



Licenciatura em Radiologia

Valores de Referência de Dose em TC na Coluna Lombar

Projecto Final de Licenciatura

Elaborado por Patrícia Cristina Neves Simões

Aluno nº 200791560

Orientadores: Dra. Sandra Tecelão

Mestre Jorge Moura

Mestre Júlio Lopes

Barcarena

Junho 2010

Universidade Atlântica
Licenciatura em Radiologia

Valores de Referência de Dose em TC na Coluna Lombar

Projecto Final de Licenciatura

Elaborado por Patrícia Cristina Neves Simões

Aluno nº 200791560

Orientadores: Dra. Sandra Tecelão

Mestre Jorge Moura

Mestre Júlio Lopes

Barcarena
Junho 2010

O autor é o único responsável pelas ideias expressas neste relatório

Resumo

Valores de Referência de Dose em TC

Na actualidade a Tomografia Computorizada (TC) é um dos métodos de diagnóstico por imagem que contribui em grande escala para a dose de radiação recebida pelos pacientes. O presente estudo procura avaliar a implicação dos parâmetros de exposição na dose de radiação recebida pelo paciente no exame da coluna lombar, estabelecendo a comparação com os Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) apresentados pela Guidelines Europeia (GE).

Neste sentido seleccionou-se três hospitais da Grande Lisboa, nos quais foram recolhidos 50 exames de TC da coluna lombar, referentes a doentes padrão. Para cada exame foram seleccionados os parâmetros peso do paciente, kV, mAs, espessura de corte, incremento e pitch.

Os valores do índice de dose de TC (CTDI) e do produto dose comprimento (DLP) recolhidos em dois dos hospitais apresentavam valores inferiores aos NRD definidos pela Guidelines Europeia (CTDI =35 mGy; DLP=800 mGy.cm) e no terceiro hospital valores bastante acima destas recomendações.

Palavras-chave: Tomografia Computorizada, Níveis de Referência de Dose, dose de radiação, DLP, CTDI.

Abstract

Dose reference Value in CT

Nowadays Computed Tomography (CT) is one of imaging diagnoses method that most contributes to the radiation dose received by the patients. This study seeks to assess the implication of the exposure parameters in the dose of radiation received by the patient in the lumbar spine exam, establishing a comparison with the diagnostic reference levels (DRL) presented by the European Guidelines (EG).

For this purpose, three hospitals were chosen in the Lisbon area. In each hospital were collected 50 lumbar spine CT exams, referring to standard patients. For each exam there were selected the parameters: patient's weight, kV, mAs, slice thickness, increment and pitch.

The values of computed tomography dose index (CTDI) and the dose length product (DLP) collected in two of the hospitals were bellow the values of the (NRD) established by the European Guidelines (CTDI=35 mGy; DLP=800mGy.cm) and in the third hospital then level where above this recommendations.

Keywords: Computed Tomography, Diagnostic Reference Levels, radiation dose, DLP, CTDI.

Índice

| | |
|--------------------------------------|------|
| Resumo | iii |
| Abstract | iv |
| Índice | v |
| Índice de figuras..... | vi |
| Índice de tabelas..... | vii |
| Índice de Gráficos | viii |
| Lista de abreviaturas e siglas | ix |
| 1. Introdução teórica | 1 |
| 1.1. Introdução..... | 1 |
| 1.2. Tomografia Computorizada..... | 3 |
| 1.3. Protecção Radiológica..... | 18 |
| 2. Metodologia | 25 |
| 2.1. População e Amostra..... | 25 |
| 2.2. Equipamento de TC..... | 26 |
| 2.3. Protocolos de exame..... | 26 |
| 2.4. Análise estatística | 27 |
| 3. Resultados..... | 28 |
| 3.1. Resultados Gerais | 28 |
| 3.2. Resultados do Hospital A | 30 |
| 3.3. Resultados do Hospital B | 36 |
| 3.4. Resultados do Hospital C | 40 |
| 4. Discussão | 45 |
| 5. Conclusão..... | 49 |
| 6. Bibliografia | 50 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Fig. 1 – Princípio de aquisição da 1ª Geração de TC. | 6 |
| Fig. 2 – Princípio de aquisição da 2ª Geração de TC. | 6 |
| Fig. 3 – Princípio de aquisição da 3ª geração de TC. | 7 |
| Fig. 4 – Princípio de aquisição da 4ª geração de TC. | 7 |
| Fig. 5 – Princípio de aquisição da 5ª geração de TC. | 8 |
| Fig. 6 – Princípio de aquisição da 6ª geração de TC. | 9 |
| Fig. 7 – Tipos de detectores. | 14 |
| Fig. 8 – Efeito fotoelétrico. | 18 |
| Fig. 9 – Efeito Compton. | 19 |

Índice de tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Níveis de Referência de Diagnóstico Europeus para 8 exames de TC. | 22 |
| Tabela 2 – Parâmetros de aquisição recolhidos no Hospital A para cada paciente. | 31 |
| Tabela 3 – Média e desvio Padrão dos parâmetros que variam no Hospital A. | 32 |
| Tabela 4 – Valores de $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP recolhidos no Hospital A. | 32 |
| Tabela 5 – Parâmetros de aquisição recolhidos no Hospital B para cada paciente. | 37 |
| Tabela 6 – Valores de $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP recolhidos no Hospital B. | 38 |
| Tabela 7 – Parâmetros de aquisição recolhidos no Hospital C para cada paciente. | 41 |
| Tabela 8 – Valores de $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP recolhidos no Hospital C. | 42 |

Índice de Gráficos

| | |
|--|----|
| Gráfico 1 – Valores de DLP recolhidos nos três hospitais relativos a 150 exames..... | 28 |
| Gráfico 2 – DLP médio e desvio padrão de cada hospital..... | 29 |
| Gráfico 3 – Valores de CTDI _w recolhidos nos três hospitais relativos a 150 exames. ... | 29 |
| Gráfico 4 – CTDI _w médio e desvio padrão de cada hospital. | 30 |
| Gráfico 5 – Valores de DLP recolhidos nos 50 exames do Hospital A..... | 33 |
| Gráfico 7 – Influência do peso do paciente no DLP..... | 34 |
| Gráfico 6 – Valores de CTDI _w recolhidos nos 50 exames do Hospital A. | 34 |
| Gráfico 8 – Influência dos mAs no DLP. | 35 |
| Gráfico 9 – Influência do tempo de exposição no DLP..... | 35 |
| Gráfico 10 – Influência do número de cortes no DLP..... | 35 |
| Gráfico 11 – Comparação de estudos com e sem modelação de dose..... | 36 |
| Gráfico 12 – Valores de DLP recolhidos nos 50 exames do Hospital B..... | 39 |
| Gráfico 13 – Valores de CTDI _w recolhidos nos 50 exames do Hospital B. | 40 |
| Gráfico 14 – Valores de DLP recolhidos nos 50 exames do Hospital C..... | 43 |
| Gráfico 15 – Valores de CTDI _w recolhidos nos 50 exames do Hospital C. | 44 |

Lista de abreviaturas e siglas

ALARA: As Low As Reasonably Achievable.

CE: Comissão Europeia.

CIPR: Comissão Internacional de Protecção Radiológica.

CTDI: Computed Tomography Dose Index.

CTDI_w: Weighted Computed Tomography Dose Index.

DLP: Dose-Length Product.

EMI: Electrical and Music Industries.

GE: Guidelines Europeias.

kV: Kilovolt

kV_p: Kilovolt pico

mA: Miliampere

mAs: Miliampere segundo

MSCT: Multi-Slice Computed Tomography.

NRD: Níveis de Referência de Dose.

NRPB: National Radiological protection Board.

RCR: Royal College of Radiologists

TC: Tomografia Computorizada.

UH: Unidades de Hounsfield.

WL: Window Level.

WW: Window Width.

3D: Três Dimensões

1. Introdução teórica

1.1. Introdução

A Tomografia Computorizada (TC) no estudo da Coluna Lombar tem suscitado na comunidade científica uma grande atenção, especialmente no que diz respeito aos níveis de dose totais recebidos pelo paciente aquando da realização deste exame. Uma vez que o estudo da Coluna Lombar é uma das aplicações em TC, é importante questionar a optimização dos níveis de dose totais recebidos pelo paciente e simultaneamente procurar estabelecer um protocolo de estudo uniformizado. Alguns estudos referentes a estratégias de redução de dose, desenvolvidos na Grécia, no East Anglia e no UK tinham como objectivo de publicação a optimização de práticas. (Shrimpton, Hillier, Lewis, & Dunn, 2006) (Yates, Pike, & Goldstone, 2004)

Discute-se que os equipamentos de TC Multicorte (MSCT – Multi-Slice Computed Tomography) que surgiram nos últimos anos proporcionaram um aumento na variabilidade de protocolos de estudo aplicados pelos profissionais e conduziu a uma não uniformização de práticas. Como esta técnica de imagem utiliza elevados índices de radiação X, levantou desde então inúmeras questões sobre a relação risco/benefício associada à divergência de práticas aplicadas. (Cynthia, McCollough, Michael, Bruesewitz, James, & Kofler, 2006) (Shrimpton, Hillier, Lewis, & Dunn, 2006) (Golding & Shrimpton, 2002)

A Comissão Internacional de Protecção Radiológica (CIPR) tem vindo a recomendar que a dose para o paciente deve ser o mais baixa quanto razoavelmente possível, mantendo a qualidade de diagnóstico, comprovando-se o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Neste sentido, as recomendações propostas pela CIPR têm sido implementadas na Legislação Europeia. Com o objectivo de reduzir a dose resultante dos exames de TC foram estabelecidos níveis de referência de dose (NRD), que têm como objectivo reduzir o nível da dose total no paciente. Os NRD foram desenvolvidos por um grupo de peritos pertencentes à Comissão Europeia (CE), que os transpôs para as Guidelines Europeias (GE) no ano 2000. Nas GE os níveis de

referência para a TC estão expressos em duas grandezas dosimétricas distintas, o CTDI_w, que representa a dose absorvida pelo paciente em equipamentos multi-detectores e o DLP que representa o produto dose comprimento. (Morán, et al., 2004) (Michael & Nitt-Gray, 2002) (Sohaib, Peppercorn, Keene, Kenyon, & Reznek, 2001)

Este projecto de investigação tem como objectivos verificar a relação entre os factores técnicos e a dose recebida pelo paciente na realização de um exame de TC à Coluna Lombar. Nesta lógica de pensamento tem justificação questionar quanto à optimização dos níveis de dose total para o paciente e à implementação de um protocolo de estudo uniformizado. O tema de investigação proposto conduz à formulação de uma pergunta de partida de forma a justificar de forma pertinente o estabelecimento dos objectivos de estudo. Esta fase de preparação para a investigação tem grande importância, visto que a questão de investigação procura expressar de forma clara e justificada aquilo que se pretende estudar durante o processo de investigação. Neste caso particular, existem determinadas perguntas de investigação que demonstram concretamente aquilo que se pretende investigar, como: Que factores técnicos influenciam a dose de radiação X recebida pelo paciente no exame de TC da Coluna Lombar? Em que proporção a dose aumenta ou diminui com a variação dos factores técnicos? Existe uniformização de práticas no mesmo hospital?

Neste sentido os objectivos gerais desta investigação são avaliar os factores técnicos que influenciam a dose de radiação X recebida pelo paciente no exame de TC da Coluna Lombar, analisar em que medida os parâmetros técnicos influenciam a dose recebida pelo paciente e verificar se existe uma uniformização de práticas no hospital onde foram recolhidos os dados. De forma a complementar os objectivos designados como gerais são mencionados alguns objectivos específicos, estes objectivos ajudam a direccionar e a restringir a investigação. Nesta proposta de investigação os objectivos específicos são a quantificação da dose total recebida pelo paciente no exame de TC da Coluna Lombar, determinação do nível de dose da Coluna Lombar e estabelecer uma comparação entre estes mesmos valores de dose e os níveis de dose recomendados pelas GE.

Este estudo contribui para a boa prática dos Técnicos de Radiologia, visto que procura a uniformização de níveis de dose para o paciente na realização de um exame de TC à Coluna Lombar. No mesmo sentido terá a capacidade de sensibilização enquanto investigadora e futura Técnica de Radiologia no desempenho, a adoptar as práticas consideradas mais correctas.

Este trabalho está estruturado em 5 capítulos. No primeiro capítulo é feita uma abordagem teórica geral relativa a vários aspectos da TC, desde como apareceu e tem evoluído ao longo dos anos, os seus princípios físicos, os sistemas existentes e como é feito o cálculo de dose. Neste capítulo é ainda mencionado a protecção radiológica explicando inicialmente como é que a radiação X interage com a matéria, depois o que é o princípio ALARA, os níveis de referência de dose actuais e os factores que afectam a dose recebida pelo paciente. O Segundo capítulo é referente à metodologia do trabalho, ou seja, é abordado a forma como este estudo foi realizado indicando a amostra, os locais da recolha da amostra, o tipo de equipamentos e protocolos utilizados nesses locais e por fim é referida a forma como os dados recolhidos foram tratados e analisados. No terceiro capítulo os resultados obtidos são apresentados, primeiramente, de forma geral analisando os três hospitais simultaneamente e depois, de forma particular analisando hospital a hospital. Com a apresentação dos resultados, no quarto capítulo é feita a discussão desses mesmos resultados. No último capítulo, capítulo 5, é feita uma conclusão onde se resume o estudo e onde se conclui os resultados nele obtidos.

