

linhas/cm. A exactidão da medição é de $\pm 0,5$ pares linhas, sendo que o espaço vai diminuindo entre cada par de linhas.

Desta forma, o número de pares de linhas por cm visualizados por imagem, traduzem a dimensão mínima que determinado algoritmo de reconstrução (no contexto deste estudo) consegue resolver, como demonstrado na Tabela 3 e ilustrado pela Fig. 16.

Line Pair/cm	Gap Size	Line Pair/cm	Gap Size
1	0.500 cm	11	0.045 cm
2	0.250 cm	12	0.042 cm
3	0.167 cm	13	0.038 cm
4	0.125 cm	14	0.036 cm
5	0.100 cm	15	0.033 cm
6	0.083 cm	16	0.031 cm
7	0.071 cm	17	0.029 cm
8	0.063 cm	18	0.028 cm
9	0.056 cm	19	0.026 cm
10	0.050 cm	20	0.025 cm
		21	0.024 cm

Tabela 3- 21 pares de linhas e a respectiva dimensão em cm³⁷



Fig. 16- Representação do espaço (*gap*) de um dado pl/cm³⁷

4.2 - Ruído de Imagem

Uma imagem de TC num objecto uniforme revela variações aleatórias dos valores dos pixéis em torno de um valor médio³⁸. As variações em unidade TC observáveis em cortes de objectos uniformes correspondem ao ruído (σ) na imagem³⁹. O ruído é uma medida particularmente importante no desempenho do aparelho TC assim como na discriminação dos coeficientes de atenuação entre tecidos normais. É relevante considerar que o ruído depende de diversos factores:

- kVp e filtração;
- Tamanho do pixel;
- Espessura de corte;
- Eficiência do detector;
- Dose do paciente.

A expressão do ruído é dada por:

$$\text{Ruído } (\sigma) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \text{Eq. 7}$$

em que x_i é o valor individual do pixel, \bar{x} a média dos valores dos pixels na região de interesse (ROI), e n é o número total de pixels da ROI. O ruído pode ser assim caracterizado através do desvio padrão (σ) dos valores médios TC, numa determinada ROI^{40,41}.

4.3- SNR (*Signal to Noise Ratio*)

A razão sinal-para-ruído (*Signal to Noise Ratio* - SNR) é uma medida que compara o nível de um sinal desejado para o nível de ruído de fundo, permitindo expressar o ruído de um sistema.

Correspondendo o ruído na imagem às variações em unidade TC observáveis em cortes de objectos uniformes; o ruído coloca um limite menor para o nível de contraste que o observador consegue distinguir, sendo crítico para avaliações clínicas de baixo contraste⁴².

A relação SNR de 5:1 é o valor convencional de detectabilidade utilizado em radiologia, e considerado como o mínimo para uma detecção válida pelo olho humano⁴³.

Tomando como exemplo um exame de TC crânio com AVCIA, o sinal, (T), é dado pela média da ROI definida na lesão (zona hipodensa), em UH, e o ruído (σ) definido pelo desvio padrão da média do sinal na zona de fundo. A relação entre estes dois, é designada de SNR. A expressão do SNR é dada por:

$$\text{SNR} = \frac{T}{\sigma_{\text{fundo}}} \quad \text{Eq.8}$$

Da expressão anterior pode-se inferir que, quanto maior o SNR menor o ruído na qualidade de imagem⁴⁴.

4.4- CNR (*Contrast to Noise Ratio*)

O CNR é a razão contraste-para-ruído e é usado para medir e determinar a qualidade da imagem. Refere-se à capacidade do sistema distinguir variações de contraste para uma imagem com o mesmo sinal de ruído⁴³. É definido por:

$$CNR = \frac{T - B}{\sqrt{\sigma_T^2 + \sigma_B^2}} \quad Eq. 9$$

Em que, T e B correspondem ao valor na região de interesse da lesão (*target*) e sem lesão (*background* - parênquima cerebral sem isquémia) respectivamente, e o $\sigma_{T,B}^2$ é o desvio padrão do ruído da imagem da zona correspondente.

4.4.1- C (*Contraste*)

A avaliação do contraste (C), permite perceber a fiabilidade da reconstrução de um dado sistema em relação à capacidade real de detectar uma dada lesão. Assim, é possível avaliar diferentes algoritmos de reconstrução, para a detecção da mesma lesão⁴³.

Esta pode ser obtida através da seguinte expressão:

$$C = \frac{T - B}{T + B} \quad Eq. 10$$

em que T corresponde à intensidade do ROI na zona da lesão e B à intensidade da ROI definido para o fundo (zona sem lesão). Valores de contraste elevados são normalmente indicadores de aumento de ruído na imagem⁴³.

5 – Materiais e Métodos

5.1- Workstation TC do SIHC

Os exames de TC deste estudo, foram todos analisados com o recurso da estação de trabalho (*Workstation*) da *Philips* do SIHC. Esta permite que qualquer exame possa ser configurado automaticamente de forma a reconstruir até seis algoritmos de reconstrução diferentes, utilizando vários parâmetros de reconstrução como a matriz de imagem, filtros, *enhancements* e *zoom*.

O *UltraImage*²⁴, inclui um *hardware* de pré e pós processamento e ainda um *software* que permite mesmo em zonas anatómicas mais difíceis, melhorar significativamente a qualidade de imagem, tornando-a mais precisa.

O visualizador de imagens é projectado de forma a permitir uma rápida revisão das imagens, podendo estas ser manipuladas de uma forma individual ou em grupos seleccionados pelo usuário.

De forma a permitir o auxílio na interpretação das imagens clínicas, uma variedade de textos e gráficos podem ser posicionados individualmente e manipulados com o rato. Os principais recursos são:

- Anotação de Texto;
- Cursores para a medição do valor do pixel;
- ROI (*Region of Interest*) – de forma elíptica, rectangular, curvas ou à mão livre, que permitem apresentar o valor de área, pixel, média e desvio padrão. Valores de várias ROIs podem ser adicionados ou subtraídos;
- Linhas de grade, escalas de medição de distâncias, curvas e linhas à mão livre para medir qualquer forma;
- Setas e medidas de ângulo;
- Histograma de valores de pixel de uma determinada ROI;
- Perfil dos valores de pixel ao longo de qualquer linha;
- Grade com espaçamento regulável para a avaliação de distância.

Relativamente ao controlo do nível da janela, existem já pré-definidas oito janelas, de forma a proporcionar um cenário de janela rápido e conveniente. Havendo no entanto também, a possibilidade de ajuste manual do centro e

largura da janela. Dispõem ainda capacidade de inverter a janela, alternando entre imagem negativa e positiva.

Esta *workstation* apresenta ainda uma ferramenta exclusiva da Philips, o *RelateSlice*, que através de 3-D SSD (*Shaded Surface Display*), MIP (*Maximum or Minimum Intensity Projection*) e MPR (*Multiplanar Reformation*), torna mais fácil ao utilizador a comparação da imagem axial à sua apresentação pós-processamento, melhorando a confiança na acuidade da imagem.

Por fim, no que diz respeito ao arquivo digital de imagem, esta está organizada de acordo com protocolo DICOM 3.0⁴⁵.

5.1.1- Formato DICOM

O formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) trata-se de um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica, imagens médicas, num formato electrónico e estruturado num protocolo⁴⁶.

O formato DICOM foi criado com objectivo de padronizar as imagens de diagnóstico como tomografias, ressonâncias magnéticas, Radiografias, ultrassonografias e outras. Este padrão de imagem permite que exista uma troca de imagens médicas e informações inerentes entre equipamentos de diagnóstico geradores de imagens, computadores e hospitais. Assim, existe uma linguagem comum independentemente do fabricante do aparelho.

5.2- Amostra do estudo

Para este estudo, após validação médica através do respectivo relatório, foram obtidos 25 casos de exames de TC Crânio com AVCIA, todos realizados com o equipamento de TC (*Philips CT Brilliance 16 Cortes*) do SIHC.

Esta amostra caracteriza-se pelos seguintes parâmetros de aquisição utilizados:

- Aquisição incremental com corte de 3 mm de espessura e 3 mm de incremento (3/3mm);
- Tensão de Corrente: 120 KV;
- Exposição: 600 mAs;
- FOV: 250 mm;
- Matriz: 512 x 512.

5.3- Metodologia

A partir da workstation da TC do SIHC procedeu-se à reconstrução do respectivo exame recorrendo a quatro algoritmos de reconstrução:

- *Brain Sharp;*
- *Brain Standard;*
- *Brain Smooth;*
- *Detail.*

Posteriormente, para cada caso de estudo, e de acordo com o relatório médico, captou-se o corte indicado para a observação da lesão, para os diferentes algoritmos de reconstrução. Para esse corte, sob auxílio médico, foi colocado manualmente uma ROI circular na região da lesão (T- target) e uma outra ROI circular, com as mesmas dimensões, numa região simétrica oposta à anterior, correspondendo à zona sem lesão (B- background), conforme é demonstrado pela Figura 17, e seguidamente exemplificadas nas figuras 18, 19, 20 e 21.

