

**Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra**

**Engenharia Biomédica**



**Tese de Mestrado**

**2009**

**Qualidade de imagem *versus* dose em Tomografia  
Computorizada**

**Optimização dos protocolos de crânio**

**João Medeiros**



**Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra**

**Engenharia Biomédica**



**Tese de Mestrado**

**2009**

**Qualidade de imagem *versus* dose em Tomografia  
Computorizada**

**Optimização dos protocolos de crânio**

**João Medeiros**

Supervisor/Orientador: Professor Doutor Pedro Vaz

Orientadores:

Mestre Paula Madeira

Professora Doutora Isabel Lopes



## Resumo

A Tomografia Computorizada (TC) é actualmente uma das mais importantes práticas radiológicas em todo o mundo. A tendência de utilização crescente da TC verifica-se desde há duas décadas e tem como consequência do aumento substancial da exposição de pacientes a doses de radiação ionizantes, comparativamente às doses de radiação que estariam expostos utilizando outras técnicas de Radiologia. A dose para o paciente e a dose colectiva resultante dos exames de TC para fins médicos, constituem um problema de Saúde Pública que inquieta decisores e especialistas em diversos países europeus e nos Estados Unidos da América, entre outros.

A optimização das doses a que estão expostos os pacientes em exames de TC, um dos princípios basilares em Protecção Radiológica (juntamente com o princípio da justificação e da limitação de doses) e a escassez de estudos relativos ao estudo e quantificação do binómio dose – qualidade de imagem em protocolos utilizados em exames de TC motivaram a realização deste trabalho.

Neste estudo identificaram-se técnicas para exames de TC de crânio de que resultam menores doses para o paciente sem degradação significativa da qualidade de imagem. Utilizaram-se quatro tomógrafos (Philips AV Performance Series, Philips AV Expander Series, General Electrics Brightspeed e Siemens Somaton Definition) e determinou-se uma relação quantitativa entre a dose absorvida e a qualidade de imagem através de fantasmas de qualidade de imagem e de medição de dose. Avaliaram-se os diferentes índices de qualidade de imagem em função do produto intensidade de corrente pelo tempo de rotação (mAs), da colimação e da espessura de corte, utilizando-se um fantoma de PMMA e câmaras de ionização apropriadas para a medição da dose.

Obtiveram-se reduções de dose até 50% sem perda significativa da qualidade de imagem para fins de diagnóstico em relação aos protocolos adoptados pelas diferentes unidades hospitalares em que foi efectuado o estudo, concluindo-se ser possível a adopção destes protocolos de TC com redução de dose na maioria dos exames de diagnóstico de crânio.



## Abstract

Computed Tomography (CT) is worldwide one of the most important radiological procedures for diagnostic purposes in medical applications. For more than two decades, a trend of increasing utilization and dissemination of the use of CT is observed. As a result, the exposure of patients to ionizing radiation has significantly increased, comparatively to the doses that would result if conventional radiology techniques would be used. The doses of patients as well as collective dose arising from CT exams are topics of major concern for experts and decision makers and became problems of Public Health in several European countries and in the United States of America, among others.

The optimization of the doses to which patients are exposed in CT exams, one of the fundamental principles in Radiological Protection (together with the principle of justification and the dose limitation) as well as the scarcity of studies aiming at quantifying the dose versus image quality relationship, were the driving motivations for undertaking this work.

In this study the techniques for CT scans of the skull that offer lower doses to the patient without significant loss of image quality were identified. Four types of CT scanners (Philips AV Performance Series, Philips AV Expander Series, General Electrics Brightspeed and Siemens Somatom Definition) were evaluated. The quantitative relationship between the absorbed dose and image quality was investigated using a phantom for image quality, a phantom of PMMA and appropriate ionizing chambers. These equipments were used to evaluate and assess the different levels of image quality as a function of parameters such as intensity of current (mA), thickness and collimation, for the measurement of dose in CT scans.

Dose reductions of up to 50% were found not to result significant loss of image quality for the diagnostic protocols adopted by the different hospitals where the study was conducted. It was found that the use of these CT protocols with reduced doses could be easily adopted in the majority of radiology Services and as Units in hospital.



## Agradecimentos

No âmbito deste projecto gostaria de agradecer ao meu supervisor/orientador Professor Doutor Pedro Vaz pelas sugestões, colaboração e constante seguimento dos trabalhos que permitiram a elaboração desta dissertação. Gostaria de agradecer também pela dedicação e disponibilidade que sempre evidenciou.

À minha orientadora Mestre Paula Madeira pelas trocas de ideias, dedicação e atenção sempre demonstradas ao longo deste trabalho que foram cruciais. Além disso, gostaria de fazer denotar a motivação que sempre me incutiu. Quero também agradecer pelos contactos que manteve com as duas unidades hospitalares em que este trabalho se realizou, e com os diferentes técnicos de radiologia e engenheiros que auxiliaram a realização deste trabalho.

À Professora Doutora Isabel Lopes pelo apoio científico prestado e pela possibilidade que me deu para a elaboração desta dissertação.

Aos técnicos de Radiologia Pedro Coelho, Ruben Teixeira e Fernando Gonçalves pela disponibilidade e apoio na realização da componente experimental.

Aos Engenheiros Luís Matos, Nuno Pereira e Robert Otten pela colaboração e ensinamentos fundamentais para a minha formação no âmbito desta dissertação.

À Professora Conceição Abreu, pelo apoio que conduziu à disponibilização do fantoma imprescindível para a realização de parte das medições cujos resultados se reportam nesta dissertação

Um reconhecimento especial para o Instituto Tecnológico e Nuclear pelo acolhimento e disponibilidade de recursos necessários.

Por fim, mas não menos importante, à minha família pelo grande apoio e dedicação demonstrado.



## Lista de Figuras

Figura 2.1 – Estrutura genérica de um sistema TC – Adaptado de [21].....	25
Figura 2.2 – Geometria de primeira geração de equipamentos TC – Adaptado de [12] .....	26
Figura 2.3 – Geometria de segunda geração – Adaptado de [12] .....	27
Figura 2.4 – Geometria de terceira geração – Adaptado de [12] .....	28
Figura 2.5 – Geometria de quarta geração – Adaptado de [12] .....	29
Figura 2.6 – Geometria de quinta geração – Retirado de (15) .....	30
Figura 2.7 - Princípio de aquisição helicoidal – Retirado de (15).....	32
Figura 2.8 - Organização dos detectores em linha para os três sistemas considerados.....	34
Figura 2.9 – Colimação do feixe de raios X de um sistema mono-corte (esquerda) e um sistema multi-corte (direita). .....	36
Figura 2.10 – Relação entre o campo de visão, tamanho da matriz, voxel (produto pixel pela espessura de corte) e pixel numa imagem tomográfica – retirado de [44] .....	38
Figura 3.1 - Função de Transferência de Modulação ou curva contraste detalhe – Adaptado de [13].....	44
Figura 4.1 - Estimativa obtida pelos dados da NCRP para os diferentes tipos de proveniência da radiação ionizante para os países desenvolvidos – Adaptado de [2] .....	48
Figura 4.2 – Fantoma de PMMA para medição do CTDI. O fantoma de crânio encontra-se inserido no fantoma de corpo. ....	51
Figura 5.1 - Fantoma de medição colocado no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inserida no orifício superior (12 horas) (figura à esquerda), imagem tomográfica correspondente (Figura do meio), e câmara de ionização utilizada para efectuar medições de dose (figura à direita).....	62
Figura 5.2 - Fantoma de Qualidade de imagem colocado no tomógrafo (figura à esquerda) e imagem obtida por TC (figura à direita).....	63
Figura 5.3 - Avaliação do ruído - Situação ideal (esquerda) situação real (direita) .....	63
Figura 5.4 - Avaliação da resolução espacial – Filtro <i>Standard</i> (esquerda) em que é possível visualizar 4 de 9 secções em que o conjunto de 4 barras estão bem definidas, de 1,00 – 0,65 mm, (os conjuntos 0,45-0,35 não se encontram na imagem) e com filtro <i>Sharpened</i> (direita) em que é possível visualizar 8 conjuntos de barras de 1,00 - 0,4 mm (os conjuntos 1 a 0,7 mm não se encontram na imagem).....	64
Figura 5.5 - Avaliação da Resolução de Baixo Contraste.....	64
Figura 5.6 - Variação do ruído em função da intensidade do corrente. O valor do SD é tal como previamente referido um indicador do ruído da imagem. Como se pode verificar com a linha de tendência o ruído varia inversamente com a raiz quadrada do parâmetro mAs.....	71
Figura 5.7 - Variação do $CTDI_w$ em função do parâmetro mAs (a 120 kV). Como se observa na linha de tendência o índice de dose em tomografia computadorizada varia linearmente com a intensidade de corrente. ....	74
Figura 6.1 - Variação do ruído (%) em função do $CTDI_w$ para o equipamento AVPS .....	80
Figura 6.2 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 12,5 % . .....	82
Figura 6.3 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 12,5 % .....	83
Figura 6.4 - Variação do ruído (%) em função do $CTDI_w$ para o equipamento Philips AVE1 .....	84
Figura 6.5 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 50 % .....	86

Figura 6.6 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 50 % .....	87
Figura 6.7 Variação do ruído (%) em função do $CTDI_w$ para o equipamento GE Brightspeed ....	88
Figura 6.8 - Estudo de diagnóstico do cérebro com redução de dose de 50 %.....	92
Figura 6.9 - Estudo de diagnóstico do cérebro com redução de dose de 50 %.....	92
Figura 6.10 - Variação do ruído (%) em função do $CTDI_w$ para o equipamento Siemens Somaton Definition.....	93

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Coeficiente correção para 5 partes anatómicas distintas [1] .....	55
Tabela 2 – Níveis de Referência de Diagnóstico Europeus para 8 exames de TC [1] .....	57
Tabela 3 – Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC AVPS (monocorte).....	65
Tabela 4 - Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC AVE1 (monocorte) .....	65
Tabela 5 - Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC Brightspeed .....	66
Tabela 6 - Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC Somanton Definition.....	66
Tabela 7 – Avaliação da resolução de baixo contraste para o equipamento TC Somaton Definion para colimações de 28,8 e 10 mm .....	72
Tabela 8 – Relação do CTDI <sub>w</sub> e da tensão para o tomógrafo AVPS.....	74
Tabela 9 – Medições do CTDI <sub>100</sub> na periferia e no centro do fantoma e cálculo do $n$ CTDI <sub>w</sub> .....	80
Tabela 10 – Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os vários valores de mAs para uma espessura de corte de 10 mm (equipamento Philips AVPS) .....	81
Tabela 11 – Avaliação da Resolução de baixo contraste.....	81
Tabela 12 – Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento Philips AVPS.....	81
Tabela 13 - Medição do CTDI <sub>100</sub> na periferia e no centro do fantoma e cálculo do $n$ CTDI <sub>w</sub> .....	84
Tabela 14 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os vários valores mAs e para uma espessura de corte de 10 mm (equipamento Philips AVPS) .....	85
Tabela 15 - Avaliação da Resolução de baixo contraste .....	85
Tabela 16 - Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento Philips AVE1 .....	86
Tabela 17 - Medição do CTDI <sub>100</sub> na periferia e no centro e cálculo do CTDI <sub>w</sub> .....	88
Tabela 18 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) e os mAs para uma espessura de corte de 5 mm (equipamento GE Brightspeed).....	89
Tabela 19 – Avaliação da resolução de baixo contraste (Brightspeed) 5mm.....	89
Tabela 20 - Relação entre os índices de qualidade de imagem (Ruído, Resolução espacial) e os mAs e a espessura de corte 10 mm .....	90
Tabela 21 – Avaliação da resolução de baixo contraste (Brightspeed) 10 mm.....	90
Tabela 22 – Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento GE Brightspeed .....	91
Tabela 23 - Medição do CTDI <sub>100</sub> na periferia e no centro e cálculo do CTDI <sub>w</sub> .....	93
Tabela 24 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os diversos valores de mAs para uma espessura de corte de 10 mm (equipamento Siemens Somaton Definition) .....	94
Tabela 25 – Avaliação da resolução de baixo contraste para a espessura de corte de 10 mm (equipamento Siemens Somaton definiton) .....	94
Tabela 26 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os vários valores de mAs para uma espessura de corte de 4,8 mm (equipamento Siemens Somaton Definition).....	95
Tabela 27 – Avaliação da resolução de baixo contraste (equipamento Siemens Somaton Definition) para um valor de espessura de corte de 4,8 mm .....	95

Tabela 28 - Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento Siemens Somaton Definition.....	96
--	----

## Conteúdo

Resumo.....	V
Abstract .....	vii
Agradecimentos.....	ix
Lista de Figuras .....	xi
Lista de Tabelas.....	xiii
1. Introdução .....	17
2. Fundamentos Físicos e Técnicos da Tomografia Computorizada .....	21
2.1. Escala de Hounsfield .....	22
2.2. Estrutura de um equipamento de Tomografia Computorizada (principais componentes).....	24
2.3. Diferentes gerações de TC .....	26
2.4. TC Helicoidal.....	31
2.5. TC Helicoidal Multicorte .....	32
2.4.1 Detectores .....	33
2.6. Factores técnicos em TC .....	35
2.6.1. Factores de exposição .....	35
2.6.2. Espessura de corte .....	35
2.6.3. Colimação .....	36
2.6.4. <i>Pitch</i> (Passo) .....	37
2.6.5. Campo de Visão .....	38
2.6.6. Matriz de reconstrução .....	38
2.6.7. Filtros .....	39
3. Qualidade de imagem em TC.....	41
3.1. Linearidade.....	41
3.2. Uniformidade .....	42
3.3. Ruído.....	42
3.4. Resolução espacial.....	43
3.5. Resolução de contraste.....	45
4. Dose em Tomografia Computorizada.....	47
4.1. Grandezas dosimétricas.....	48
4.2. CTDI.....	49
4.2.1. CTDI <sub>FDA</sub> .....	50

4.2.2.	CTDI <sub>100</sub> .....	51
4.2.3.	CTDI <sub>w</sub> .....	52
4.2.4.	CTDI <sub>vol</sub> .....	52
4.3.	Produto Dose Comprimento (DLP) .....	53
4.4.	Dose efectiva (E) .....	54
4.5.	Medição do CTDI em fantomas .....	55
4.6.	Níveis de Referência de Dose (NRD) .....	56
4.7.	Factores que afectam a dose sobre o paciente .....	58
5.	Relevância dos índices da qualidade de imagem para a optimização da dose em protocolos de tomografia computadorizada do crânio – Estudo experimental .....	61
5.1.	Equipamentos e métodos .....	61
5.1.1.	Equipamentos de Tomografia Computadorizada .....	61
5.1.2.	Fantomas .....	62
5.2.	Procedimentos experimentais – medições efectuadas .....	65
5.2.1.	Parâmetros de aquisição TC .....	65
5.2.2.	Medições de dose (CTDI) .....	67
5.2.3.	Avaliação da uniformidade e ruído .....	67
5.2.4.	Avaliação da resolução espacial .....	68
5.2.5.	Avaliação da resolução de baixo contraste .....	69
5.3.	Estratégia para a comparação de imagens tomográficas .....	71
5.3.1.	Produto Intensidade de corrente pelo tempo de rotação (mAs) vs. Ruído .....	71
5.3.2.	Relação entre a Resolução Baixo contraste e mAs .....	72
5.3.3.	Resolução espacial .....	73
5.3.4.	Relação entre o ruído e o Índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI)	
	74	
5.4.	Referência clínica .....	77
6.	Estudo experimental de optimização dos protocolos do crânio .....	79
6.1.	Philips A VPS .....	79
6.2.	Philips AVE1 .....	84
6.3.	GE Brightspeed – 16 cortes .....	87
6.4.	Siemens Somatom Definition – 64 cortes .....	93
7.	Discussão - Conclusão .....	97
8.	Trabalhos Futuros .....	101
	Bibliografia .....	103

## 1. Introdução

As aplicações médicas das radiações ionizantes nas vertentes de diagnóstico e terapia constituem um vasto domínio de actividade que, fruto da rápida evolução tecnológica e dos avanços na Medicina, representam actualmente uma das maiores fontes de exposição de indivíduos a radiações ionizantes de origem artificial [1 - 3]. Diversos especialistas, organizações e instituições internacionais – nomeadamente a Comissão Internacional para a Protecção Radiológica (ICRP)<sup>1</sup> têm realçado a importância da justificação e optimização das práticas associadas, da limitação das doses a que estão expostos os profissionais, pacientes e membros do público e para a necessidade da avaliação e quantificação de tal exposição e das implicações socio-económicas decorrentes. As doses a que estão expostos trabalhadores, membros do público e pacientes nas aplicações médicas das radiações ionizantes são actualmente entendidas, no seio da comunidade científica, como um problema emergente de Saúde Pública e de Protecção Radiológica, merecendo, portanto, uma especial atenção por parte das entidades competentes.

Desde a introdução da Tomografia Computorizada (TC) em 1972 como método de diagnóstico para aplicações médicas, assistiu-se a uma rápida sofisticação da tecnologia empregue, desde os scanners de “primeira geração” até aos actuais equipamentos *dual-source* multi-corte. Estes avanços tecnológicos têm tido um forte impacto na qualidade das imagens obtidas, no tempo de *scan* e na versatilidade e exactidão de diagnóstico.

Por tudo isto a Tomografia Computorizada representa actualmente uma das mais importantes técnicas radiológicas para aplicações médicas em todo o mundo [3-4]. Como consequência da disseminação da utilização desta técnica nas práticas médicas é a dose a que estão expostos os pacientes ter vindo a aumentar significativamente. Também a dose colectiva aumentou significativamente, uma vez que as doses decorrentes da utilização desta técnica são muito superiores aquelas decorrentes da utilização de qualquer outra técnica de radiologia convencional (RC) [5]. O aumento significativo do número de exames médicos de TC, associado a um aumento de dose conduzirá presumivelmente a um acréscimo do risco de cancro em adultos e particularmente em crianças segundo vários estudos epidemiológicos [3] [6].

Embora, segundo dados do NCRP<sup>2</sup>, a percentagem de exames de TC não ultrapassem os 7% na Europa no total de exames radiológicos efectuados, as doses associadas a esta técnica ultrapassam os 60% da dose total de um serviço de radiologia [5]. Nos EUA a dose atinge mesmo os 67% do total da dose num volume de 10% de

---

<sup>1</sup> ICRP – International Commission on Radiological Protection

<sup>2</sup> National Council on Radiation Protection & Measurements

exames efectuados utilizando TC [2]. A Comissão Europeia tem patrocinado estudos [1] referentes aos vários procedimentos radiológicos e às doses a eles associados. Nestas publicações são estabelecidas normas de conduta para que se estabeleçam boas práticas radiológicas visando um decréscimo da dose. Um total de 10 países (Reino Unido, Alemanha, Suíça, Noruega, Holanda, Suécia, Luxemburgo, Dinamarca, França e Bélgica) têm bem documentadas as doses assim como o volume de exames radiológicos efectuados com recurso a radiações ionizantes. Estes mesmos estudos revelam existir diferenças significativas nas práticas radiológicas nos diversos países, em diferentes instituições de um mesmo país e por vezes entre profissionais. Tais diferenças traduzem-se em variações de doses efectivas para os pacientes e das doses colectivas. Também se evidencia nestes estudos a existência de diferenças significativas de exposição para obter uma imagem radiológica com a mesma qualidade para fins de diagnóstico. No entanto, em Portugal tais estudos ainda não se encontram disponíveis pelo que é de grande urgência estudar e avaliar a realidade nacional relativamente a esta matéria.

De acordo com as recomendações da Comissão Internacional para a Protecção Radiológica (ICRP) os três princípios básicos em torno dos quais se articula o sistema internacional da protecção radiológica são a justificação da prática a optimização e a limitação de doses. A justificação prende-se ao facto de nenhuma exposição radiológica ser efectuada sem que haja indicação clínica. A optimização da informação que se pode extrair de um exame de radiologia está relacionada com a relação entre a qualidade de imagem e a dose de radiação a que o paciente está exposto [7-8]. O uso óptimo da radiação ionizante para efeitos de imagiologia implica o estudo da relação entre a qualidade do diagnóstico traduzida na imagem radiográfica e a dose de radiação decorrente a que o paciente está exposto.

Contudo, a complexidade associada à optimização da dose em TC é elevada, vários factores devem ser considerados. Variações intrínsecas do equipamento entre modelos e marcas, tais como o *design*, o nível de filtração, diferentes distâncias do foco-isocentro, e variações no colimador e a eficiência dos detectores são algumas das variáveis a considerar no exercício de optimização da dose.

Adicionalmente, existem diversos parâmetros técnicos que influenciam a dose, tais como a escolha a espessura do corte, *pitch* (passo), tensão (kV), intensidade de corrente (mA), tempo de aquisição, número de cortes por exame, etc.

Vários estudos têm vindo a ser publicados com protocolos optimizados para exames de TC, fazendo variar condições técnicas de aquisição, sem perda da qualidade de imagem [9-11].

O princípio de optimização estabelece que os pacientes não devem ser submetidos a exposições desnecessárias, devendo as doses obedecer ao princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Aspectos proeminentes da qualidade do equipamento como as medições do índice de dose em TC (CTDI), avaliação da resolução e do ruído (entre outros) trazem informações importantes relativamente à

qualidade do equipamento assim como à dose inerente aos exames efectuados utilizando protocolos especificamente implementados [9].

Uma vez que não existem muitos estudos sobre o panorama da optimização de dose a adultos no que respeita a exames de Tomografia Computadorizada de crânio este tema serviu de motivação para este estudo. Por sua vez, os estudos existentes não relacionam directamente a dose com os parâmetros (mensuráveis) da qualidade de imagem, sendo esta relação efectuada exclusivamente pela validação do médico radiologista.

Deste modo os objectivos deste trabalho consistem:

- Na identificação dos factores técnicos, em exames de TC do crânio, utilizando modelos padrão (fantomas *standard* ou paciente tipo). Espera-se com este estudo que resultem menores doses para o paciente sem perda significativa da qualidade de imagem, quer em tomógrafos com tecnologia Helicoidal quer em equipamentos de última geração de tecnologia Multi-corte.
- Na determinação de uma relação quantitativa entre o índice de dose e a qualidade de imagem de modo a estimar as doses em condições optimizadas.
- Na avaliação do CTDI segundo os parâmetros sugeridos em condições clínicas de rotina.
- Na inferência, a partir dos protocolos optimizados para TC de crânio, para os diferentes equipamentos de TC, quais as patologias passíveis de ser diagnosticadas por estes.

O presente capítulo enquadra os temas que são abordados nesta tese, mencionando os objectivos propostos e sintetizando os assuntos que serão abordados nos diferentes capítulos.

O capítulo dois foca os fundamentos físicos e técnicos da TC. Apresenta a estrutura geral de um tomógrafo e os seus principais componentes. De seguida descreve as diferentes gerações de equipamentos de TC assim como os principais aspectos de aquisição de imagem destes equipamentos. São também apresentados os parâmetros técnicos com os quais são efectuadas as imagens de TC.

No capítulo três são descritos os diferentes parâmetros relativos à qualidade de imagem em TC e o modo como poderão ser medidos. Foca também os principais aspectos de formação da imagem em TC.

O capítulo quatro é dedicado à dose inerente da Tomografia Computadorizada. Neste capítulo são descritas as diferentes grandezas dosimétricas próprias da TC assim como o modo como são efectuadas as suas medições. Dá-se também uma particular atenção aos níveis de referência de diagnóstico em TC e aos factores que afectam directa e indirectamente a dose sobre os pacientes que efectuem exames de TC.

No capítulo cinco descrevem-se os métodos como foram efectuadas as medições da dose e dos índices da qualidade de imagem, assim como a estratégia adoptada para a comparação das imagens obtidas neste estudo. Neste capítulo observa-se a variação da qualidade da imagem relativamente à variação dos parâmetros de aquisição (intensidade de corrente, tempo, tensão, espessura de corte e colimação) É ainda descrito o método para a comparação clínica das imagens.

A avaliação quantitativa do desempenho dos protocolos otimizados e dos métodos sugeridos para a redução de dose sem compromisso da qualidade de imagem para efeitos de diagnóstico é abordada no capítulo seis. É estabelecida uma comparação da qualidade de imagem e da dose para os diferentes aparelhos quantitativamente e de modo clínico pela observação e aceitação das imagens obtidas por parte de dois radiologistas.