1.2. Tomografia Computorizada

1.2.1. História da TC e sua evolução

A palavra *tomografia* é oriunda do grego “*tomos*” que significa corte ou secção e “*grafia*” que significa escrever. É uma técnica que surgiu nos anos 20 com Bocage de Paris e recebeu o contributo de vários físicos e engenheiros da mesma época. Embora fossem contemporâneos, estes cientistas trabalharam separadamente, atingindo contudo

o mesmo fim: a obtenção da imagem radiográfica de uma fina secção do corpo humano, desfocando as imagens sobrepostas que se encontravam à frente e atrás dessa região. Os primeiros tomógrafos utilizados na prática clínica surgiram nos finais dos anos 30, mas o seu maior desenvolvimento deu-se na década de 50. (Pisco & Sousa, 1999)

Em 1939 Watson, um técnico radiologista britânico, idealizou pela primeira vez um tomógrafo axial transverso, tendo Vallebona começado a utilizar esta técnica, em Itália em 1947. No entanto, a primeira tentativa para descrever um aparelho de TC ocorreu em 1958 e foi feita por Korenbluym, Telel'baum e Tyutim, que trabalhavam no Instituto politécnico do Kiev – Ucrânia. Estes investigadores construíram um computador analógico e desenvolveram um algoritmo eficiente para obter imagens radiográficas de cortes finos. Só muito mais tarde este trabalho foi traduzido para Inglês e conhecido no Ocidente, devido ao isolamento em que viviam e às barreiras linguísticas. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Pisco & Sousa, 1999)

Oldenford foi, a partir de 1961, o grande responsável pelo desenvolvimento da investigação sobre reconstrução computacional de imagem médica. Este neurologista de Los Angeles descreveu um método grosseiro de tomografia reconstitutiva (agora chamada retro projecção), que originava imagens muito esbatidas. Oldenford juntamente com Gabriel Frank e Takahashi foram os responsáveis pelo aparecimento da retro projecção filtrada que hoje é utilizada nos aparelhos de TC. Em 1963 e 1964 Allan MacLeod Cormack, um físico Sul Africano, nascido em Joanesburgo, desenvolveu um algoritmo para a reconstrução de imagens a partir de projecções radiográficas. Entre 1964 e 1970 Kuhl e Roy Edwards do Hospital da Universidade da Pensilvânia construíram dois aparelhos de TC de emissão (Mark II e Mark III), constituídos por detectores de cintilação colocados em ambos os lados do paciente. Estes detectores estavam ligados por uma junta e rodavam sobre o paciente. Em 1965 Kuhl, Hale e Eaton fizeram o primeiro exame de TC por transmissão, substituindo o detector que se situava por baixo do doente por uma pequena fonte radioactiva. Este procedimento era similar ao que foi posteriormente utilizado por Hounsfield. Todavia, a fonte de radiação era diferente e o método de reconstrução utilizado por Kuhl dava origem a imagens menos nítidas. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Pisco & Sousa, 1999)

Godfrey N. Hounsfield nasceu em 1921 em Nottinhamshire, Inglaterra, e formou-se em engenharia no Faraday House Electrical Engineering College em Londres. Começou a trabalhar na EMI (Electrical and Music Industries) – Middlese em 1951 tendo desenvolvido vários projectos, entre os quais o primeiro computador de transístores a ser construído na Grã – Bretanha, o EMIDEC 1000. Depois da conclusão deste trabalho transferiu-se para o EMI Central Research Laboratories. Uma das suas áreas de interesse estava relacionada com o reconhecimento automático de padrões. Em 1967, enquanto explorava os vários aspectos e potenciais desta área, ocorreu-lhe que os métodos de radiologia convencional não tiravam partido de toda a informação que uma radiografia podia conter. Propôs-se então usar um computador e algoritmos matemáticos para reconstruir uma imagem a partir de conjuntos de medições radiográficas precisas obtidas de múltiplos ângulos. Hounsfield construiu uma máquina que produzia imagens de um fantoma e mostrou-as a Gregory e Higson, conselheiros científicos do departamento de Saúde de Londres, os quais, por sua vez, o apresentaram a Lenon, um consultor de radiologia do mesmo departamento. Este ficou muito interessado nas experiências de Hounsfield e lembrou-se que no corpo humano, as extremidades seriam bons elementos para avaliar, uma vez que as estruturas a estudar precisavam de estar imersas em água e as imagens demoravam 25 minutos a ser obtidas. Lennon pôs Hounsfield em contacto com Doyle, que tinha grande experiência em densitometria e que lhe forneceu ossos com diferentes densidades, as quais foram correctamente determinadas pelo seu aparelho. Hounsfield decidiu então examinar dois cérebros que lhe foram facultados pelo Dr. Ambrose. Um seria, supostamente, normal e outro pensava-se que tivesse um tumor, o que foi bem demonstrado com os exames de TC a que foram submetidos. Em 1979 o Prémio Nobel da Medicina e Fisiologia foi atribuído a Hounsfield e Comarck pela descoberta da técnica e pelo seu importante contributo para o tratamento dos doentes. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Pisco & Sousa, 1999)

Desde a sua introdução da prática clínica, no início da década de 70, os sistemas de TC sofreram várias evoluções ao longo dos anos. Estas evoluções foram organizadas de acordo com a geometria do sistema e tomaram a designação de geração. Até ao momento existem 5 gerações. (Bontrager & Lampignano, 2006)

1ª Geração de TC:

Possui uma ampola de radiação X e um detector. A ampola emite um feixe muito fino e aproximadamente rectilíneo. O conjunto ampola/detector descreve movimentos de translação e rotação de 180° em torno do paciente. O tempo necessário para a reconstrução de uma única imagem, obtida com 180° de rotação de ampola e detector, é de cerca 5 minutos. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Kak & Slaney, 1988)

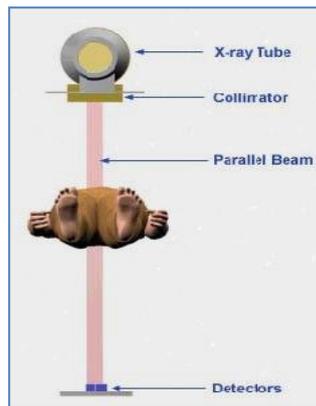


Fig. 1 – Princípio de aquisição da 1ª Geração de TC.

Adaptado de Silva, José Silvestre Serra da. *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada*. Aveiro: Universidade de Aveiro, 2005.

2ª Geração de TC:

Possui uma ampola que emite um feixe de radiação x em forma de leque (divergente) e vários detectores. O conjunto ampola /detectores descreve movimentos de translação e rotação de 180° em torno do paciente. O tempo necessário para reconstrução de uma imagem, obtida a 180° de rotação de ampola e detectores, é de cerca de 15 segundos. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Kak & Slaney, 1988)

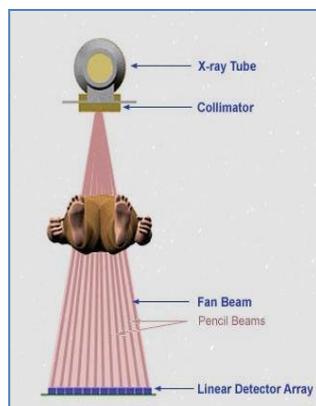


Fig. 2 – Princípio de aquisição da 2ª Geração de TC.

Adaptado de Silva, José Silvestre Serra da. *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada*. Aveiro: Universidade de Aveiro, 2005.

3ª Geração de TC:

A ampola de raios x utiliza feixes divergentes. O conjunto ampola /detectores apresenta apenas movimentos de rotação, o que permite rotações de 360° em torno do paciente. Os tempos de reconstrução foram significativamente reduzidos quando comparados com os equipamentos de 1ª e 2ª Geração, sendo de cerca de 5 segundos.

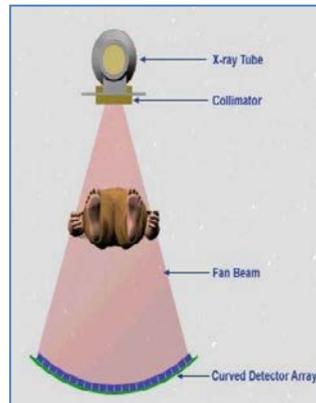


Fig. 3 – Princípio de aquisição da 3ª geração de TC.

Adaptado de Silva, José Silvestre Serra da. *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada*. Aveiro: Universidade de Aveiro, 2005.

4ª Geração de TC / TC Sequencial:

A ampola de raios x utiliza feixes divergentes. Durante o exame, a ampola emite radiação descrevendo uma volta de 360° em torno do paciente. De seguida a mesa avança um pouco, repetindo-se novamente todo o processo para obtenção de imagem. O exame é ligeiramente demorado pois o movimento da ampola de radiação está limitado pelos cabos de alta tensão. A ampola roda num sentido e na aquisição de imagem seguinte tem que rodar no sentido contrário. O termo utilizado para descrever esta aquisição é incremental. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Kak & Slaney, 1988)

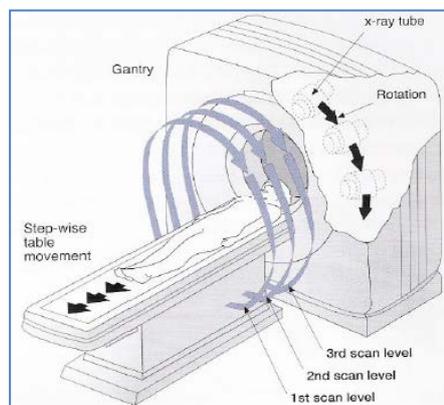


Fig. 4 – Princípio de aquisição da 4ª geração de TC.

Adaptado de Hofer, Matthias. *CT Teaching Manual*. Thieme

5ª Geração de TC / TC Helicoidal:

Em 1985 a tecnologia *slip ring* veio substituir os cabos de alta tensão, permitindo a rotação contínua da ampola de raio x que, quando combinada com o movimento do paciente ao longo da gantry, resulta numa aquisição helicoidal. O termo geral para descrever esta aquisição em volume é volumétrico. A informação volumétrica proporciona reconstruções mais precisas da região anatómica em estudo nos diferentes planos (coronal, sagital e tridimensional). Os artefactos causados pelo movimento do paciente são menores, tal como o tempo de aquisição de imagens uma vez que a ampola e o paciente se movem em simultâneo. 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. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Kak & Slaney, 1988)

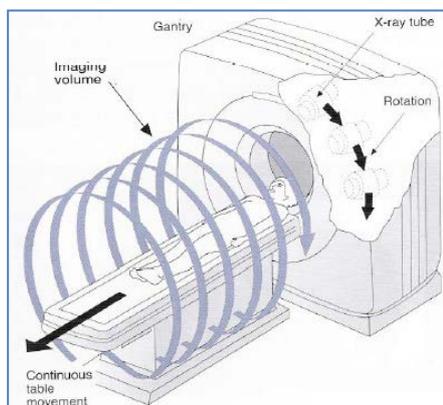


Fig. 5 – Princípio de aquisição da 5ª geração de TC.

Adaptado de Hofer, Matthias. *CT Teaching Manual*. Thieme

6ª Geração de TC / TC Multicorte:

Possui, tal como a TC Helicoidal, a tecnologia *slip ring*, permitindo a rotação contínua da ampola de raio x e o movimento contínuo do paciente pela gantry. No entanto, enquanto que na TC Helicoidal a cada 360° obtém-se uma imagem, na TC Multicorte a cada 360° obtém-se várias imagens em simultâneo, uma vez que esta nova tecnologia possui vários detectores muito próximos entre si. Esta aquisição é mais rápida e muito mais vantajosa nos procedimentos que exigem aquisições em apneia ou

nos casos em que o movimento do paciente é um problema. Também torna possível os procedimentos que precisam de tempos curtos de exposição, como por exemplo, TC cardíaca. Melhora a resolução espacial devido à espessura de corte e melhora a qualidade de imagem em reconstruções 3D. O principal problema deste equipamento é o facto de apresentar um custo bastante elevado. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Kak & Slaney, 1988)

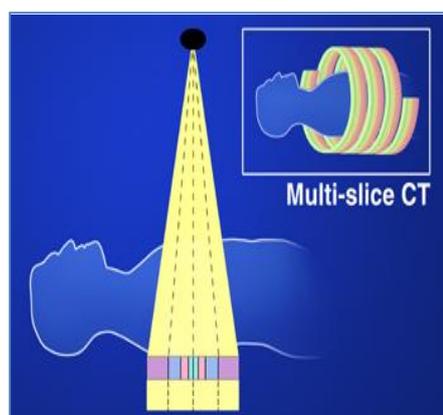


Fig. 6 – Princípio de aquisição da 6ª geração de TC.