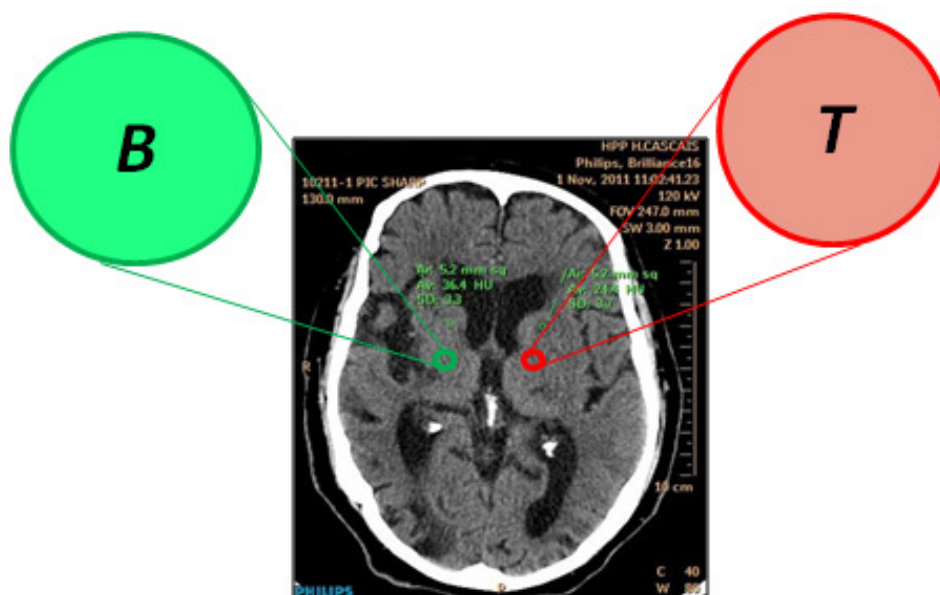


Fig. 17- Imagem representativa da selecção de corte e colocação das ROIS por exame.

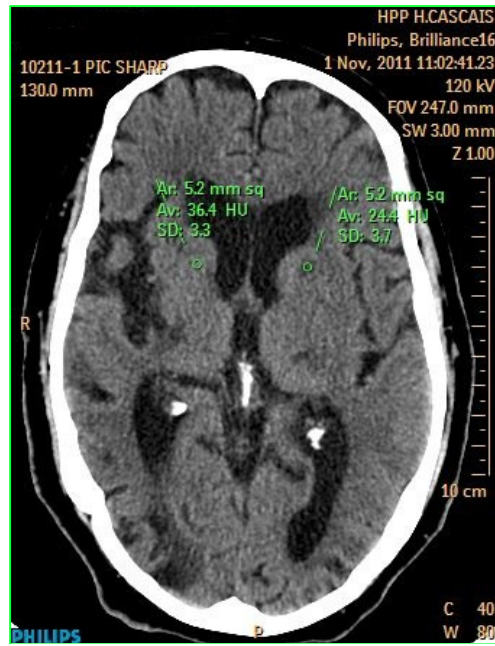


Fig. 18- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo *Brain Sharp*.

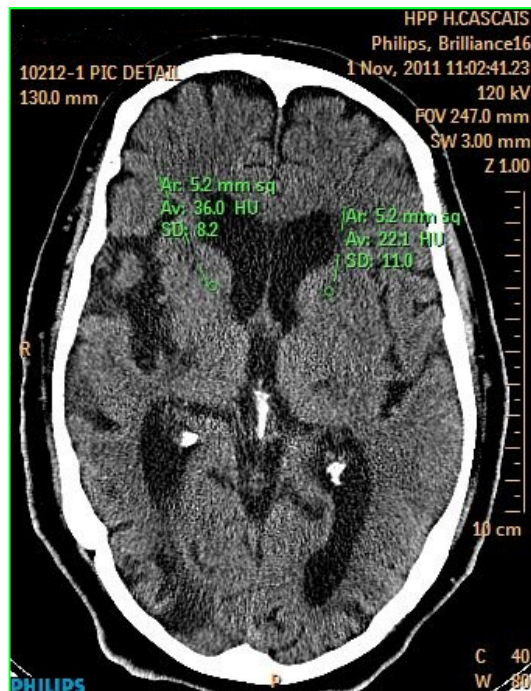


Fig. 19- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo *Detail*.

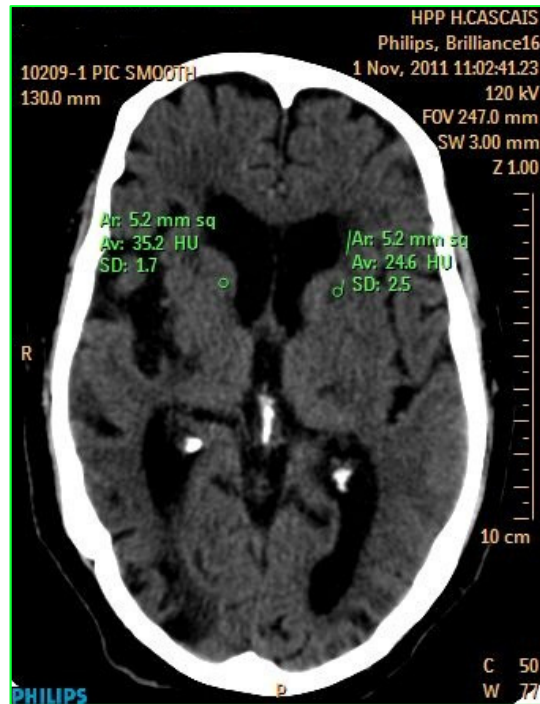


Fig. 20- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo *Brain Smooth*.

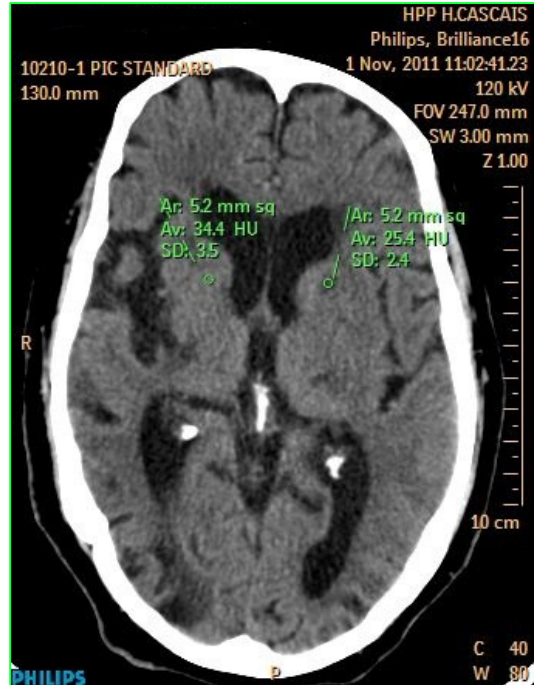


Fig. 21- Exame de TC Crânio reconstruído com algoritmo *Brain Standard*.

5.3.1- Quantificação de Imagem em TC

A quantificação da amostra em estudo foi obtida através da utilização de ROIs, através dos quais eram fornecidos os seguintes dados de análise:

- Área (mm^2);
- Valor médio de coeficiente de atenuação (UH);
- Desvio Padrão.

As ROIs utilizadas nos diferentes exames apresentam dimensões de área que variam conforme a dimensão da lesão ($5-9,8 \text{ mm}^2$). Sendo que de forma a tentar garantir alguma coerência na análise do estudo, a ROI de cada exame, entre os diferentes algoritmos de reconstrução, apresentou-se sempre com a mesma área.

O ruído na imagem foi determinado pelo desvio padrão da média, da ROI definida para cada imagem reconstruída, em Unidades de Hounsfield (UH). Já os valores de razão de sinal-para-ruído (SNR) foram avaliados através da razão entre a média de valores de densidade (UH) e o ruído da imagem⁴⁷.

A razão do contraste-para-ruído (CNR) foi obtida pela subtração do número de TC médio de ambas as ROIs, dividindo-o pela raiz quadrada da soma dos desvios padrões da média das ROIs definidas⁴⁸.

6- Resultados

6.1- Avaliação da Resolução Espacial

Com o recurso do fantôma Catphan®, efectuou-se a avaliação da Resolução Espacial dos 4 algoritmos de reconstrução alvos de estudo conforme descrito em 4.1.1.

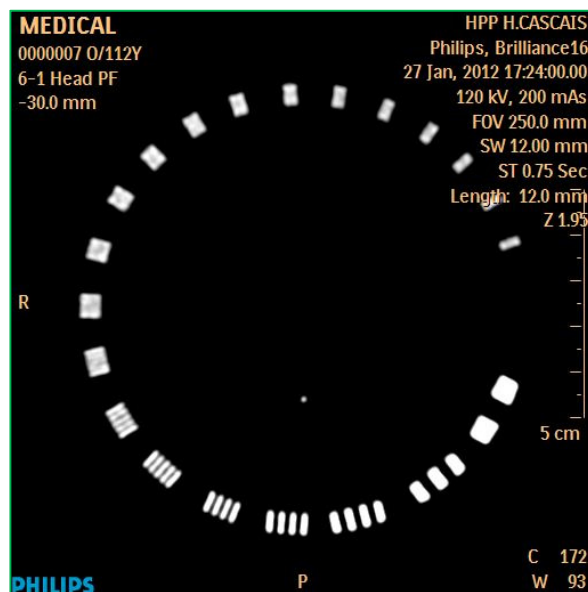


Fig. 22- Resolução Espacial do Algoritmo *Brain Sharp* com 6 lp/cm.

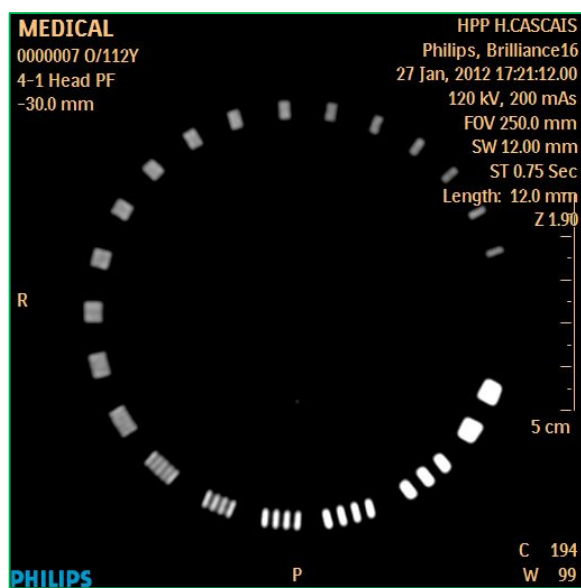


Fig. 23 - Resolução Espacial do Algoritmo *Brain Smooth* com 5 lp/cm.