Por fim o capítulo sete descreve sucintamente os principais resultados assim como as conclusões retiradas deste trabalho e o capítulo 8 descreve propostas para trabalhos futuros.

## 2. Fundamentos Físicos e Técnicos da Tomografia Computorizada

A energia média efectiva dos fotões para uso geral, em tomografia computorizada situa-se numa gama de 20 a 70 keV.

Quando ocorre interacção do feixe de fotões com uma determinada região anatómica, o feixe cede parte da sua energia ao meio. Os raios X utilizados em radiologia interagem primeiramente com o corpo e depois com o detector.

A interacção da radiação X com a matéria depende maioritariamente da energia dos fotões (E) e da constituição da matéria (da sua densidade e coeficiente de atenuação por unidade de massa).

Neste contexto e consoante a gama de energias empregues em TC, considerar-se-á apenas, neste estudo, dois tipos de interacção dos raios X com a matéria: o efeito fotoeléctrico e o efeito Compton.

Na interacção fotoeléctrica um fotão interage com um electrão de um átomo. Quando este fotão colide com o electrão e possui uma energia superior à energia de ligação do electrão, o fotão transfere para o electrão toda a sua energia, libertando-o do átomo. Como resultado do efeito fotoeléctrico dá-se a ionização do átomo sendo formado um ião e um electrão livre. A lacuna criada no átomo é preenchida por um electrão das camadas externas (de menor energia), libertando energia.

A dispersão de Compton ocorre quando um fotão com energia superior à energia de ligação do electrão interage com um electrão libertando-o do átomo sendo este fotão deflectido e perdendo alguma da sua energia inicial.

A interacção da radiação X em TC dá-se maioritariamente por efeito fotoeléctrico pois este efeito dá-se maioritariamente para baixas energias (< 35 keV). Para a gama de energia dos fotões utilizados em sistemas TC e para o número atómico dos elementos que constituem o corpo humano a atenuação por efeito fotoeléctrico é directamente proporcional  $Z^3$  e inversamente proporcional  $E^3$ . Esta dependência (do número atómico) é a principal responsável pelo contraste existente nas imagens médicas produzidas por radiação X.

Quando a energia dos fotões aumenta é o efeito de Compton que se torna preponderante, ou seja, os fotões interagem com os electrões livres da matéria havendo uma diminuição de energia. Uma vez que o número de electrões por unidade de massa decresce com o número atómico de uma forma muito lenta, a razão a dispersão de Compton é aproximadamente constante com a energia. Como o fotão proveniente do efeito de Compton pode sofrer colisões adicionais antes de sair do paciente contribuindo para a radiação dispersa, o efeito de Compton é o principal responsável pelo ruído da imagem.

Quando os fótons cedem parte da sua energia a todos os elementos de volume do objecto, os restantes são fótons secundários correspondentes à diferença de energia entre os fótons incidentes e emergentes. Em TC ocorre uma sucessão de eventos deste tipo, com perda gradual de energia. 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 ao longo de cada feixe.

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad 2.1$$

Devido aos diferentes coeficientes de atenuação dos tecidos, ocorrerá uma variação da intensidade do feixe emergente, com a distância percorrida ( $d$ ), que permitirá retirar valores de densidade proporcionais de coeficientes de atenuação linear dos elementos da imagem, correspondente a diferentes anatomias, ou seja os tecidos são discriminados mediante o seu coeficiente de atenuação, que depende, das interacções sofridas na matéria.

## 2.1. Escala de Hounsfield

A escala de Hounsfield quantifica os valores dos coeficientes de atenuação ( $\mu$ ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas percorridas pelo feixe de raios X em Unidades de Hounsfield (UH) (ou números TC), de acordo com a seguinte equação [14]:

$$UH = \frac{\mu_T - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad 2.2$$

Onde  $\mu_T$  é o coeficiente de atenuação para um tecido genérico e  $\mu_{\text{água}}$  é o coeficiente de atenuação da água.

Os valores de Hounsfield são definidos como -1000 para o ar e 0 para a água. Deste modo os tecidos pulmonares e a gordura apresentam UH negativos devido à sua baixa densidade. A maioria dos órgãos e tecidos (músculo, tecidos de ligação, etc.) têm valores positivos.

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. Estrutura de um equipamento de Tomografia Computorizada (principais componentes)

Um equipamento Tomografia Computorizada tem como objectivo a aquisição de dados relativos aos coeficientes de atenuação dos materiais atravessados pelo feixe de radiação X, o seu processamento e a apresentação das imagens reconstruídas. Em termos gerais a estrutura geral de um equipamento de Tomografia Computorizada está evidenciada genericamente na Figura 2.1 (pág. seguinte) sendo constituído pelos seguintes elementos:

- Sistema de aquisição e transferência de dados:
  - *Gantry* - é a abertura por onde o paciente se desloca durante um exame. Nela estão montados:
    - A ampola de raios X
    - O gerador de alta tensão
    - O sistema de colimação
    - Os detectores
    - O sistema de refrigeração
  - Unidade de alta tensão
  - Mesa
  - Unidade de transferência de dados

É neste componente que se dá a aquisição de dados. A emissão dos raios X é efectuada pela ampola de dimensões de foco reduzidas e que tem uma elevada capacidade calorífica. As altas velocidades de rotação da *gantry* atingidas nos tomógrafos actuais são possíveis devido às unidades de alta tensão e frequência que apresentam dimensões reduzidas e se incorporam na parte móvel do sistema junto da ampola de raios X. É ainda de frisar que nos actuais equipamentos TC as *gantries* dispõem da tecnologia *slipring* (escovas deslizantes) que consistem em anéis de contacto deslizante em que as partes móveis contêm anéis condutores sobre os quais contactam escovas fixas. Esta tecnologia permite a transmissão da alta tensão para o tubo, dos dados digitais e da alimentação de baixa tensão. Deste modo não existem cabos a ligar as partes móveis à parte fixa permitindo tempos de rotação extremamente curtos como se verá adiante neste capítulo.

- Sistema de computorização
  - Controlo do sistema por parte do operador
  - Processamento dos dados pelo computador
  - Reconstrução e registo da imagem
- Sistema de registo de imagem
- Segunda consola para pós-processamento da imagem

A conversão dos dados que saem da *gantry* em sinal analógico para sinal digital é efectuada por conversores analógico-digital ADC (Analogic-to-Digital Converters). Este sistema permite a transformação de um sinal eléctrico proveniente dos detectores em informação digital, passível de ser corrigida através de algoritmos reconstruindo a imagem, que posteriormente pode ser registada em película, CD ou DVD e arquivada, normalmente, em sistemas de P.A.C.S. (*Picture Archiving and Communication System*).

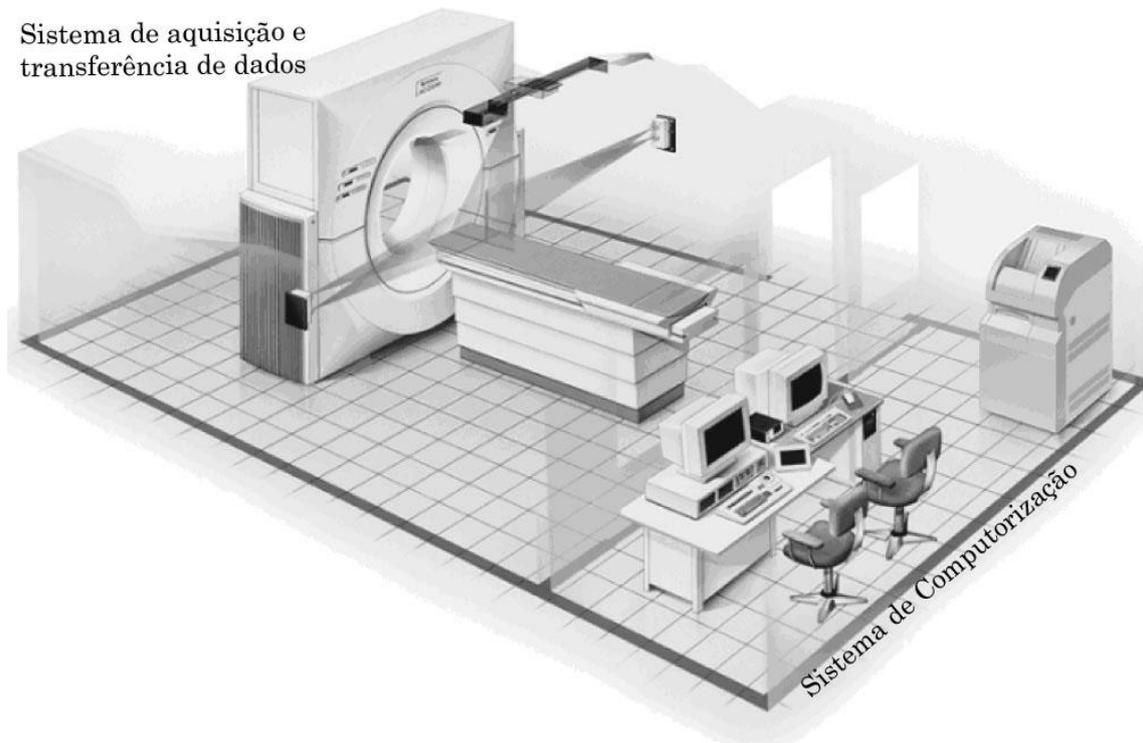


Figura 2.1 – Estrutura genérica de um sistema TC – Adaptado de [21]

### 2.3. Diferentes gerações de TC

O primeiro protótipo, apenas para estudo do crânio, foi instalado em 1971. Em 1974, foi instalado o primeiro tomógrafo de corpo inteiro. O progresso na Tomografia Computorizada é acompanhado de características específicas que caracterizam as diferentes gerações. Nos tomógrafos de primeira geração, a ampola de raios X, realiza um movimento de translação linear, a qual emite um feixe de raios X de forma contínua, sendo conhecidos por sistemas de translação rotação. Estes tomógrafos apresentavam um feixe muito colimado de raios X e apenas um detector [12]. O princípio de funcionamento da aquisição de dados baseia-se primeiramente num movimento linear de translação do conjunto que suporta a ampola de radiação X e o detector de modo a obter um conjunto de medições individuais e adquirir projecções segundo uma dada direcção. Após o movimento de translação o conjunto ampola de raios X/detector roda um pequeno ângulo ( $1^\circ$ ) para a próxima posição angular e estabelece-se um novo movimento de translação em sentido contrário de modo a adquirir uma nova projecção como mostra a Figura 2.2 [13]. Eram necessárias 180 projecções num tempo de cerca de 4 minutos para a aquisição de um único corte tomográfico.

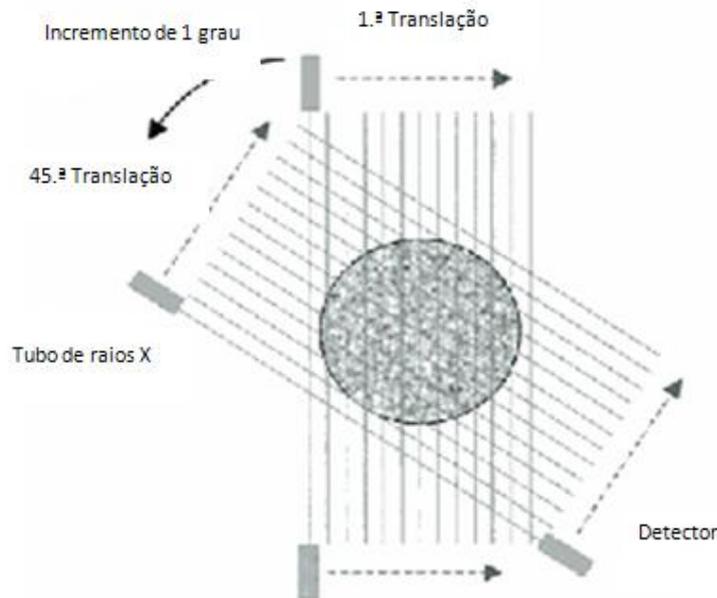


Figura 2.2 – Geometria de primeira geração de equipamentos TC – Adaptado de [12]

Uma vez que os exames clínicos requeriam um tempo de processamento demasiado longo, as imagens apresentavam diversos tipos de artefactos devido aos movimentos efectuados pelos pacientes no desenrolar do exame [13]. Deste modo foi necessário reduzir o tempo de corte. De modo a combater este problema foram criados os sistemas de 2ª geração como mostra a Figura 2.3. Estes sistemas eram ainda de rotação-translação, mas utilizavam múltiplos detectores, reduzindo o número de passos de rotação, e o tempo de corte para 20-60 segundos [14]. O feixe de radiação X é em forma de leque sendo a sua abertura, normalmente, de cerca de 10 graus, reduzindo o tempo de corte num factor de 10, uma vez que eram medidas múltiplas projecções em simultâneo.

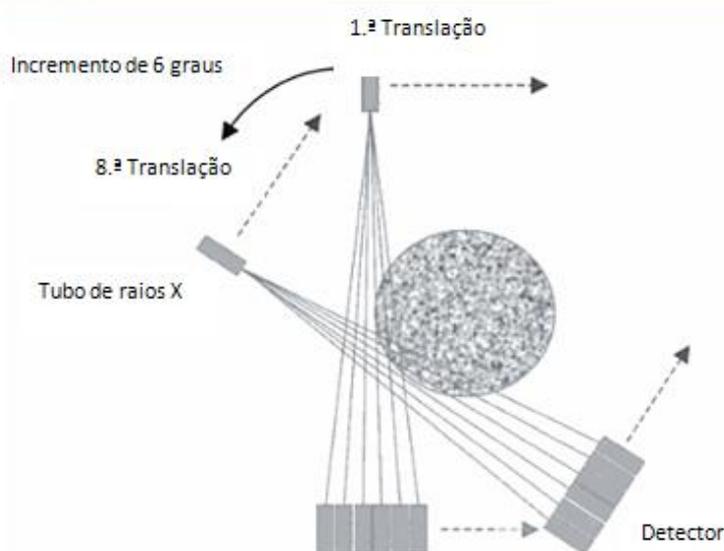


Figura 2.3 -- Geometria de segunda geração – Adaptado de [12]

Na terceira geração de tomógrafos, o movimento de translação é eliminado como mostra a Figura 2.4 (página seguinte). Nesta configuração, um grande número de detectores é colocado com um arranjo concêntrico que definem um ângulo com vértice no foco da ampola de raios X o qual está acoplado ao sistema de detectores que rodam em simultâneo [12]. O tamanho dos detectores é suficientemente grande para enquadrar um objecto inteiro no campo de “visão” dos detectores. Para a execução de um corte a ampola de raios X e o conjunto de detectores rodam 360° em torno do paciente. O maior desafio deste *design* prende-se com estabilidade na resposta dos detectores, no entanto permite a sua calibração em tempo real pelo facto existir algumas posições para cada detector em que este é exposto ao feixe directo. Deste modo a parte do feixe ( $I_0$ ) que incide directamente sobre o detector serve de referência [13] para a calibração dos restantes detectores que detectam o feixe emergente do corpo examinado.

As imensas vantagens ao nível da tecnologia e da metodologia introduzidas nos equipamentos de TC da terceira geração, ditaram que a actual geração de tomógrafos se baseie no estado-de-arte da tecnologia desta geração.

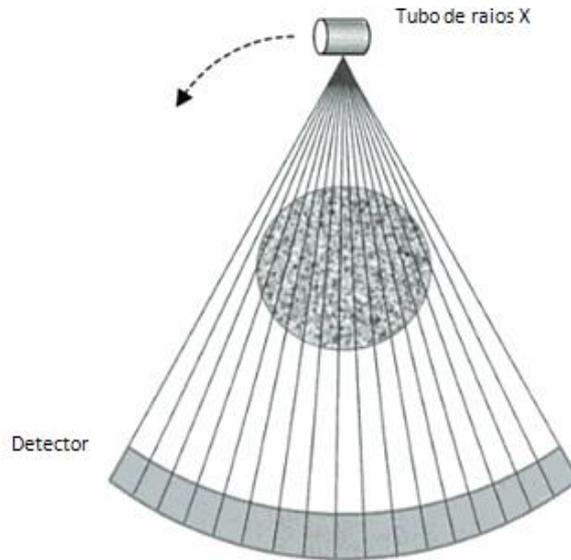


Figura 2.4 – Geometria de terceira geração – Adaptado de [12]

Nos modelos desta geração de equipamentos de TC, a alimentação da ampola de raios X assim como os sinais dos detectores eram transmitidos por cabos. Limitações do tamanho dos cabos forçavam a *gantry* a rodar no sentido horário e anti-horário ao adquirir cortes adjacentes. Deste modo constantes acelerações e desacelerações da *gantry* eram o principal limitador do tempo de corte. Os modelos posteriores a esta geração introduziram a tecnologia *sliprings* (anéis de contacto deslizantes) para a alimentação e para a aquisição e transmissão de dados. Assim a *gantry* pode rodar numa velocidade constante durante sucessivos *scans*, e o tempo necessário para efectuar um corte foi reduzido para cerca de 1 segundo ou menos. A introdução dos *sliprings* é uma das peças chaves do sucesso dos equipamentos de TC espirais como se mostra mais à frente neste capítulo. A velocidade dos exames é limitada principalmente pela capacidade de débito dos raios X da ampola assim como a velocidade de transferência de dados para o computador.

Devido às limitações resultantes do desequilíbrio mecânico, que provocam artefactos na imagem (*ring artefacts*), assim como a estabilidade na resposta dos detectores desta geometria foram criados os sistemas de quarta geração. Neste *design* os detectores encontram-se distribuídos estacionariamente em anel na *gantry* só se movendo a ampola de raios X (numa trajectória interna ou externa ao anel de detectores). Contrariamente aos modelos de terceira geração, a projecção é formada pelos dados medidos em cada detector, em que os feixes de raios X abrangem todo o objecto. Assim a projecção faz um leque com vértice nos sucessivos detectores e para deslocamentos da ampola para arcos que abranjam todo o objecto como se verifica na Figura 2.5. Os problemas relativos à estabilidade dos detectores não se colocam neste tipo de arquitectura uma vez que a medição das fracções do feixe que são transmitidas não depende do ganho dos diferentes detectores, como se verificava no caso dos equipamentos de TC terceira geração, mas sim de cada detector em particular. Os tempos de corte deste design são inferiores a 1 segundo. A maior dificuldade na implementação desta arquitectura está no número de detectores necessários para completar o anel em torno do paciente. Por este facto os equipamentos baseados na concepção da 3ª geração são ainda os mais divulgados, por apresentarem um menor custo e ser mais simples a sua implementação pois a técnica de reconstrução é mais simples [12].

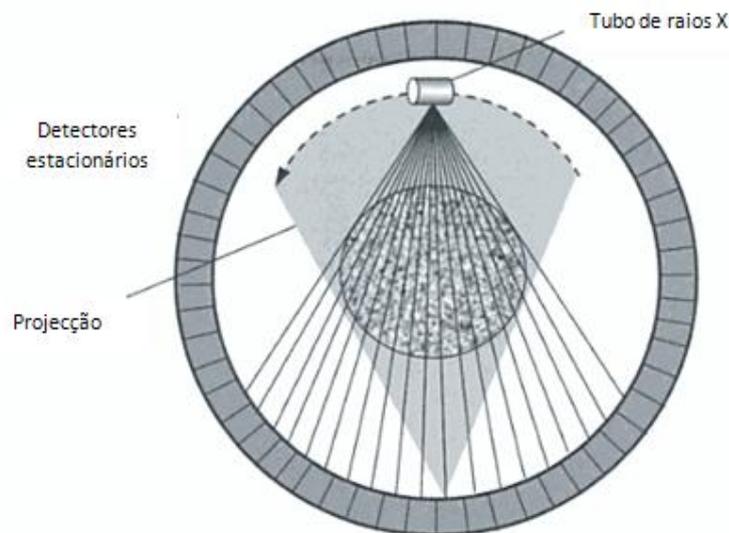


Figura 2.5 – Geometria de quarta geração – Adaptado de [12]

Os tomógrafos de quinta geração ou tomógrafos de feixe de electrões foram construídos em 1980 e 1984 para aplicações cardíacas uma vez que são necessários tempos de varrimento inferiores a 50 ms. Estes dispositivos não apresentam movimentos de partes mecânicas, e o movimento de rotação do feixe de raios X é efectuado por uma focagem magnética do feixe de electrões. No *design* dos equipamentos de 5ª geração, os electrões são acelerados e podem ser focados em vários ângulos em forma de arco de cerca de 210°. Um feixe de electrões é emitido e a sua direcção é controlada por bobinas existentes ao longo do trajecto do feixe e feito rodar de modo a embater nas múltiplas pistas de foco existentes no ânodo circular. Assim os electrões varrem o alvo produzindo raios X em diferentes direcções, e uma vez que o feixe de electrões pode ser deflectido muito rapidamente, este tipo de tomógrafos estabelece tempos de varredura extremamente baixos, pelo que também são designados de tomógrafos Ultra – Rápidos (Figura 2.6) [14].

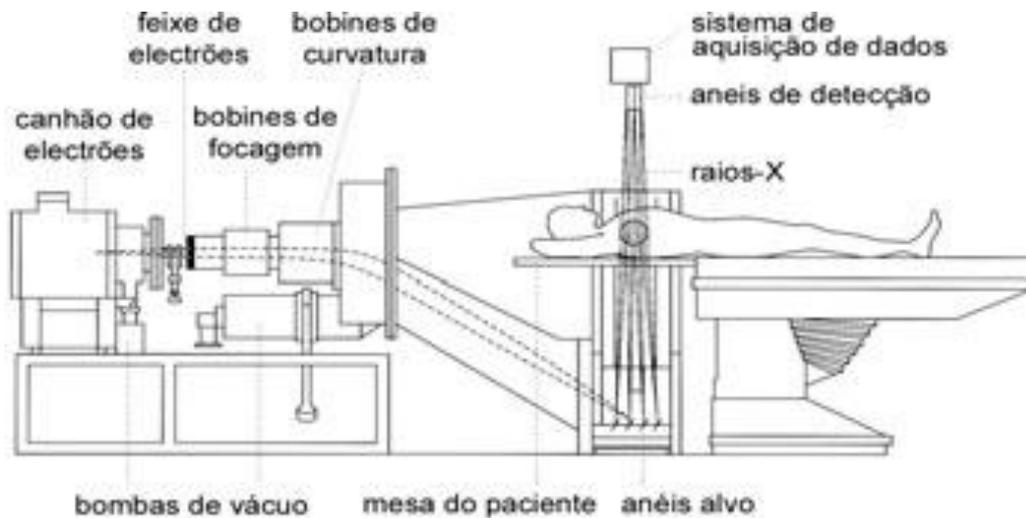


Figura 2.6 – Geometria de quinta geração – Retirado de (15)

## 2.4. TC Helicoidal

Toda a discussão previamente apresentada relativamente às gerações de equipamentos, tecnologias e metodologias utilizadas em Tomografia Computorizada foi efectuada considerando apenas num tipo de protocolo designado *step-and-shoot mode* (sequencial). Neste tipo de protocolo há períodos de aquisição de dados e períodos em que não existe aquisição de dados. Durante a aquisição o paciente mantém-se estacionário enquanto a ampola de raios X e os detectores rodam à sua volta a uma velocidade constante. Uma vez efectuada uma aquisição de dados completa para um corte começa o período em que não se dá aquisição, em que o paciente é colocado na próxima localização a ser estudada. Para os exames de TC típicos, este período em que não existe aquisição de dados demora alguns segundos por motivos mecânicos assim como por restrições inerentes ao paciente (movimentos bruscos da mesa poderiam movimentar os órgãos). Como o tempo em que se realiza a aquisição é aproximadamente igual ao tempo em que se dá o deslocamento da mesa, só 50% do tempo total é efectivamente utilizado na realização do exame.