Adaptado de Silva, José Silvestre Serra da. *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada*. Aveiro: Universidade de Aveiro, 2005.

1.2.2. Princípios Físicos da TC

Para se compreender os princípios físicos da TC, é inevitável falar das características da radiação x, uma vez que a TC é uma técnica que tal como a radiologia convencional, utiliza este tipo de radiação para obtenção de imagens. (Bontrager & Lampignano, 2006)

A radiação X é uma radiação que pertence ao espectro das ondas electromagnéticas, tal como a luz visível, distinguindo-se desta por apresentar um comprimento de onda cerca de 1000 vezes inferior, ou seja, entre 0,5 e 0,12 Å. Numa ampola de raios X, o cátodo (eléctrodo negativo) contem um filamento de tungsténio que, quando aquecido, liberta electrões por efeito termoiónico. Estes, por sua vez, vão embater no ânodo (eléctrodo positivo). Deste choque resulta energia térmica (98%) e raios X (2%). A quantidade de electrões libertados está directamente relacionada com o aquecimento do cátodo e a velocidade por eles adquirida com a diferença de potencial aplicada entre os dois eléctrodos. (Pisco & Sousa, 1999) (Bontrager & Lampignano, 2006) (Johns & Cunningham, 1988)

A radiação X, quanto mais penetrante for, mais facilidade tem em atravessar o corpo humano. Durante a travessia o feixe de fótons X sofre um certo enfraquecimento; o número de fótons é reduzido, fenómeno denominado por atenuação. Os fenómenos de atenuação e de absorção constituem precisamente os fundamentos de aplicação da radiação X no Radiodiagnóstico. A atenuação depende da densidade, espessura, número atómico da matéria a atravessar e da energia dos fótons, único factor que pode ser variável. O osso absorve mais energia que os tecidos moles. (Pisco & Sousa, 1999) (Bontrager & Lampignano, 2006) (Johns & Cunningham, 1988)

A radiação X possui as seguintes propriedades: (Johns & Cunningham, 1988)

- Localiza-se na zona do espectro da radiação electromagnética com comprimento de onda curto e frequência alta.
- Resulta da interacção de electrões com o material do alvo.
- No vácuo, propaga-se à velocidade da luz.
- Propaga-se em linha recta e em todas as direcções.
- Têm capacidade de penetração na matéria.
- Ao interagir com a matéria, a radiação X ioniza-a e produz radiação difusa.
- Atravessa um corpo tanto melhor quanto maior for a diferencial de potencial aplicada.
- Ao atravessarem o corpo são diferencialmente absorvidos e dispersados pelos diferentes meios.
- Pode causar danos celulares, provocando mutações genéticas (devido à matéria ser ionizada).

Os fenómenos que resultam da interacção da radiação X com o organismo podem ser por acção directa onde a energia é depositada directamente no alvo, ionizando-o e excitando-o ou por acção indirecta onde o alvo é afectado após a ionização noutros locais. As interacções ionizantes da radiação são acontecimentos dependentes do acaso, sem especificidade ou selectividade pelo local da interacção. Delas destacam-se: Alterações de DNA; Alterações de Cromossomas; Alterações de Permeabilidade da membrana celular; Rotura de cadeias de carbo-hidratos; Modificação

da actividade enzimática; Sensibilidade de órgãos. A sensibilidade dos vários órgãos está relacionada com a sensibilidade das células que os compõem. As células da medula óssea são as células mais sensíveis devido ao elevado índice de regeneração, pelo que os órgãos hematopoiéticos são os órgãos mais sensíveis (medula óssea, pele, sistema gastrointestinal e reprodutor, músculos e SNC – Sistema Nervoso Central). (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

As imagens de TC mostram uma variedade de tons de cinzento. A radiação incidente é atenuada de forma diferenciada pelo paciente, que após o atravessar é medida pelos detectores. As estruturas de baixa densidade, como os pulmões e estruturas preenchidas com ar, atenuam pouco o feixe de radiação, já as estruturas com elevada densidade, como o osso e o meio de contraste, atenuam muito o feixe de raios x. A informação da atenuação chega aos detectores em sinal analógico e, através de um conversor analógico-digital existente nos detectores, o sinal é convertido em digital. Os valores digitais são usados na reconstrução da imagem. (Bontrager & Lampignano, 2006)

A matriz da imagem digital é composta por linhas e colunas de pequenos blocos chamados *pixels*. Cada pixel é uma representação bidimensional de um volume tridimensional de um tecido na imagem TC. Esses volumes de tecidos tridimensionais são chamados elementos de volume ou *voxels*. Cada voxel possui altura, largura e profundidade determinada pela espessura de corte. Qualquer imagem de TC é composta por um grande número de pixels que representam vários graus de atenuação dependendo da densidade anatómica dos tecidos nos voxels. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)

Para cada voxel é dado um número pelo computador que é proporcional à atenuação dos raios x neste volume de tecido. Uma vez determinado o grau de atenuação de cada voxel, a imagem do tecido tridimensional é representada no monitor do computador como uma imagem bidimensional, ou seja, cada voxel do tecido é representado no monitor do computador como um pixel. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)

Depois de o computador determinar o grau de atenuação para cada voxel, os valores são convertidos para outra escala numérica chamada escala de cinzentos ou Unidades de Hounsfield (UH). A escala de Hounsfield quantifica os valores dos coeficientes de atenuação (μ) dos órgãos, tecidos e estruturas ósseas percorridas pelo feixe de raios x, de acordo com a seguinte equação: ^(Lima, 2005)

$$UH = \frac{\mu_T - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (1)$$

Onde μ_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. ^{(Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003) (Johns & Cunningham, 1988)}

A gama de tons de cinzento que podem ser exibidos numa só imagem é muito superior à capacidade de discriminação do olho humano sendo, deste modo, necessário proceder a ajustes da imagem de acordo com as estruturas em estudo, surgindo os conceitos de largura de janela e nível de janela. A *largura da janela* (WW – Window Width) refere-se à gama de UH que podem ser exibidas como variações de cinzento. Uma janela larga indica uma maior escala de cinzentos, o que resulta numa imagem com baixo contraste, ou seja, a largura da janela controla o contraste da imagem final. O *nível da janela* (WL – Window Level) é determinado pela densidade do tecido que se repete com mais frequência naquela estrutura anatómica controlando assim o brilho da imagem. ^{(Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)}

O conjunto ampola / detectores e paciente estão em constante movimento durante uma aquisição volumétrica. A região anatómica coberta pela aquisição é determinada pelo pitch usado. O *pitch* é um índice que representa a relação entre o avanço da mesa e a espessura de corte e é determinado pelo médico radiologista de acordo com a natureza do estudo ou indicação patológica. Quanto maior for o pitch

maior a probabilidade de omissão de determinadas patologias de uma imagem para a seguinte. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)

1.2.3. Sistemas de TC

O sistema de TC possui três componentes básicos: *Gantry*, computador e consola de operação. (Bontrager & Lampignano, 2006)

A *Gantry* contem a ampola de radiação X, os detectores e os colimadores. A ampola de raios X é semelhante à ampola utilizada na radiologia convencional na sua composição e operação, contudo, existem várias modificações necessárias para garantir que esta seja capaz de suportar a capacidade adicional de calor provocada pelo aumento do tempo de exposição. Os equipamentos actualmente utilizados em TC multicorte podem adquirir em simultâneo múltiplos cortes uma vez que possuem vários detectores. Os detectores são constituídos por fotodíodos combinados com cristais de cintilação e têm como função converter a energia dos raios X em sinal digital. Normalmente o número real de filas de detectores é superior ao número de filas de detectores activos o que permite 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. (Report 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, 2008)

O design dos detectores é dividido em três tipos: (Multi-Slice CT Scanners, 2002)

- 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.

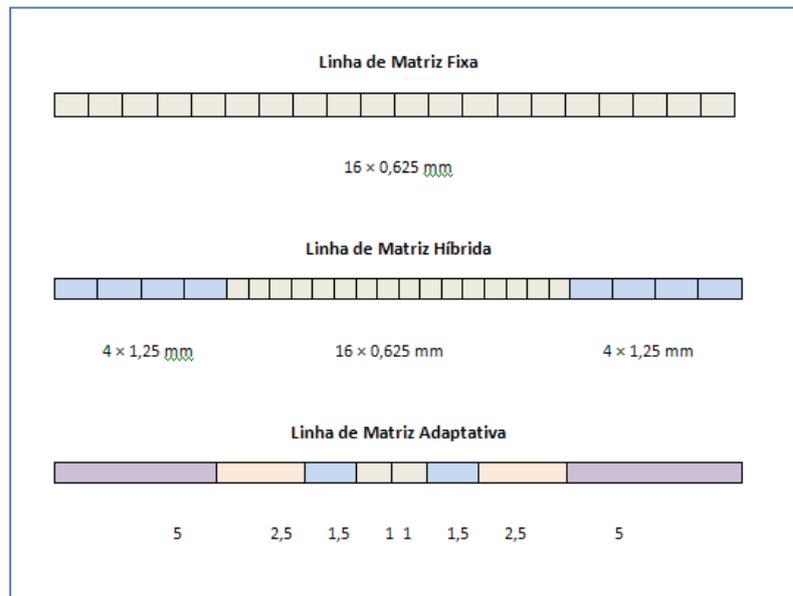


Fig. 7 – Tipos de detectores.

Adaptando de Impact Technology 4 Update, *Multi-Slice CT Scanners*.
Londres: s.n., 2002.

Os colimadores são importantes na TC porque reduzem a dose de radiação no paciente e melhoram a qualidade de imagem, uma vez que reduzem a quantidade de radiação difusa. Na TC existem dois colimadores, um há saída da ampola de raios x e outro nos detectores que moldam e limitam o feixe. A *Gantry* possui também uma abertura central sobre a qual a mesa onde se posiciona o paciente entra sobre esta para a realização do exame. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)

O computador utilizado em TC necessita de dois tipos de software altamente sofisticados, um para o sistema operacional que controla o equipamento e outro para as aplicações responsáveis pelo processamento das imagens, reconstruções e operações de pós-processamento. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)

As componentes da consola de operação incluem um teclado, um rato e um ou dois monitores dependendo do sistema. A consola de operação permite ao técnico de

radiologia controlar os parâmetros do exame, observar e manipular as imagens geradas. O protocolo é predeterminado para cada procedimento e inclui factores de kVp , mAs , $pitch$, FOV , *algoritmo* (filtro) de reconstrução e janela, que podem ser modificados pelo técnico com base no paciente e/ou história clínica. (Bontrager & Lampignano, 2006) (Hofer, 2003)

1.2.4. Cálculo de dose em TC

Para proceder à realização deste trabalho é importante referir a selecção de parâmetros de exposição kV, mA, tempo de exposição (s), espessura de corte nominal e pitch, uma vez que estes factores influenciam a dose de radiação recebida pelo paciente num exame de TC. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

São definidos como factores de exposição a tensão da ampola de raios X (kV), a corrente da ampola (mA) e o tempo de exposição (s). A elevada tensão da ampola é recomendada em TC de alta resolução para os pulmões e pode ser utilizada para a análise das estruturas ósseas como a coluna vertebral, pélvis e ombro. Os valores absolutos de mAs necessários para realizar uma imagem de TC dependem do tipo de equipamento de TC utilizado e do morfotipo do paciente. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

A **espessura de corte nominal** é seleccionada de acordo com as necessidades clínicas. Geralmente quanto menor a espessura de corte, maior a resolução espacial, contudo, a selecção de espessuras de corte pequenas podem levar à presença de ruído na imagem. Por outro lado, espessuras de cortes maiores podem afectar a imagem com a presença de artefactos devido a efeitos de volume parcial. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

Em TC, as grandezas dosimétricas expressas nos NRD's são: o *Weighted Computed Tomography Dose Index* (CTDI_w) e o *Dose-Length Product* (DLP).