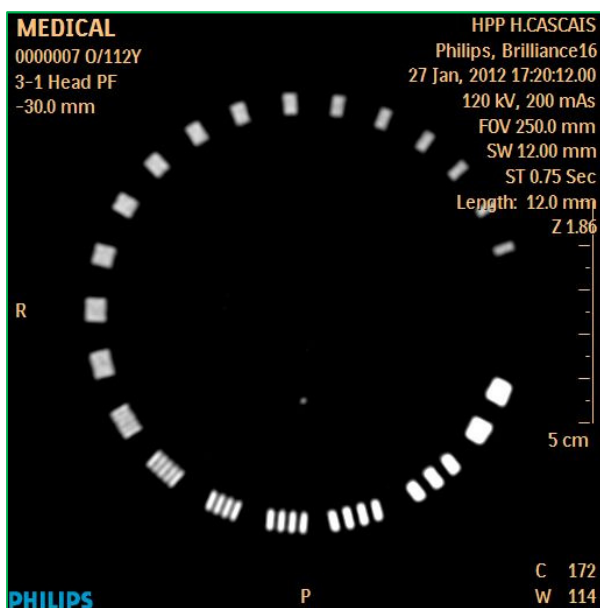


Fig. 24- Resolução Espacial do Algoritmo *Brain Standard* com 5 pl/cm.

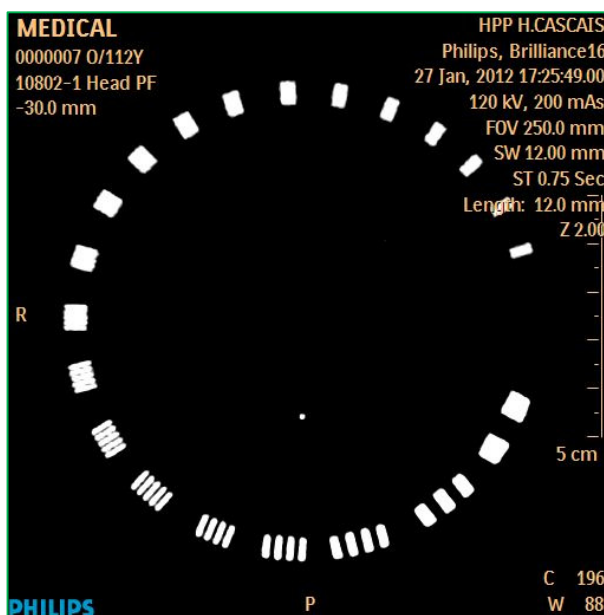


Fig. 25- Resolução Espacial do Algoritmo *Detail* com 7 pl/cm.

Como é demonstrado pelas figuras anteriores, através do fantôma Catphan® verifica-se que o algoritmo de reconstrução *Detail* é o que apresenta o valor mais elevado de resolução espacial com 7 pl/cm. Seguidamente, o algoritmo

Brain Sharp apresenta uma resolução espacial de 6 pl/cm, e os algoritmos *Brain Standard* e *Brain Smooth* ambos com 5 pl/cm.

6.2- Avaliação quantitativa do SNR, CNR, Contraste e do Ruído

No estudo quantitativo realizado, recorreu-se à utilização de diagramas de extremos e quartis, pois trata-se de uma representação gráfica que visualmente permite averiguar a forma como os dados da amostra se distribuem, nomeadamente quanto à: maior ou menor concentração dos dados; simetria; existência de valores *outliers*.

A dispersão quartal é a amplitude (aproximada) dos 50% valores centrais da amostra, ou seja, uma indicação de escala. O intervalo $[FL - 1.5 \times dF, FU + 1.5 \times dF]$, corresponde às barreiras periférica, tem uma amplitude que é o quádruplo de dF , e por isso espera-se em populações “normais”, que contenha todos os elementos da amostra. Se algum dos elementos da amostra ficar aquém de $FL - 1.5 \times dF$ ou além de $FU + 3 \times dF$ considera-se um elemento suspeito, ou seja, um outlier. Os outliers são elementos que se afastam do padrão geral dos dados, que ficam fora do suporte usual da distribuição.

Os elementos da amostra que se situam aquém $FL - 3 \times dF$ ou para além de $FU + 3 \times dF$, as barreiras exteriores, são considerados outliers severos. O diagrama de extremos-e-quartis é um gráfico em que, à escala, se representam o menor valor que não seja outlier, o quartal inferior, a mediana, o quartal superior, e o maior valor que não seja outlier. Os outliers e os outliers severos são marcados com os símbolos \times e o , respectivamente. Os quartais definem uma caixa rectangular central, dividida por um traço que assinala a posição da mediana, e do ponto médio de cada uma das arestas laterais do rectângulo partem “bigodes” até aos elementos mais extremos que não sejam outliers.

Foram utilizados, também, gráficos de barras de erro. Estes permitem representar um intervalo de confiança para a média de uma variável numérica de uma amostra, isto é, ao desvio padrão da média dos dados da amostra em estudo⁴⁹.

6.2.1- Avaliação do Ruído para os diferentes algoritmos de reconstrução

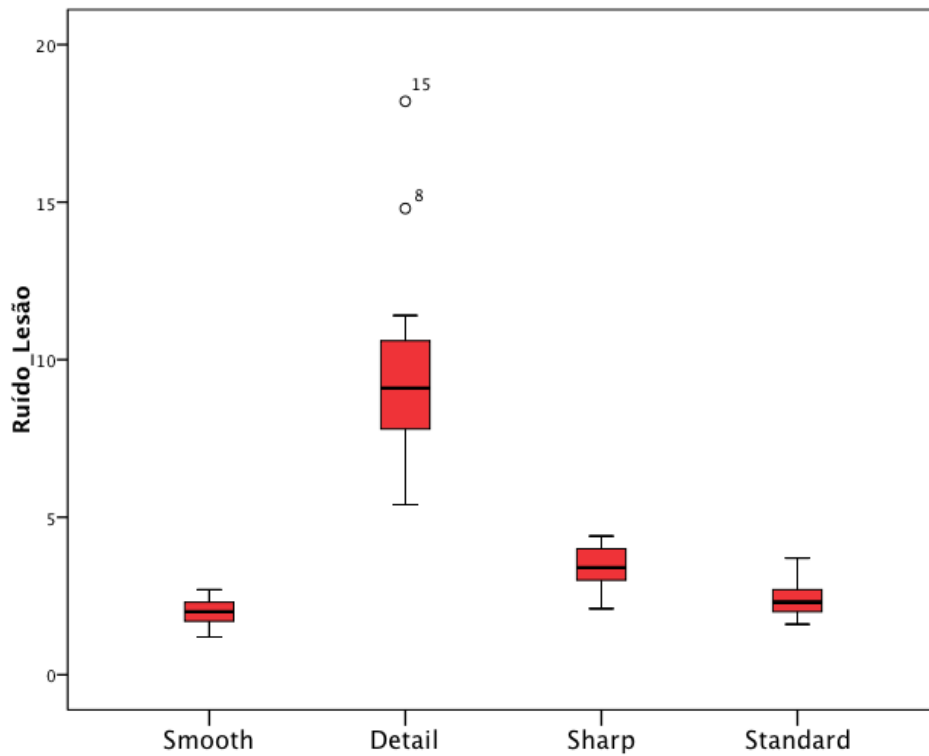


Gráfico 1- Diagrama de extremos-e-quartis do ruído da imagem em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área da lesão.

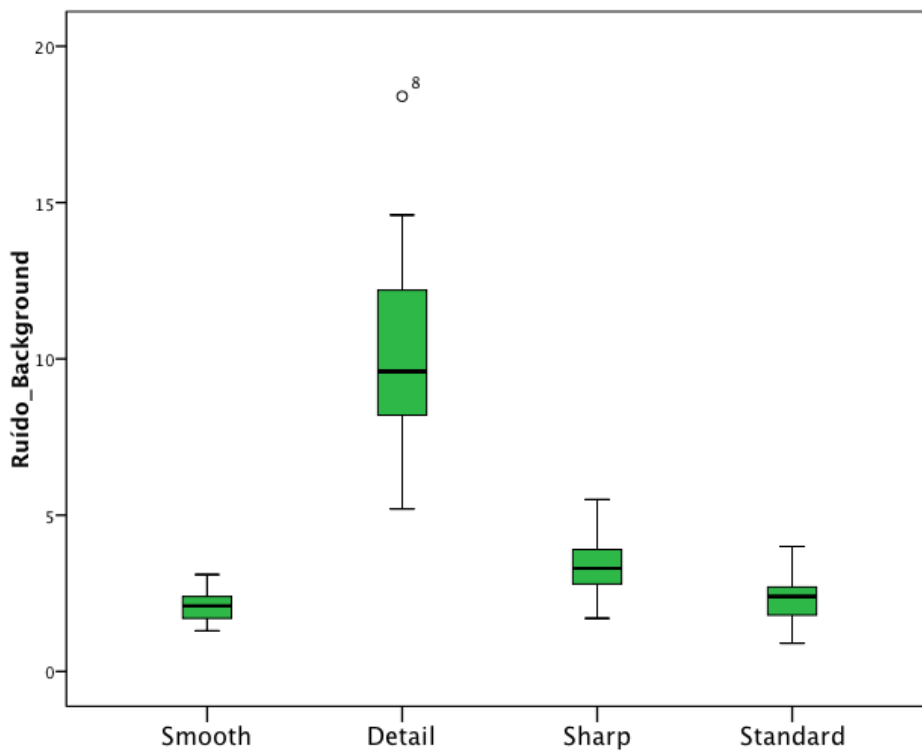


Gráfico 2- Diagrama de extremos-e-quartis do ruído da imagem em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área sem lesão (background).