A TC helicoidal, espiral ou volumétrica (nomenclatura diferente dependendo do fabricante) surge no final dos anos 80 e apresenta inúmeras vantagens relativamente aos modelos axiais das gerações anteriores [16]. Como já foi referido, enquanto na TC convencional a mesa move-se incrementalmente ao fim de cada rotação, neste tipo de *design* a mesa move-se a uma velocidade constante. A aquisição de dados é contínua, sendo as projecções adquiridas continuamente, enquanto o paciente é deslocado com velocidade constante. Deste modo as acelerações e desacelerações do paciente durante a alternância de períodos de aquisição de dados são eliminadas, ou seja o tempo efectivo de exame é de 100%. Este modo de varrimento é designado por helicoidal ou espiral, pois a combinação de movimentos da mesa e da ampola de raios X originam que as múltiplas projecções axiais definam no espaço, a um ponto equidistante do eixo, uma espiral com o eixo coincidente com o eixo do sistema, tal como se pode verificar na Figura 2.7 (página seguinte). O modo de rotação da ampola de raios X assim como a configuração dos detectores é igual a um dos *designs* empregues num dos sistemas de terceira ou quarta geração no entanto a mesa executa um movimento de translação.

A imagem pode ser gerada a partir de qualquer segmento do volume, uma vez que a posição em que se encontra a mesa não está directamente relacionada com a reconstrução da imagem. As imagens seccionais podem ser produzidas em níveis arbitrários, e imagens individuais poderão ser sobrepostas sem acarretar um acréscimo de exposição à radiação.

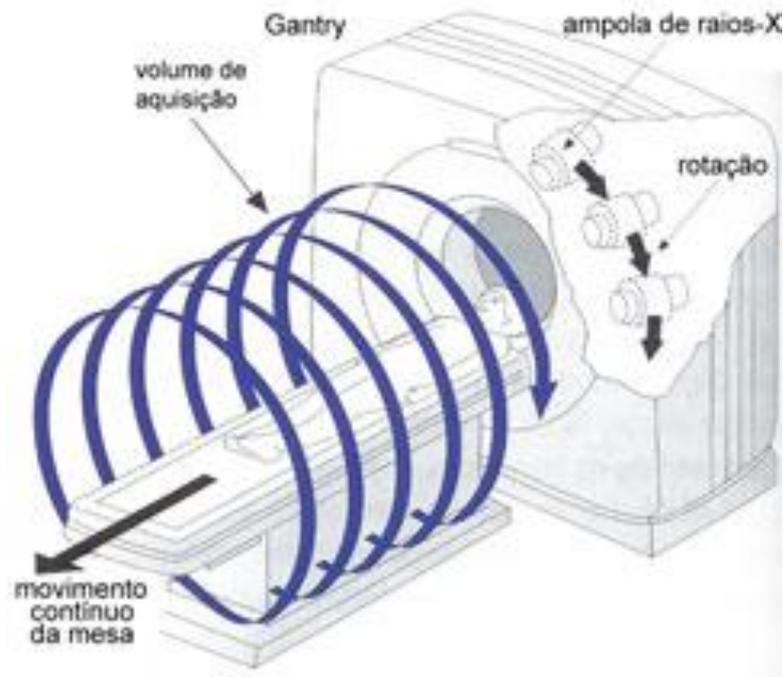


Figura 2.7 - Princípio de aquisição helicoidal – Retirado de [15]

## 2.5. TC Helicoidal Multicorte

Um dos principais problemas relativos à TC helicoidal mono-corte é a relação inversa entre o comprimento de varrimento do paciente e a resolução espacial ao longo do eixo dos ZZ (eixo de translação da mesa e do paciente) [17]. De modo a solucionar este problema foram introduzidos os tomógrafos capazes de adquirir múltiplos cortes com velocidades de rotação mais elevadas. Embora já estivessem disponíveis em 1992 tomógrafos helicoidais de dois cortes, nomeadamente o equipamento Elscint *CT Twin*, os primeiros tomógrafos considerados multicorte (4 cortes) são instalados em 1998 por quatro fabricantes (General Electrics, Siemens, Toshiba e Picker (actualmente ligada à Philips)) [16].

Os tomógrafos helicoidais multicorte (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, numa única rotação.

Os TCHMC actualmente existentes 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 múltiplas projecções são efectuadas em simultâneo podendo ser produzidas várias imagens. Assim como os tomógrafos com *design* anterior, os TCHMC dispõem da tecnologia *slipring* que permite uma aquisição

helicoidal com tempos de rotação em torno do isocentro inferiores a 0,5 segundos [14].

Comparado com os tomógrafos helicoidais mono-detector (TCHMD), os equipamentos multicorte permitem aquisições de um maior volume de dados com maior celeridade, sem sobreaquecimento significativo da ampola de raios X e com uma espessura de corte menor. Este tipo de tomógrafo é a única opção em TC existente na actualidade no mercado.

Recentemente surgiram os tomógrafos *dual-source*, pela Siemens. Este tipo de tecnologia multicorte traz uma ampola de raios X e um conjunto de detectores adicionais ao *design* multicorte. Como este tipo de equipamentos de TC utiliza simultaneamente duas fontes de raios X, em diferentes níveis de energia, pode-se adquirir dois conjuntos distintos de dados, com informações diferentes, a partir de um único exame. Deste modo pode diferenciar-se não só as diferentes anatomias como também se pode visualizar a diferenciação e caracterização dos tecidos que estas possuem. Este tipo de tecnologia é usado quase que exclusivamente para exames cardíacos, uma vez que o tempo de aquisição é extremamente rápido, no entanto, esta arquitectura amplia as possibilidades do procedimento, ao oferecer a diferenciação entre tecidos ósseos e vasculares e a identificação das formações de tumores.

### 2.4.1 Detectores

Os equipamentos actualmente utilizados em TC multicorte podem adquirir em simultâneo múltiplos cortes. Normalmente o número real de filas de detectores é superior ao número de filas de detectores activos permitindo assim ajustar convenientemente a colimação ao protocolo que se pretende efectuar. Este ajuste da colimação é conseguido pelo facto de se poder somar os sinais de detectores justapostos [18].

O *design* dos detectores é dividida em três tipos [14] como mostra a Figura 2.8 (página seguinte):

- Multicorte de matriz fixa que consiste em elementos de detectores iguais. Esta configuração permite a adaptação do sistema à aquisição de um maior número de cortes por rotação.
- Multicorte de matriz adaptativa, assimétrica ou anisotrópica que consiste em elementos de detectores que aumentam em comprimento com a distância ao

longo dos ZZ a partir do centro e nos dois sentidos. Este tipo de detectores permite uma maior eficiência, uma vez que dispõe de menos elementos possibilitando um menor número de espaços mortos entre os detectores.

- Multicorte híbrido, elementos iguais com a exceção de alguns elementos centrais de menores dimensões.

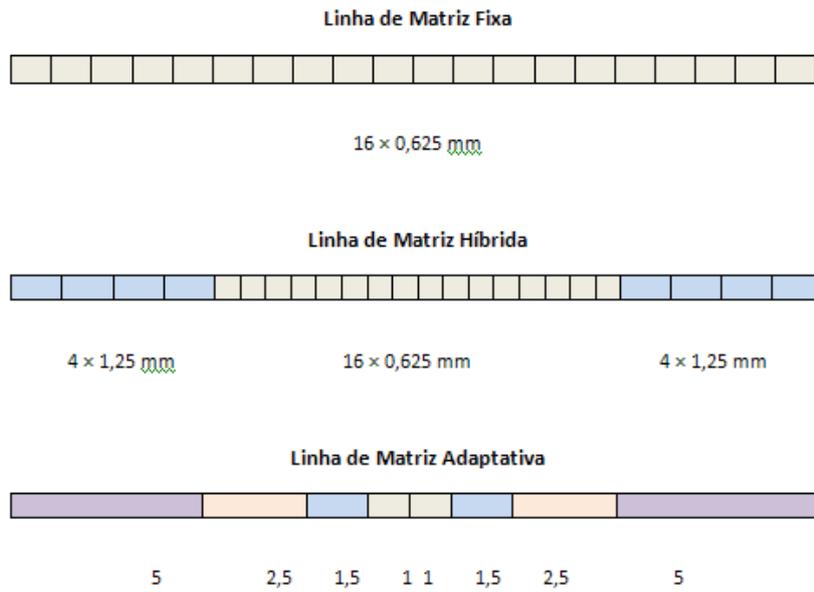


Figura 2.8 - Organização dos detectores em linha para os três sistemas considerados

## 2.6. Factores técnicos em TC

A qualidade das imagens de TC depende de dois tipos de parâmetros: os parâmetros relacionados com a dose e os parâmetros que estão relacionados com o processamento e visualização da imagem tomográfica. Os parâmetros relacionados com a dose são os factores de exposição, espessura de corte, a distância entre os cortes, o *pitch* e o volume que se pretende investigar. Os factores relativos ao processamento da imagem são o campo de visão, o tamanho da matriz de reconstrução, o algoritmo de reconstrução e as opções relativas à janela de visualização (nível e largura da janela).

### 2.6.1. Factores de exposição

Os factores de exposição são definidos pelas linhas de orientação europeias como a tensão da ampola de raios X (kV), a corrente do tubo (mA) e o tempo de exposição (s) [1]. Estes factores são os “responsáveis” pela produção dos raios X.

A tensão controla a “qualidade” do feixe de raios X e situa-se geralmente num intervalo de 80 – 140 kV. A tensão empregue na produção dos raios X faz variar a energia dos fotões produzidos. Uma alta voltagem no tubo de raios X é recomendada para exames em que se pretende uma alta resolução (pulmões) ou em exames em que se pretende que o feixe de raios X penetrem na matéria e não sejam completamente atenuados (estruturas ósseas). Para tecidos moles deverá ser utilizado uma tensão menor de modo a poder visualizar-se com melhor contraste as estruturas a estudar.

O produto intensidade de corrente pelo tempo de exposição, expresso em mAs, define a quantidade (intensidade) do feixe de raios X produzidos pela ampola. Os valores necessários de intensidade de corrente para a realização de um exame dependem do tipo de exame que se pretende efectuar, do tamanho do paciente que se pretende estudar (massa corporal), entre outros factores.

### 2.6.2. Espessura de corte

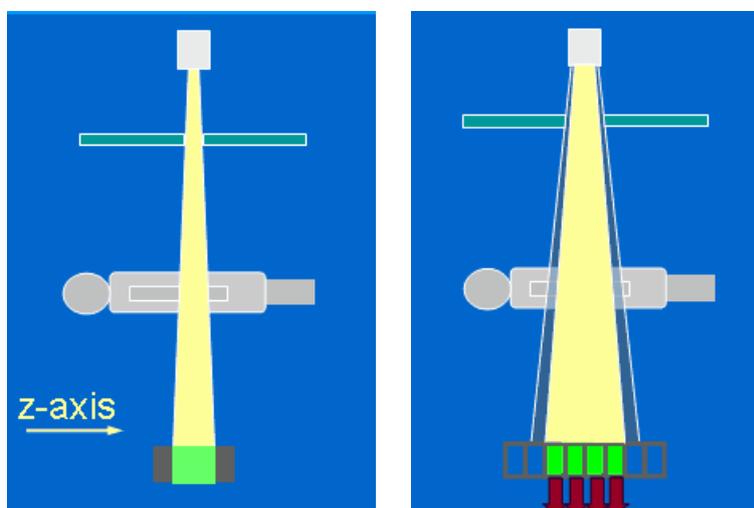
A espessura de corte tomográfico é definida como a largura a meia altura (FWHM – *full width at half maximum*) da curva de sensibilidade do sistema, no centro do campo de observação [1]. Esta é definida pelo operador consoante o tipo de procedimento que pretende efectuar e varia, normalmente, no intervalo 1 – 10 mm.

Nos tomógrafos de corte único a espessura mínima de corte é determinada pelas dimensões do foco e pela geometria do aparelho.

Nos equipamentos multicorte em que se faz uma aquisição em sequencial é a largura da aquisição de dados que, geralmente, determina a espessura do corte observado, embora possam ser reconstruídos cortes com espessura múltipla desta largura. Nos sistemas de aquisição multicorte helicoidal a largura nominal do corte não depende da largura de aquisição ou do *pitch* [17].

### 2.6.3. Colimação

Os raios X de interesse para a construção da imagem clínica são aqueles que atravessam o corpo do doente em linha recta, sem sofrerem desvios. Para que o detector seja sensível apenas a esta radiação são utilizados colimadores que permitem seleccionar a direcção e o tamanho da abertura do feixe de radiação X. A colimação resulta do efeito do colimador a saída da ampola de raios X e nalguns casos também sobre o detector (caso multicorte). Nos equipamentos multicorte a cobertura do eixo dos ZZ por rotação é dada pelo produto do número de detectores activos pela colimação (Figura 2.9 esquerda). Nos tomógrafos monocorte a largura nominal do corte a usar segundo o eixo dos ZZ é determinada pela colimação (Figura 2.9 direita).



**Figura 2.9 – Colimação do feixe de raios X de um sistema mono-corte (esquerda) e um sistema multi-corte (direita).**

**No sistema monocorte a largura nominal do corte a usar segundo o eixo dos ZZ é determinada pela colimação enquanto que no sistema multi-corte é dada pelo produto de detectores activos (4 de 8 neste exemplo) pela colimação.**

#### 2.6.4. *Pitch* (Passo)

O *pitch* (P) é um parâmetro extremamente útil em exames tomográficos e corresponde à deslocação da mesa durante o exame de TC.

Nos equipamentos helicoidais monocorte define-se como a relação entre o deslocamento axial da mesa por rotação do conjunto ampola/raios X (T) e a espessura nominal do corte (h) [14]:

$$P = \frac{T}{h} \quad 2.4$$

Para os equipamentos multicorte o conceito de *pitch* tem um significado diferente, uma vez que são usados múltiplas filas de detectores na aquisição de dados. Nestes equipamentos é utilizado o conceito de passo efectivo que se define como sendo a razão entre o deslocamento da mesa (T) e o produto da espessura da secção (S) pelo número (N) de secções adquiridas em simultâneo. A equação abaixo mencionada reflecte o factor *pitch* ou simplesmente *pitch*:

$$P = \frac{T}{NS} \quad 2.5$$

A escolha do *pitch* é decidida por considerações relativas à informação clínica situando-se normalmente entre 1 e 2. Se o *pitch* for igual a 1 a mesa avança uma distância idêntica à espessura da secção durante uma rotação de 360°. Um *pitch* superior a 1 é recomendado pelas *guidelines* europeias uma vez que reduz a dose pois aumenta a cobertura do eixo dos ZZ durante uma única rotação da ampola de raios X. Um *pitch* menor que 1 faz com que o avanço da mesa seja menor que a espessura da colimação, aumentando assim a resolução sobre o eixo dos ZZ para reconstruções 3D, por exemplo.

### 2.6.5. Campo de Visão

O campo de visão (FOV<sup>3</sup>) é definido como o diâmetro máximo em que a imagem é reconstruída, isto é, é o diâmetro da área que é visualizada. Este valor situa-se normalmente num intervalo de 12 a 50 cm e é seleccionado pelo utilizador.

O tamanho dos pixéis em TC é determinado dividindo-se o FOV pelo tamanho da matriz de reconstrução.

### 2.6.6. Matriz de reconstrução

A matriz de reconstrução é o arranjo dos pixéis numa tabela de linhas e colunas na imagem reconstruída. O número total de pixéis numa imagem é o produto do número de pixéis atribuídos à dimensão horizontal com atributo à dimensão vertical da matriz de reconstrução. Normalmente esta situa-se nos 512 X 512 (Figura 2.10).

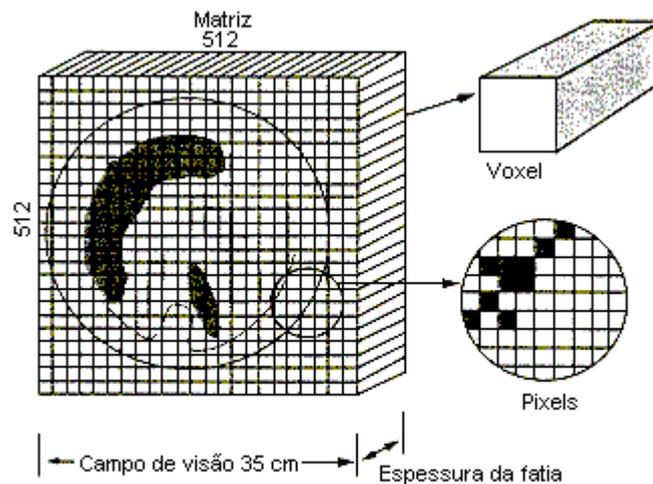


Figura 2.10 – Relação entre o campo de visão, tamanho da matriz, voxel (produto pixel pela espessura de corte) e pixel numa imagem tomográfica – retirado de [44]

<sup>3</sup> Field of View

### 2.6.7. Filtros

Diferentes tipos de filtros (*software*) podem ser utilizados na reconstrução filtrada das imagens tomográficas, oferecendo diferentes compromissos entre a resolução espacial, de baixo contraste e o ruído.

Alguns filtros (*sharpened*) são frequentemente utilizados na reconstrução de imagens em que se pretende detalhes finos no entanto aumentam os níveis de ruído da imagem, tais como os algoritmos para a visualização do osso. Algoritmos tais como para os tecidos moles (cérebro por exemplo) oferecem alguma suavização (filtros *smooth*), que diminui o ruído na imagem mas também diminui a resolução espacial. A escolha do melhor filtro é efectuada pelo radiologista tendo em conta o objectivo clínico.



### 3. Qualidade de imagem em TC

A Qualidade da Imagem (QI) é uma característica de uma imagem digital que mede a degradação da imagem. Os sistemas de imagiologia podem introduzir distorção ou artefactos no sinal, de forma que a avaliação da qualidade é um problema importante a ser estudado. A qualidade de imagem afecta directamente a capacidade de identificar e delinear volumes alvo e estruturas críticas para o radiodiagnóstico.

Todas as imagens médicas geradas por radiação são reconstruídas a partir de informação cuja natureza está sujeita a flutuações estatísticas, por natureza, sofrendo flutuações de modo aleatório, em torno de um valor médio, e com um erro previsível [14].

A finalidade da TC é a obtenção de imagens paramétricas do coeficiente de atenuação linear em cada ponto de uma secção espessa do corpo a partir de um conjunto de projecções obtidas para diferentes ângulos, em torno do objecto.

A TC é um processo no qual um conjunto de detectores juntamente com a fonte de raios X roda em torno de um objecto. O movimento do objecto em direcção perpendicular ao conjunto de detectores/fonte permite a obtenção de um conjunto de cortes e possibilita uma análise tridimensional do objecto.

A imagem TC reconstruída é essencialmente um mapa ponderado da atenuação dos raios X nos tecidos. A sua precisão é limitada pelas limitações físicas (flutuações estatísticas de natureza quântica) inerentes ao sistema assim como limitações de dose impostas do radiodiagnóstico.

A qualidade de imagem pode ser expressa em termos de parâmetros físicos, tais como a uniformidade, linearidade, ruído, resolução espacial e resolução de baixo contraste. Estes parâmetros são mensuráveis utilizando fantasmas adequados.

#### 3.1. Linearidade

A linearidade de sistema de Tomografia Computadorizada define o modo como são respeitadas na imagem as variações no valor dos coeficientes de atenuação do objecto [14]. Esta característica (linearidade) é essencial para a correcta avaliação de uma imagem de TC. A relação entre os números TC e os coeficientes de atenuação traduz-se numa curva que deve ser linear [13].

A verificação da linearidade é crucial, pois estabelece a constância da escala de contraste ao longo de uma vasta gama de números TC de interesse clínico.

Para a energia dos fotões (70 keV em valor médio) utilizadas na maioria dos aparelhos TC, a gama de atenuação dos tecidos moles está devidamente enquadrada

para valores de atenuação de plásticos com densidades no intervalo do polietileno e plexiglas e do acrílico [19].

### 3.2. Uniformidade

A uniformidade, em TC, define-se como a variação dos números TC num objecto homogéneo deve ser a mesma, dentro de limites restritos, sobre diversas regiões do corte [20]. Traduz as variações na resposta, pixel por pixel, na imagem do corte de um objecto uniforme [21].

As variações das UH devem-se maioritariamente ao fenómeno físico do endurecimento do feixe<sup>4</sup> de raios X assim como à concepção dos equipamentos e aos algoritmos de reconstrução.

### 3.3. Ruído

Uma imagem de TC num objecto uniforme revela variações aleatórias dos valores dos píxéis em torno de um valor médio [19]. As variações em unidade TC observáveis em cortes de objectos uniformes correspondem a ruído na imagem [14]. O ruído é uma medida particularmente importante no desempenho do aparelho TC assim como na discriminação dos coeficientes de atenuação entre tecidos normais e patológicos, isto é, coloca um limite menor para o nível de contraste que o observador consegue distinguir, sendo crítico para avaliações clínicas de baixo contraste.

Os factores mais importantes que condicionam o ruído no pixel ( $R_p$ ) são o ruído quântico ( $R_Q$ ) e o ruído electrónico ( $R_E$ ), relacionados pela seguinte equação [19]:

$$R_p = \sqrt{R_E^2 + R_Q^2} \quad 3.1$$

O ruído electrónico surge como a variação aleatória do sinal antes da digitalização. É inerente ao tomógrafo e praticamente independente dos factores de aquisição. De tal forma, pode ser considerado aproximadamente constante.

Na maioria das imagens clínicas o ruído predominante é o ruído quântico que é directamente afectado pelos factores de exposição. Este decorre da incerteza estatística no número de fotões dos raios X recolhidos na formação da imagem.

---

<sup>4</sup> O endurecimento do feixe ocorre quando os fotões de menor energia são absorvidos pelos primeiros tecidos, não chegando aos tecidos que se encontram na região oposta, pelo que tecidos iguais em regiões opostas são atenuados de modo diferente e em média o feixe é mais penetrante pelo que se diz “endurecimento do feixe”

Quando se detectam os fótons que interagem na área de cada elemento de resolução durante algum tempo, o número de fótons detectados é aleatório, que no entanto pode ser quantificado por [14]:

$$R_Q = N^{\frac{1}{2}} \quad 3.2$$

Onde é N representa o número de fótons transmitidos e detectados para a formação da imagem.

O problema médico em estudo e a qualidade da imagem exigida deverá determinar qual o nível de ruído que é razoavelmente praticável tomando em conta a dose sobre o paciente.

### 3.4. Resolução espacial

A resolução espacial é um parâmetro frequentemente utilizado na avaliação de imagens médicas. É geralmente designada como resolução de alto contraste.

A resolução espacial de alto contraste determina a dimensão mínima de pormenor que é possível visualizar no plano de corte com um contraste superior a 10%. Caracteriza-se pela capacidade de distinguir entre dois objectos separados por espaços muito pequenos.

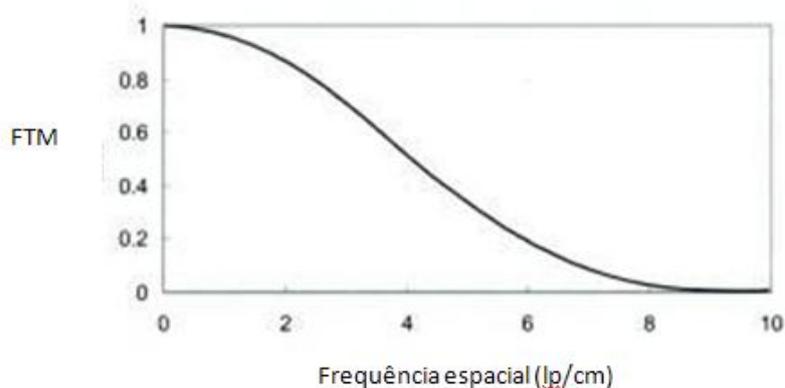
A resolução espacial é tipicamente especificada em termos de pares de linhas por centímetro (lp/cm). Os pares de linhas são barras “brancas e pretas” de tamanho igual que podem ser medidas em fantasmas específicos para o efeito.

Uma forma de avaliar a resolução espacial consiste na determinação da Função de Transferência de Modulação (FTM). Esta função reflecte a capacidade do sistema transferir o contraste do objecto para o contraste da imagem. Existe uma relação directa quer com a resposta pontual  $h(x)$  quer com a resposta a uma linha  $h_L(x)$ . A curva FTM é descrita pela seguinte equação [12]:

$$FTM(u) = \left| \frac{H(u)}{H(0)} \right| = H_L(u) \quad 3.3$$

Em que  $H(u)$  e  $H_L(u)$  são as transformadas de Fourier das respostas pontual e a uma linha, respectivamente.  $H(0)$  reflecte o valor médio da imagem. Na prática a curva FTM é calculada recorrendo a fantasmas pontuais ou com linhas e efectuando-se as correspondentes transformações de Fourier das imagens resultantes [15].

A curva FTM apresenta-se normalmente como mostra a Figura 3.1.