Computed Tomography Dose Index: *O Computed Tomography Dose Index* (CTDI) é a principal grandeza dosimétrica utilizada em TC. O CTDI equivale ao valor da dose integrado num corte que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvida fosse concentrado totalmente num perfil rectangular de largura igual à espessura de corte nominal. ^(Brás, 2006)

Matematicamente, o CTDI é definido como o quociente entre o integral do perfil de dose $D(z)dz$, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação z , para um só corte, e a espessura nominal de corte h (mm): ^(Brás, 2006)

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [\text{mGy}] \quad (2)$$

No âmbito da radiologia, esta grandeza é expressa em *mGy* e pode ser medida através de uma câmara de ionização com um comprimento de 100 mm, designada por $CTDI_{100}$, podendo esta última ser medida num fantoma de dosimetria com a câmara de ionização colocada ao centro ($CTDI_{100,c}$) ou com a câmara de ionização colocada na periferia ($CTDI_{100,p}$). ^(Brás, 2006)

As medições de CTDI realizadas em fantasmas de dosimetria, podem ser usadas de forma a indicar a dose média, num corte, para uma determinada espessura. A dose média para um só corte é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado, $CTDI_w$: ^(Brás, 2006)

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

Actualmente, devido à tendência crescente dos exames helicoidais, existe uma nova grandeza definida como $CTDI_{vol}$: ^(Brás, 2006)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{\rho} \quad [\text{mGy}] \quad (4)$$

O valor de CTDI ponderado ($CTDI_w$) permite obter o valor de CTDI por volume ($CTDI_{vol}$), onde p representa o *pitch*. A relação entre o deslocamento de mesa por rotação (TF) e a espessura de corte, é referido como *pitch*: ^(Brás, 2006)

$$pitch = \frac{TF}{h} \quad (5)$$

Os valores tipicamente utilizados são $1 < p < 2$. ^(Brás, 2006)

Estas duas grandezas diferem entre si, sendo que o $CTDI_w$ é representativo da média de dose de radiação absorvida nas direcções x e y, enquanto que o $CTDI_{vol}$ acrescenta a medição na direcção z. ^(Brás, 2006)

Dose-Lenght Product: O *Dose-Lenght Product (DLP)* é um indicador da dose de radiação integrada para um exame completo. No caso de um exame sequencial, o DLP é dado por: ^(Brás, 2006)

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot h \cdot N \quad [mGy.cm] \quad (6.1)$$

Ou

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot L \quad [mGy.cm] \quad (6.2)$$

onde i representa cada série de cortes, N o numero de cortes, para cada serie em particular, h é a espessura nominal de corte (cm) e L é o varrimento longitudinal que a ampola de raio X efectua para o exame completo (cm). ^(Brás, 2006)

No caso de um exame helicoidal, o DLP deverá ser corrigido pelo factor do *pitch*: ^(Brás, 2006)

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot \frac{L}{p} \quad [mGy.cm] \quad (7.1)$$

Ou

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} \cdot L \quad [mGy.cm] \quad (7.2)$$

1.3. Protecção Radiológica

1.3.1. Interação da Radiação X com a matéria

A energia média efectiva dos fotões usados em tomografia computadorizada situa-se entre 20 e 70 keV. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

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. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

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. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

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. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

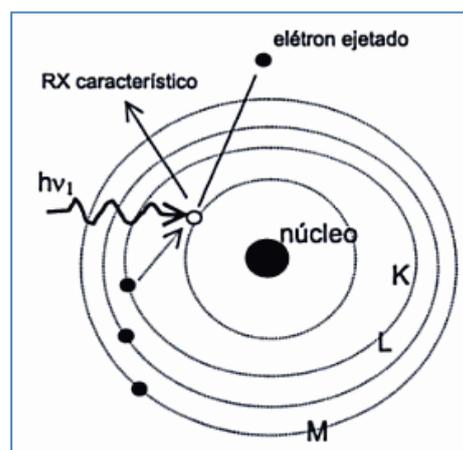


Fig. 8 – Efeito fotoeléctrico.

Adaptado de Dimenstein, Renato; Hornos, Yvone M. Mascarenhas; *Manual de Protecção Radiológica Aplicada ao Radiodiagnóstico*; 2ª edição; Editora Senac São Paulo 2004.

O efeito de Compton ocorre quando um fóton, fóton incidente, com energia superior interage com um electrão do meio e lhe cede parte da sua energia. No resultado desta interacção o fóton é deflectido com energia inferior e o electrão, denominado electrão retrodifundido, adquire energia cinética sendo deflectido para uma direcção diferente do fóton incidente. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

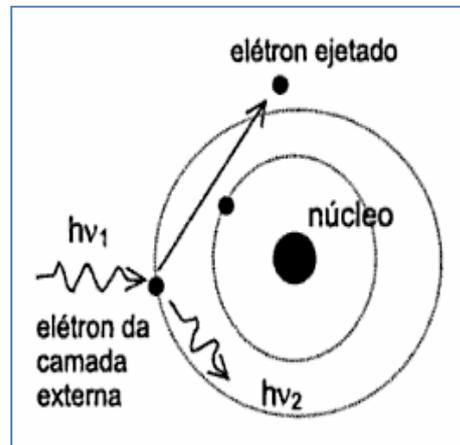


Fig. 9 – Efeito Compton.

Adaptado de Dimenstein, Renato; Hornos, Yvone M. Mascarenhas; *Manual de Protecção Radiológica Aplicada ao Radiodiagnóstico*; 2ª edição; Editora Senac São Paulo 2004.

A interacção da radiação X em TC dá-se maioritariamente por efeito fotoeléctrico pois este efeito ocorre principalmente nas baixas energias (< 35 keV). Para a gama de energia dos fótons 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 fótons aumenta é o efeito de Compton que se torna preponderante, ou seja, os fótons interagem com os electrões livres da matéria havendo uma diminuição de energia. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

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 no objecto e a intensidade emergente atenuada pelos elementos de volume do objecto são medidas para calcular os valores de atenuação ao longo de cada feixe. (Johns & Cunningham, 1988) (Becker, et al., 2005)

1.3.2. Princípio Alara

O Princípio ALARA é muito importante quando se fala em protecção radiológica, uma vez que, determina que a exposição à radiação X do paciente deve ser mantida “tão baixa quanto razoavelmente possível”. É um princípio que todos os profissionais devem se empenhar em cumprir. ^(Jiang, 2003)

As três formas mais importantes pelas quais o princípio ALARA pode ser alcançado são ^(Jiang, 2003):

- Equipamentos de contenção ou faixas de retenção devem ser utilizados sempre que possível, e somente, como último recurso, alguém deve ficar na sala para manter o paciente na posição correcta. Caso tal seja necessário isso deve ser realizado por alguém que não seja um profissional ocupacionalmente exposto. Essa pessoa nunca se deve colocar dentro do raio primário e deve sempre utilizar o avental e as luvas protectoras.
- Praticar o uso da colimação, filtragem do raio primário, as técnicas de optimização dos kV's, os écrans e filme de alta velocidade, e o mínimo de repetição de exames. A exposição dos técnicos é principalmente devida à radiação secundária proveniente do paciente ou de outras fontes. Dessa forma, a redução da exposição do paciente também resulta na redução da exposição do técnico.
- Seguir as três partes da regra fundamental sobre a protecção contra a radiação, o princípio do tempo, da distância e da protecção. O técnico deve minimizar o tempo de exposição, ficar o mais afastado possível da fonte, e utilizar protecção de chumbo quando exposto à radiação.

1.3.3. Níveis de Referência de Dose

O conceito de “Níveis de Referência de Dose” (NRD) para exames de radiodiagnostico foi introduzido no Reino Unido em 1990 pelo Royal College of Radiologists (RCR) e pelo NRPB (National Radiological Protection Board). ^(Jiang, 2003)

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 Dose 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 standards 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: (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

- 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.
- 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 estabelecidas para exames padrão não devendo ser ultrapassados sem justificação. Estes são designados para permitir a comparação de desempenho. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

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 optimizada 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 abaixo, e a sua revisão deve ser encarada como um processo contínuo, a fim de promover a melhoria ao longo do tempo. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

| Exame | Nível de Referência de Dose | |
|-------------------------|-----------------------------|--------------|
| | CTDI _w (mGy) | DLP (mGy.cm) |
| Cabeça | 60 | 1050 |
| Face e Seios Perinasais | 35 | 360 |
| Tórax | 30 | 650 |
| Pulmão HRCT | 35 | 280 |
| Abdómen | 35 | 780 |
| Fígado e Baço | 35 | 900 |
| Pélvis (rotina) | 35 | 570 |
| Coluna Lombar (rotina) | 35 | 800 |

Tabela 1 – Níveis de Referência de Diagnóstico Europeus para 8 exames de TC. Adaptado das Guidelines da União Europeia.

Um NRD é um valor de referência estabelecido para um procedimento padrão, para grupos de pacientes com tamanho padrão (70 kg \pm 10 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. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

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. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

Como já foi referido não existe uma abordagem à realidade nacional sendo os valores dos NRD nacionais adoptados dos já existentes na União Europeia. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

As medições necessárias para estabelecer os valores CTDI_w e DLP, embora não sejam complexas, podem-se tornar morosas. No entanto, os novos equipamentos de TC calculam e exibem estes valores uma vez que os parâmetros de aquisição são 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. (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2000)

1.3.4. Factores que afectam a dose recebida pelo paciente

São múltiplos os factores que afectam a dose de radiação recebida pelos pacientes. Variações intrínsecas ao equipamento, tais como o design entre modelos e marcas, 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 equipamento individualmente.
(Kak & Slaney, 1988) (Johns & Cunningham, 1988)

Existe um conjunto de parâmetros técnicos que também influenciam a dose recebida pelo paciente, tais como: (Kak & Slaney, 1988) (Johns & Cunningham, 1988)

Tensão (kV) – O aumento da tensão endurece o feixe de raios X penetrando mais facilmente na matéria. No entanto, a quantidade de radiação X recebida pelo paciente varia, aproximadamente, com o quadrado do valor de kVp.

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 rotação.

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 significativa da dose.

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.

2. Metodologia

2.1. População e Amostra

Com o objectivo de avaliar quais os parâmetros técnicos que influenciam a dose total no paciente e de que forma influenciam, pretende-se recolher os dados que tornem possível a concretização da investigação em três unidades hospitalares da Grande Lisboa. Nestas unidades hospitalares os dados foram recolhidos através do sistema de armazenamento de exames do hospital (PACS), tendo sido apenas seleccionados exames de pacientes que realizaram TC de Coluna Lombar. Neste contexto a investigação está direccionada a uma população de pacientes que realizou exame de TC de Coluna Lombar nas referidas unidades hospitalares. Desta população foi seleccionada uma amostra de 50 pacientes padrão.

Para cada um dos pacientes da amostra foram recolhidos os dados referentes aos factores técnicos utilizados em cada um dos exames: kV, mAs, Pitch, espessura de corte, CTDI_{vol} e DLP.

Englobados nos factores técnicos existem as variáveis kV, mAs, Pitch e espessura de corte que se classificam como variáveis independentes e que são medidas numa escala numérica. Por outro lado existem as variáveis dependentes que são o CTDI e o DLP.

Uma vez que os níveis de referência de dose em TC são expressos pelas GE em duas grandezas dosimétricas, CTDI_w e DLP, através dos valores de CTDI_{vol} recolhidos para cada paciente e da fórmula 4, calculou-se os respectivos valores de CTDI_w.

2.2. Equipamento de TC

Para a realização deste estudo foram utilizados três equipamentos de TC:

- Hospital A: Philips Brilliance 6 - Slice - 6 detectores.
 - Realiza modelação de dose para este exame
- Hospital B: General Electric Light Speed Plus – 4 detectores.
 - Não realiza modelação de dose para este exame
- Hospital C: Philips Brilliance 16 - Slice - 16 detectores.
 - Não realiza modelação de dose para este exame

2.3. Protocolos de exame

No exame de TC da Coluna lombar é utilizado o seguinte protocolo:

- Hospital A: O exame é adquirido de forma volumétrica/helicoidal. Com o paciente em decúbito dorsal e os braços elevados acima da cabeça, primeiramente são adquiridos dois topogramas, um de frente e um de perfil, e em seguida realiza-se a marcação do exame consoante o possível diagnóstico do paciente. Neste hospital existe dois protocolos diferentes para o estudo da Coluna Lombar. Para este trabalho de investigação, os parâmetros recolhidos são relativos ao protocolo onde o FOV inicia a meio de D12 (12^a vértebra Dorsal) e termina a meio do sacro. Em termos de parâmetros os kVp, espessura de corte e pitch são constantes, 140 kVp, 2mm e 0,9, respectivamente, e os parâmetros mAs, peso do paciente e número de cortes variam de acordo com o morfotipo do paciente.

- Hospital B: O exame é adquirido de forma volumétrica/helicoidal. Com o paciente em decúbito dorsal e os braços elevados acima da cabeça, primeiramente são adquiridos dois topogramas, um de frente e um de perfil, e em seguida realiza-se a marcação do exame, onde o FOV inicia a meio de D12 (12^a vértebra Dorsal) e termina a

meio do sacro. Em termos de parâmetros os kVp, mAs, espessura de corte e pitch são constantes, 120 kVp, 280 mAs, 2,5mm e 1, respectivamente.

- Hospital C: O exame é adquirido de forma volumétrica/helicoidal. Com o paciente em decúbito dorsal e os braços elevados acima da cabeça, primeiramente são adquiridos dois topogramas, um de frente e um de perfil, e em seguida realiza-se a marcação do exame, onde o FOV inicia a meio de D12 (12^a vértebra Dorsal) e termina a meio do sacro. Em termos de parâmetros os kVp, espessura de corte e pitch são constantes, 140 kVp, 2 mm e 0,9, respectivamente. O peso do paciente varia e os mAs variam quando o técnico assim acha por bem.