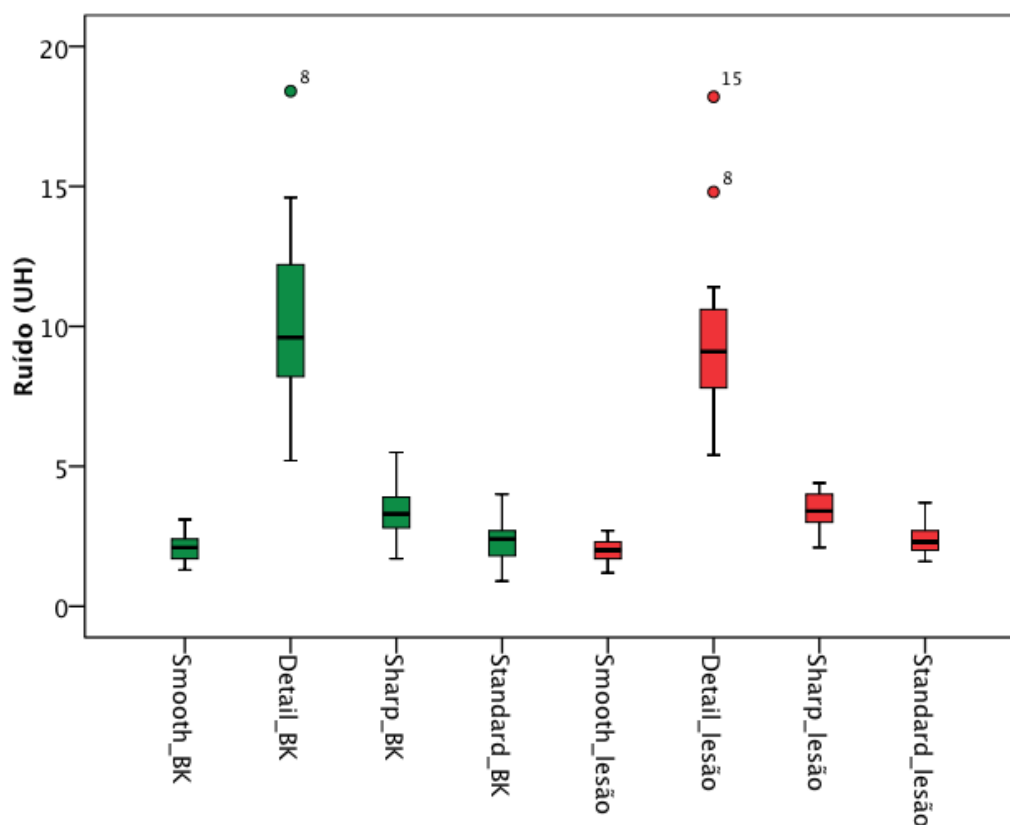


Gráfico 3- Diagrama de extremos-e-quartis do ruído da imagem em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área de lesão (a vermelho) e na área sem lesão – background (a verde).

Em relação à análise gráfica do ruído de imagem, verificou-se que a variação dos valores na zona de lesão para a zona sem lesão não foi muito significativa, havendo no entanto na zona sem lesão uma maior distribuição de valores através dos seus extremos.

É de realçar, no entanto, o valor elevado de ruído para o algoritmo *Detail*, e contrariamente a este, o algoritmo com menor valor de ruído, o algoritmo *Brain Smooth*.

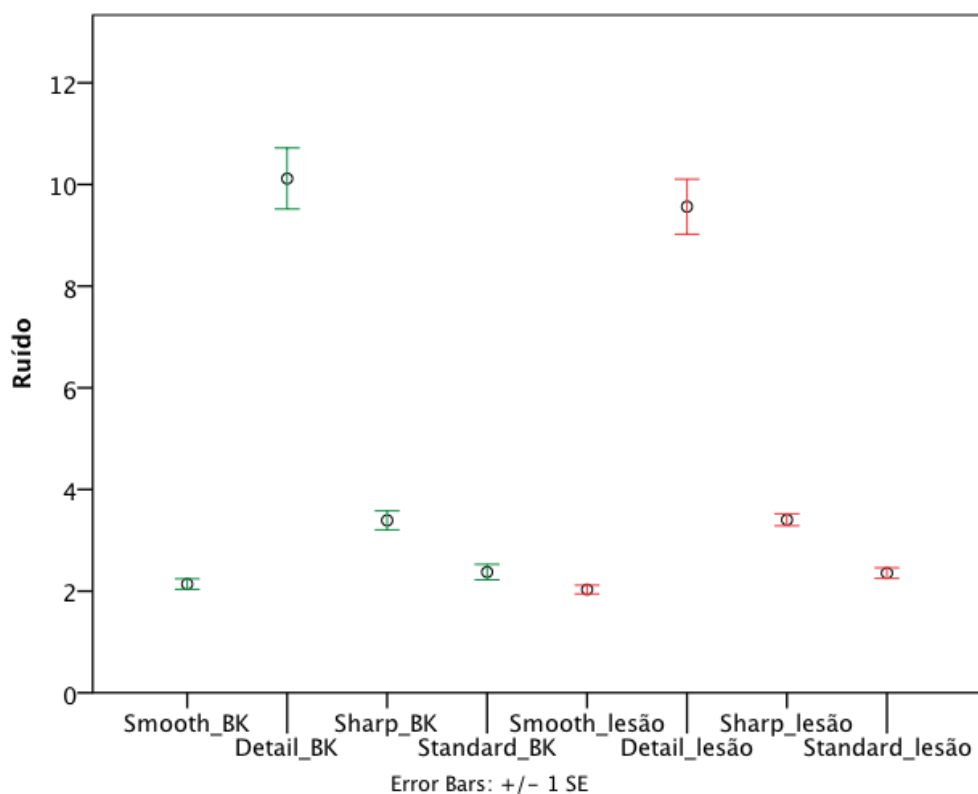


Gráfico 4- Valores médios e desvio padrão da média para o ruído da imagem, em função dos 4 algoritmos de reconstrução. A vermelho estão representados os valores para as zonas com lesão e a verde os valores obtidos para as ROIs definidas na região de background.

De acordo com o gráfico de barra de erros do Ruído (gráfico 4), , conclui-se que independentemente da localização (na zona de fundo ou de lesão) o algoritmo *Detail* e o algoritmo *Brain Smooth* apresentaram os valores mais elevados e mais baixos de ruído, respectivamente.

O algoritmo *Brain Smooth* por sua vez, também se destacou dos restantes por apresentar um maior desvio padrão dos valores de ruído em relação aos restantes algoritmos.

6.2.2- Avaliação do SNR para os diferentes algoritmos de reconstrução

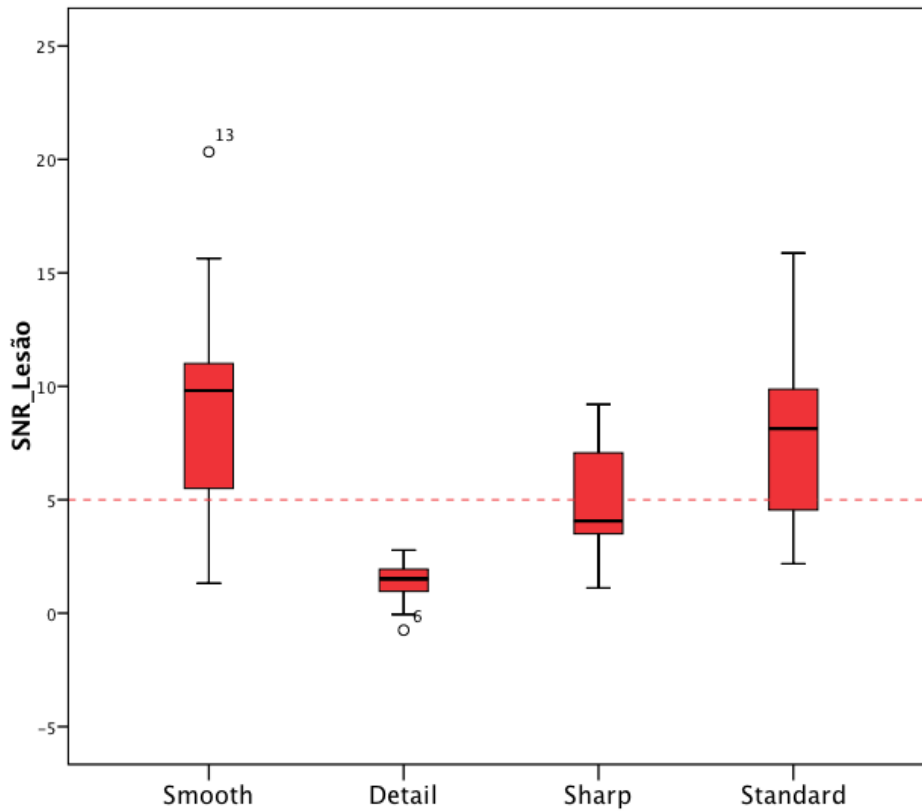


Gráfico 5- Diagrama de extremos-e-quartis da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área de lesão

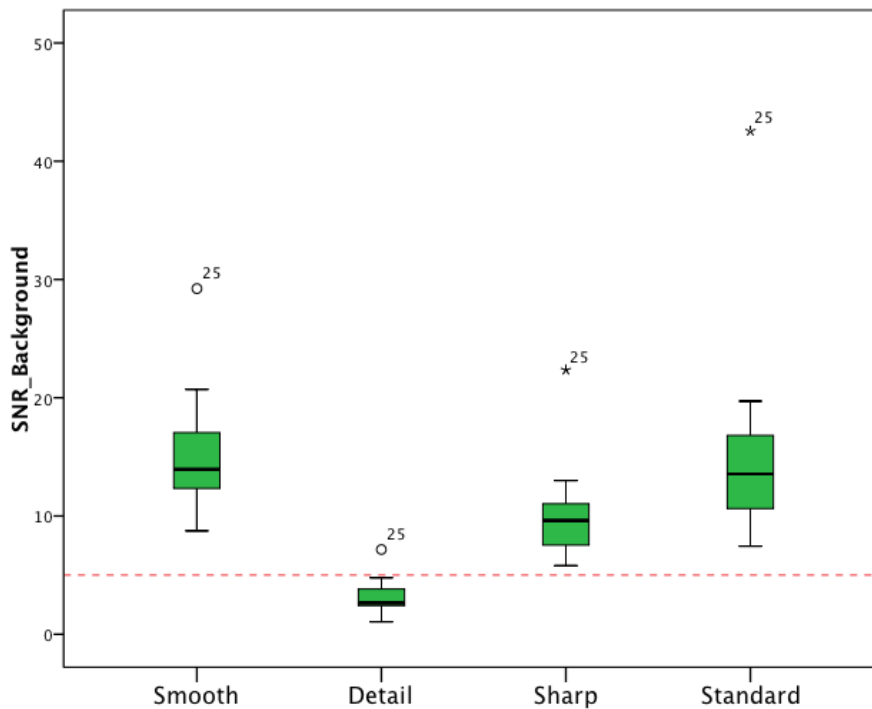


Gráfico 6- Diagrama de extremos-e-quartis da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área sem lesão (*background*).