**Figura 3.1 - Função de Transferência de Modulação ou curva contraste detalhe – Adaptado de [13]**

Na literatura é frequente utilizar-se a FTM 50%, 10 % ou 0% para indicar as frequências, correspondendo aos pontos onde a magnitude da curva é 50%, 10% ou 0% [12].

Outra forma (a empregue neste trabalho) consiste em avaliar subjectivamente<sup>5</sup> o número de pares de linhas que se consegue identificar com menor espessura num fantoma específico para o efeito. Este valor é assumido como representativo FTM de magnitude de 5%. Esta abordagem encontra-se melhor explicada no capítulo 5.

A resolução espacial depende de vários parâmetros tais como a abertura do foco e dos colimadores, o tipo de filtro utilizado, do algoritmo de reconstrução e dos factores de exposição tais como mAs, kV, espessura de corte, etc.

---

<sup>5</sup> Este tipo de avaliação exige ao operador uma certa destreza de modo a identificar quantos pares de linhas consegue distinguir. Não é um parâmetro que pode ser inteiramente mensurável.

### 3.5. Resolução de contraste

A resolução de contraste (geralmente designada resolução de baixo contraste) determina o tamanho de pormenor que pode ser reproduzido visualmente quando existe apenas uma pequena diferença de densidade de um objecto em relação à área circundante [1].

O contraste relativo é simplesmente a diferença da média dos números TC entre duas regiões adjacentes. Uma vez que os números TC estão directamente relacionados com a água e os coeficientes de atenuação do material, o contraste relativo (CR) pode ser definido como [19]:

$$CR = \frac{k}{\mu_w(E)} [\mu_1(E) - \mu_2(E)] \quad 3.4$$

Onde  $\mu_w(E)$ ,  $\mu_1(E)$  e  $\mu_2(E)$  são os coeficientes de atenuação linear da água, material 1 e material 2, respectivamente e k representa a constante da escala dos números TC (1000). Uma vez que os materiais 1 e 2 possuem a mesma composição, deferindo apenas na diferença de densidade ( $\rho$ ), os seus coeficientes de atenuação são iguais e tem-se que [19]:

$$CR = \frac{k}{\mu_w(E)} \cdot \frac{\mu_1}{\rho_1}(E) [\rho_1 - \rho_2] \quad 3.5$$

Os fantasmas específicos para o cálculo da resolução de baixo contraste utilizam este princípio.

Para o estudo dos tecidos moles a resolução de baixo contraste é, possivelmente, o factor mais importante na qualidade da imagem, relevando a sua importância em 90% dos estudos clínicos (sendo nos outros 10% a resolução espacial o índice mais importante).



## 4. Dose em Tomografia Computadorizada

Os raios X utilizados para fins imagiológicos nas práticas médicas são uma ferramenta vital para o diagnóstico de uma vasta gama de patologias. A Tomografia Computorizada é um dos procedimentos que tem aumentado nas últimas décadas pois oferece um diagnóstico preciso e rápido para uma grande variedade de situações clínicas. Desde que as exposições sejam clinicamente justificadas, são claras as vantagens para a saúde do paciente comparativamente aos riscos associados à exposição a radiação ionizante a que estão sujeitos [17].

As aplicações médicas das radiações ionizantes, mais concretamente das radiações provenientes dos exames de TC constituem, de acordo com o NCRP<sup>6</sup> uma das maiores fontes de exposição dos indivíduos às radiações ionizantes de origem artificial, cerca de 50% (origem médica) como mostra a Figura 4.1 (Página seguinte) [2]. Mais especificamente, a utilização da TC como meio de diagnóstico é actualmente responsável, nos Estados Unidos da América, por cerca de um quarto da exposição da população a radiações ionizantes.

Mesmo com o rápido crescimento do número de exames de TC, estes representam ainda uma parte relativamente pequena do número total de exames de radiodiagnóstico, mas com um montante desproporcionado do total da exposição dos pacientes à radiação. Estima-se que nos últimos anos cerca de 13% de todos os procedimentos de radiodiagnósticos emprega esta técnica sendo responsável por 50% da exposição dos pacientes à radiação ionizante [23].

Os principais objectivos para a dosimetria em radiodiagnóstico são:

- Determinar a dose inerente a um determinado exame;
- Avaliar o risco radiológico para o paciente;
- Permitir a comparação de protocolos em função do binómio dose versus qualidade de imagem;
- Estimar a dose colectiva para população;
- Avaliar o desempenho do equipamento como parte da garantia de qualidade do radiodiagnóstico.
- Desenhar as barreiras de blindagem necessárias para efeitos de protecção radiológica de profissionais e membros do público, em instalações de radiologia

---

<sup>6</sup> National Council for Radiological Protection, instituição dos Estados Unidos da América.

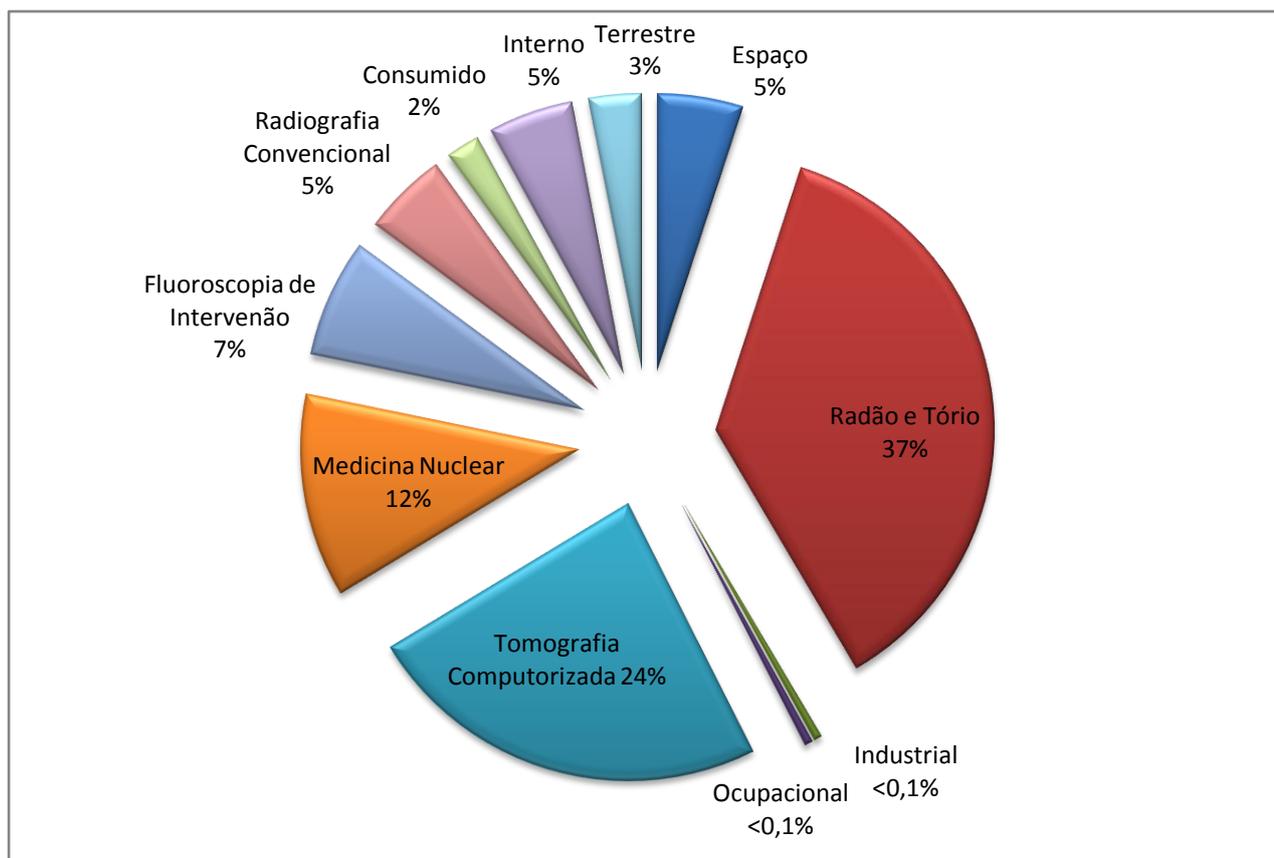


Figura 4.1 - Estimativa obtida pelos dados da NCRP para os diferentes tipos de proveniência da radiação ionizante para os países desenvolvidos – Adaptado de [2]

#### 4.1. Grandezas dosimétricas

Múltiplas grandezas dosimétricas e correspondentes unidades foram introduzidas desde a descoberta dos raios X. O Roentgen (R) é a unidade de medida para a exposição do ar e é definido como a quantidade de raios X ou gama necessários para produzir  $2,08 \times 10^9$  pares de iões num  $1\text{cm}^3$  de ar seco nas condições PTN<sup>7</sup>. A dose absorvida é definida como a quociente entre a energia cedida  $dE$  (expressa em Joule) pela radiação ionizante num volume de massa  $dm$  (expressa em kilograma):

$$D = \frac{dE}{dm} \quad 4.1$$

<sup>7</sup> As condições de temperatura e pressão normais (PTN) referem-se à condição experimental com temperatura e pressão de 273,15 K (0 °C) e 1 atm, respectivamente.

Sendo expressa no SI<sup>8</sup>, em unidade de Gray (Gy):

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 100 \text{ rad} \quad 4.2$$

O mesmo valor de dose absorvida, devido a diferentes tipos de radiação ou incidente em diferentes tecidos, pode originar efeitos biológicos distintos. Para diferentes tipos de radiação foi então definido o respectivo factor de qualidade (Q), tendo sido introduzido o conceito de dose equivalente [7-8]:

$$H = Q \cdot D \quad 4.3$$

Esta quantidade dosimétrica é expressa em Sierverts (Sv).

As condições de exposição durante os exames de TC são bastante diferentes dos procedimentos e técnicas convencionais de raios X. A dose em TC tem características específicas, uma vez que toda a radiação está confinada à espessura do corte tomográfico, excluindo a radiação dispersa. Apresentam-se seguidamente grandezas dosimétricas cuja utilização é específica da TC e reflecte as especificidades deste tipo de procedimento.

## 4.2. CTDI

A principal medida utilizada em TC é o Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI) e é definida [13]:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (mGy) \quad 4.4$$

Onde  $D(z)$  representa o perfil de dose ao longo do eixo do ZZ,  $N$  representa o número de cortes tomográficos de uma única aquisição tomográfica e  $T$  representa a espessura de cada corte.

---

<sup>8</sup> Sistema Internacional

O CTDI representa, deste modo, a dose média absorvida, ao longo do eixo dos ZZ, a partir de múltiplas irradiações contíguas num único corte axial e é calculado pela divisão da dose integrada pela colimação total do feixe de radiação.

O CTDI é tomado como um valor padrão e oferece informação sobre a dose para o paciente, para protocolos e equipamentos específicos permitindo, deste modo, compará-los.

Na actualidade existem várias definições do CTDI consoante a sua determinação prática, pois este pode ser especificado em diversas condições.

#### 4.2.1. CTDI<sub>FDA</sub>

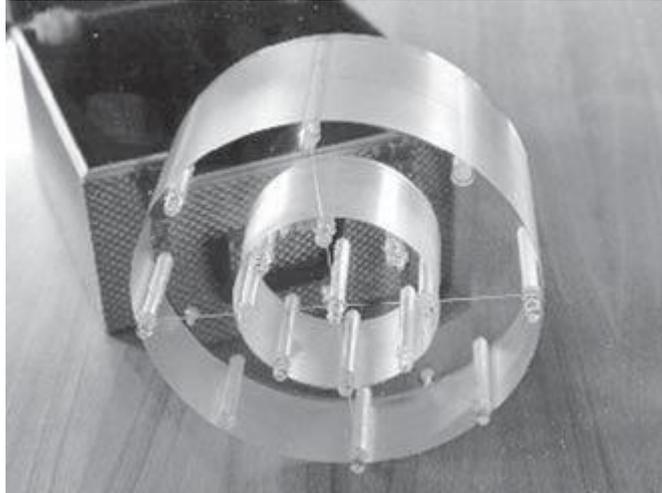
O CTDI<sub>FDA</sub> introduzido pela *Food and Drugs Administration* (FDA), agência federal dos Estados Unidos da América, envolve a integração do perfil de corte ao longo do eixo dos ZZ num intervalo equivalente a 14 vezes a espessura nominal de corte num simulador padrão (fantoma).

Como se pode verificar pela equação 4.4 o cálculo de CTDI requer que todas as contribuições do feixe de dose de radiação sejam incluídas na medição do CTDI. A exacta integração dos limites para cumprir este critério depende da largura nominal do feixe de radiação e do “espalhamento médio”. Uma vez que o infinito não é um parâmetro exacto nem possível de medição prática, a FDA introduziu os limites de  $\pm 7T$ , onde T representa a espessura nominal do corte [24]:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{+7T} D(z) dz \quad (mGy) \quad 4.5$$

Uma das limitações desta técnica de medição é que os limites de integração não foram expressos em termos de  $NT$ , visto que esta quantidade dosimétrica foi introduzida em 1984, pelo que o uso deste limite de integração foi considerado desnecessário na altura. Deste modo, na actualidade, com os novos equipamentos multicorte, a contribuição da radiação dispersa pode não ser considerada e o seu valor decresce com a espessura de corte [14].

Nesta altura a FDA também padronizou os meios com os quais as medições do CTDI deveriam ser efectuadas. Deliberou que deveriam ser utilizados compostos cilíndricos de polimetilmetacrilato (PMMA) de 14 cm de comprimento, os quais diferenciam no diâmetro consoante fossem para simular o CTDI da cabeça (16 cm) ou do corpo (32 cm) sendo normalmente referidos como fantoma de cabeça ou de corpo, respectivamente, como mostra a Figura 4.2 [19].



**Figura 4.2 – Fantoma de PMMA para medição do CTDI. O fantoma de crânio encontra-se inserido no fantoma de corpo.**

#### 4.2.2. $CTDI_{100}$

As medições de rotina do CTDI são feitas com um auxílio de uma câmara de ionização tipo lápis com um comprimento activo de 100 mm, de modo a proporcionar uma medição do  $CTDI_{100}$  expresso em termos de dose absorvida no ar (mGy) [1] [19] [25]. O  $CTDI_{100}$  representa a dose acumulada do varrimento ao centro numa largura de irradiação de 100 mm. Tal como o  $CTDI_{FDA}$ , o  $CTDI_{100}$  exige a integração da dose de radiação a partir de um único perfil axial. Neste caso os limites de integração são de  $\pm 50$ mm o que corresponde às câmaras de ionização tipo lápis disponíveis no mercado [18]:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) dz \quad (\text{mGy}) \quad 4.6$$

As medições do  $CTDI_{100}$  podem ser realizadas medindo a exposição livre no ar no centro da *gantry* ( $CTDI_{100,ar}$ ) ou em fantomas de PMMA ao centro do fantoma ( $CTDI_{100,c}$ ) e na periferia, 10 mm abaixo da superfície do fantoma, ( $CTDI_{100,p}$ ) [26]. Estas medições são efectuadas utilizando os fantomas de cabeça ou corpo, previamente descritos, de modo a fornecer uma indicação da dose média, tendo em conta a colimação por rotação (N<sub>x</sub>T).

### 4.2.3. $CTDI_w$

O CTDI varia em todo o campo de visão (FOV), isto é, na superfície do FOV o CTDI é maior que no centro. Com base no pressuposto, em que a dose diminui linearmente com a posição radial a partir da superfície para o centro do fantoma, a média do CTDI em torno do campo de visão é estimada pelo  $CTDI_w$  ponderado (*weighted*), seguindo a seguinte equação [1] [27]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (\text{mGy}) \quad 4.7$$

Deste modo os factores 1/3 e 2/3 aproximam os valores das áreas ao centro e à periferia do fantoma. Segundo a norma IEC 60601-2-44, o  $CTDI_w$  deverá utilizar o  $CTDI_{100}$  conforme descrito anteriormente. É também de frisar que a monitorização do  $CTDI_w$  para os fantasmas de cabeça e de corpo, de acordo com o tipo de exame, permite o controlo sobre a selecção dos parâmetros de aquisição [28], como se verificará mais à frente neste trabalho.

Na literatura é ainda referenciado o CTDI normalizado  $_nCTDI$  em que o “n” é utilizado para designar que as medições foram normalizadas para a unidade radiográfica de exposição (mAs) (C) sendo este representado na seguinte fórmula:

$$CTDI_w = {}_nCTDI_w \cdot C \quad (\text{mGy}) \quad 4.8$$

Deste modo a partir da intensidade de corrente (mAs) é facilmente calculado o  $CTDI_w$  associado a um determinado protocolo, e é nesta base que os tomógrafos actuais calculam o  $CTDI_w$ .

### 4.2.4. $CTDI_{vol}$

A definição de  $CTDI_w$  e a sua medida são baseadas numa única aquisição axial. Para representar a dose num protocolo clínico específico, em que normalmente são adquiridas múltiplas aquisições, é essencial ter em conta eventuais lacunas ou sobreposições entre os feixes de raios X das rotações da ampola de raios X. Deste modo a dose média depende também do incremento da mesa entre as aquisições

axiais ou a rotação em espiral da ampola de raios X. Isto é realizado pela optimização do  $CTDI_w$  levando em conta os parâmetros de aquisição dando origem ao  $CTDI_{vol}$  [14]:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (\text{mGy}) \quad 4.9$$

Enquanto que o  $CTDI_w$  representa somente a média da dose absorvida no plano xy da secção tomográfica adquirida numa série de varrimentos axiais e em que a radiação dispersa é insignificante para além dos 100 mm de limite de integração de integração, o  $CTDI_{vol}$  representa a dose média de radiação absorvida segundo as direcções x, y e z [1] [14].

Os novos tomógrafos presentes no mercado exibem este valor na consola do operador, por imposição da legislação.

As limitações desta quantidade dosimétrica prendem-se ao facto de não indicar o total de energia depositada no volume do exame isto porque é independente da duração do exame. Além disso o  $CTDI_{vol}$  mostrados nas consolas do operador estima a dose absorvida para objectos semelhantes ao do fantoma em que se realizou a calibração do aparelho, ele não avalia a dose média para objectos com dimensões, formas ou atenuações diferentes deste fantoma. Muitas vezes os valores mostrados pela consola são distintos dos reais valores de dose a que o paciente é sujeito.

### 4.3. Produto Dose Comprimento (DLP)<sup>9</sup>

Para melhor representar o total de dose depositada utilizando um determinado protocolo de TC a dose absorvida pode ser integrada ao longo do comprimento total do exame. O DLP considera o número de cortes por rotação e a espessura dos cortes para as sequências utilizadas [26]:

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Comprimento da varrimento do exame} \quad (\text{mGy.cm}) \quad 4.10$$

O DLP reflecte o total de energia absorvida atribuível para o varrimento completo num exame de TC. Como se pode verificar pelas equações 4.9 e 4.10, os protocolos em que se utilizam *pitch* grandes minimizam a dose para o paciente, pois para a mesma cobertura anatómica, reduzindo-se o número de rotações, reduz-se o

<sup>9</sup> Dose-Length Product (DLP)

DLP, uma vez que o  $CTDI_{vol}$  é menor e o comprimento irradiado é o mesmo. Do mesmo modo, protocolos que tenham o mesmo  $CTDI_{vol}$  terão o DLP proporcional ao comprimento do exame, sendo esta quantidade dosimétrica a mais fiável para a comparação de protocolos.

#### 4.4. Dose efectiva (E)

É importante reconhecer que os potenciais efeitos biológicos da radiação, detrimenais e nocivos para a saúde, dependem não só da dose depositada no paciente como também da radio-sensibilidade do tecido ou órgão irradiados. A dose efectiva, grandeza dosimétrica, expressa em unidades de Sievert (Sv) foi concebida para proporcionar uma estimativa genérica do dano global causado pela exposição do paciente à radiação ionizante [3], e é genericamente [7]:

$$E = \sum W_T H_T \quad (Sv) \quad 4.10$$

Onde  $W_T$  é o factor de ponderação tecidular que leva em consideração diferentes sensibilidades dos órgãos/tecidos (T) à indução de efeitos estocásticos da radiação e  $H_T$  é o equivalente de dose para cada órgão ou tecido. Os valores dos factores correctivos encontram-se listados [7]. Os valores dos factores de ponderação tecidular são determinados através da mediação da dose em dosímetros termoluminescentes (TLD) que são colocados no interior de um fantoma antropomórfico constituídos por material equivalente ao tecido e expostos a campos de radiação.

Adicionalmente, simulações utilizando métodos de Monte Carlo com a descrição da anatomia de órgãos e tecidos utilizando fantasmas antropomórficos computacionais também são um método precioso de estimação dos factores de ponderação tecidular de órgãos e tecidos para diversos campos e tipos de radiação [30].

Existem ainda outros valores específicos de dose efectiva que podem ser ainda calculados por software que são baseados na utilização de dados do NRPB<sup>10</sup> do Reino Unido e do instituto GSF da Alemanha.

De modo a uniformizar o método e a fonte de dados, o Grupo Europeu com Orientações relativas ao Controlo de Qualidade em Tomografia Computorizada propôs um método genérico para o cálculo da dose efectiva. Este método propõe que os valores dos coeficientes de ponderação dos órgãos calculados por métodos de

<sup>10</sup> National Radiological Board, actualmente Health Protection Agency, do Reino Unido

Monte Carlo pelo NRPB sejam escritos em função dos valores do DLP correspondentes a exames clínicos para determinar os coeficientes de correcção ( $E_{DLP}$ ), onde estes valores são apenas dependentes da região do corpo onde é efectuado o exame. Estes valores encontram-se na Tabela 1. Empregando esta metodologia, a dose efectiva é estimada a partir do DLP através de [1]:

$$E = E_{DLP} \times DLP \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1} \quad 4.11$$

**Tabela 1 – Coeficiente correcção para 5 partes anatómicas distintas [1]**

Região do corpo	Dose efectiva normalizada, $E_{DLP} \text{ (mSv.mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}\text{)}$
Cabeça	0,0023
Pescoço	0,0054
Tórax	0,017
Abdómen	0,015
Pélvis	0,019

#### 4.5. Medição do CTDI em fantomas

O CTDI é medido, como já referido anteriormente, em fantomas de formato cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) de densidade de  $1,19 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$ , de 14-16 cm de altura e diâmetros de 15 e 32 cm, para a cabeça e corpo respectivamente. Foram sugeridos fantomas “infantis”, para uso pediátrico dos exames TC. Estes fantomas são idênticos aos já existentes mas com um diâmetro inferior (8 cm) [20].

Todos os fantomas apresentam orifícios que permitem a colocação de câmaras de ionização em diferentes locais (1 orifício ao centro e 4 na periferia). A câmara de ionização tipo lápis emprega o princípio de volume médio. Estas câmaras são concebidas para serem introduzidas no fantoma ao centro e à na periferia.

## 4.6. Níveis de Referência de Dose (NRD)

O conceito de “Níveis de Referência de Diagnóstico” (NRD) para exames de raios X foi introduzido no Reino Unido em 1990 pelo *Royal College of Radiologists* (RCR) e pelo NRPB<sup>11</sup> [31].

A obrigatoriedade de definição dos NRD em exames médicos de radiodiagnóstico foi instituída nos Estados-membros da União Europeia através da Directiva 97/43/EURATOM. A transposição desta Directiva para o quadro legislativo português foi efectuada através do Decreto-Lei nº 180/20002, que estabelece as regras relativas à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas. Este Decreto-Lei define os NRD, à semelhança da definição Europeia, do seguinte modo:

*“Os Níveis de Referência de Diagnóstico são valores de referência em práticas de radiodiagnóstico médico (...) para exames tipo em grupo de pacientes de tamanho médio ou em modelos-padrão para equipamentos de definição alargada. Estes níveis de referência não deverão ser ultrapassados para procedimentos standard em que um bom e normal desempenho técnico em matéria de radiodiagnóstico é aplicado. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica.”*

Os NRD deverão ser aplicados com flexibilidade para permitir doses mais elevadas quando necessário para uma melhor avaliação clínica. Os princípios orientadores para a fixação de um NRD são [1]:

- Objectivos nacionais, regionais ou locais bem definidos incluindo o grau de especificação dos exames clínicos e condições técnicas para a tarefa de imagiologia médica;
- O valor dos NRD é baseado nos dados da legislação nacional, regional ou local;
- Os valores dos NRD devem ser bem definidos e obtidos de uma forma simples praticamente;
- Os NRD têm uma ligação directa com as doses efectivas de radiação ionizante a que estão expostos os pacientes no âmbito de exames de radiodiagnóstico.
- Devem ser aplicáveis a todos os actuais e novos tipos de equipamento e todas as técnicas comuns de aquisição, incluindo o varrimento em modo helicoidal;

Os NRD são uma forma de referência para que o profissional de saúde se possa situar em relação a um conjunto de práticas com orientações optimizadas

---

<sup>11</sup> National Radiological Protection Board

estabelecidas para exames padrão não devendo ser ultrapassados sem justificação. Estes são designados para permitir a comparação de desempenho [1].