2.4. Análise estatística

Com base nos valores de CDTIw e DLP recolhidos em cada hospital irá ser calculo o percentil 75 de forma a ser encontrado um novo nível de referência de dose. O percentil 75 irá dar, por defeito, 25% dos exames acima deste novo valor de referência de dose. Estas duas grandezas dosimétricas irão ser também correlacionadas com os parâmetros de exposição que influenciam na dose de radiação recebida pelo paciente. Todo este processamento de dados foi realizado através do programa EXCEL da Microsoft Office.

3. Resultados

3.1. Resultados Gerais

No gráfico 1 estão representados os valores de DLP de índice de dose referentes aos 150 exames recolhidos nos três hospitais. Neste gráfico está também representado o nível de referência de DLP recomendado pelas guidelines da União Europeia, 800 mGy.cm, e o novo nível de referência de DLP calculado para os três hospitais em conjunto.

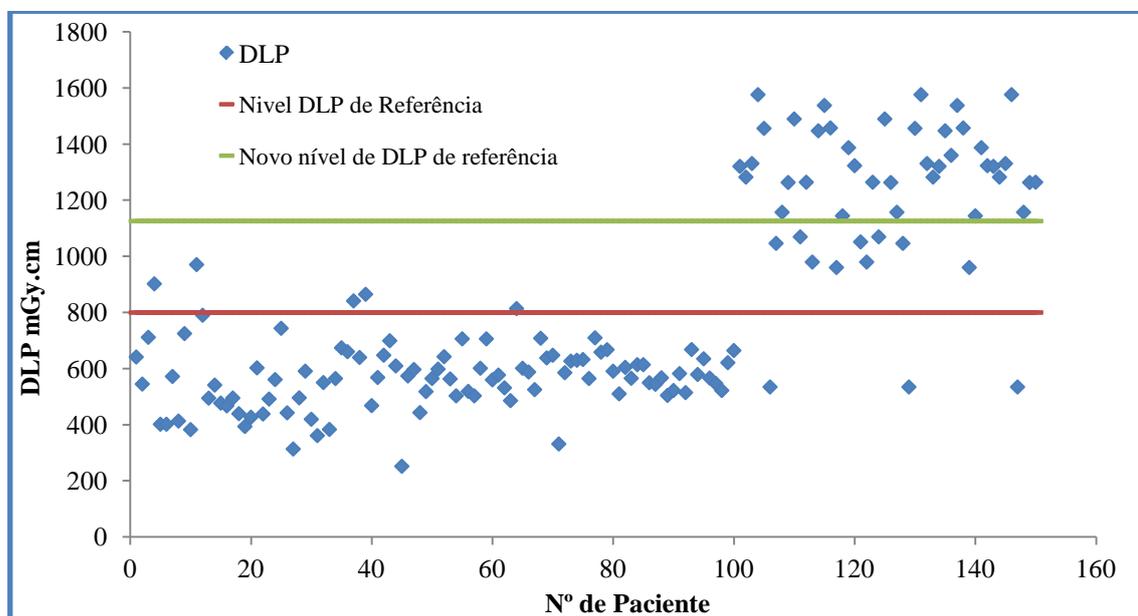


Gráfico 1 – Valores de DLP recolhidos nos três hospitais relativos a 150 exames.

No gráfico 1 observa-se que 52 pacientes apresentam um valor de DLP acima das recomendações das guidelines Europeias. O valor de DLP mais baixo é igual a 252,12 mGy.cm e o valor de DLP mais elevado é igual a 1576,10 mGy.cm. O novo valor de nível de referência de DLP calculado para os três hospitais em conjunto é 1126 mGy.cm, valor este acima das recomendações Europeias.

No gráfico 2 estão representados os valores de DLP médio e desvio padrão de cada hospital.

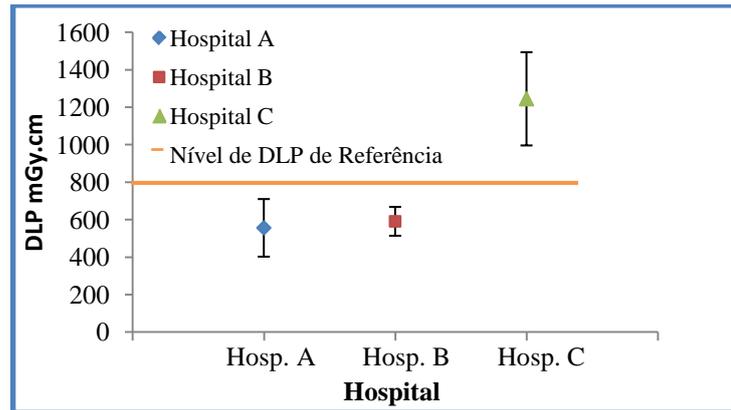


Gráfico 2 – DLP médio e desvio padrão de cada hospital.

Através do gráfico 2, verifica-se que o DLP médio e desvio padrão varia de hospital para hospital. O Hospital A apresenta um DLP médio de 555,67 mGy.cm e um desvio padrão de 153,77 mGy.cm, o hospital B apresenta DLP médio 590,44 mGy.cm e desvio padrão 76,87 mGy.cm, o Hospital C apresenta DLP médio 1244,25 mGy.cm e desvio padrão 248,77 mGy.cm. Neste gráfico está também representado o valor de DLP de referência de dose recomendado pelas GE, 800 mGy.cm

No gráfico 3 estão representados os valores de CTDI_w de índice de dose recolhido nos três hospitais em 150 exames. Neste gráfico está também representado o nível de referência de CTDI_w recomendado pelas guidelines da União Europeia, 35 mGy, e o novo nível de referência de CTDI_w calculado para os três hospitais em conjunto.

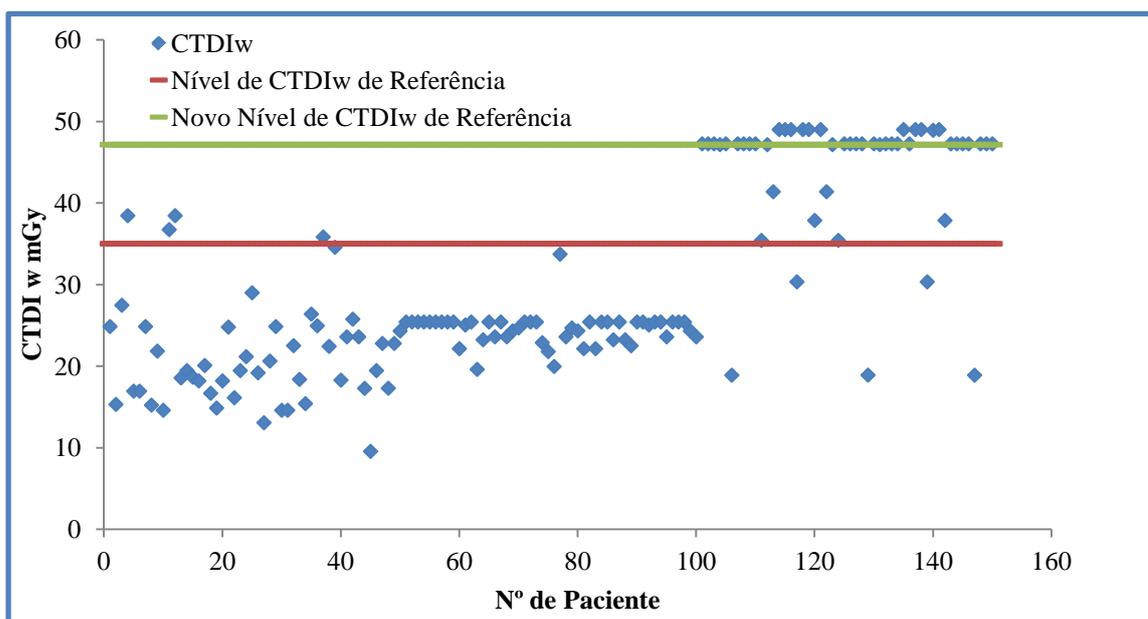


Gráfico 3 – Valores de CTDI_w recolhidos nos três hospitais relativos a 150 exames.

No gráfico 3 observa-se que 52 pacientes apresentam um valor de CTDI_w acima das recomendações das guidelines Europeias. O valor de CTDI_w mais baixo é igual a 9,54 mGy e o valor de CTDI_w mais elevado é igual a 48,99 mGy. O novo valor de nível de referência de CTDI_w calculado para os três hospitais em conjunto é 47,14 mGy, valor este acima das recomendações Europeias.

No gráfico 4 esta representado os valores de CTDI_w médio e desvio padrão de cada hospital.

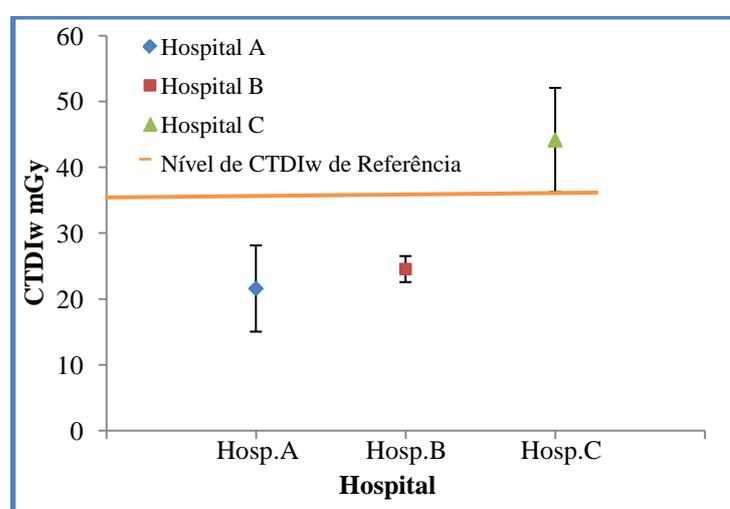


Gráfico 4 – CTDI_w médio e desvio padrão de cada hospital.

Ao observar-se o gráfico 4, verifica-se que o CTDI_w médio e desvio padrão varia de hospital para hospital. O Hospital A apresenta CTDI_w médio 21,59 mGy e desvio padrão 6,55 mGy, o Hospital B apresenta CTDI_w médio 24,54 mGy e desvio padrão 1,97 mGy, o Hospital C apresenta CTDI_w médio 44,15 mGy e desvio padrão 7,91 mGy.

3.2. Resultados do Hospital A

Na tabela 2 estão representados os valores dos parâmetros de exposição recolhidos no Hospital A para os 50 exames de TC lombar seleccionados.