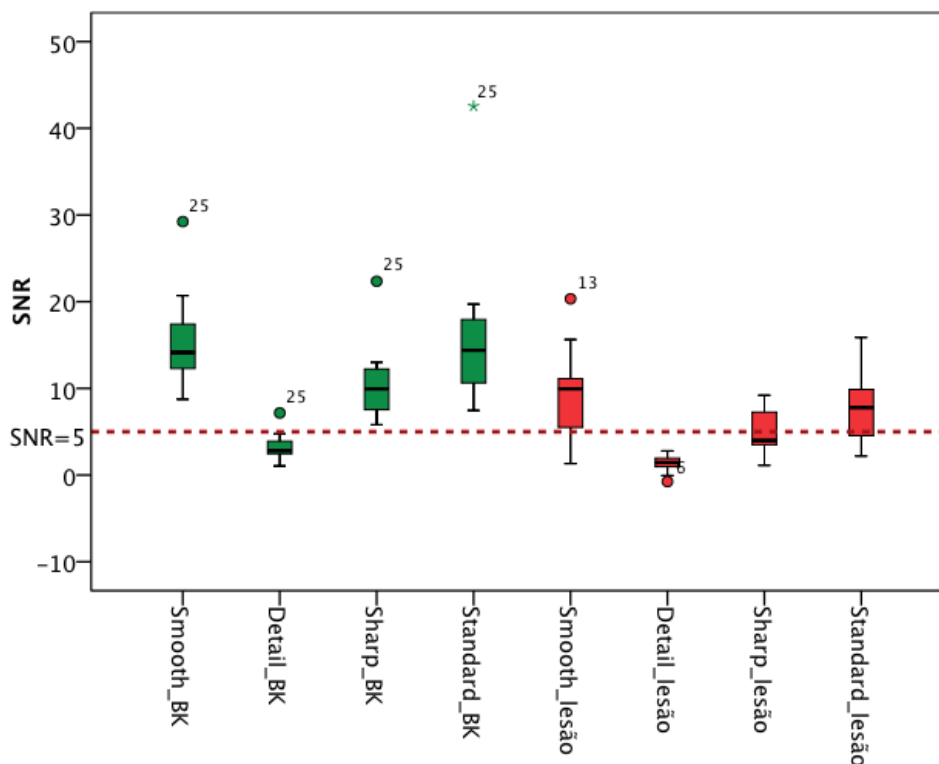


Gráfico 7- Diagrama de extremos-e-quartis da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução, na área de lesão (a vermelho) e na área sem lesão – background (a verde).

Da análise gráfica do SNR na zona de lesão (gráfico 5), verificou-se que o algoritmo *Detail* se apresentou como o único algoritmo com a totalidade da sua amostra com valores $SNR < 5$ (sendo $SNR = 5$ considerado o valor limiar de detectabilidade em radiologia, como referido no subcapítulo 4.3).

Comparativamente, os algoritmos *Brain Smooth* e *Brain Standard* apresentaram-se com melhores valores de SNR, destacando-se o *Brain Smooth* que apresentou mais de 75% da amostra com valores de $SNR \geq 5$.

Em relação à análise do SNR na área sem lesão (background), foi possível perceber que houve um aumento significativo dos valores do SNR para todos os algoritmos em estudo comparativamente com os valores do SNR na zona de lesão.

De referir que o algoritmo *Detail* neste caso, apresentou novamente valores de $SNR > 5$, havendo somente um valor outlier em que $SNR > 5$. Os restantes algoritmos assumiram todos eles valores de $SNR > 5$, destacando-se novamente

o algoritmo *Brain Smooth* e *Brain Standard* com os valores mais elevados de SNR.

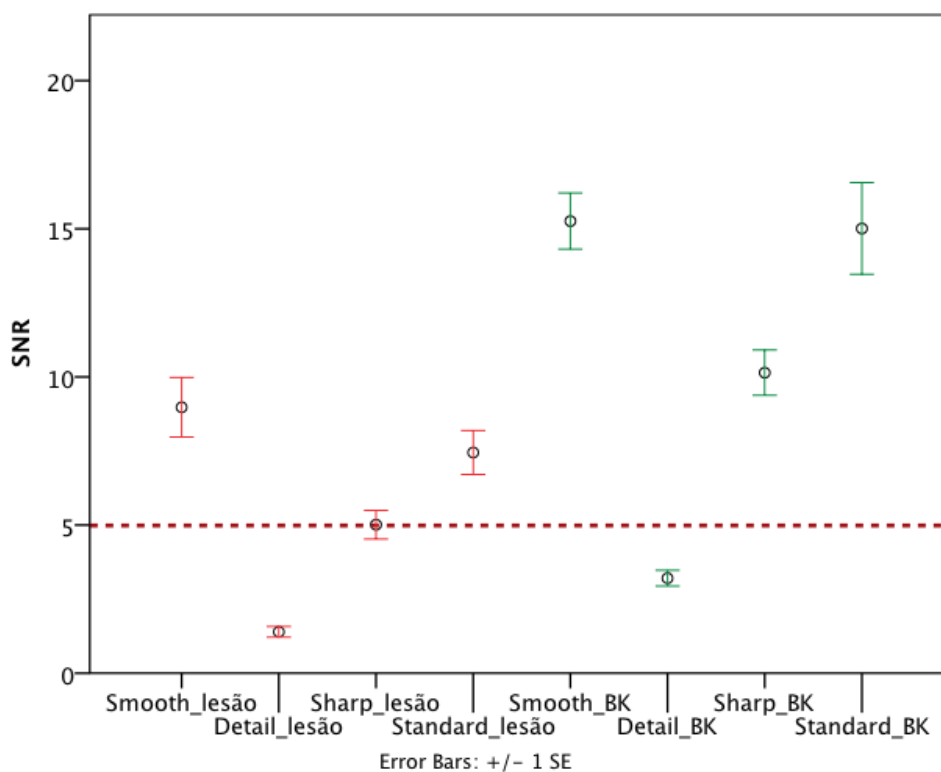


Gráfico 8- Valores médios e desvio padrão da média da razão sinal-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução. A vermelho estão representados os valores para as zonas com lesão e a verde os valores obtidos para as ROIs definidas para o background.

Em relação ao gráfico de barra de erros do SNR (gráfico 8), constatou-se que os algoritmos com valores mais elevados de SNR eram também os que apresentavam um maior desvio padrão (variabilidade) em relação aos valores de SNR da amostra.

6.2.3- Avaliação do CNR para os diferentes algoritmos de reconstrução

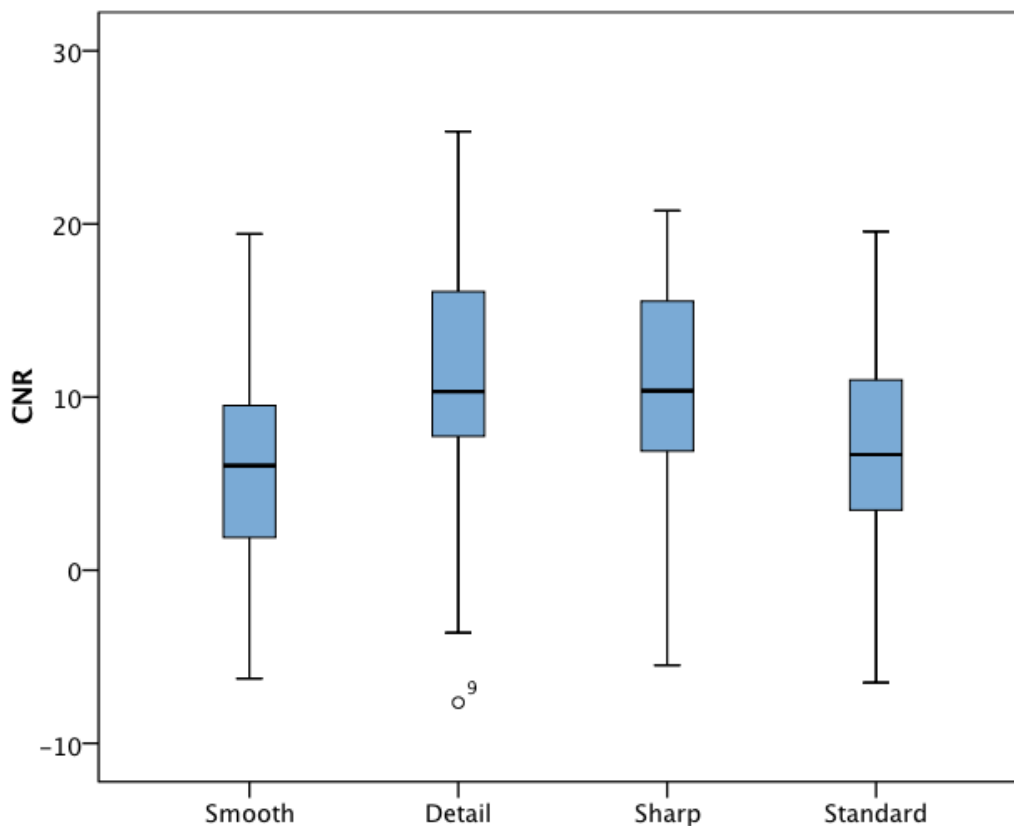


Gráfico 9- Diagrama de extremos-e-quartis da razão contraste-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução.