Como sugere a Directiva 97/47/EURATOM os valores dos NRD deverão ser revistos periodicamente, isto é, quando uma prática médica conduza a valores distintos dos fixados, esta diferença deverá ser identificada e essa prática deverá ser otimizada para garantir que a distribuição de dose é alterada e consequentemente os valores dos NRD possam ser corrigidos a longo prazo. Portanto os próprios valores dos NRD não são fixos e estão sujeitos a um ajustamento de acordo com a evolução.

Os valores doses de referência iniciais, para oito exames tipo, estão apresentados na Tabela 2, e a sua revisão deve ser encarada como um processo contínuo, a fim de promover a melhoria ao longo do tempo.

**Tabela 2 – Níveis de Referência de Diagnóstico Europeus para 8 exames de TC [1]**

Exame	Nível de Referência de Dose	
	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy cm)
Cabeça	60	1050
Face e Peri-nasais	35	360
Tórax	30	650
Pulmão HRCT	35	280
Abdomén	35	780
Fígado e Baço	35	900
Pélvis (Rotina)	35	570
Pélvis óssea	25	520

Um NRD é um valor de referência estabelecido para um procedimento padrão, para grupos de pacientes com tamanho padrão (70 kg  $\pm$  3 kg de massa corporal, 20  $\pm$  2 cm de espessura de tronco) ou fantoma antropomórfico padrão e não para exposições individuais de cada paciente e não constituem limites de dose óptimos, não sendo portanto limitadores de dose.

Os NRD não são estimados por uma média. Para cada exame, em cada região, local ou País, correspondem ao valor da dose para o qual 75% dos exames de radiodiagnóstico de uma determinada técnica são efectuados com valores de doses inferiores para o paciente.

Como já referido não existe uma abordagem à realidade nacional sendo os valores dos NRD nacionais adoptados dos já existentes na União Europeia.

As medições necessárias para estabelecer os valores CTDI<sub>vol</sub> e DLP, embora não sejam complexas, podem ser tornar morosa. No entanto, os novos equipamentos de TC calculam e exibem estes valores uma vez que os parâmetros de aquisição sejam seleccionados. É de extrema importância que estes valores calculados pelo

equipamento sejam verificados em testes de aceitação, de modo a tomar estes valores fidedignos, tornando a implementação dos NRD mais acessível.

#### 4.7. Factores que afectam a dose sobre o paciente

São múltiplos os factores que afectam a dose a que são expostos os pacientes. Variações intrínsecas ao equipamento, tais como o *design* do equipamento entre modelos e marcas, assim como o nível de filtração, diferentes distâncias do foco-isocentro, variações no colimador e a eficiência do detector podem, entre outros factores, ter um importante impacto na dose, o que torna a avaliação destes factores um exercício bastante complexo. Deste modo a avaliação dos factores de exposição inerentes de cada equipamento TC terá de ser efectuada para cada tipo de máquina individualmente.

Depois existe um conjunto de parâmetros técnicos que também influenciam a dose e sua relação com a dose, tais como:

- **Tensão (kV)** – O aumento da tensão endurece o feixe de raios X penetrando mais facilmente na matéria. No entanto, um aumento da tensão é acompanhado por um aumento exponencial da dose sobre o paciente.
- **Intensidade de Corrente (mA) e tempo de exposição (s)** – a selecção da intensidade de corrente da ampola e do tempo de exposição para determinar a exposição radiográfica é de uma importância crucial. Para um exame de TC a dose a que o paciente é exposto varia linearmente com o produto da corrente da ampola pelo tempo de exposição.
- **Pitch** – o aumento do *pitch* faz com que a dose sobre o paciente diminua, pois há um número menor de rotações para a mesma distância. No caso do *pitch* ser igual a 1, a mesa, move-se o equivalente à espessura do corte por revolução e a energia é cedida ao objecto num volume duplo.
- **Colimação** – A eficiência geométrica dos detectores é deteriorada com colimações muito finas. Este efeito leva a um aumento indirecto da dose pois levará a um tempo de exposição maior. A colimação deverá ser efectuada de acordo com o comprimento do detector, pois uma maior cobertura do eixo dos ZZ permite a aquisição de dados com um *Pitch* maior e conseqüentemente uma redução de dose significativa.

- **Espessura de corte** - A dose não é directamente afectada pela espessura do corte. No entanto mudanças na espessura do corte são acompanhadas por um aumento de mAs, por rotação, havendo portanto um aumento efectivo de dose.



## **5. Relevância dos índices da qualidade de imagem para a otimização da dose em protocolos de tomografia computadorizada de crânio – Estudo experimental**

Teoricamente qualquer factor de exposição pode ser variado para avaliar a sua influência sobre a dose total. A dose de radiação varia linearmente com o produto corrente da ampola de raios X e do tempo de rotação. A relação entre a dose e a tensão (kV) é não linear, no entanto a diminuição do kV normalmente resulta num aumento do ruído da imagem. Pretendeu-se, nesta dissertação, determinar até que ponto a exposição à radiação ionizante pode ser reduzida com uma razoável preservação da qualidade de imagem.

O objectivo do presente capítulo é avaliar e comparar os diferentes índices mensuráveis inerentes à qualidade de imagem de modo a fornecerem informações que orientem a redução de dose em exames de tomografia computadorizada. Deste modo pretende-se estabelecer uma relação quantitativa entre os factores de exposição e a qualidade de imagem.

### **5.1. Equipamentos e métodos**

#### **5.1.1. Equipamentos de Tomografia Computadorizada**

Para a realização deste estudo foram analisados quatro equipamentos TC:

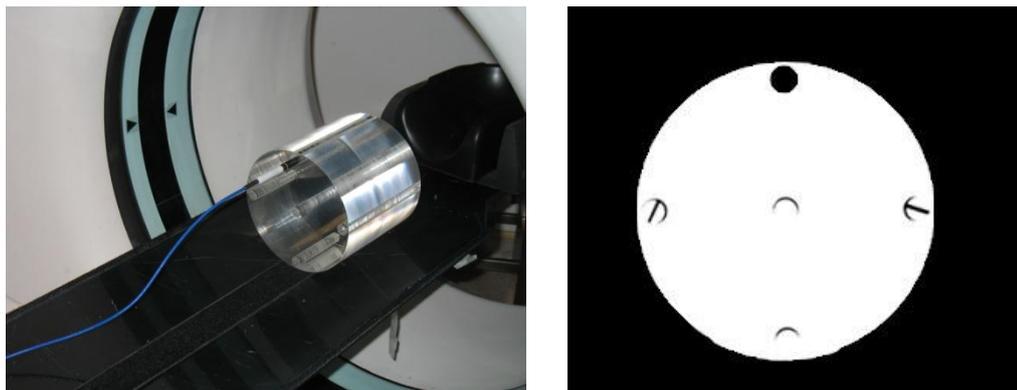
- Philips AV Performance Series (AVPS) – monocorte
- Philips AV Expander Series (AVE1) – monocorte
- General Electrics (Brightspeed) – multicorte
- Siemens Somatom Definition - dual source multicorte

### 5.1.2. Fantomas

Os fantomas de teste são utilizados para efectuar a calibração e avaliação da *performance* dos equipamentos de tomografia computadorizada. São também exigidos para o estabelecimento de protocolos padrão.

Foram utilizados dois fantomas distintos, um para a avaliação da dose e outro para a avaliação da qualidade de imagem:

- **Fantoma de medição de dose em TC** – O CTDI é medido, como já referido anteriormente, utilizando um fantoma cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) de densidade de  $1,19 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$ , com comprimentos de 16 cm e diâmetro de 15 cm, para a cabeça (Figura 5.1).



**Figura 5.1 - Fantoma de medição colocado no centro do tomógrafo com câmara de ionização tipo lápis inseria no orifício superior (12 horas) (Figura à esquerda), imagem tomográfica correspondente (Figura à direita).**

O fantoma apresenta orifícios através o seu comprimento para a colocação de câmaras de ionização em diferentes locais (1 furo ao centro e 4 na periferia a 1 cm da superfície exterior do cilindro equidistantes do centro do fantoma). O ângulo entre os orifícios consecutivos é de  $90^\circ$ . A câmara de ionização tipo lápis (Figura 5.1 esquerda) emprega o princípio de volume médio. Estas câmaras são concebidas para se disporem através do fantoma (ou no centro ou na periferia) dando o perfil de dose do CTDI.

- **Fantoma de qualidade de imagem (QI)** – Foi utilizado para a avaliação dos diferentes índices da qualidade de imagem. O simulador de teste Philips, modelo Phantom C 45205310, tem quatro secções distintas, que permitem a avaliação dos diferentes índices referentes à qualidade de imagem, nomeadamente a avaliação do ruído, da resolução espacial e da resolução de baixo contraste. Possui 165 mm de diâmetro e 210 de comprimento (Figura 5.2).

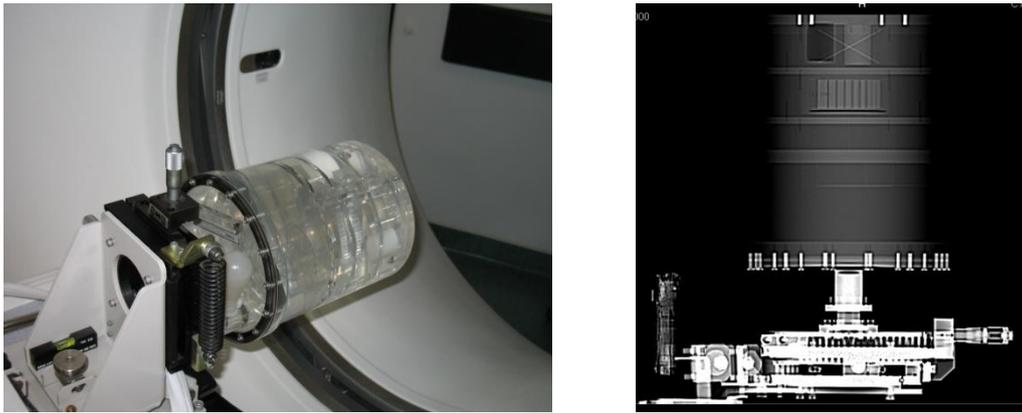


Figura 5.2 - Fantoma de Qualidade de imagem colocado no tomógrafo (figura à esquerda) e imagem obtida por TC (figura à direita).

- **Ruído** – a secção do fantoma QI referente à avaliação do ruído é inteiramente preenchida por água. A avaliação do ruído é dada pela flutuação estatística dos números TC para uma determinada área deste objecto uniforme (Figura 5.3):

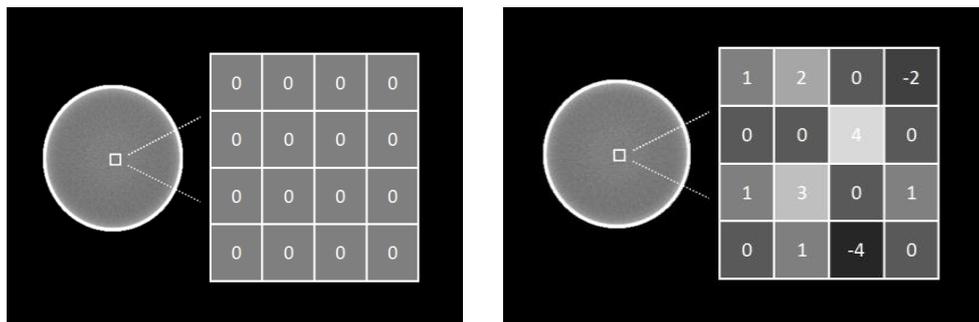
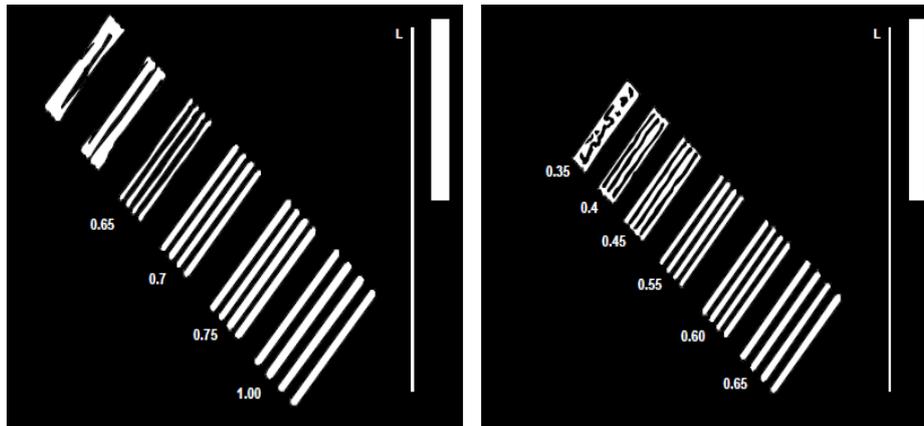


Figura 5.3 - Avaliação do ruído - Situação ideal (esquerda) situação real (direita)

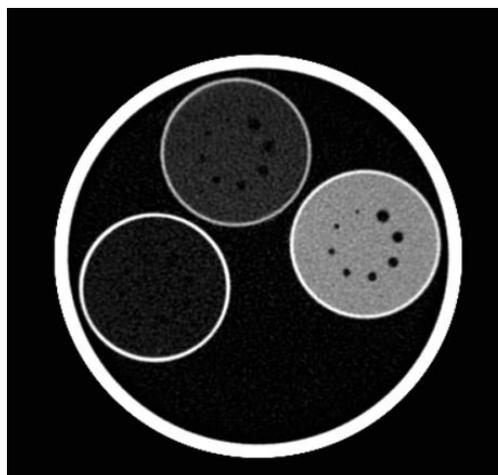
Uma vez que os valores da UH para a água são 0, numa situação ideal (Figura 5.3 esquerda) o valor de todos os píxéis deveria ser 0, no entanto numa situação real (Figura 5.3 direita), tal não acontece devido ao ruído quântico e electrónico.

- Resolução espacial – esta região do fantoma contém um 9 secções discretas, em que cada uma contém quatro barras finas de alumínio com espessuras de 1,00 mm, 0,75 mm, 0,70 mm, 0,65 mm, 0,55 mm, 0,45 mm e 0,35 mm, separadas por uma fina camada de poliéster com os mesmos tamanhos com evidencia a Figura 5.4.



**Figura 5.4 - Avaliação da resolução espacial – Filtro *Standard* (esquerda) em que é possível visualizar 4 de 9 secções em que o conjunto de 4 barras estão bem definidas, de 1,00 – 0,65 mm, (os conjuntos 0,45-0,35 mm não se encontram na imagem) e com filtro *Sharpened* (direita) em que é possível visualizar 8 conjuntos de barras de 1,00 - 0,4 mm (os conjuntos 1 a 0,7 mm não se encontram na imagem)**

- Resolução de baixo contraste - esta secção contém três discos circulares com diferentes valores específicos de contraste, estando envolvidos por água. Cada disco contém um número de orifícios de diferentes diâmetros e contraste. Todos os discos, assim como os orifícios neles inseridos têm o mesmo número atômico do material envolvente. Apenas diferem na densidade, dando origem a diferenças nos coeficientes de atenuação eficazes. O diâmetro dos orifícios varia entre 1,5 mm e 5 mm (Figura 5.5).



**Figura 5.5 - Avaliação da Resolução de Baixo Contraste**

## 5.2. Procedimentos experimentais - medições efectuadas

### 5.2.1. Parâmetros de aquisição TC

Este estudo apresenta os resultados do estudo em fantasmas para investigar a relação entre a qualidade de imagem e a dose em exames de TC de crânio.

No estudo foram utilizados tomógrafos mono e multi-corte com as seguintes especificações relativamente aos parâmetros de aquisição:

#### Tomógrafo AVPS

**Tabela 3 – Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC AVPS (monocorte)**

Parâmetros de aquisição	
Tensão	100 kV; 120 kV
Intensidade de corrente x tempo de rotação	[300:700] mAs
Colimação do feixe	10 mm
Espessura de corte	10 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

#### Tomógrafo AVE1

**Tabela 4 - Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC AVE1 (monocorte)**

Parâmetros de aquisição	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente x tempo de rotação	[200:700] mAs
Colimação do feixe	10 mm
Espessura de corte	10 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

### Tomógrafo GE Brightspeed (multicorte)

Tabela 5 - Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC Brightspeed

Parâmetros de aquisição	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente x tempo de rotação	[100:400] mAs
Colimação do feixe	16 x 0,625 mm e 16 x 1,25 mm
Número de imagens x Espessura de corte	2 x 5mm e 2 x 10 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

### Tomógrafo Siemens Somaton Definition (*dual-source* multicorte)

Tabela 6 - Parâmetros de aquisição utilizados no estudo do equipamento TC Somaton Definition

Parâmetros de aquisição	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente X tempo de rotação	[100:400] mAs
Colimação do feixe	24 x 1,2 mm e 10 mm
Número de imagens x Espessura de corte	6 x 4,8 mm e 1 x 10 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

### 5.2.2. Medições de dose (CTDI)

O CTDI foi medido no fantoma PMMA utilizando uma câmara de ionização tipo lápis de 10 cm de comprimento. O procedimento adoptado para as medições constitui dos seguintes passos:

- Alinhou-se o fantoma de cabeça no eixo de rotação da *gantry*.
- Posicionou-se a câmara de ionização no centro do fantoma de teste (e de seguida na periferia) e alinhou-se o centro da mesma com auxílio do indicador luminoso interno do *gantry*.
- Seleccionaram-se parâmetros de aquisição já previamente definidos.
- Realizaram-se vários cortes no centro do volume sensível da câmara para os diferentes parâmetros de aquisição.
- Registaram-se os valores do  $CTDI_w$  e normalizaram-se para 100 mAs.

### 5.2.3. Avaliação da uniformidade e ruído

Idealmente a aquisição de uma imagem tomográfica de um objecto homogéneo (inteiramente constituído por água por exemplo) teria um valor dos pixéis uniforme. Na realidade tal não se verifica, a variação na intensidade do pixel tem valores aleatórios e sistemáticos [21]. A diferença na média do valor dos pixéis entre duas regiões de interesse (ROI<sup>12</sup>) de uma imagem tomográfica num fantoma uniforme (secção 4 do fantoma de performance Philips previamente descrito) reflecte a uniformidade dessa mesma região, enquanto o desvio padrão (SD) dos valores dos pixéis nessa ROI é uma indicação do ruído da imagem [33]:

$$SD = \sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad 5.1$$

Onde N representa o número de pixéis,  $x_i$  o valor nominal de cada pixel e  $\bar{x}$  o valor médio dos pixéis da ROI.

O ruído pode ser expresso em termos do valor dos números TC em unidades de Hounsfield (HU), ou como percentagem dos coeficientes de atenuação linear da água corrigindo-se para a escala de contraste da aquisição:

$$Ruído = \frac{SD}{(HU_{médio} - HU_{ar})} \times 100\% \quad 5.2$$

---

<sup>12</sup> Region of Interest

No caso do fantoma de água (em que  $HU_{\text{médio}} = 0$ ,  $HU_{\text{ar}} = -1000$ ) vem que:

$$\text{Ruído} = \frac{SD}{10} \% \quad 5.3$$

O ruído de uma imagem determina o limite inferior a partir do qual um detalhe pode ser distinguido pelo operador, tendo, portanto, uma significativa importância na qualidade de imagem tomográfica. O ruído deverá ser examinado para ambas as regiões centrais e periféricas numa imagem TC [19] e deverá ser medido numa área superior a 10% do fantoma [1].

O ruído é um parâmetro muito sensível à uniformidade, pelo que se devem testar estes índices de qualidade em simultâneo.

É ainda de frisar que o ruído está intimamente relacionado com os outros índices de qualidade de imagem, como se verificará mais à frente neste capítulo.

Para a avaliação do ruído procedeu-se do seguinte modo:

- Alinhou-se o fantoma de performance Philips no centro da *gantry*.
- Para cada equipamento efectuou-se um corte utilizando os parâmetros já referidos.
- Registou-se o valor médio do número de TC e o desvio padrão para 5 ROI com tamanho aproximado de 7% do fantoma, sendo um na zona central da imagem, e quatro na periferia (perfazendo uma avaliação de 35% da área do fantoma).
- Nos casos dos equipamentos multicorte também se efectuaram as mesmas medições nas duas imagens adjacentes ao corte central, de modo a verificar a uniformidade longitudinal do aparelho. O valor do ruído e da uniformidade foram calculados pela média aritmética dos três cortes.

#### 5.2.4. Avaliação da resolução espacial

A resolução espacial caracteriza-se pela capacidade de distinguir dois objectos muito pequenos colocados numa distância muito próxima. As medições da resolução espacial foram realizadas na secção 2 do fantoma de qualidade de imagem. Nesta secção existem nove conjuntos de barras com alto contraste entre elas (a diferença de contraste entre as barras é superior a 12%). A espessura das barras varia entre 1,0 mm e 0,35 mm o que corresponde a uma gama de frequências de 5 a 14,3 pares de

linhas/cm, como mostra a equação 5.4. A resolução espacial é determinada pelo conjunto menor de pares de linhas que se consegue evidenciar [26].

$$\text{Frequência espacial} = \frac{1}{2 \times \text{espessura da barra}} \quad 5.4$$

Para a avaliação da resolução espacial procedeu-se do seguinte modo:

- Alinhou-se a secção 2 do fantoma de performance Philips no centro do gantry.
- Para cada equipamento efectuou-se um corte utilizando os parâmetros já referidos.
- Registou-se o valor de pares linhas que era possível ser distinguido, isto é, verificou-se qual o conjunto de barras em que foi possível discriminar 4 barras distintas com menor espaçamento entre elas

### 5.2.5. Avaliação da resolução de baixo contraste

A interpretação dos diferentes níveis de cinzento numa imagem tomográfica proporciona a sua análise clínica permitindo inferir sobre possíveis patologias. Por este facto a resolução de baixo contraste é um dos parâmetros a ter em conta na avaliação da qualidade de imagem.

A resolução de baixo contraste é frequentemente determinada usando objectos muito pequenos, de dimensões variáveis, com um contraste muito pequeno relativamente ao fundo em que estão inseridos (normalmente entre 4-10 HU) [22]. O ruído é um factor predominante da aceitação deste teste, pois a diferença do sinal é extremamente pequena entre o fundo e o objecto.

Este teste mede a capacidade do sistema de distinguir objectos com dimensões cada vez menores aumentando, portanto, as frequências espaciais.

Vários métodos puramente quantitativos têm sido sugeridos, no entanto os métodos mais frequentemente utilizados são aqueles que exigem ao observador a capacidade de diferenciar subjectivamente os objectos distintos.

A resolução de contraste é influenciada pelos mesmos factores que o ruído. Os resultados reais dos ensaios também poderão ser influenciados pelo nível da janela, pelo monitor assim como pelo observador.

Uma vez que os alvos do contraste são nominais, o verdadeiro contraste dado pelo equipamento (contraste efectivo) do alvo necessita de ser determinado. Os verdadeiros níveis de contraste (dado pela imagem tomográfica) são medidos numa

ROI na região central da imagem tomográfica (parte constituída inteiramente por água) e no centro do disco.

Para a avaliação da resolução de baixo contraste procedeu-se do seguinte modo:

- Alinhou-se a secção 1 do fantoma de performance Philips no centro da *gantry*.
- Para cada equipamento efectuaram-se vários cortes utilizando os parâmetros já referidos.
- Registaram-se os números de TC para uma ROI de 7% na região central do fantoma (A) e no disco de referência (B) que neste caso é o disco com um contraste nominal de 0,4%.
- O contraste Dado pela imagem de TC entre o disco e o fundo em que está inserido é determinado por:

$$C = \frac{A - B}{10} \quad 5.6$$

- Registou-se o mínimo orifício visível, que dará o mínimo de resolução de baixo contraste visível.