| Exame | Peso | kVp | mAs | Tempo de exposição | Número de cortes | Espessura de corte | Incremento | Pitch |
|-------|------|-----|-----|--------------------|------------------|--------------------|------------|-------|
| 1 | 74 | 140 | 200 | 43,02 | 225 | 2 | 1 | 0,9 |
| 2 | 65 | 140 | 200 | 29,65 | 305 | 2 | 1 | 0,9 |
| 3 | 80 | 140 | 208 | 42,4 | 226 | 2 | 1 | 0,9 |
| 4 | 80 | 140 | 275 | 38,4 | 204 | 2 | 1 | 0,9 |
| 5 | 70 | 140 | 192 | 38,76 | 206 | 2 | 1 | 0,9 |
| 6 | 68 | 140 | 192 | 38,76 | 206 | 2 | 1 | 0,9 |
| 7 | 80 | 140 | 250 | 37,67 | 200 | 2 | 1 | 0,9 |
| 8 | 60 | 140 | 172 | 45,22 | 237 | 2 | 1 | 0,9 |
| 9 | 67 | 140 | 217 | 56,71 | 299 | 2 | 1 | 0,9 |
| 10 | 65 | 140 | 224 | 43,74 | 229 | 2 | 1 | 0,9 |
| 11 | 80 | 140 | 275 | 43,3 | 231 | 2 | 1 | 0,9 |
| 12 | 79 | 140 | 275 | 33,68 | 178 | 2 | 1 | 0,9 |
| 13 | 78 | 140 | 200 | 44,48 | 233 | 2 | 1 | 0,9 |
| 14 | 65 | 140 | 200 | 46,34 | 243 | 2 | 1 | 0,9 |
| 15 | 70 | 140 | 200 | 42,63 | 223 | 2 | 1 | 0,9 |
| 16 | 64 | 140 | 200 | 42,82 | 224 | 2 | 1 | 0,9 |
| 17 | 68 | 140 | 200 | 41,15 | 215 | 2 | 1 | 0,9 |
| 18 | 72 | 140 | 200 | 43,93 | 230 | 2 | 1 | 0,9 |
| 19 | 68 | 140 | 200 | 48,74 | 233 | 2 | 1 | 0,9 |
| 20 | 66 | 140 | 200 | 39,11 | 204 | 2 | 1 | 0,9 |
| 21 | 71 | 140 | 120 | 40,78 | 213 | 2 | 1 | 0,9 |
| 22 | 74 | 140 | 120 | 45,41 | 238 | 2 | 1 | 0,9 |
| 23 | 62 | 140 | 120 | 42,08 | 220 | 2 | 1 | 0,9 |
| 24 | 67 | 140 | 120 | 44,3 | 232 | 2 | 1 | 0,9 |
| 25 | 65 | 140 | 120 | 42,03 | 224 | 2 | 1 | 0,9 |
| 26 | 80 | 140 | 120 | 38,56 | 201 | 2 | 1 | 0,9 |
| 27 | 70 | 140 | 120 | 39,31 | 209 | 2 | 1 | 0,9 |
| 28 | 61 | 140 | 120 | 40,04 | 209 | 2 | 1 | 0,9 |
| 29 | 73 | 140 | 200 | 39,67 | 207 | 2 | 1 | 0,9 |
| 30 | 76 | 140 | 138 | 48 | 252 | 2 | 1 | 0,9 |
| 31 | 60 | 140 | 140 | 40,58 | 216 | 2 | 1 | 0,9 |
| 32 | 69 | 140 | 182 | 40,03 | 213 | 2 | 1 | 0,9 |
| 33 | 74 | 140 | 177 | 34,22 | 181 | 2 | 1 | 0,9 |
| 34 | 64 | 140 | 200 | 61,15 | 323 | 2 | 1 | 0,9 |
| 35 | 78 | 140 | 200 | 42,63 | 223 | 2 | 1 | 0,9 |
| 36 | 74 | 140 | 200 | 44,11 | 231 | 2 | 1 | 0,9 |
| 37 | 80 | 140 | 280 | 39,11 | 204 | 2 | 1 | 0,9 |
| 38 | 72 | 140 | 200 | 47,63 | 250 | 2 | 1 | 0,9 |
| 39 | 80 | 140 | 280 | 41,71 | 218 | 2 | 1 | 0,9 |
| 40 | 70 | 140 | 200 | 42,63 | 231 | 2 | 1 | 0,9 |
| 41 | 72 | 140 | 200 | 40,22 | 210 | 2 | 1 | 0,9 |
| 42 | 76 | 140 | 200 | 41,89 | 219 | 2 | 1 | 0,9 |
| 43 | 69 | 140 | 200 | 49,48 | 260 | 2 | 1 | 0,9 |
| 44 | 70 | 140 | 200 | 52,82 | 278 | 2 | 1 | 0,9 |
| 45 | 60 | 140 | 200 | 43,93 | 230 | 2 | 1 | 0,9 |
| 46 | 72 | 140 | 200 | 49,11 | 258 | 2 | 1 | 0,9 |
| 47 | 68 | 140 | 200 | 43,74 | 229 | 2 | 1 | 0,9 |
| 48 | 63 | 140 | 200 | 42,82 | 224 | 2 | 1 | 0,9 |
| 49 | 65 | 140 | 200 | 18,57 | 206 | 2 | 1 | 0,9 |
| 50 | 67 | 140 | 190 | 38,74 | 202 | 2 | 1 | 0,9 |

Tabela 2 – Parâmetros de aquisição recolhidos no Hospital A para cada paciente.

A partir do levantamento dos dados verifica-se que a diferença de potencial da ampola é constante, com um valor de 140 kVp. Os parâmetros espessura de corte, incremento e pitch são constantes em todos os exames, enquanto que os valores dos parâmetros peso do paciente, mAs, tempo de exposição e número de cortes variam de exame para exame. A tabela seguinte, tabela 3 representa a média e desvio padrão dos parâmetros que do hospital A.

| Hospital A | Peso do paciente (Kg) | mAs | Tempo de exposição (s) | Número de cortes |
|------------------------------|-----------------------|----------------|------------------------|------------------|
| Média ± Desvio Padrão | 70,42 ± 6,08 | 190,94 ± 44,24 | 42,32 ± 6,29 | 227,24 ± 28,08 |

Tabela 3 – Média e desvio Padrão dos parâmetros que variam no Hospital A.

Na tabela 4 estão apresentados os valores das grandezas dosimétricas, CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP recolhidas aos 50 pacientes no Hospital A.

| Exame | CTDI _w | CTDI _{vol} | DLP |
|-------|-------------------|---------------------|--------|
| 1 | 24,84 | 27,6 | 641,53 |
| 2 | 15,3 | 17 | 545,12 |
| 3 | 27,45 | 30,5 | 711,75 |
| 4 | 38,43 | 42,7 | 902,3 |
| 5 | 16,92 | 18,8 | 401,96 |
| 6 | 16,92 | 18,8 | 401,96 |
| 7 | 24,84 | 27,6 | 572,28 |
| 8 | 15,21 | 16,9 | 413,37 |
| 9 | 21,33 | 23,7 | 725,03 |
| 10 | 14,58 | 16,2 | 382,82 |
| 11 | 36,72 | 40,8 | 970,88 |
| 12 | 38,43 | 42,7 | 790,48 |
| 13 | 18,54 | 20,6 | 495 |
| 14 | 19,44 | 21,6 | 541,54 |
| 15 | 18,63 | 20,7 | 477,44 |
| 16 | 18,18 | 20,2 | 467,5 |
| 17 | 20,07 | 22,3 | 495,42 |
| 18 | 16,65 | 18,5 | 439,65 |
| 19 | 14,85 | 16,5 | 393,96 |
| 20 | 18,18 | 20,2 | 427,06 |
| 21 | 24,57 | 27,3 | 602,8 |
| 22 | 16,11 | 17,9 | 438,46 |
| 23 | 19,44 | 21,6 | 491,78 |
| 24 | 21,15 | 23,5 | 561,13 |
| 25 | 28,98 | 32,2 | 743,79 |
| 26 | 19,17 | 21,3 | 442,59 |
| 27 | 13,05 | 14,5 | 313,66 |
| 28 | 20,61 | 22,9 | 496,05 |
| 29 | 24,84 | 27,6 | 591,15 |
| 30 | 14,58 | 16,2 | 419,71 |
| 31 | 14,58 | 16,2 | 361,45 |
| 32 | 22,5 | 25 | 550,57 |
| 33 | 18,36 | 20,4 | 383,52 |
| 34 | 15,39 | 17,1 | 564,77 |
| 35 | 26,37 | 29,3 | 674,21 |
| 36 | 24,93 | 27,7 | 660,49 |
| 37 | 35,82 | 39,8 | 841,49 |
| 38 | 22,41 | 24,9 | 639,92 |
| 39 | 34,56 | 38,4 | 865,03 |
| 40 | 18,27 | 20,3 | 468,41 |
| 41 | 23,58 | 26,2 | 568,62 |
| 42 | 25,74 | 28,6 | 647,9 |
| 43 | 23,58 | 26,2 | 699,54 |
| 44 | 19,26 | 21,4 | 609,83 |
| 45 | 9,54 | 10,6 | 252,12 |
| 46 | 19,44 | 21,6 | 574 |
| 47 | 22,77 | 25,3 | 597,03 |
| 48 | 17,28 | 19,2 | 443,5 |
| 49 | 22,77 | 25,3 | 518,39 |
| 50 | 24,3 | 27 | 564,98 |

Tabela 4 – Valores de CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP recolhidos no Hospital A.

Analisando a tabela 4, verifica-se que os valores de CTDI_w e CTDI_{vol} mais baixos são 9,54 mGy e 10,6 mGy, respectivamente, e os valores de CTDI_w e CTDI_{vol} mais elevados são 38,43 mGy e 42,7 mGy, respectivamente. Relativamente ao DLP, o valor mais baixo é igual a 252,12 mGy.cm e o valor de DLP mais elevado é igual a 970,88 mGy.cm.

Os gráficos 5 e 6 representam os valores de DLP e CTDI_w dos 50 exames realizados Hospital A, o nível de referência de dose actual dado pelas guidelines da União Europeia e o nível de referência de dose calculado para este hospital.

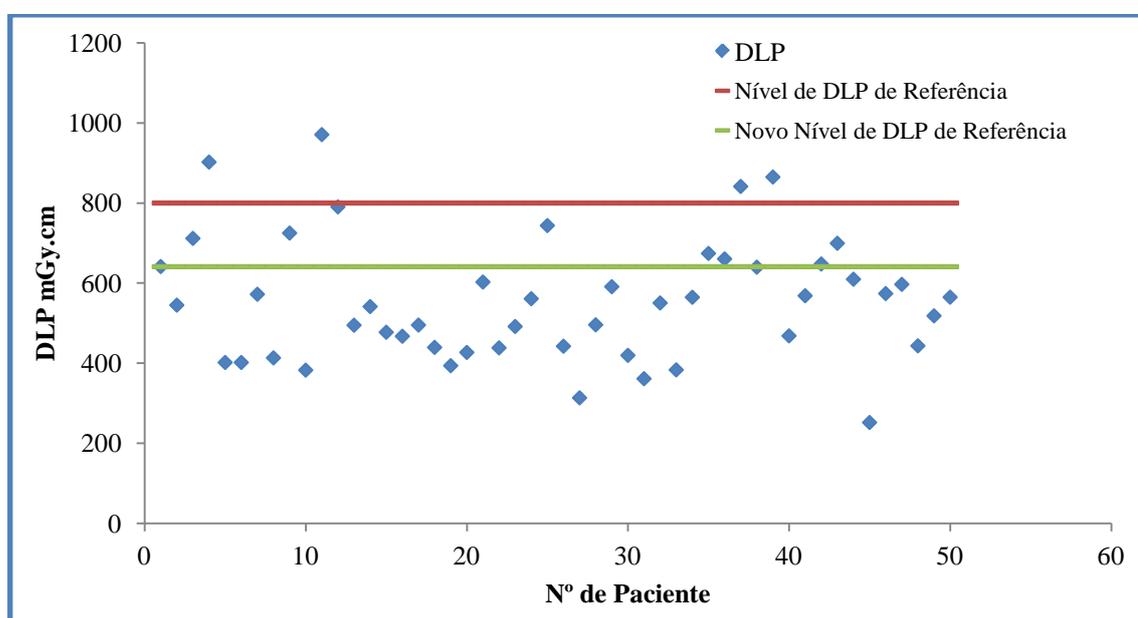


Gráfico 5 – Valores de DLP recolhidos nos 50 exames do Hospital A.

A partir do gráfico 5 para o Hospital A verifica-se que, dos 50 exames, apenas 4 estão acima dos valores de DLP recomendados pela União Europeia. O novo nível de DLP de referência de dose calculado para este hospital é 641 mGy.cm, valor este inferior às recomendações Europeias.

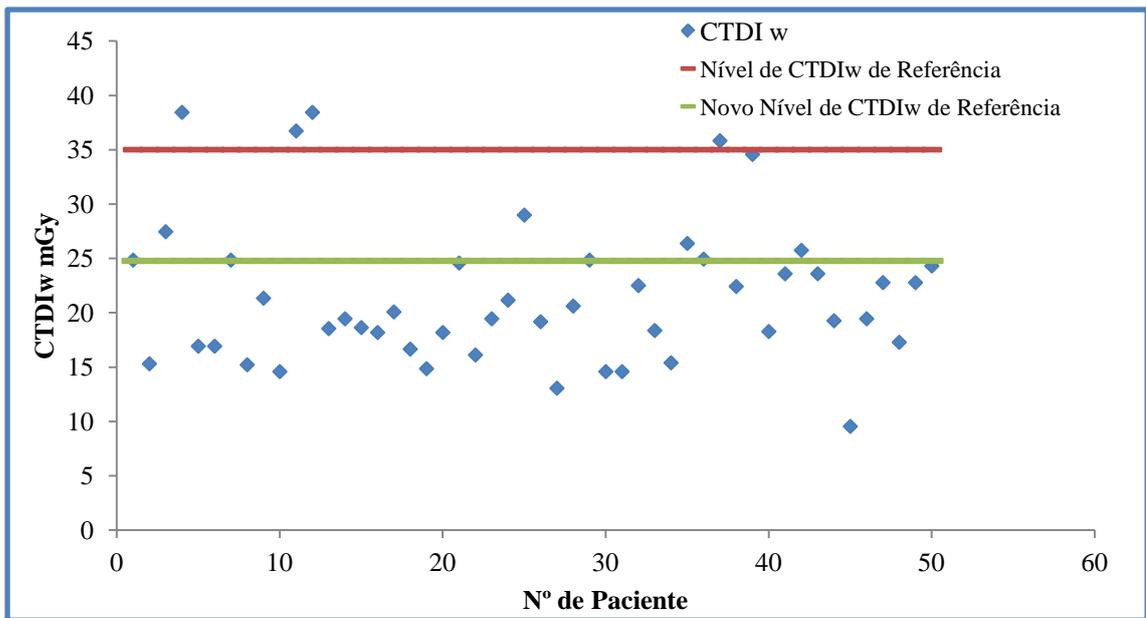


Gráfico 6 – Valores de CTDIw recolhidos nos 50 exames do Hospital A.