Da análise gráfica do CNR (gráfico 9), observou-se que o algoritmo *Detail* e *Brain Sharp* apresentam valores de CNR mais elevados, sendo que o *Detail* apresenta um extremo máximo mais elevado que os restantes algoritmos.

Em relação aos algoritmos *Brain Smooth* e *Brain Standard*, estes apresentaram valores semelhantes quer ao nível da distribuição da sua amostra, quer nos valores tomados pelos seus extremos.

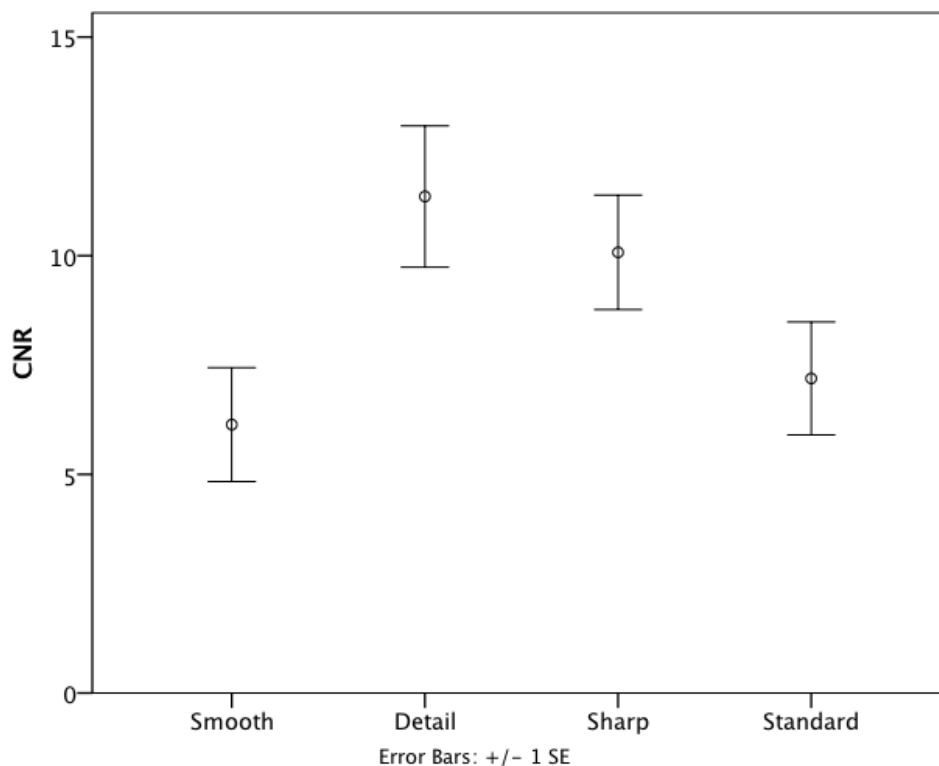


Gráfico 10- Valores médios e desvio padrão da média da razão contraste-para-ruído em função dos 4 algoritmos de reconstrução

Da análise do gráfico de barra de erros do CNR (gráfico 10), constatou-se que o algoritmo *Detail* apresentava o valor médio mais elevado, e por sua vez, que o algoritmo *Brain Smooth* apresentava o valor médio de CNR mais baixo que os restantes. No que diz respeito ao desvio padrão, todos os algoritmos apresentaram uma distribuição semelhante, demonstrando assim que apesar de os algoritmos apresentarem valores de CNR diferentes, a variação do CNR é muito similar.

6.2.4- Avaliação do Contraste (C) para os diferentes algoritmos de reconstrução

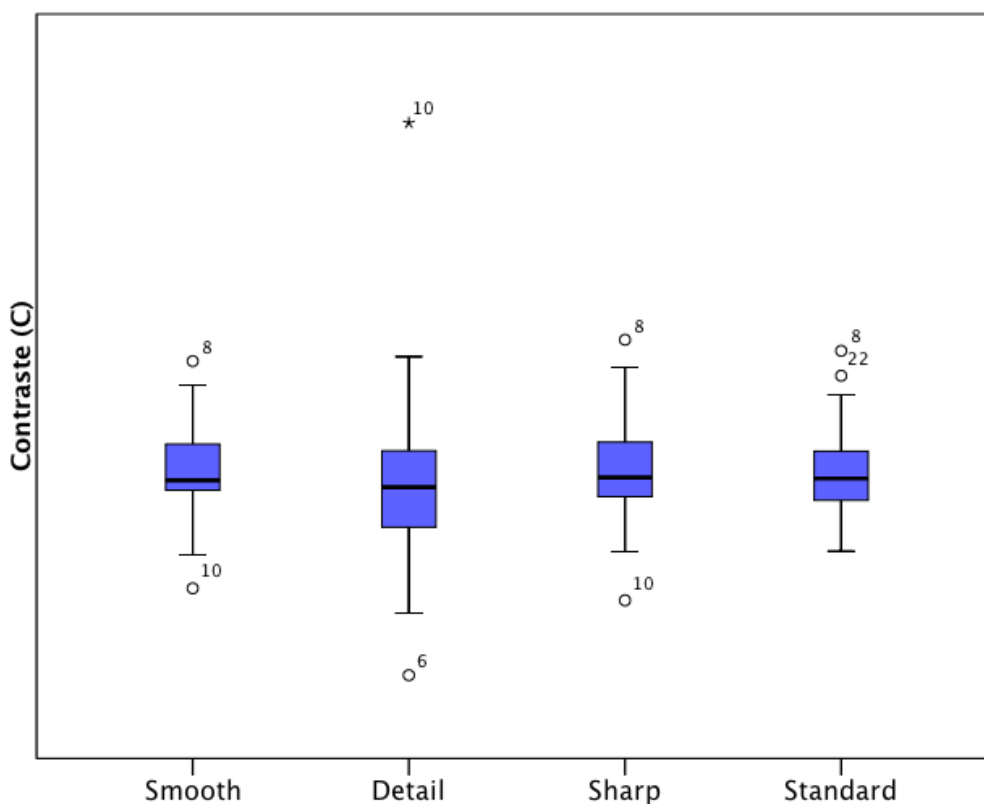


Gráfico 11- Diagrama de extremos-e-quartis do contraste em função dos 4 algoritmos de reconstrução.

Da análise gráfica do Contraste (C) (gráfico 11), verificou-se que no algoritmo *Detail*, apesar de simétricos, os dados obtidos apresentaram uma grande variância entre a sua barreira inferior e a barreira máxima, havendo ainda também dois valores outliers representativos.

Em relação aos restantes algoritmos, estes apresentaram semelhanças entre si, quer na distribuição da amostra (enviesamento superior à mediana, sendo este mais evidente no caso do *Brain Smooth*), quer nos valores tomados pelos seus extremos, como pela presença em cada um dos algoritmos de dois valores outliers.

Assim através do gráfico 11, e em consonância com os anteriores, é demonstrado que os valores elevado de Contraste no algoritmo *Detail* são

resultado de um maior ruído de imagem, comparativamente com os restantes algoritmos.

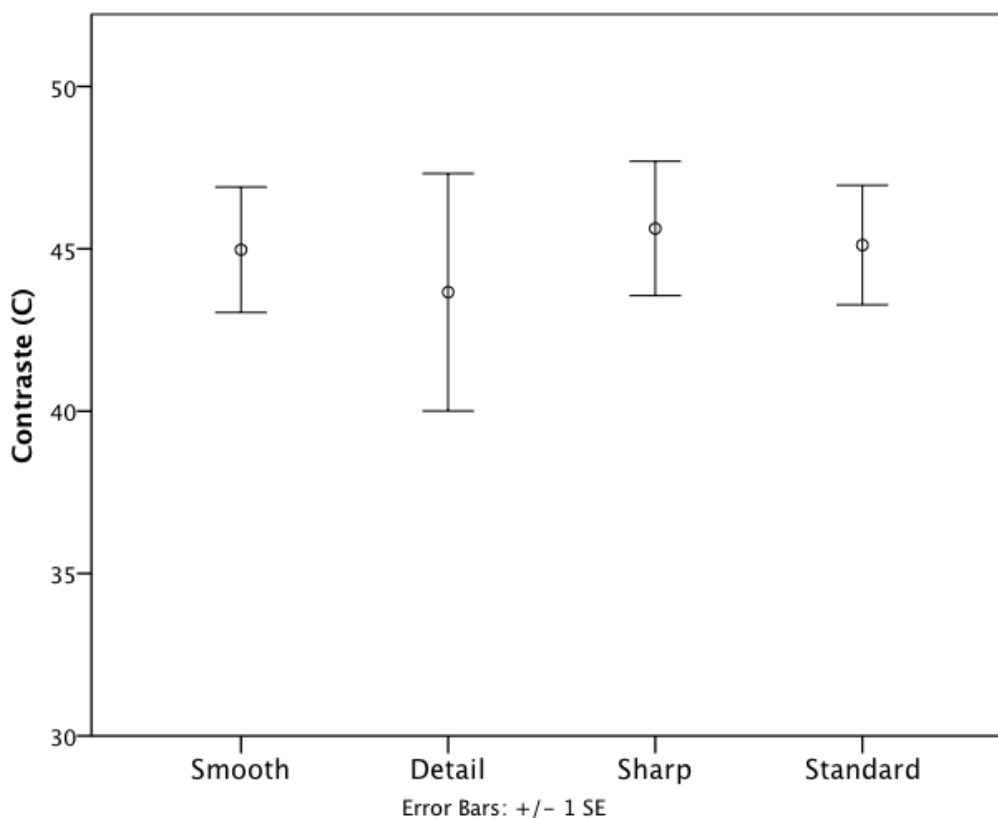


Gráfico 12- Valores médios e desvio padrão da média do contraste em função dos 4 algoritmos de reconstrução

Em relação ao gráfico de barra de erros do Contraste (C) (gráfico 12), verificou-se que o algoritmo *Detail* para além de apresentar o valor médio mais baixo, também era aquele que apresentava um maior desvio padrão em relação aos valores de Contraste. Por sua vez, o algoritmo *Brain Smooth*, *Brain Sharp* e *Brain Standard* apresentaram desvios padrões idênticos entre si.