Uma vez que este ensaio é subjectivo, dependendo do observador, os orifícios mínimos foram determinados por dois observadores distintos sob as mesmas condições, sendo o resultado a média dos orifícios lidos por ambos.

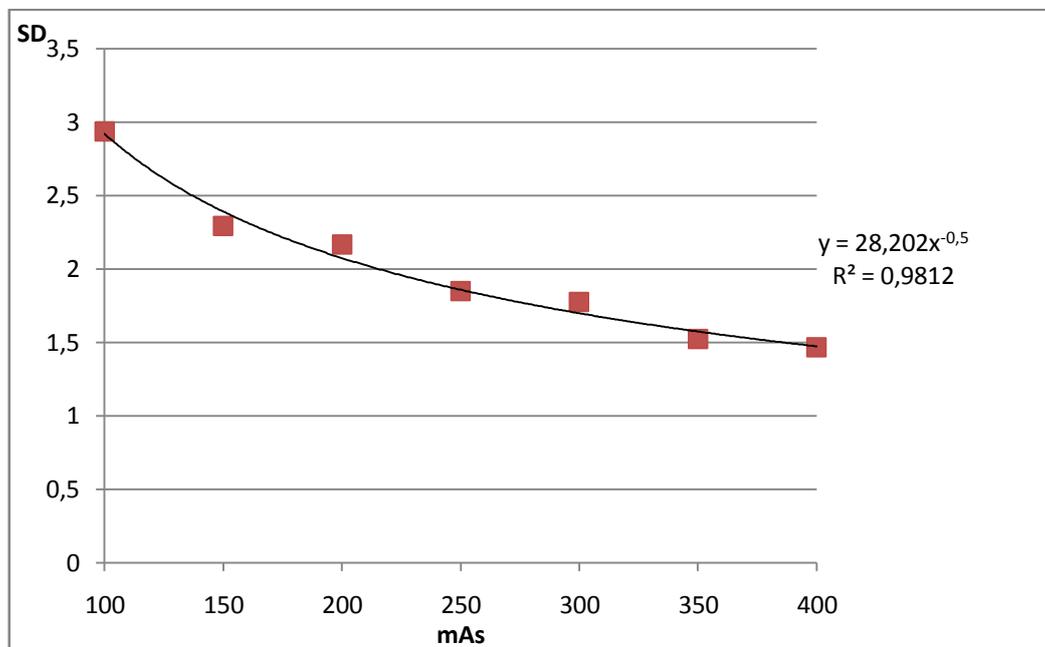
### 5.3. Estratégia para a comparação de imagens tomográficas

De modo a comparar e avaliar a qualidade de imagem para diferentes valores de dose, procedeu-se ao estudo da variação dos parâmetros que permitem caracterizar a qualidade de imagem (ruído, resolução de baixo contraste, resolução espacial, etc.) e das grandezas dosimétricas associadas (CTDI) com os parâmetros de operação dos equipamentos (mAs, espessura de corte, entre outros)

#### 5.3.1. Produto Intensidade de corrente pelo tempo de rotação (mAs) vs. Ruído

Um dos parâmetros que mais influencia o ruído na imagem é o produto da intensidade de corrente pelo tempo de rotação (mAs). O ruído é determinado pelo número de fótons detectados. Como é de prever quanto maior for o número de fótons detectados menor será o ruído, logo a intensidade de corrente é o factor de exposição que mais condiciona este indicador de qualidade de imagem.

A Figura 5.6 mostra a curva do ruído em função da intensidade de corrente para o tomógrafo Brightspeed da GE.



**Figura 5.6 - Variação do ruído em função da intensidade do corrente. O valor do SD é tal como previamente referido um indicador do ruído da imagem. Como se pode verificar com a linha de tendência o ruído varia inversamente com a raiz quadrada do parâmetro mAs.**

Como se verifica no gráfico acima, a variação do ruído com a variação do parâmetro mAs é aproximadamente a seguinte:

$$SD \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad 5.7$$

O ruído varia com a espessura de corte do mesmo modo, visto que maiores espessuras de corte requerem uma maior intensidade de corrente, pelo que:

$$SD \propto \frac{1}{\sqrt{\text{espessura de corte}}} \quad 5.8$$

### 5.3.2. Relação entre a Resolução Baixo contraste e mAs

A relação entre a resolução de baixo contraste e o produto da intensidade de corrente pelo tempo de rotação (mAs) é influenciada pelo ruído. Veja-se o exemplo, na tabela 7, da variação da resolução espacial do tomógrafo Siemens Somaton Definition em função do parâmetro mAs:

**Tabela 7 – Avaliação da resolução de baixo contraste para o equipamento TC Somaton Definition para colimações de 28,8 e 10 mm**

Espessura de corte de 4,8 mm			
mAs	Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,4% (mm)	Contraste <sup>13</sup> efectivo	Ruído associado
150	3,5	0,74%	0,35%
200	3	0,56%	0,3%
350	2,5	0,48%	0,25%
400	2,5	0,38%	0,22%

---

<sup>13</sup> Contraste medido de modo prático e calculado através da equação 5.6. É de notar que o contraste efectivo é diferente do contraste nominal (Real) do disco que é de 0,4%.

**Tabela 7 (cont.)**

<b>Espessura de corte de 10 mm</b>			
<b>mAs</b>	<b>Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,4% (mm)</b>	<b>Contraste efectivo</b>	<b>Ruído associado</b>
150	4	0,31%	0,3%
200	3,0	0,35%	0,25%
350	2,5	0,34%	0,21%
400	2,5	0,39%	0,19%

A melhor resolução de baixo contraste é aquela que oferece um menor valor do produto do diâmetro do mínimo orifício pelo contraste efectivo. Deverá no entanto ter-se em atenção o ruído associado a estas medições e o valor de dose associado (CTDI<sub>w</sub>).

Como era de prever, ocorre um aumento do ruído com o decréscimo da dose. Também é possível verificar-se que o aumento da espessura de corte, embora desça o ruído, piora a avaliação da resolução espacial.

Deste modo poderá afirmar-se que o ruído é o principal limitador deste índice de qualidade de imagem médica.

É de realçar que a observação dos orifícios foi efectuada por dois observadores, havendo 100% de concordância quanto diâmetro dos orifícios visualizados.

### 5.3.3. Resolução espacial

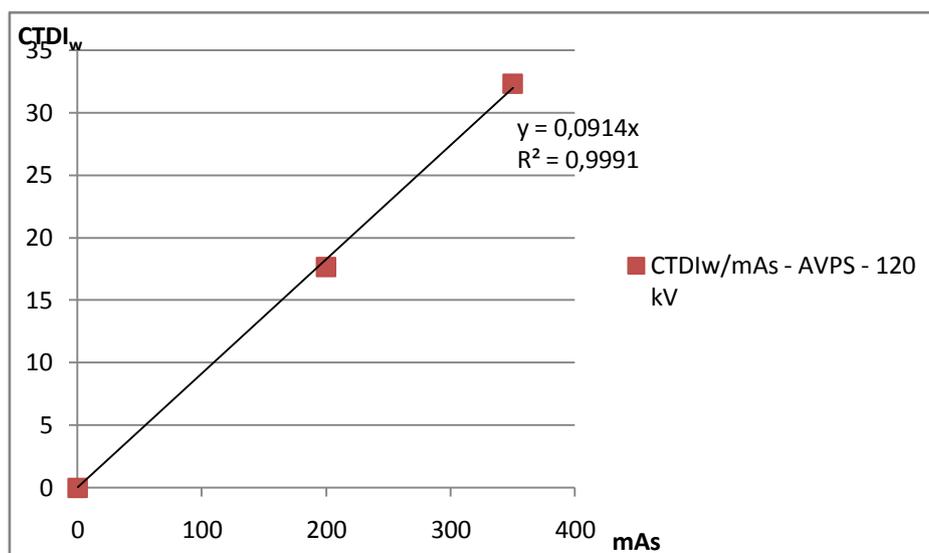
Para além dos factores de exposição a resolução espacial tem como principal limitador o filtro escolhido para a reconstrução da imagem tomográfica.

Em teoria [34], sendo  $f$  a frequência espacial dada em pares de linhas por centímetro (lp/cm), a resolução espacial varia com o ruído (o valor SD previamente introduzido é o desvio padrão do valor dos pixéis numa dada ROI e é um indicador do ruído da imagem) é do seguinte tipo:

$$SD(f) \propto \sqrt{f^3} \quad 5.9$$

### 5.3.4. Relação entre o ruído e o Índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI)

Como já foi referido anteriormente o CTDI varia linearmente com a intensidade de corrente e com a espessura de corte. A Figura 5.7 mostra a variação do  $CTDI_w$  para o equipamento AVPS.



**Figura 5.7 - Variação do  $CTDI_w$  em função do parâmetro mAs (a 120 kV). Como se observa na linha de tendência o índice de dose em tomografia computadorizada varia linearmente com a intensidade de corrente.**

No entanto o  $CTDI_w$  não varia linearmente com a tensão (kV), como se pode inferir das medições efectuadas no mesmo equipamento e representadas na Tabela 8:

**Tabela 8 – Relação do  $CTDI_w$  e da tensão para o tomógrafo AVPS**

kV	$CTDI_w/100mAs$
100	6,22
120	9,12
130	14,16

Uma vez que o CTDI é proporcional à intensidade de corrente, pode então inferir-se a seguinte relação:

$$SD \propto \frac{1}{\sqrt{CTDI_w}} \quad 5.10$$

Conjugando todas equações 5.8, 5.9 e 5.10, é possível estabelecer a seguinte relação para o tipo de variação do ruído (factor SD) com todos os outros factores (resolução espacial (f), espessura de corte (T), e índice de dose TC (CTDI<sub>w</sub>)):

$$SD \propto \frac{f^{3/2}}{\sqrt{T \times CTDI_w}} \quad 5.11$$

O ruído, a resolução espacial a espessura do corte são parâmetros fundamentais para descrever e quantificar a qualidade de imagem. A dose de exposição dos raios X pode ser considerada como o “custo” dessa informação.

O factor – Q<sub>2</sub>, incorpora a dose, o ruído a resolução espacial e largura do corte. É um índice que estabelece uma relação dose - qualidade de imagem.

A organização IMPACT<sup>14</sup> define o índice Q<sub>2</sub> como um instrumento para comparar equipamentos de TC pela seguinte equação [34]:

$$Q_2 = \frac{f^{3/2}}{\sqrt{SD^2 \times T \times CTDI_w}} \quad 5.12$$

Este índice é em parte empírico e deve ser usado com precaução. Não é absoluto, pois baseia-se no pressuposto da forma de convulsão do filtro utilizado. A comparação entre protocolos deverá ser efectuada com protocolos/equipamentos semelhantes variando apenas um dos parâmetros e mantendo os filtros de reconstrução semelhantes. A incerteza deste valor é de cerca de ± 15%, com uma estimativa conservadora de ± 10% [34].

---

<sup>14</sup> [www.impactscan.org](http://www.impactscan.org)

### Optimização de protocolos

Depois de calculado o factor ( $Q_2$ ) relativo a cada equipamento (pela média dos ensaios efectuados com diferentes parâmetros) estabeleceu-se qual a dose necessária para manter a qualidade de imagem segundo os seguintes parâmetros:

$$f \geq 8 \text{ lp/cm e \%Ruído} \leq 0,3\%$$

Seguindo a seguinte equação:

$$CTDI_w = \frac{f^3}{SD^2 \times T \times Q_2^2} \quad 5.13$$

A maioria dos sistemas de TC efectua as suas imagens (cabeça) com uma resolução espacial de 0,65 mm (8 lp/cm). Estes mesmos valores são recomendados pelos fabricantes dos equipamentos em estudo para os seus controlos de qualidade. Mullins et al. [38] no seu estudo de optimização de protocolos do crânio em exames TC obteve imagens para fins de diagnóstico aceitáveis com valores de ruído superiores a 0,3%. No presente estudo foi escolhido manter o ruído inferior a 0,3%.

No mesmo estudo, Mullins et al, efectuou a avaliação do contraste entre *a grey matter* (matéria cinzenta) e *white matter* (matéria branca) sendo que a diferença de contraste entre estas duas era, em todos os casos medidos, superior a 10 Unidades de Hounsfield (correspondendo a um contraste de 1%).

Depois de calculado o  $CTDI_w$  teórico (utilizando a equação anterior) verificou-se se para esse valor a resolução de baixo contraste se encontrava abaixo de:

$$3 \text{ mm @ } 0,4\% \text{ de contraste nominal} \approx 4 \text{ mm @ } 0,3\% \text{ de contraste nominal}$$

Deste modo com os protocolos utilizados é possível distinguir no mínimo, objectos com diferenças de contraste superiores a 0,4% com um diâmetro superior a 3 mm (ou contraste superior 0,3% com diâmetros superiores a 4mm). Deste modo a despistagem de uma grande variedade de exames médicos efectuados por TC pode ser efectuada.

Os protocolos que correspondam a estes critérios serão designados de protocolos optimizados.

#### **5.4. Referência clínica**

Os protocolos optimizados foram aplicados num conjunto de pacientes, nos quais foi apenas efectuado um corte com o protocolo optimizado e com o protocolo padrão do Hospital em que este trabalho foi realizado. Os pacientes seleccionados para este estudo encontravam-se todos num patamar etário superior a 65 anos, aos quais foi devidamente explicado os perigos inerentes à radiação ionizante e foi pedido o seu consentimento para a realização deste estudo.

As imagens adquiridas foram avaliadas por dois médicos radiologistas quanto à sua qualidade de diagnóstico, porque a opinião foi consensual não havendo necessidade de uma terceira validação como recomenda o controlo de qualidade do acto médico.



## 6. Estudo experimental de otimização dos protocolos do crânio

As doses a que estão expostos os pacientes em exames médicos de TC, dependem dos parâmetros de funcionamento dos equipamentos de TC e do tipo de varrimento efectuado durante os mesmos. Alterar o valor do produto intensidade de corrente x tempo de aquisição (mAs) é uma estratégia comumente adoptada pois as doses resultantes têm uma relação linear com este parâmetro [35]. No entanto alterações na tensão, no *pitch* e da espessura de corte contribuem também para a variação da dose [11]. O objectivo é a minimização ou pelo menos a redução de dose sem perda significativa da qualidade de imagem.

Foi escolhida a variável mAs para este estudo experimental não só por ser um parâmetro que influencia a dose linearmente, mas também porque é o parâmetro que o técnico de radiologia geralmente ajusta antes do exame.

Descrevem-se seguidamente os ensaios e medições efectuados para os quatro equipamentos previamente descritos utilizando o fantoma adequado, previamente descrito.

### 6.1. Philips AVPS

É um equipamento com arquitectura de helicoidal mono-corte. A colimação é feita apenas à saída da ampola de raios X.

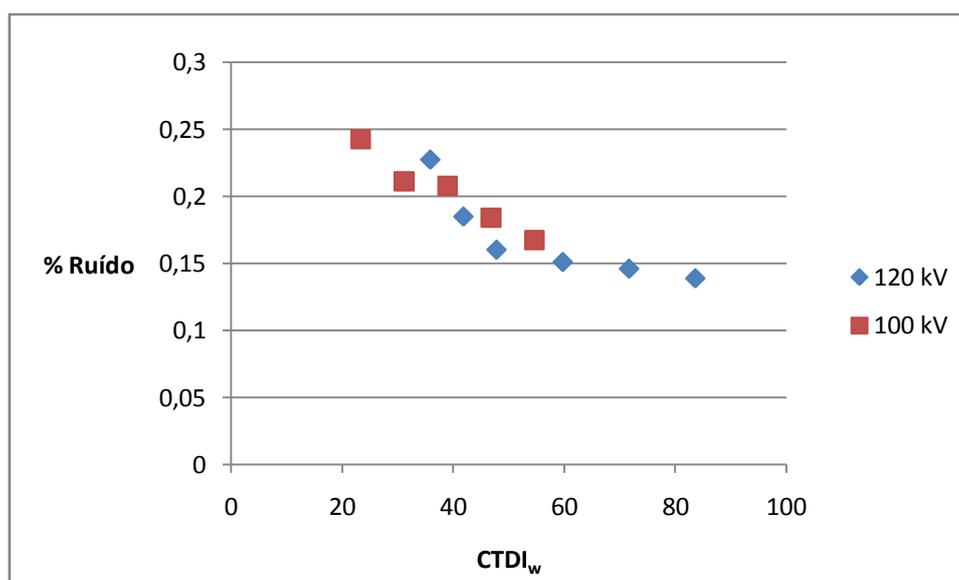
Num dos hospitais em que foi efectuado o estudo o protocolo padrão para o crânio é efectuado a 120 kV, 400 mAs com um filtro *standard*. É efectuado um corte de 10 mm de espessura. O  $CTDI_w$  associado a este protocolo foi medido com o fantoma de medição de dose e tem um valor de 47,8 mGy.

A Tabela 9 apresenta o  $CTDI_w$  para os cortes de 10 mm, tensões de 100 e 120 kV. Os valores de  $CTDI_w$  estão normalizados para 100 mAs, depois de efectuadas duas medições no fantoma de medição de dose (como previamente descrito), a 200 e 400 mAs. Deste modo foi possível traçar uma recta com origem no ponto (0,0) e que cruzasse os pontos medidos, dando o declive desta recta o  $CTDI_w$  normalizado.

Tabela 9 – Medições do CTDI<sub>100</sub> na periferia e no centro do fantoma e cálculo do  $n$ CTDI<sub>w</sub>

kV	CTDI <sub>p</sub> /100 mAs (mGy/100 mAs)	CTDI <sub>c</sub> , 100/100 mAs (mGy/100 mAs)	CTDI <sub>w</sub> /100 mAs (mGy/100 mAs)
100	7,9	7,5	7,78
120	12,77	10,31	11,95

A Figura 6.1 apresenta a relação dose/ruído para este equipamento para os 2 valores de tensão.

Figura 6.1 - Variação do ruído (%) em função do CTDI<sub>w</sub> para o equipamento AVPS

Verificar-se que o ruído é maior para os cortes efectuados de 100 kV. Isto seria de prever uma vez que os fotões de menor energia têm menor poder de penetração nos tecidos, resultando num ruído maior.

Como evidencia a tabela 10 (página seguinte), que apresenta os diferentes parâmetros de qualidade de imagem referentes a este equipamento assim como o cálculo do factor  $Q_2$ , só é possível encontrar uma resolução espacial igual a 8 lp/cm para os protocolos com valores superiores a 400 mAs. No serviço de radiologia onde se efectuou este estudo os exames são efectuados com este protocolo.

**Tabela 10 – Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os vários valores de mAs para uma espessura de corte de 10 mm (equipamento Philips AVPS)**

Índices de qualidade	mAs					
	300	350	400	500	600	700
% Ruído	0,2274	0,1848	0,16	0,1508	0,1458	0,1386
CTDI <sub>w</sub> (mGy)	35,85	41,825	47,8	59,75	71,7	83,65
f <sub>av</sub> (lp/cm)	7,14	7,14	8	8	8	8
Corte (cm)	1					
Q <sub>2</sub>	14,01239	15,96347	20,45507	19,41175	18,32812	17,85002

No entanto optou-se por avaliar a resolução de baixo contraste para 350 mAs e verificou-se que não existe grande degradação desta com este protocolo como se verifica na tabela 11.

**Tabela 11 – Avaliação da Resolução de baixo contraste**

mAs	Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,4% (mm)	Contraste efectivo
350	2	0,25 %
400 <sup>15</sup>	1,5	0,30 %

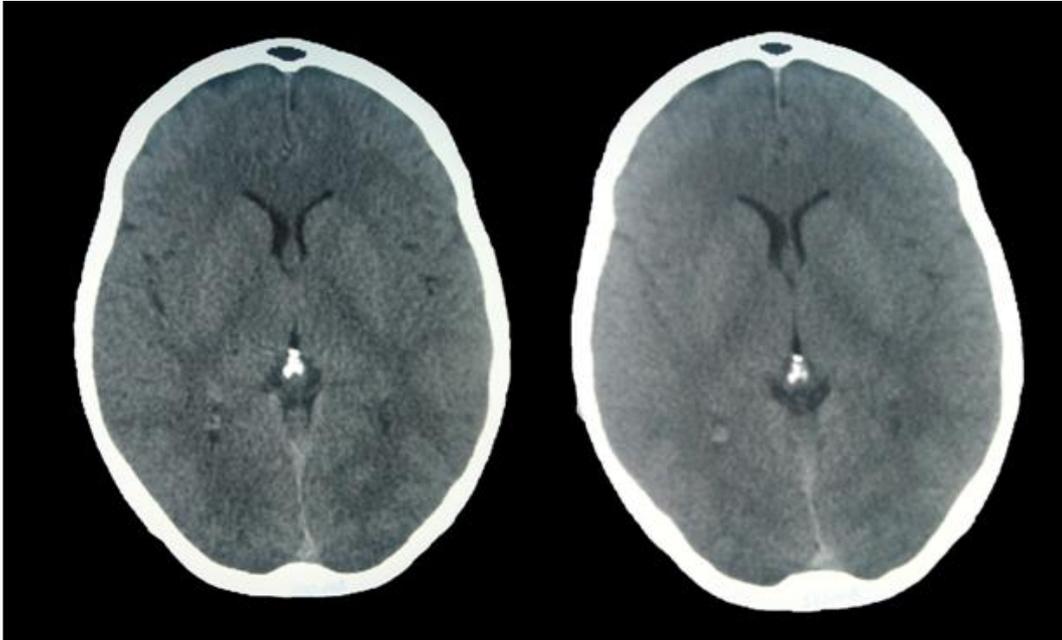
Deste modo, os parâmetros do protocolo otimizado sugerido para este equipamento encontram-se listados na Tabela 12:

**Tabela 12 – Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento Philips AVPS**

Parâmetros de aquisição	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente x tempo de rotação	350 mAs
Espessura de corte	10 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

<sup>15</sup> Protocolo Padrão empregue na unidade hospitalar.

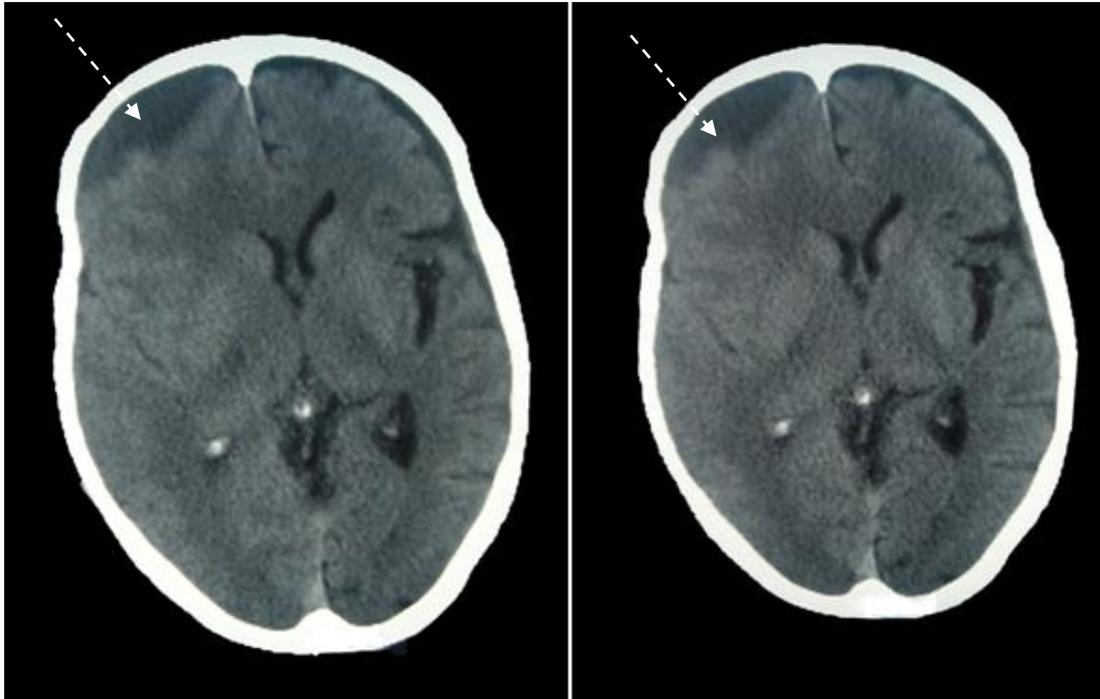
Procedeu-se à avaliação clínica do protocolo otimizado. A Figura 6.2 representa à esquerda a imagem obtida utilizando o protocolo padrão do serviço de radiologia (400 mAs) e à direita a imagem obtida com o protocolo otimizado.