A partir do gráfico 6 para o Hospital A verifica-se que, dos 50 exames, apenas 4 estão acima dos valores de CTDIw recomendados pela União Europeia. O novo nível de CTDIw de referência de dose calculado para este hospital é 24,77 mGy, valor este inferior às recomendações Europeias.

Seguidamente são apresentados quatro gráficos que correlacionam o DLP dos 50 pacientes do Hospital A e os parâmetros que influenciam os níveis de dose. O gráfico 7 mostra a influência do peso do paciente no DLP.

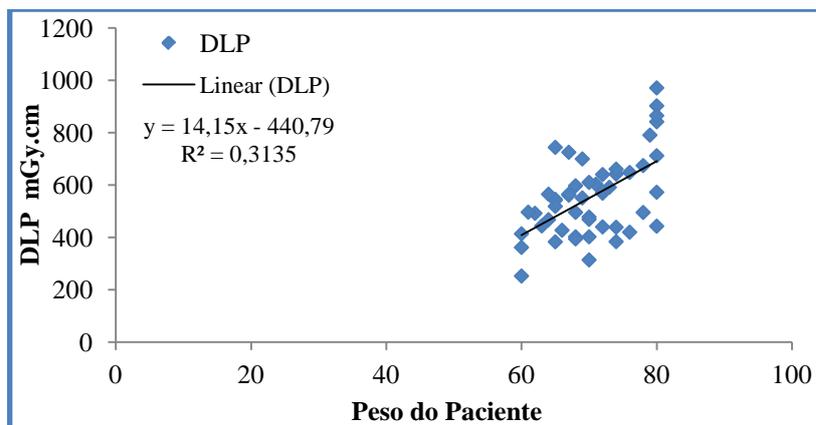


Gráfico 7 – Influência do peso do paciente no DLP.

O gráfico 8 mostra a influência dos mAs no DLP.

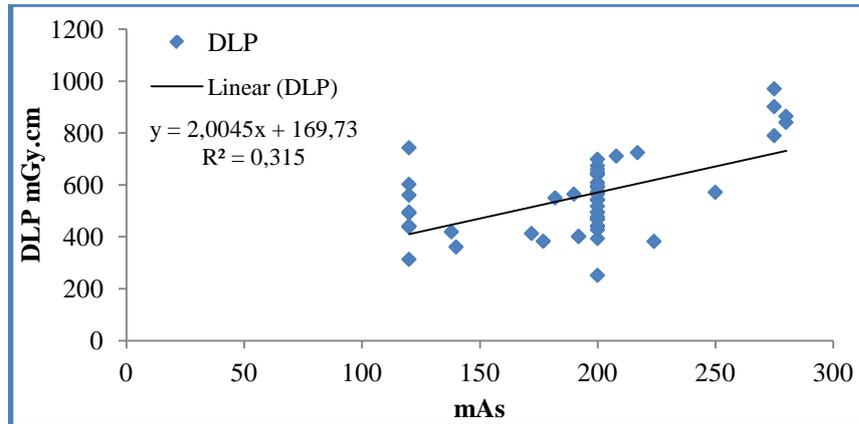


Gráfico 8 – Influência dos mAs no DLP.

O gráfico 9 mostra a influência do tempo de exposição no DLP.

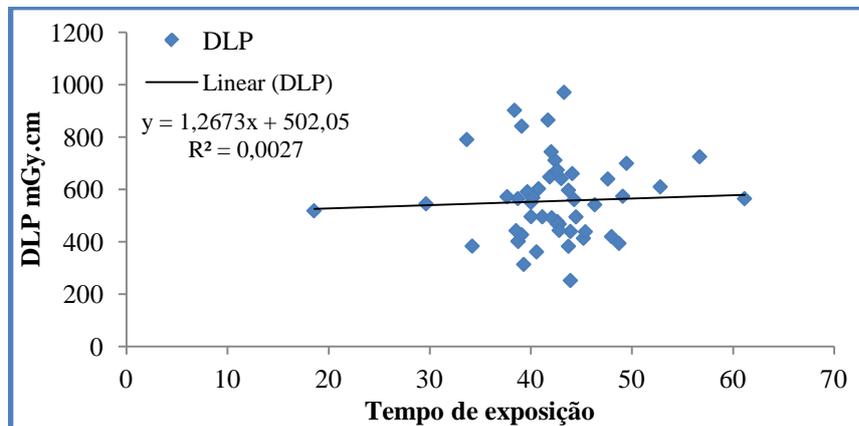


Gráfico 9 – Influência do tempo de exposição no DLP.

O gráfico 10 mostra a influência do número de cortes no DLP.

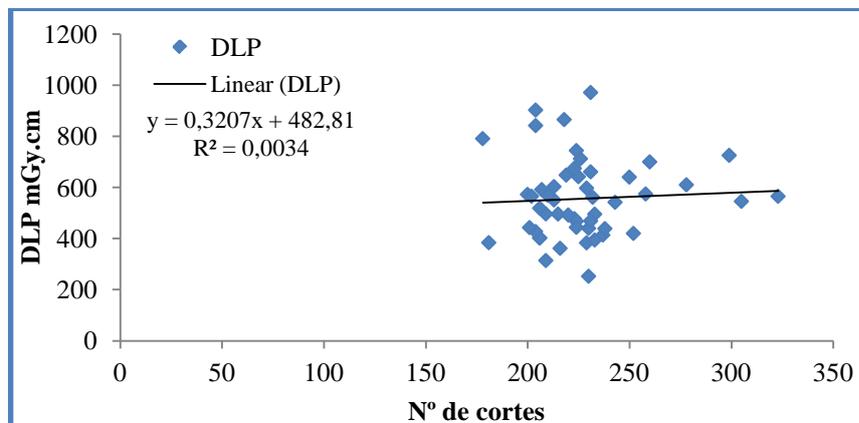


Gráfico 10 – Influência do número de cortes no DLP.

Observando os gráficos 7, 8, 9 e 10 verifica-se que, de uma maneira geral, o DLP aumenta com o aumento do peso do paciente, mAs, tempo de exposição e o número de cortes.

O gráfico 11 representa o valor de mAs em função do corte para os três Hospitais. No hospital A foi feita modelação de dose enquanto que nos Hospitais B e C o valor de mAs foi mantido constante ao longo de todo o exame. Os valores de mAs dos Hospitais B e C representados neste gráfico correspondem aos valores que resultaram na dose mais baixa dada nos mesmos hospitais.

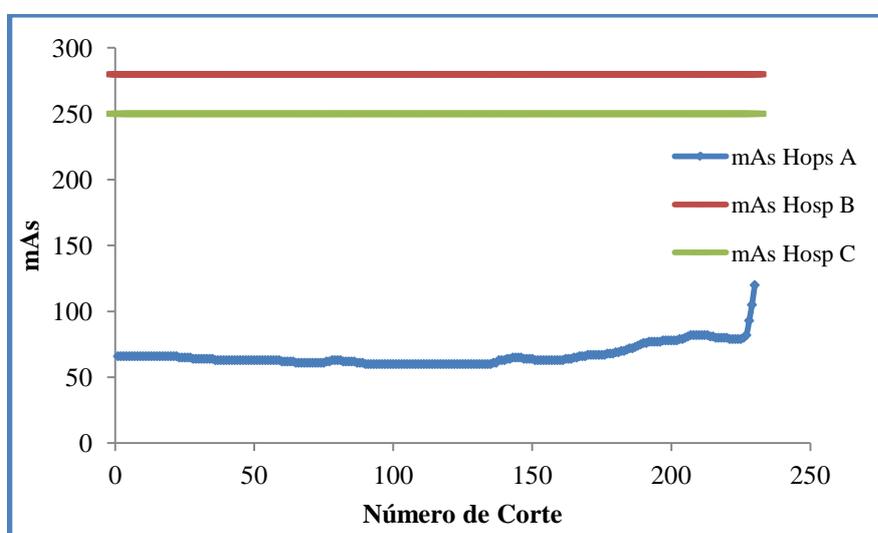


Gráfico 11 – Comparação de estudos com e sem modelação de dose.

Analisando o gráfico 11, observa-se que o valor de mAs varia, no caso do Hospital A, onde se realiza modelação de dose, de corte para corte ou seja, consoante a densidade da região anatómica que está a ser irradiada. Estes valores de mAs variam entre 60 mAs e 120 mAs.

Nos Hospitais B e C independentemente da densidade da região anatómica que está a ser irradiada, o valor de mAs não se altera, 280 mAs e 250 mAs, respectivamente.

3.3. Resultados do Hospital B

Na tabela 5 estão representados os valores dos parâmetros de exposição recolhidos no Hospital B para os 50 exames de TC lombar seleccionados.

| Exame | Peso | kVp | mAs | Espessura de corte | Incremento | Pitch |
|-------|------|-----|-----|--------------------|------------|-------|
| 1 | 78 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 2 | 75 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 3 | 60 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 4 | 64 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 5 | 58 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 6 | 75 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 7 | 77 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 8 | 80 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 9 | 68 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 10 | 72 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 11 | 67 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 12 | 78 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 13 | 80 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 14 | 76 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 15 | 79 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 16 | 77 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 17 | 72 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 18 | 74 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 19 | 78 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 20 | 80 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 21 | 66 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 22 | 78 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 23 | 74 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 24 | 72 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 25 | 68 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 26 | 59 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 27 | 63 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 28 | 67 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 29 | 70 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 30 | 72 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 31 | 68 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 32 | 58 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 33 | 67 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 34 | 70 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 35 | 78 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 36 | 69 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 37 | 60 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 38 | 58 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 39 | 67 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 40 | 68 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 41 | 71 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 42 | 70 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 43 | 69 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 44 | 58 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 45 | 68 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 46 | 60 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 47 | 79 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 48 | 71 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 49 | 70 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |
| 50 | 73 | 120 | 280 | 2,5 | 2,5 | 1 |

Tabela 5 – Parâmetros de aquisição recolhidos no Hospital B para cada paciente.

A partir da análise da tabela 5 verifica-se que os kV, os mAs, a espessura de corte, o incremento e o pitch são sempre constantes com valores iguais a 120 kV, 280 mAs, 2,5 mm, 2,5 mm e 1 respectivamente. Estes dados são sempre constantes porque o equipamento deste hospital está programado para dar sempre a mesma espessura de corte, incremento e pitch e porque não faz modelação de dose, ou seja, durante todo o exame de TC lombar a corrente da ampola é sempre a mesma. O peso é o único parâmetro que varia sendo o valor mínimo igual a 59 kg e o valor máximo igual a 80 kg.

Na tabela 6 estão representados os valores das grandezas dosimétricas, $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP obtidos para os 50 pacientes no Hospital B.

| Exame | $CTDI_w$ | $CTDI_{vol}$ | DLP |
|-------|----------|--------------|--------|
| 1 | 25,4 | 25,40 | 598,36 |
| 2 | 25,4 | 25,40 | 642,80 |
| 3 | 25,4 | 25,40 | 563,44 |
| 4 | 25,4 | 25,40 | 503,12 |
| 5 | 25,4 | 25,40 | 706,29 |
| 6 | 25,4 | 25,40 | 519,00 |
| 7 | 25,4 | 25,40 | 503,12 |
| 8 | 25,4 | 25,40 | 601,53 |
| 9 | 25,4 | 25,40 | 706,26 |
| 10 | 22,13 | 22,13 | 560,16 |
| 11 | 25,03 | 25,03 | 577,30 |
| 12 | 25,4 | 25,40 | 531,69 |
| 13 | 19,59 | 19,59 | 486,08 |
| 14 | 23,22 | 23,22 | 814,10 |
| 15 | 25,4 | 25,40 | 601,53 |
| 16 | 23,58 | 23,58 | 588,05 |
| 17 | 25,4 | 25,40 | 525,35 |
| 18 | 23,58 | 23,58 | 708,43 |
| 19 | 24,31 | 24,31 | 638,35 |
| 20 | 24,67 | 24,67 | 647,87 |
| 21 | 25,4 | 25,40 | 331,70 |
| 22 | 25,4 | 25,40 | 585,66 |
| 23 | 25,4 | 25,40 | 626,93 |
| 24 | 22,86 | 22,86 | 629,95 |
| 25 | 21,77 | 21,77 | 632,61 |
| 26 | 19,95 | 19,95 | 564,92 |
| 27 | 33,71 | 33,71 | 709,92 |
| 28 | 23,58 | 23,58 | 658,79 |
| 29 | 24,67 | 24,67 | 667,61 |
| 30 | 24,31 | 24,31 | 590,95 |
| 31 | 22,13 | 22,13 | 510,36 |
| 32 | 25,4 | 25,40 | 604,71 |
| 33 | 22,13 | 22,13 | 565,69 |
| 34 | 25,4 | 25,40 | 614,23 |
| 35 | 25,4 | 25,40 | 614,23 |
| 36 | 23,22 | 23,22 | 549,97 |
| 37 | 25,4 | 25,40 | 544,39 |
| 38 | 23,22 | 23,22 | 567,39 |
| 39 | 22,49 | 22,49 | 504,67 |
| 40 | 25,4 | 25,40 | 522,17 |
| 41 | 25,4 | 25,40 | 582,49 |
| 42 | 25,03 | 25,03 | 514,71 |
| 43 | 25,4 | 25,40 | 668,20 |
| 44 | 25,4 | 25,40 | 579,31 |
| 45 | 23,58 | 23,58 | 635,21 |
| 46 | 25,4 | 25,40 | 566,61 |
| 47 | 25,4 | 25,40 | 547,57 |
| 48 | 25,4 | 25,40 | 522,17 |
| 49 | 24,31 | 24,31 | 621,33 |
| 50 | 23,58 | 23,58 | 664,69 |

Tabela 6 – Valores de $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP recolhidos no Hospital B.