7- Discussão de Resultados

Com base nos resultados obtidos, foi possível fazer-se uma interpretação da importância dos indicadores de imagem utilizados, e ainda fazer uma avaliação dos mesmos face aos diferentes algoritmos de reconstrução utilizados neste estudo.

Após a utilização do fantôma Catphan®, verificou-se visualmente que o algoritmo *Brain Sharp* apresenta uma resolução espacial de 6 pl/cm, os algoritmos *Brain Standard* e *Brain Smooth* apresentam ambos 5 pl/cm e por fim o *Detail* apresenta o valor mais elevado de resolução espacial de 7 pl/cm. Na prática estes valores revelam que os algoritmos *Brain Smooth* e *Brain Standard*, conseguem resolver visualmente uma dada imagem até às dimensões de 0,100 cm e os algoritmos *Brain Sharp* e *Detail* de 0,083 cm e 0,071 cm, respectivamente³⁷.

Do SNR concluiu-se que o algoritmo a apresentar uma melhor relação sinal-para-ruído foi o *Brain Smooth*, destacando-se no entanto também o algoritmo *Brain Standard* com valores bastante aceitáveis. Neste âmbito, o algoritmo *Detail* revelou-se como a opção com uma razão sinal-para-ruído mais pobre, uma vez que a totalidade da sua amostra se apresentava abaixo do valor limiar de SNR (SNR = 5).

Em relação ao ruído, uma vez apresentando menor sinal (menor SNR) verificou-se como esperado, que o algoritmo *Detail* apresentava os valores mais elevados de ruído. Contrariamente, o algoritmo *Brain Smooth* tinha os valores mais baixos de ruído.

Confirmou-se que, os algoritmos de alta resolução espacial preservam as frequências espaciais elevadas que resultam numa melhor resolução espacial de imagem, com o custo de um maior ruído de imagem⁵⁰. Por sua vez, os algoritmos mais suaves (ex: algoritmo *Smooth*) reduzem a contribuição das altas frequências, reduzindo o ruído mas também degradando a resolução espacial⁵⁰.

Relativamente ao CNR, uma vez que este indicador de imagem se refere à habilidade de distinguir entre o contraste e o ruído inerente à imagem, como esperado verificou-se que os algoritmos *Detail* e *Sharp* se destacaram dos

restantes com valores elevados de CNR, dado o elevado ruído associado aos mesmos. Neste particular, o *Brain Smooth* assumiu-se como o algoritmo com menor valor de CNR.

Quanto ao Contraste (C), verificou-se que o algoritmo *Detail*, tendo como base o seu elevado valor de desvio padrão em relação aos restantes algoritmos (gráficos 7 e 8) seria a última escolha para este indicador de imagem. Por sua vez, os restantes 3 algoritmos, tendo em conta os valores de Contraste (C), revelaram que todos eles fazem uma igual recuperação de contraste na imagem da lesão para o fundo, não havendo por isso uma diferença significativa entre eles neste aspecto.

São claras as Implicações nos resultados obtidos para os protocolos padronizados de imagem e os restantes algoritmos de reconstrução disponíveis da CT Brilliance. Como a TC quantitativa é uma ferramenta prevalente, toda a atenção deve ser dada a todos os aspectos relacionados com a aquisição de imagem. A variável de apenas um algoritmo de reconstrução pode por si só causar diferenças de cerca de 80%, para o algoritmo *Detail*, na quantificação da razão SNR (parâmetro de maior importância na qualidade da imagem⁴³), em imagens de AVCIA, como demonstrado pela equação 11 e por sua vez ilustrado pelo Gráfico 13.

$$\frac{SNR_x - SNR_{std}}{SNR_{std}} \times 100\% \quad Eq. 11$$

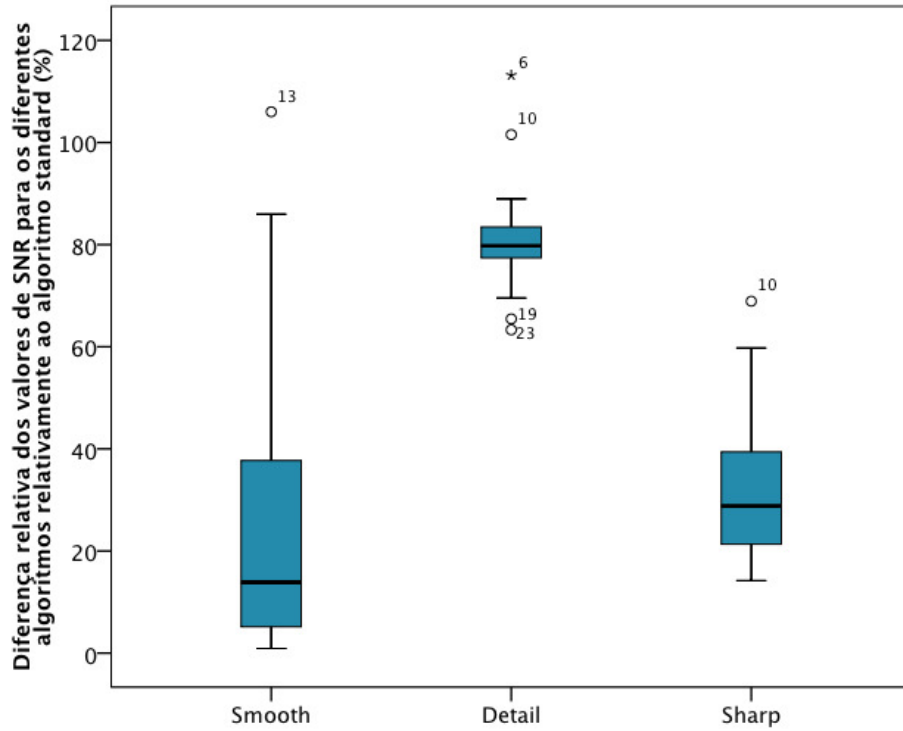


Gráfico 13- Desvio percentual dos valores médios obtidos para a razão SNR com o algoritmo *standard*, em função dos restantes algoritmos de reconstrução disponíveis.

8- Considerações Finais

Através deste estudo, demonstrou-se a aplicabilidade da quantificação de imagem em TC, na acuidade diagnóstica, neste particular, nos casos de AVCIA.

Sabendo a priori, que a qualidade de imagem em TC, não depende apenas das características do tomógrafo em si, conseguiu-se restringir e uniformizar a amostra do estudo, de forma a avaliar somente a importância dos algoritmos de reconstrução.

Partindo da escolha dos três algoritmos de cérebro (*Brain Smooth*, *Brain Sharp* e *Brain Standard*) disponíveis no equipamento de TC em estudo, decidiu-se adicionar a esta avaliação, outro algoritmo (*Detail*) que descontextualizado dos anteriores, serviria como um caso controlo.

Assim sendo, e como esperado inicialmente, apesar de apresentar uma resolução espacial mais elevada, conseguiu-se demonstrar que o algoritmo de reconstrução *Detail*, segundo a avaliação global dos indicadores de qualidade de imagem usados, não se apresenta como opção de escolha no diagnóstico de AVCIA.

Desta investigação foi possível apurar que dependendo do tipo de algoritmo, as imagens são caracterizadas com altas ou baixas frequências. A aplicação de filtros passa-baixo (algoritmos *Smooth* e *Standard*), que atenuam as altas frequências espaciais dá origem a imagens com menor contraste, mais suaves, mas com boa relação sinal sobre ruído.

Por sua vez a aplicação de filtros passa-alto (algoritmos *Detail* e *Sharp*), que atenuam as baixas frequências espaciais, tornando as imagens com contornos bem definidos e com melhor contraste, imagens mais acentuadas⁵¹. De acordo com outros estudos realizados, concluímos no entanto que o ruído de imagem é considerado o factor predominante a influenciar a detectabilidade da lesão de isquémia¹⁵.

Desta forma, apesar de um algoritmo apresentar uma resolução espacial elevada, este indicador não é muito valorizado, uma vez que o aumento deste é proporcional com o seu ruído imagem, sendo este prejudicial na detecção de uma possível lesão que isquémia aguda.

Da avaliação do CNR, não se conseguiram tirar grandes ilações, uma vez que com exceção do algoritmo *Detail*, todos os algoritmos de reconstrução restantes apresentaram valores similares.

No entanto, para os restantes indicadores de qualidade de imagem, nomeadamente do ruído, SNR e Contraste (C), o algoritmo de reconstrução *Brain Smooth*, destacou-se dos restantes.