**Figura 6.2 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 12,5 %. Protocolo standard 400 mAs (esquerda) e Protocolo Otimizado 350 mAs (direita). Não são visualizadas patologias nos dois protocolos**

O protocolo sugerido por este estudo para este equipamento oferece, na opinião dos dois médicos radiologistas, uma imagem com qualidade de diagnóstico aceitável embora apresente um pouco mais de ruído, mantendo-se um nível de resolução (alto e baixo contraste) aceitável. O paciente da Figura 6.2 não evidenciava nenhuma patologia, pelo que não foi possível inferir a qualidade da imagem para pequenas patologias.

A Figura 6.3 apresenta duas imagens efectuadas sob as mesmas condições (parâmetros) das imagens anteriores, em que é possível visualizar-se uma região de higroma, resultante de uma hemorragia intra-craniana.



**Figura 6.3 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 12,5 %  
Protocolo standard 400 mAs (esquerda) e Protocolo Optimizado 350 mAs (direita).  
Visualização de uma região de higroma nos dois protocolos**

Nestas imagens não existem, na opinião dos médicos radiologistas inquiridos, diferenças significativas entre os dois protocolos existindo até uma preferência pela imagem efectuada a 350 mAs com uma redução de dose de 12,5%.

Em serviços de radiologia em que é comum serem efectuados de exames neurológicos a acidentes vasculares cerebrais ou traumatismos, estes protocolos otimizados para redução de dose poderão ser efectuados sem reduzir a qualidade de imagem.

## 6.2. Philips AVE1

É um aparelho com arquitectura helicoidal mono-corte. A colimação é feita apenas à saída do tubo de raio X.

No hospital em que foi efectuado o estudo o protocolo padrão para o crânio é efectuado a 120 kV, 400 mAs com um filtro *standard*. É efectuado um corte de 10 mm. O  $CTDI_w$  medido para este protocolo foi 47,8 mGy.

A tabela 13 apresenta o  $CTDI_w$  medido para os cortes de 10 mm e tensões de 100 kV e 120 kV. Os valores do  $CTDI_w$  estão normalizados para 100 mAs.

Tabela 13 - Medição do  $CTDI_{100}$  na periferia e no centro do fantoma e cálculo do  $nCTDI_w$

kV	$CTDI_{p, 100}/100$ mAs (mGy/100 mAs)	$CTDI_{c, 100}/100$ mAs (mGy/100 mAs)	$CTDI_w/100$ mAs (mGy/100 mAs)
100	7,9	7,5	7,78
120	12,77	10,31	11,95

A Figura 6.4 apresenta a relação entre a dose (mGy) e o ruído (%) para este equipamento, para a tensão de 120 kV.

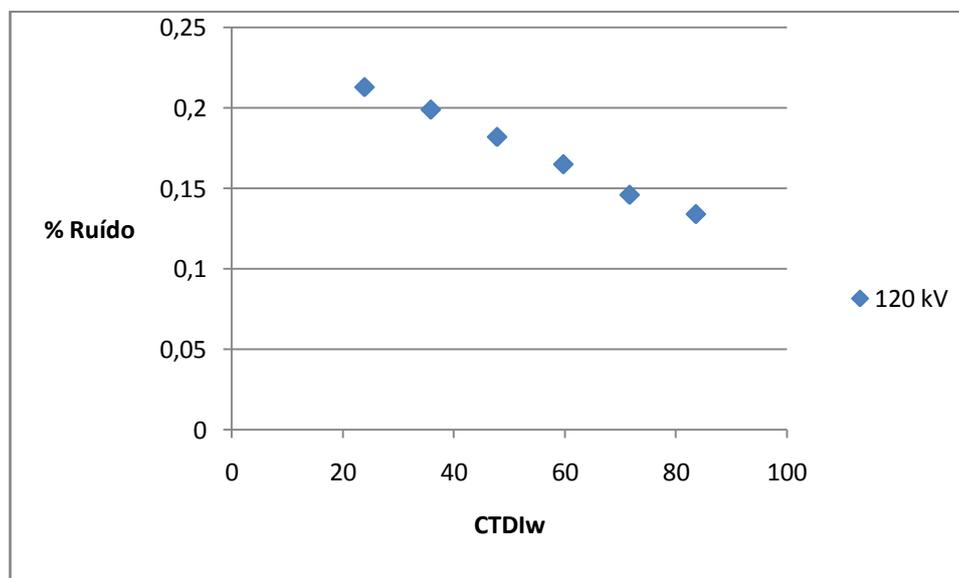


Figura 6.4 - Variação do ruído (%) em função do  $CTDI_w$  para o equipamento Philips AVE1

Comparativamente com o modelo anterior este modelo apresenta valores de ruído menos elevados para os mesmos índices de dose (CTDI). Este facto dever-se-á ao facto de uma melhoria da eficiência do detector.

**Tabela 14 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os vários valores mAs e para uma espessura de corte de 10 mm (equipamento Philips AVPS)**

Índices de qualidade	mAs					
	200	300	400	500	600	700
% Ruído	0,213	0,199	0,182	0,165	0,146	0,134
CTDI <sub>w</sub> (mGy)	23,9	35,85	47,8	59,75	71,7	83,65
f <sub>av</sub> (lp/cm)	8					
Corte (cm)	1					
Q <sub>2</sub>	21,72983	21,73821	20,5843	20,30807	20,95121	21,1341

Como se pode verificar a melhor relação dose – qualidade de imagem é obtida a 200 mAs embora apresente valores de ruído ligeiramente superiores ao protocolo padrão (400 mAs). Também é de frisar a melhoria do factor Q<sub>2</sub> relativamente ao equipamento Philips AVPS, o que realça a melhor qualidade deste equipamento, e também se verificou que este equipamento é o que possibilita valores menos elevados de ruído para mAs baixos.

O protocolo que parece evidenciar um perfeito equilíbrio entre a qualidade de imagem e a dose é o que é efectuado a 200 mAs, com uma redução de dose de 50%.

A tabela 15 apresenta a avaliação de baixo contraste para o protocolo otimizado.

**Tabela 15 - Avaliação da Resolução de baixo contraste**

mAs	Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,4% (mm)	Contraste efectivo
200	1,5	0,15%
400 <sup>16</sup>	1,5	0,32%

O protocolo otimizado oferece os mais rigorosos critérios de qualidade equiparando-se ao protocolo original embora com um ruído mais elevado. Não é

<sup>16</sup> Protocolo padrão em uso no hospital

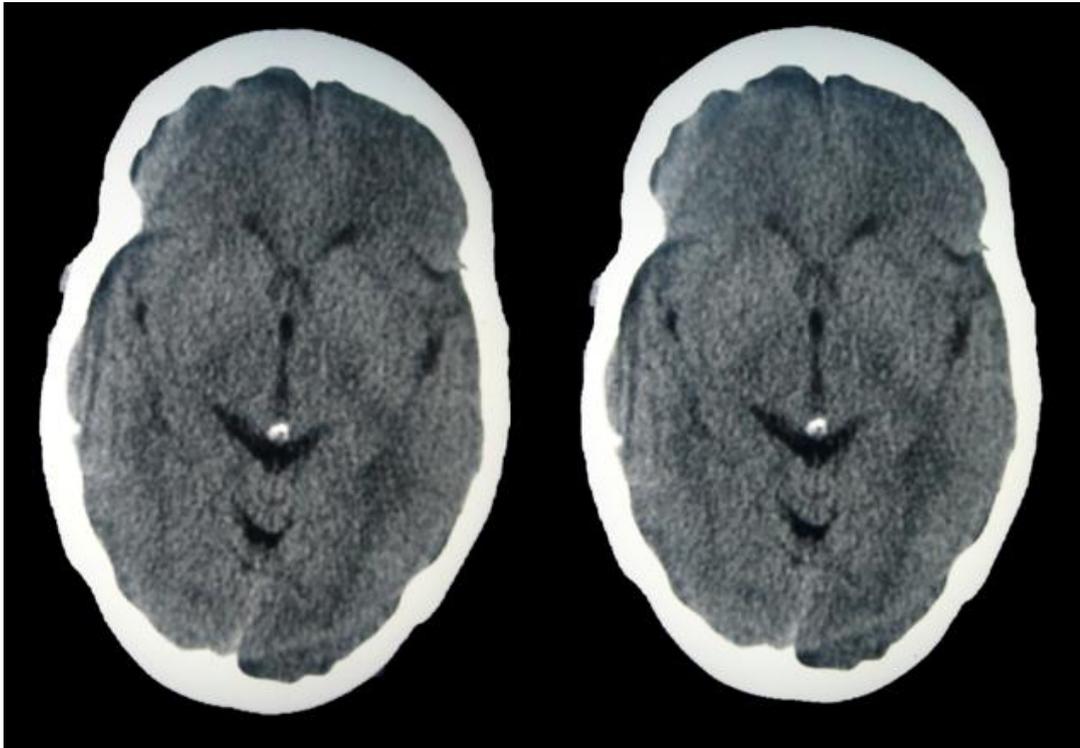
justificativo, independentemente da patologia um aumento do produto intensidade de corrente x mAs para este equipamento pois este protocolo tem qualidade de imagem suficiente para os mais altos critérios de diagnóstico.

Em conformidade, os parâmetros do protocolo otimizado sugerido para este aparelho encontram-se listados na Tabela 16.

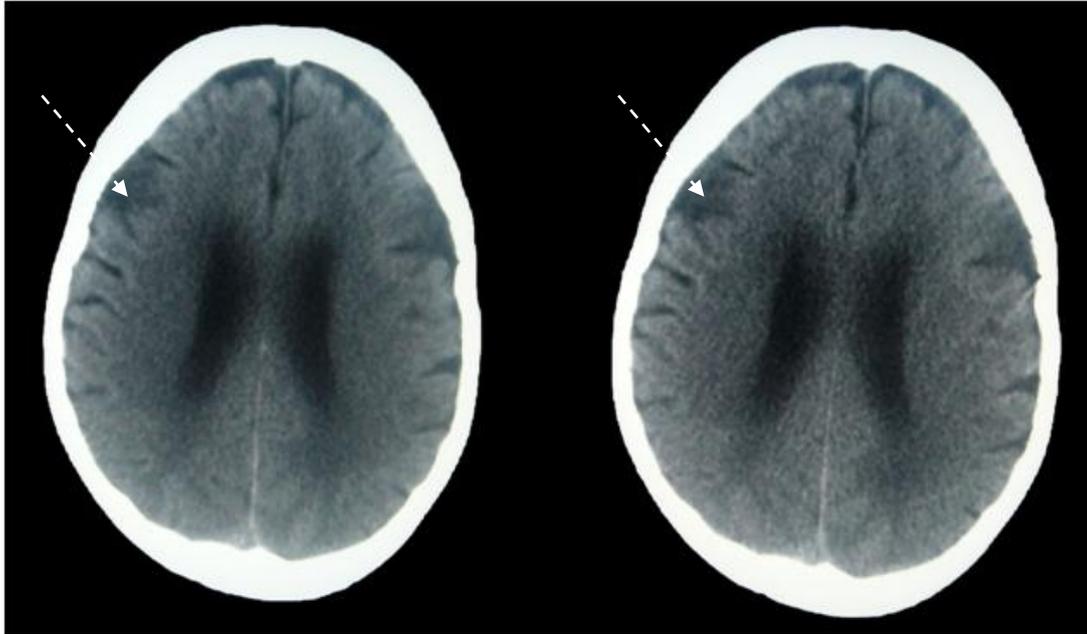
**Tabela 16 - Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento Philips AVE1**

Parâmetros de aquisição	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente x Tempo de rotação	200 mAs
Espessura de corte	10 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

As Figuras 6.5 e 6.6 apresentam imagens clínicas referentes aos protocolos de rotina e protocolos otimizados.



**Figura 6.5 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 50 %  
Protocolo standard 400 mAs (esquerda) e Protocolo Otimizado 200 mAs (direita)**



**Figura 6.6 - Estudo de diagnóstico do Cérebro com redução de dose de 50 % Protocolo standard 400 mAs (esquerda) e Protocolo Otimizado 200 mAs (direita). Nas imagens encontra-se assinalado uma região de higroma.**

Tal como se verificou para o equipamento AVPS as imagens adquiridas neste equipamento com os protocolos otimizados exibem uma qualidade de diagnóstico aceitável apesar do aumento significativo do ruído. Ambos os médicos radiologistas avaliaram positivamente a qualidade das imagens geradas pelos protocolos sugeridos por este estudo.

### **6.3. GE Brightspeed – 16 cortes**

Este aparelho permite a aquisição de 16 cortes em simultâneo (16 x 0,625 mm ou 16 x 1,25 mm). É um aparelho com arquitectura de helicoidal multicorte. Possui um detector de matriz híbrida com um comprimento total efectivo de 20 mm tendo um conjunto de 16 detectores de 0,625 mm na região central e 2 conjuntos de 4 detectores cada um de 1,25 mm nas regiões contíguas à central possibilitando múltiplas geometrias de aquisição.

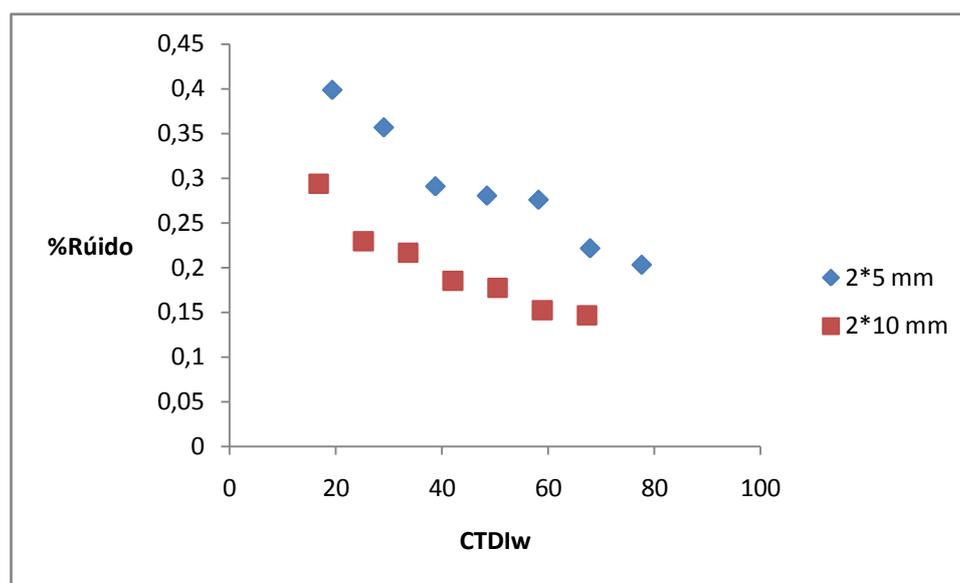
No hospital em que foi efectuado o estudo o protocolo padrão para o crânio é efectuado a 120 kV, 330 mAs com um filtro *standard*. É efectuado um corte de 10 mm. Este protocolo tem um  $CTDI_w$  associado de 64,05 mGy.

As medições efectuadas do  $CTDI_w$  estão expressas na tabela 17. Procedeu-se à medição de do CTDI na periferia e no centro para 100 e 330 mAs, procedendo-se depois ao cálculo do  $CTDI_w$  e do  $CTDI_w$  normalizado.

**Tabela 17 - Medição do  $CTDI_{100}$  na periferia e no centro e cálculo do  $CTDI_w$**

Colimação	$CTDI_{p,100}/100$ mAs (mGy/100 mAs)	$CTDI_{c,100}/100$ mAs (mGy/100 mAs)	$nCTDI_w/100$ mAs (mGy/100 mAs)
10 mm	20,13	17,97	19,41
20 mm	17,33	15,87	16,84

A Figura 6.7 apresenta o comportamento do ruído em função da dose para 2 valores diferentes de colimação.



**Figura 6.7 Variação do ruído (%) em função do  $CTDI_w$  para o equipamento GE Brightspeed**

Como era de prever o ruído é menos elevado para os cortes de maior espessura. No entanto com apenas um corte de 10 mm não se obtém uma boa eficiência segundo o eixo dos ZZ do detector (apenas 50% do detector é utilizado para a aquisição de dados), pelo que é preferível uma maior cobertura no plano dos ZZ de modo a cobrir um maior volume da região a ser estudada e diminuir o número de revoluções do tubo sobre o paciente diminuindo assim a dose da totalidade de exame.

Por outro lado, a diminuição da espessura de corte das imagens tomográficas deve-se ao facto da resolução de baixo contraste ser melhor para cortes mais finos.

A Tabela 18 apresenta os índices de qualidade de imagem referentes a este equipamento assim como o cálculo do factor de qualidade para a colimação de 10 mm.

**Tabela 18 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) e os mAs para uma e espessura de corte de 5 mm (equipamento GE Brightspeed).**

Índices de qualidade	mAs						
	100	150	200	250	300	350	400
% Ruído	0,3984	0,3566	0,2908	0,2804	0,2758	0,2216	0,2032
CTDI <sub>w</sub> (mGy)	19,41	29,115	38,82	48,525	58,23	67,935	77,64
f <sub>av</sub> (lp/cm)	8						
Corte (cm)	0,5						
Q <sub>2</sub>	18,23131	16,63069	17,66151	16,38284	15,20486	17,51997	17,87243

O factor Q<sub>2</sub> para este equipamento com uma colimação de 10 mm é igual (para a média das medições) a 17,07. Deste modo para manter os índices de qualidade de imagem pré-estabelecidos,

$$f \geq 8 \text{ lp/cm e } \% \text{Ruído} \leq 0,3\%$$

Pela equação 5.13 temos que:

$$CTDI_w = \frac{8^3}{0,3^2 \times 0,5 \times 17,07^2} \quad 6.1$$

Pelo que seriam necessários 39 mGy o que corresponde a 200 mAs.

Efectuou-se a avaliação da resolução de baixo contraste e verificou-se que esta se encontra abaixo do nível pré-estabelecido (3mm @ 0,4% contraste nominal) para a qualidade das imagens, como mostra a tabela 19.

**Tabela 19 – Avaliação da resolução de baixo contraste (Brightspeed) 5mm**

mAs	Diâmetro do mínimo orifício	Contraste efectivo
	visível no disco de 0,3% (mm)	
200	2,5	0,364%
330 <sup>17</sup>	1,5	0,467%

<sup>17</sup> Protocolo empregue no hospital em que se realizou o estudo

Em comparação com o protocolo padrão da unidade hospitalar em que se realizou este trabalho verifica-se que existe perda da resolução de baixo contraste, no entanto não parece que estes valores sejam críticos.

A tabela 20 apresenta os índices de qualidade de imagem referentes a este equipamento assim como o cálculo do factor de qualidade para a colimação de 20 mm.

**Tabela 20 - Relação entre os índices de qualidade de imagem (Ruído, Resolução espacial) e os mAs e a espessura de corte 10 mm**

Índices de qualidade	mAs						
	100	150	200	250	300	350	400
% Ruído	0,2934	0,229	0,2164	0,1848	0,1772	0,152	0,1464
CTDI <sub>w</sub> (mGy)	16,84	25,26	33,68	42,1	50,52	58,94	67,36
f <sub>av</sub> (lp/cm)	8						
Corte (cm)	1						
Q <sub>2</sub>	18,79333	19,65997	18,01738	18,87087	17,96551	19,39038	18,83184

O factor Q2 (médio) deste equipamento, calculado como anteriormente, para a colimação de 20 mm é igual 18,8. Deste modo para manter os índices de qualidade de imagem pré-estabelecidos seriam necessários apenas 17 mGy (calculado através da equação 5.3), o que corresponde a 100 mAs. É de frisar que o factor Q2 (médio) aumenta para a colimação de 20 mm, reflectindo uma melhor relação dose-qualidade de imagem.

Efectuou-se a avaliação da resolução de baixo contraste (tabela 21) e verificou-se que somente a 200 mAs a resolução de baixo contraste se encontra dentro dos padrões mínimos anteriormente estabelecidos (3 mm @ 0,4% contraste nominal).

**Tabela 21 – Avaliação da resolução de baixo contraste (Brightspeed) 10 mm**

mAs	Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,3% (mm)	Contraste efectivo
150	3,5	0,378%
<b>200</b>	<b>3,0</b>	<b>0,486%</b>
330	3,0	0,44%

Como se pode verificar a melhor relação dose – qualidade de imagem é obtida nos cortes de 0,5 mm embora apresente valores de ruído ligeiramente maiores.

O protocolo que parece evidenciar um perfeito equilíbrio entre a qualidade de imagem e a dose é o que é efectuado a 200 mAs (para os dois tipos de colimação).

Verificou-se também que o aumento da espessura de corte origina a deterioração da resolução de baixo contraste.

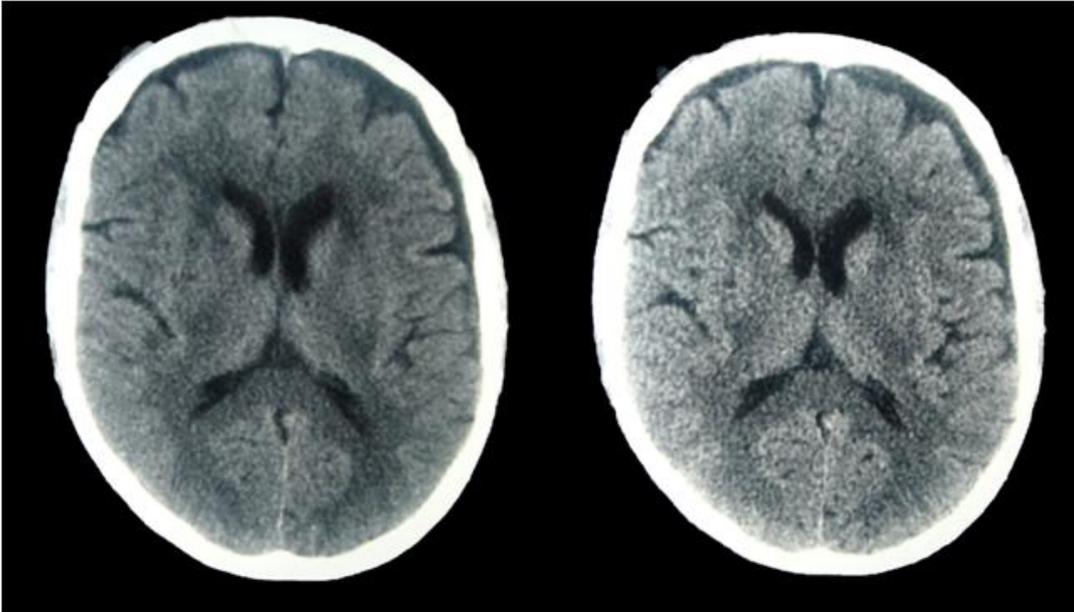
Assim o protocolo que parece apresentar melhores resultados será o de cortes de 0,5 mm a 200 mAs, embora haja perda da resolução de baixo contraste em relação ao protocolo original de 1,5 mm @ 0,4% para 2,5 mm @ 0,4%.