Desta forma, e apesar de o estudo não contemplar a utilização de outros indicadores credíveis na avaliação da qualidade de imagem em TC, pode-se concluir que o algoritmo de reconstrução *Brain Smooth*, se apresenta como a opção mais indicada para o diagnóstico de AVCIA, para o equipamento de TC do SIHC.

Consequentemente com este resultado, e após confirmação de resultados de futuras pesquisas dentro do contexto em estudo, poderá ser indicado a reformulação dos protocolos de crânio no SIHC, nomeadamente na substituição do algoritmo *Brain Standard* pelo *Brain Smooth*.

Referências Bibliográficas:

1. Sudlow, C.L.M. & Warlow, C.P. Comparable studies of the incidence of stroke and its pathological types. Results from an international collaboration. *Stroke*. 1997. **28** (3), 491-499.
2. Rothwell, P.M. The high cost of not funding stroke research: a comparison with heart disease and cancer. *Lancet*. 2001. **357** (9268), 1612–1618.
3. Direcção-Geral da Saúde. Acidente Vascular Cerebral Itinerários Clínicos. Lisboa: Lidel Edições Técnicas, 2010.
4. Rothwell, P.M. & Coull, A.J. & Silver, L.E. & Fairhead, J.F. & Giles, M.F., et al. Population-based study of event-rate, incidence, case fatality, and morality for all acute vascular events in all arterial territories (Oxford Vascular Study). *Lancet*. 2005. **366** (9499), 1773–1783.
5. Van der Worp, H.B. & Van Gijn, J. Acute Ischemic Stroke. *N Engl J Med*. 2007. **357** (6), 572–579.
6. MacDonald, B.K. & Cockerell, O.C. & Sander, J.W. & Shorvon, S.D. The incidence and lifetime prevalence of neurological disorders in a prospective community based study in the UK. *Brain*. 2000. **123** (Pt 4), 665–676.
7. Bonita, R. Epidemiology of Stroke. *Lancet*. 1992. **339** (8789), 342–344.
8. Menken, M. & Munsat, T.L. & Toole, J.F. The Global Burden of Disease Study. Implications for neurology. *Arch Neurol*. 2000. **57** (3), 418–420.
9. Bogousslavsky, J. & Kaste, M. & Skyhoj Olsen, T., et al. Risk factors and stroke prevention: European Stroke Initiative (EUSI). *Cerebrovasc Dis*. 2000 **10** (Suppl 3), 12- 21.
10. Yew, Kenneth.S. & Cheng, E. Acute Stroke Diagnosis. *Am Fam Physician*. 2009. **80** (1), 30-40.

11. Hopyan, J. & Ciarallo, A., et al. Certainty of Stroke Diagnosis: Incremental Benefit with CT Perfusion over Noncontrast CT and CT Angiography ¹. *Radiology*. 2010. **255** (1), 142-153.
12. Mullins, M.E. & Schaefer, P.W. & Sorensen, A.G., et al. CT and conventional and diffusion-weighted MR imaging in acute stroke: study in 691 patients at presentation to the emergency department. *Radiology*. 2002.**224** (2), 353–360.
13. Wall, S.D. & Brant-Zawadzki, M. & Jeffrey, R.B., et al. High frequency CT findings within 24 hours after cerebral infarction. *AJR Am J Roentgenol*.1982 **138** (2), 307-31 1.
14. Kloska, S.P. & Nabav, D.G., et al. Acute stroke Assessment with CT: do we need multimodal evaluation? *Radiology*. 2004. **233** (1), 79-86.
15. Marks, M. & Holmgren, E.B. & Fox, A.J., et al. Evaluation of early computed tomographic findings in acute ischemic stroke. *Stroke*. 1999. **30** (2), 389-392.
16. O'Sullivan S.B. & Schmitz Thomas J. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. Tradução de Fernando Gomes do Nascimento. 2. ed. São Paulo: Manole, 1993. 775 p. ISBN 85-204-0108-2.
17. Von Kummer, R. & Allen, K.L. & Holle, R., et al. Acute stroke: usefulness of early CT findings before thrombolytic therapy. *Radiology*. 1997. **205** (2), 327-333.
18. Cooper, R.J. & Schriger, D.L. How accurate is a CT scan in identifying acute strokes? *West J Med*. 1999. **171** (5-6), 356-357.
19. Gonzalez R.G. & Hinsch J.A. & Schaefer P., et al. *Acute Ischemic Stroke: Imaging and Intervention*. Springer, 2006. ISBN-10 3-540-25264-9.
20. Tanaka C. & Ueguchi T., et al. Effect of CT acquisition parameters in the detection of subtle hypoattenuation in acute cerebral infarction: a phantom study. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2006. **27**(1):40-5

21. Gaivão F.M. Imagiologia Clínica. Princípios e técnicas In F. M. Gaivão (Ed.); Imagiologia Clínica. Princípios e técnicas Coimbra. 2002.

22. Kunzler, M.R. Estudo dos desvios geométricos gerados na obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas. Universidade Federal de Santa Catarina. 2008 Agosto. Available from:

www.posmci.ufsc.br/teses/mrk_dissertacao.pdf

23. Silva, M.I.B. Caracterização física de um sistema de imagem por PET/TC. Instituto Superior Técnico. 2008 Outubro. Available from:

<https://dSPACE.ist.utl.pt/bitstream/2295/220673/1/Dissertacao.pdf>

24. Philips Brilliance CT Big Bore Oncology Configuration. Available from:

http://www.healthcare.philips.com/phpwc/main/shared/assets/documents/ct/big_boreenglish.pdf

25. Projecto FRIDA 2005/2006, Métodos de Reconstrução Tomográfica de Imagens de SPECT, Desenvolvimento de Plugin Java para Reconstrução e Visualização em Medicina Nuclear

26. Branco, S.O. Implementação de um Sistema para Simulação por Monte Carlo de PET aplicada aos Pequenos Animais. Tese de Mestrado, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa. 2005 Dezembro

27. Wikibooks.org [internet]. Cone- beam computed tomography. Available from: [http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Digital_Radiography/The Applications#Cone-Beam Computed Tomography](http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Digital_Radiography/The_Applications#Cone-Beam_Computed_Tomography)

28. CT Filtered Back Projection Reconstruction [Internet]. Available from: <http://www.dspguide.com/ch25/5.htm>

29. Yu, L. & Leng, S. Image Reconstruction Techniques. 2010 November. Available from: <http://www.imagewisely.org/Imaging-Professionals/Medical-Physicists/Articles/Image-Reconstruction-Techniques.aspx>

30. Philips Mx8000 IDT CT scanner technical evaluation. MHRA 04099. 2004 Sep. Available from: <http://www.impactscan.org/reports/MHRA04099.htm>
31. De Francesco, S. Simulação e Reconstrução em Tomografia Cardio-Torácica. Tese de Doutorado, Universidade de Aveiro. 2009
32. Barbara, S.A. Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelamento Virtual e Física - O Software In Vesalius. Tese de doutorado, Universidade Estadual de Campinas, 2006.
33. Romans, L. CT Image Quality. 2011. Available from: www.cewebsource.com/coursePDFs/CTimageQuality.pdf
34. Goldman, L.W. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. J Nucl Med Technol, 2007. **35** (4), 213-225.
35. Lima, João J.P. de. Técnicas de Diagnóstico com Raios X – Aspectos Físicos e Biofísicos. 2ª Edição. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009. 978-989-8074-83-6.
36. Bushong, Stewart. Radiologic Science for Technologists. s.l.: Mosby, 2004. 0-323-02555-2.
37. The Phantom Laboratory. Catphan® 500 and 600 Manual. 21 de Janeiro de 2009
38. Meurer, E. As Tecnologias CAD-CAM em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial. Tese de doutorado. Pontífca Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002
39. Saddy, S.M. Estudo Comparativo entre a Tomografia Computadorizada e a Tomografia Volumétrica na Confecção de Modelos de Prototipagem Tese de doutorado. Faculdade de odontologia de São Paulo, 2006

40. Freitas, E.N.P. Optimização de análise de imagens para controlo de Qualidade em Imagem Médica. Tese de Mestrado, Universidade Nova de Lisboa. 2010
41. David George, CT Seeram Chapter 11: Image Quality
42. Physics of Medical X-Ray Imaging, Chapter 1. Available from: http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI-II_Chapters/DI_chap1.pdf
43. Dobbins JT. Image Quality Metrics for Digital Systems. In: Press SPIE, ed. Handbook of medical imaging. Bellingham, 2000; 161-222
44. Branco, S.O. Small Animal Pet Imaging Using Gate Monte Carlo Simulations: implementation of physiological and metabolic information. Tese de Doutoramento, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa. 2010.
45. Dms Interim Solutions: CT-87 Philips Brilliance 16 CT Scanner. Available from: <http://www.dmshealthtechnologies.com>
46. Maglogiannis, et al. Image and Signal Processing for Networked E-Health Applications. : Morgan & Claypool, 2006.
47. Dorn F. & Muenzel D. & Hubert A., et al. Brain perfusion CT for acute stroke using a 256- slice CT: improvement of diagnostic information by large volume coverage. Eur Radiol. 2010. **21** (9): 1803-10.
48. Tanaka C. & Ueguchi T. & Hatazawa J., et al. Efect of CT Acquisition Parameteres in the Detection of Subtle Hypoattenuation in Acute Cerebral Infarction: A Phantom Study. AJNR Am J Neuroradiol. 2006. **27** (1): 40-5.
49. Pestana D, Velosa S. Introdução à probabilidade e à estatística. 3^a ed. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian; 2008, 1164 p. ISBN-978-972-31-1248-1
50. Boedeker K.L. & McNitt-Gray M.F., et al. Emphysema: effect of reconstruction algorithm on CT imaging measures. Radiology. 2004. **232**(1):295-301.

51. Prokop M. & Galanski M.; Spiral and Multislice Computed Tomography of The Body. 1st edition. Thieme-Verlag; 2001, 1104 p. ISBN- 10: 0865778701