Os parâmetros do protocolo otimizado sugerido para este equipamento estão listados na Tabela 22:

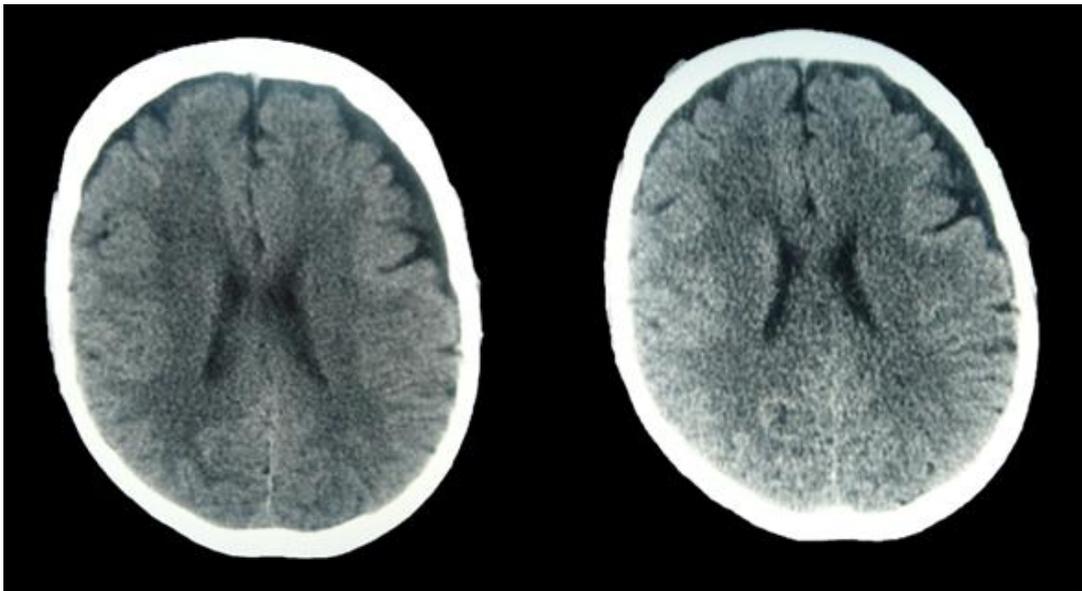
**Tabela 22 – Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento GE Brightspeed**

Parâmetros de aquisição	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente x tempo de rotação	200 mAs
Colimação	16 x 1,25 mm
Número de imagens x espessura de corte	4 x 5 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

As Figuras 6.8 e 6.9 (página seguinte) mostram a comparação entre as imagens adquiridas com os protocolos otimizados e os protocolos *standard* da unidade hospitalar em que se realizou esta componente deste trabalho. Como se verificou nos outros equipamentos, apesar de um aumento significativo dos níveis de ruído na imagem, esta exibe na opinião dos médicos radiologistas inquiridos, uma qualidade de diagnóstico aceitável. Utilizando o protocolo otimizado verifica-se uma redução de 52% de dose relativamente ao protocolo *standard*.



**Figura 6.8 - Estudo de diagnóstico do cérebro com redução de dose de 50 %.  
Protocolo standard (330 mAs à esquerda) e Protocolo Otimizado (200 mAs à direita)**



**Figura 6.9 - Estudo de diagnóstico do cérebro com redução de dose de 50 %.  
Protocolo standard (330 mAs à esquerda) e Protocolo Otimizado (200 mAs à direita)**

#### 6.4. Siemens Somaton Definition – 64 cortes

Este equipamento permite a aquisição de 64 cortes em simultâneo (64 x 0,6 mm) em modo helicoidal e 24 cortes de 1,2mm em modo sequencial. É um aparelho com arquitectura multicorte helicoidal *dual-source*. Possui um detector de matriz híbrida com um comprimento total efectivo de 28,8 mm tendo um conjunto de 32 detectores de 0,6 mm na região central e 2 conjuntos de 4 detectores cada um de 1,2 mm nas regiões contíguas à central.

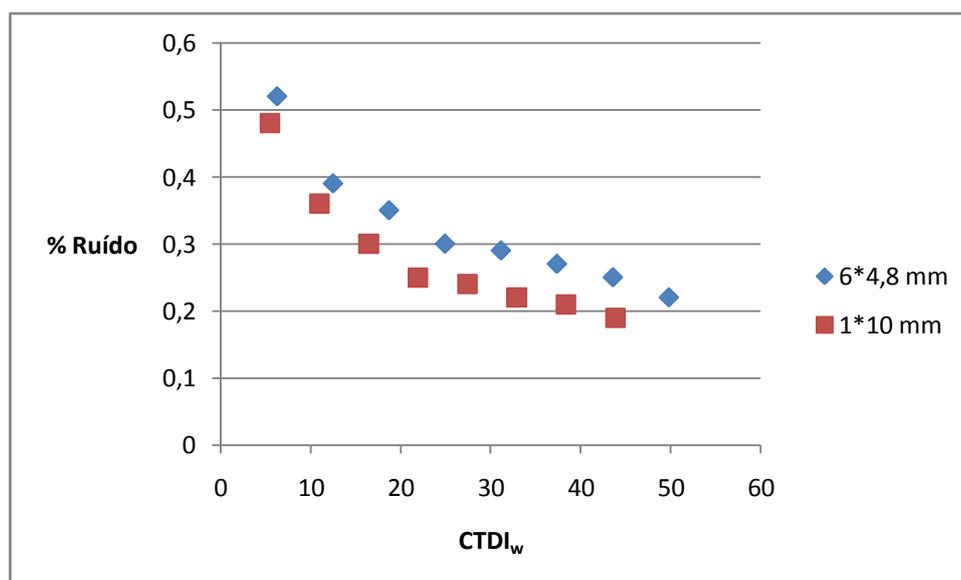
No hospital em que foi efectuado o estudo o protocolo padrão para o crânio é efectuado a 120 kV, 400 mAs com um filtro *smooth*. São efectuados 6 cortes de 4,8mm. Este protocolo tem um  $CTDI_w$  associado de 49,76 mGy.

A tabela 23 apresenta o  $CTDI_w$  para os cortes de 10 e 4,8 mm, devidamente normalizado para 100 mAs como anteriormente.

**Tabela 23 - Medição do  $CTDI_{100}$  na periferia e no centro e cálculo do  $CTDI_w$**

Colimação	$CTDI_{p,100}/100$ mAs (mGy/100 mAs)	$CTDI_{c,100}/100$ mAs (mGy/100 mAs)	$CTDI_w/100$ mAs (mGy/100 mAs)
10 mm	11,25	10,4	10,97
28,8 mm	12,6	12,13	12,48

A Figura 6.10 mostra a relação dose ruído deste equipamento.



**Figura 6.10 - Variação do ruído (%) em função do  $CTDI_w$  para o equipamento Siemens Somaton Definition**

Tal como se verificou no equipamento da GE, observa-se que a diminuição da espessura de corte deteriora o ruído da imagem.

A Tabela 24 apresenta os diferentes índices de qualidade de imagem referentes a este equipamento assim como o cálculo do factor de qualidade.

**Tabela 24 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os diversos valores de mAs para uma espessura de corte de 10 mm (equipamento Siemens Somaton Definition)**

Índices de qualidade	mAs						
	100	150	200	250	300	350	400
% Ruído	0,36	0,3	0,25	0,24	0,22	0,21	0,19
CTDI <sub>w</sub> (mGy)	10,97	16,455	21,94	27,425	32,91	38,395	43,88
f <sub>av</sub> (lp/cm)	8						
Corte (cm)	1						
Q <sub>2</sub>	18,97707	18,59366	19,32309	18,00323	17,92868	17,38915	17,97828

O factor de Qualidade inerente a este equipamento para a colimação de 10 mm é Q<sub>2</sub> = 18,3 (médio). Deste modo para manter os índices de qualidade de imagem pré-estabelecidos seriam necessários apenas 17 mGy, o que corresponde a 150 mAs. A tabela 25 apresenta a avaliação da resolução espacial.

**Tabela 25 – Avaliação da resolução de baixo contraste para a espessura de corte de 10 mm (equipamento Siemens Somaton definiton)**

mAs	Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,4% (mm)	Contraste efectivo
150	4	0,31%
200	3,0	0,35%
400	2,5	0,39%

Como mostra a tabela 25 apenas a 200 mAs a resolução de baixo contraste se encontra dentro dos padrões mínimos anteriormente estabelecidos (3mm @ 0,4% contraste nominal)

A Tabela 26 apresenta os diferentes índices para a colimação de 28,8 mm.

**Tabela 26 - Índices de qualidade de imagem (ruído, resolução espacial) para os vários valores de mAs para uma espessura de corte de 4,8 mm (equipamento Siemens Somaton Definition)**

Índices de qualidade	mAs						
	100	150	200	250	300	350	400
% Ruído	0,39	0,35	0,3	0,29	0,27	0,25	0,22
CTDI <sub>w</sub> (mGy)	12,44	18,66	24,88	31,1	37,32	43,54	49,76
f <sub>av</sub> (lp/cm)	8						
Corte (cm)	0,48						
Q <sub>2</sub>	23,74322	21,60183	21,82569	20,19464	19,80067	19,7984	21,04512

Para a colimação de 28,8 mm com cortes de 4,8 mm tem-se que Q<sub>2</sub>= 21,1 (médio) a que se associa um CTDI, necessário para manter o ruído inferior a 0,3% e uma resolução espacial acima de 8 lp/cm, de 26,5 mGy.

Avaliou-se a resolução de baixo contraste, como mostra a Tabela 27 e verificou-se que para 200 mAs a resolução de baixo contraste encontra-se dentro dos parâmetros mínimos de qualidade de imagem sugeridos para este estudo.

**Tabela 27 – Avaliação da resolução de baixo contraste (equipamento Siemens Somaton Definition) para um valor de espessura de corte de 4,8 mm**

mAs	Diâmetro do mínimo orifício visível no disco de 0,4% (mm)	Contraste efectivo
200	3	0,56%
400 <sup>18</sup>	2,5	0,38%

O protocolo que parece evidenciar um bom equilíbrio entre a qualidade de imagem e a dose é aquele efectuado a 200 mAs com cortes de 4,8 mm, resultando numa redução de dose de 50% com uma ligeira deterioração dos índices de qualidade em relação ao protocolo original.

<sup>18</sup> Protocolo padrão empregue na unidade hospitalar em que se realizou o estudo

Os parâmetros do protocolo otimizado sugerido para este equipamento encontram-se listados na Tabela 28:

**Tabela 28 - Parâmetros de aquisição do protocolo otimizado para o equipamento Siemens Somaton Definition**

<b>Parâmetros de aquisição</b>	
Tensão	120 kV
Intensidade de corrente	200 mAs
Colimação	24 x 0,6 mm
Número de imagens x espessura de corte	6 x 4,8 mm
Matriz	512
Filtro	<i>Smooth</i>

## 7. Discussão - Conclusão

O objectivo de uma imagem obtida para efeitos de diagnóstico médico é ser clinicamente relevante permitindo a identificação de patologias com a reconstrução precisa de órgãos e estruturas anatómicas.

Nos últimos anos tem se verificado uma utilização crescente de exames médicos por Tomografia Computorizada. Na rotina de prática clínica, cerca de 30 a 40% de todos os exames de TC são efectuados à cabeça, com uma dose efectiva de 1 a 5 mSv [4]. Esta disseminação da utilização da TC contribui para um aumento da exposição de pacientes a doses significativas de radiações ionizantes, cujos potenciais efeitos nocivos e deletérios para a Saúde não devem ser ignorados ou subestimados. O binómio risco-benefício decorrente de tal exposição deve ser cuidadosamente avaliado à luz dos princípios da Protecção Radiológica dos pacientes através da avaliação e optimização das doses dos protocolos e práticas clínicas.

Apesar da introdução da ressonância magnética na prática clínica a frequência com que os exames de TC (especialmente em neuro-imagem) são efectuados não decresceu, contrariamente ao esperado [36]. Isto deve-se ao facto do custo financeiro mais elevado associado aos exames de Ressonância Magnética, à menor disponibilidade do equipamento e ao tempo de duração dos exames efectuados utilizando esta técnica. Portanto a TC continua a ser o método de escolha para o diagnóstico de pós-lesões-traumáticas. Assim tem-se gerado um crescente interesse na avaliação e optimização da dose em exames de TC nos últimos anos.

Torna-se claro que a redução de dose em exames das estruturas cerebrais é uma questão importante, uma vez que pacientes a que são prescritos exames de diagnóstico de certo tipo de doenças crónicas (malformações, tumores e doenças cerebrovasculares) necessitam que lhes sejam efectuados múltiplos exames ao longo do tempo.

Os factores técnicos para os protocolos padrão são, normalmente, recomendados pelo fabricante dos equipamentos e privilegiam a obtenção da melhor qualidade de imagem, a fim de satisfazer os mais altos critérios de diagnóstico. Os técnicos de radiologia são geralmente formados pelos aplicadores, que por sua vez não exibem, normalmente, imagens com doses mais reduzidas pois as imagens geradas teriam um ruído superior [37].

Como é demonstrado em vários estudos [16] [19] o risco global das radiações ionizantes depende do produto intensidade de corrente pelo tempo de rotação da ampola de raios X e pela frequência em que são efectuados os exames de TC. Deste modo este foi o principal parâmetro escolhido para variável nesta investigação.

São poucos os estudos referentes à otimização de dose em exames de tomografia computadorizada do crânio.

Baseado na sua experiência pessoal e no artigo e nos dados publicados Mulkens et al [4] recomenda que o uso de um  $CTDI_w$  de 30 mGy não sendo justificativo, segundo o sua opinião, um valor superior de dose.

Mullins et al. [38] realizaram um estudo a 20 idosos submetidos a exames de TC do crânio. Controlando o volume a ser coberto assim como a redução do parâmetro mAs e mantendo fixos os outros parâmetros obtiveram uma redução de dose de quase 50%.

Britten et al. [10] obtiveram resultados semelhantes, também com um grupo de idosos, conseguindo também uma redução de dose até 50% à custa de um ligeiro aumento do ruído da imagem. Os mesmos autores utilizaram a presença de lesões peri-ventriculares de baixa densidade para estudarem o efeito da redução de dose na exactidão do diagnóstico, tendo concluído não se verificar uma degradação significativa da qualidade do diagnóstico mesmo para as imagens adquiridas com 50% da dose inicial.

No estudo relatado por Karla et al. [39] em exames de TC abdominal, variando somente os mAs, mantêm a qualidade de imagem para diagnóstico para valores de redução de dose de 50%.

Neste estudo:

- Foram considerados protocolos padrão de TC de crânio
- Foi avaliada a influência da redução da dose em exames de TC utilizando protocolos correspondentes otimizados para efeitos de redução de dose, por diminuição do parâmetro mAs relativamente ao valor correspondente em protocolos *standard*.

O estudo permite concluir que a qualidade da imagem para efeitos de diagnóstico pode ser obtida para valores de 200 mAs (contra os 330 e 400 mAs nos protocolos padrão) para os equipamentos AVE1, GE Brightspeed e Siemens Somaton Definition, com uma redução significativa da dose de radiação ionizante resultante. O tomógrafo Philips AVPS tem uma boa qualidade de imagem para 350 mAs.

Os protocolos otimizados sugeridos resultaram numa diminuição da exposição à radiação de 50% para os equipamentos da Siemens Somaton Definition e Philips AVE1, 48% para o equipamento da GE e 12,5 % para o equipamento Philips AVPS.

Cohene et al [40] avaliaram as alterações da qualidade da imagem tomográfica na cabeça de um cadáver variando os parâmetros mAs e kV e obtiveram uma redução de dose até 40% sem perda significativa da qualidade de imagem diagnóstica. O estudo constitui numa avaliação subjectiva realizada por cinco radiologistas sem correlação com a situação clínica, isto é, no estudo não é possível verificar-se qualquer patologia no cadáver (possuía um cérebro morfologicamente normal) não sendo

possível identificar quais as patologias que poderão ser ou não discriminadas pelos protocolos propostos. No entanto, no presente trabalho, apenas se avaliou a influência da diminuição do parâmetro kV para o equipamento Philips AVPS não sendo evidenciadas significativas melhorias na redução de dose pois, para manter a qualidade de imagem, foi necessário um aumento da intensidade de corrente levando a uma dose superior à estabelecida com os protocolos otimizados a 120 kV.

As conclusões destes estudos evidenciam:

- Que é clinicamente viável diminuir a dose relativamente aos exames do crânio efectuados utilizando protocolos padrão,
- Que mesmo uma redução de dose de até 50% permite obter imagens sem degradação significativa da respectiva qualidade para efeitos de diagnóstico médico.
- A sua principal limitação prende-se com o facto da avaliação ser feita apenas para áreas cerebrais morfológicamente normais; a questão permanece em como a redução da dose poderá afectar a resolução de baixo contraste.

Neste estudo foi também efectuada a avaliação da resolução de baixo contraste, e embora se verifique uma degradação desta com a redução de dose, os valores resultantes são ainda próximos dos valores correspondentes utilizando protocolos padrão. No entanto não foi possível estudar e avaliar *in vivo* os efeitos da redução de dose em situações pequenas lesões de baixo contraste.

A comparação subjectiva das imagens geradas pelos protocolos otimizados foi efectuada por dois médicos radiologistas sendo classificadas, de modo unânime, como aceitáveis para fins de diagnóstico, apesar do aumento ruído. O diagnóstico de hemorragias intra-cranianas, rupturas de aneurismas, acidentes vasculares cerebrais, hidrocefalias são alguns dos exames que poderão ser avaliados com os protocolos otimizados sugeridos neste estudo. Apesar do aumento dos níveis de ruído na imagem tomográfica, este não representa um impedimento ao diagnóstico. Porém o factor mais limitativo do estudo são os elevados valores de ruído obtidos para baixos valores de mAs. Estes protocolos com valores de mAs reduzidos poderão limitar a capacidade de detectar minúsculas lesões de baixo contraste. Deste modo a avaliação de pequenas lesões poderá não ser indicada para estes protocolos, necessitando-se, portanto, de um estudo mais aprofundado numa população tipo que disponha destas patologias.



## 8. Trabalhos Futuros

Um futuro trabalho será de complementar a metodologia de avaliação quantitativa em exames num grupo de pacientes a fim de ultrapassar os obstáculos que ocorram pontualmente em algumas imagens. Pretende-se avaliar se existe compromisso de pequenas lesões que poderão, ou não, ser despistadas por estes protocolos.

Avaliar os protocolos otimizados em modo helicoidal será também uma mais-valia para a redução de dose sobre o paciente com alternâncias do *pitch*.

Relacionar a dose e a qualidade de imagem com as dimensões, peso e idade dos pacientes de exames TC.

Estudos adicionais serão necessários de modo a maximizar o efeito dos protocolos sugeridos num perfeito equilíbrio entre a qualidade de imagem e a dose sobre o paciente.



## Bibliografia

1. **Jessen KA, Panzer W, Shrimpton PC, et al.** *EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Luxembourg : Office for Official Publications of the European Communities, 2000.
2. **National Council on Radiation Protection and Measurements.** *Report No. 160 - Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. 2009.
3. *Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure*. **Brenner, David J. e Hall, Eric J.** Massachusetts : The new england journal of medicine, 2007.
4. **Baert, A. L., Knauth, M. e Sartor, K.** *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*. Berlin : Springer, 2007.
5. **National Council on Radiation Protection and Measurements.** *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. Bethesda : Report No. 93, 1987.
6. **Forshier, Seve.** *Essentials of Radiation Biology and Protection*. Canada : Delmar, 2002.
7. **International Commission on Radiological Protection.** *Publication 60: 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. s.l. : Annals of ICRP, 1991. 21:1–201.
8. **ICRP Publication 73.** *Radiological Protection and Safety in Medicine - Annals of the ICRP Vol. 26 No. 2*. Oxford : Pergamon Press, 1996.
9. **Brise, H. J., et al.** *The relevance of image quality indices for dose optimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric phantoms*. Londres : PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, 2009.
10. **Britten, AJ, Crotty, M e Kiremidjian, H.** *The addition of computer simulated noise to investigate radiation dose and image quality in images with spatial correlation of statistical noise: an example application to X-ray CT of the brain*. s.l. : Br J Radiol. 77:323–328.
11. **Udayasankar, U. K., et al.** *Low-Dose Nonenhanced Head CT Protocol for Follow-Up Evaluation of Children with Ventriculoperitoneal Shunt: Reduction of Radiation and Effect on Image Quality*. Atlanta : AJNR, 2008.
12. **Hsieh, Jiang.** *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances*. Bellingham : SPIE Optical Engineering Press, 2003.
13. **Kalender, Willi A.** *Computed Tomography*. Munich : Publicis MCD Verlag, 2000.
14. **Lima, João Pedroso.** *Técnicas de diagnóstico com raios X*. Coimbra : Imprensa da Universidade de Coimbra, 2005. 475-587.

15. **Silva, José Silvestre Serra da.** *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada.* Aveiro : Universidade de Aveiro, 2005.
16. **IMPACT Technology 4 Update,.** *Multi-Slice CT Scanners.* Londres : s.n., 2002.
17. **Prokop, Mathias e Galanski, Michael.** *Spiral and multislice computed tomography of the body.* Estugarda : Thieme, 2003.
18. **American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 96.** *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT.* New York : AAPM, 2008.
19. **American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 39.** *Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners.* New York : AAPM, 1993.
20. **American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 1.** *PHANTOMS FOR PERFORMANCE EVALUATION AND QUALITY ASSURANCE OF CT SCANNERS.* Chicago : AAPM, 1977.
21. **American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 83.** *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography - simulation process.* New York : AAPM, 2003.
22. **McNitt-Gray, Michael F. e Geffen, David.** *Tradeoffs in CT Image Quality and Dose.* 2003.
23. **Reid, Jerry e Odle, Teresa G.** *Computed Tomography in the 21st Century - Changing Practice for Medical Imaging and Radiation Therapy Professionals.* Albuquerque, NM : American Society of Radiologic Technologists, 2008.
24. **DHHS, FDA, 21 CFR Part 1020 .** *Diagnostic X-ray Systems and Their Major Components; Amendments to Performance Standard.* s.l. : Final Rule Federal Register, 1984. 49: 171.
25. **American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 31.** *Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-ray Exposures.* New York : AAPM, 1990.
26. **Goldman, Lee W.** *Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality.* s.l. : Journal of Nuclear Medicine Technology, 2007. 35:213–225.
27. **Leitz, W., Axelsson, B. e Szendro, G.** *Computed tomography dose assessment: A practical approach.* s.l. : Radiat Prot Dosim, 1995. 57:377–380.
28. **International Electrotechnical Commission (IEC). Medical Electrical Equipment. Part 2-44.** *Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography.* Geneva : IEC publication , 2002. No. 60601-2-44.Ed. 2.1: .
29. **Jones DG, Shrimpton PC. .** *Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses Calculated Using Monte Carlo techniques.* Oxon : National Radiological Protection Board, 1991.
30. **Zankl, M., Panzer, W. e Drexler, G.** *he calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VI: Organ doses from*

*computed tomographic examinations*. Neuherberg : Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, 1991.

31. **RCR/NRPB**. *Patient dose reduction in diagnostic radiology*. (Chilton, UK: National Radiological Protection Board) : Doc. NRPB, 1(3) , 1990.

32. **American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 1**. *A PRIMER ON LOW-LEVEL IONIZING RADIATION AND ITS BIOLOGICAL EFFECTS*. New York : AAPM, 1986.

33. **Smyth, JM, Sutton, DG e Houston, JG**. *Evaluation of the quality of CT-like images obtained using a commercial flat panel detector system*. Dundee : Biomedical Imaging and Intervention Journal, 2006.

34. **Edyvean, S**. *Understanding Image Quality and Dose*. s.l. : Disponível em <http://www.impactscan.org/slides/course07/lect9/frame.htm>, Acessado em 8 de Abril de 2009.

35. **Kalra, K., et al**. *Strategies for CT Radiation Dose Optimization*. s.l. : Radiology, 2004. 230:619-628.

36. **Rehani, MM e Berry, M**. *Radiation doses in computed tomography*. s.l. : Br Med J, 2000. 320:593–594.

37. **AJ, Fox**. *Use of the lowest necessary radiation dose*. s.l. : Am J Neuroradiol, 2004. 25:519.

38. **Mullins, Mark E., et al**. *Comparison of Image Quality Between Conventional and Low-Dose Nonenhanced Head CT*. Boston : American Society of Neuroradiology, 2004. 25:533–538.

39. **Kalra, MK, Prasad, S e Saini, S**. *Clinical comparison of standard - dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality*. s.l. : AJR Am J Roentgenol, 2002. 179:1101–1106.

40. **Cohnen, M., Fischer, M. e Hamacher, J**. *CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction*. s.l. : AJNR Am J Neuroradiol, 2000. 21:1654–60.

41. **International Atomic Energy Agency**. *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*. s.l. : IAEA, 2004.

42. **Marquez, Nelson Filipe**. *Parâmetros de imagem e dosimétricos de sistemas de obtenção de imagem para Radioterapia*. Lisboa : Instituto Superior Técnico - Universidade Técnica de Lisboa, 2008.

43. **American College of Radiology (ACR)**. *INSTRUCTION MANUAL FOR TESTING THE ACR CT PHANTOM*. s.l. : ACR.

44. **Computadores e tomografia computadorizada** - disponível em <http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/fsc5908/rev-rad-phy-chap-7.pdf> - acessado a 18 de Julho de 2009