Analisando a tabela 6, verifica-se que os valores de CTDI_w e CTDI_{vol} são iguais em cada exame. Os valores de CTDI_w e CTDI_{vol} mais baixos são iguais a 19,59 mGy e os valores de CTDI_w e CTDI_{vol} mais elevados são iguais a 33,71 mGy. Relativamente ao DLP, o valor mais baixo é igual a 331,70 mGy.cm e o valor de DLP mais elevado é igual a 814,10 mGy.cm.

Os gráficos 12 e 13 são representativos dos valores de DLP e CTDI_w recolhidos para os 50 exames no Hospital B, do nível de referência de dose actual dado pelas guidelines da União Europeia e do nível de referência de dose calculado para este hospital.

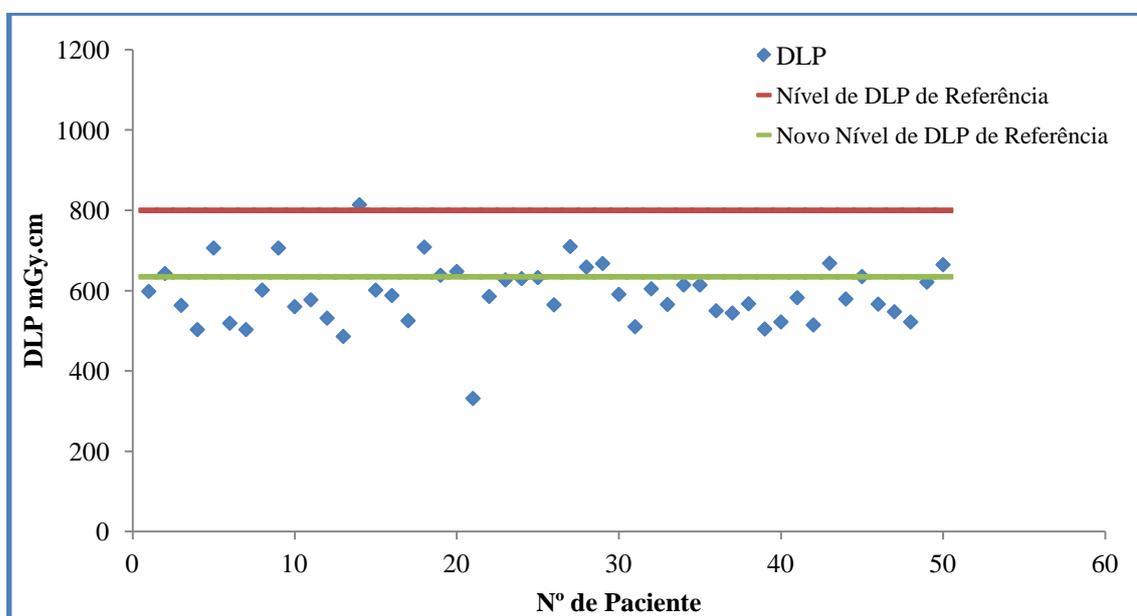


Gráfico 12 – Valores de DLP recolhidos nos 50 exames do Hospital B.

A partir do gráfico 12 para o Hospital B verifica-se que, dos 50 exames, apenas 1 está acima do valor de DLP recomendado pela União Europeia. O novo valor de nível de referência de dose calculado para este hospital é igual a 634 mGy.cm, valor este inferior às recomendações Europeias e ao estabelecido no Hospital A.

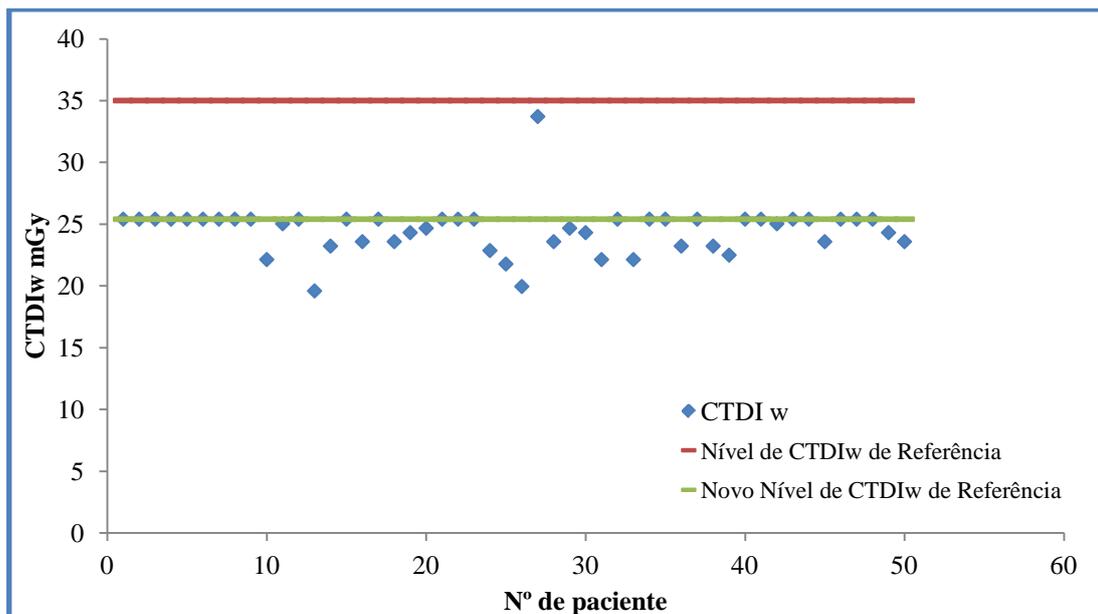


Gráfico 13 – Valores de CTDIw recolhidos nos 50 exames do Hospital B.

A partir do gráfico 13 para o Hospital B verifica-se que nenhum exame esta acima dos valores de CTDIw recomendados pela União Europeia. O novo valor de nível de CTDIw calculado para este hospital é 25,4 mGy, valor este inferior às recomendações Europeias.

3.4. Resultados do Hospital C

Na tabela 7 estão representados os valores dos parâmetros de exposição recolhidos no Hospital C para os 50 exames de TC lombar seleccionados.

| Exame | Peso | kVp | mAs | Espessura de corte | Incremento | Pitch |
|-------|------|-----|-----|--------------------|------------|-------|
| 1 | 68 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 2 | 72 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 3 | 67 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 4 | 70 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 5 | 68 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 6 | 62 | 140 | 250 | 2 | 2 | 0,9 |
| 7 | 62 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 8 | 67 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 9 | 68 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 10 | 77 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 11 | 74 | 140 | 300 | 2 | 2 | 0,9 |
| 12 | 60 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 13 | 72 | 140 | 350 | 2 | 2 | 0,9 |
| 14 | 74 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 15 | 79 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 16 | 72 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 17 | 72 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 18 | 77 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 19 | 70 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 20 | 71 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 21 | 79 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 22 | 69 | 140 | 350 | 2 | 2 | 0,9 |
| 23 | 70 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 24 | 74 | 140 | 300 | 2 | 2 | 0,9 |
| 25 | 78 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 26 | 68 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 27 | 71 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 28 | 73 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 29 | 70 | 140 | 250 | 2 | 2 | 0,9 |
| 30 | 69 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 31 | 71 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 32 | 70 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 33 | 74 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 34 | 73 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 35 | 75 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 36 | 64 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 37 | 77 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 38 | 69 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 39 | 78 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 40 | 73 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 41 | 64 | 140 | 415 | 2 | 2 | 0,9 |
| 42 | 65 | 140 | 321 | 2 | 2 | 0,9 |
| 43 | 78 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 44 | 74 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 45 | 66 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 46 | 69 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 47 | 65 | 140 | 250 | 2 | 2 | 0,9 |
| 48 | 70 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 49 | 70 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |
| 50 | 65 | 140 | 400 | 2 | 2 | 0,9 |

Tabela 7 – Parâmetros de aquisição recolhidos no Hospital C para cada paciente.

A partir da análise da tabela 6 verifica-se que a diferença de potencial da ampola é constante e igual a 140 kVp. Em relação ao peso do paciente e mAs existe uma variação dos valores, estando estes compreendidos entre 60kg e 79 kg e 250 mAs e 415 mAs, respectivamente. A espessura de corte, incremento e o pitch são parâmetros constantes em todos os exames.

Na tabela 8 estão apresentados os valores das grandezas dosimétricas, CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP recolhidas aos 50 pacientes no Hospital C.

| Exame | CTDI _w | CTDI _{vol} | DLP |
|-------|-------------------|---------------------|---------|
| 1 | 47,2374 | 48,30 | 1321,08 |
| 2 | 47,2374 | 48,30 | 1282,65 |
| 3 | 47,2374 | 48,30 | 1331,08 |
| 4 | 47,1396 | 48,20 | 1576,64 |
| 5 | 47,2374 | 48,30 | 1456,35 |
| 6 | 18,8754 | 19,30 | 534,77 |
| 7 | 47,2374 | 48,30 | 1046,56 |
| 8 | 47,2374 | 48,30 | 1157,44 |
| 9 | 47,2374 | 48,30 | 1263,53 |
| 10 | 47,2374 | 48,30 | 1489,94 |
| 11 | 35,4036 | 36,20 | 1069,78 |
| 12 | 47,1396 | 48,20 | 1264,41 |
| 13 | 41,3694 | 42,30 | 979,93 |
| 14 | 48,9978 | 50,10 | 1447,80 |
| 15 | 48,9978 | 50,10 | 1538,10 |
| 16 | 48,9978 | 50,10 | 1457,90 |
| 17 | 30,318 | 31,00 | 960,60 |
| 18 | 48,9978 | 50,10 | 1144,75 |
| 19 | 48,9978 | 50,10 | 1387,70 |
| 20 | 37,8486 | 38,70 | 1323,50 |
| 21 | 48,9978 | 50,10 | 1051,80 |
| 22 | 41,3694 | 42,30 | 979,93 |
| 23 | 47,1396 | 48,20 | 1264,41 |
| 24 | 35,4036 | 36,20 | 1069,78 |
| 25 | 47,2374 | 48,30 | 1489,94 |
| 26 | 47,2374 | 48,30 | 1263,53 |
| 27 | 47,2374 | 48,30 | 1157,44 |
| 28 | 47,2374 | 48,30 | 1046,56 |
| 29 | 18,8754 | 19,30 | 534,77 |
| 30 | 47,2374 | 48,30 | 1456,35 |
| 31 | 47,1396 | 48,20 | 1576,64 |
| 32 | 47,2374 | 48,30 | 1331,08 |
| 33 | 47,2374 | 48,30 | 1282,65 |
| 34 | 47,2374 | 48,30 | 1321,09 |
| 35 | 48,9978 | 50,10 | 1447,80 |
| 36 | 47,2374 | 48,30 | 1360,24 |
| 37 | 48,9978 | 50,10 | 1538,10 |
| 38 | 48,9978 | 50,10 | 1457,80 |
| 39 | 30,318 | 31,00 | 960,60 |
| 40 | 48,9 | 50,00 | 1144,75 |
| 41 | 48,9978 | 50,10 | 1387,70 |
| 42 | 37,8486 | 38,70 | 1323,50 |
| 43 | 47,2374 | 48,30 | 1321,01 |
| 44 | 47,2374 | 48,30 | 1282,65 |
| 45 | 47,2374 | 48,30 | 1331,07 |
| 46 | 47,2374 | 48,30 | 1576,70 |
| 47 | 18,8754 | 19,30 | 534,77 |
| 48 | 47,2374 | 48,30 | 1157,50 |
| 49 | 47,2374 | 48,30 | 1263,53 |
| 50 | 47,2374 | 48,30 | 1264,50 |

Tabela 8 – Valores de CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP recolhidos no Hospital C.

Analisando a tabela 8, verifica-se que os valores de CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP mais baixos são 18,87 mGy, 10,6 mGy e 534,77 mGy.cm, respectivamente. Os valores de CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP mais elevados são 48,99 mGy, 50,10 mGy e 1576,70 mGy.cm, respectivamente.

Os gráficos 14 e 15 representam os valores de DLP e CTDI_w dos 50 exames realizados no Hospital C, o nível de referência de dose actual dado pelas guidelines da União Europeia e o nível de referência de dose calculado para este hospital.

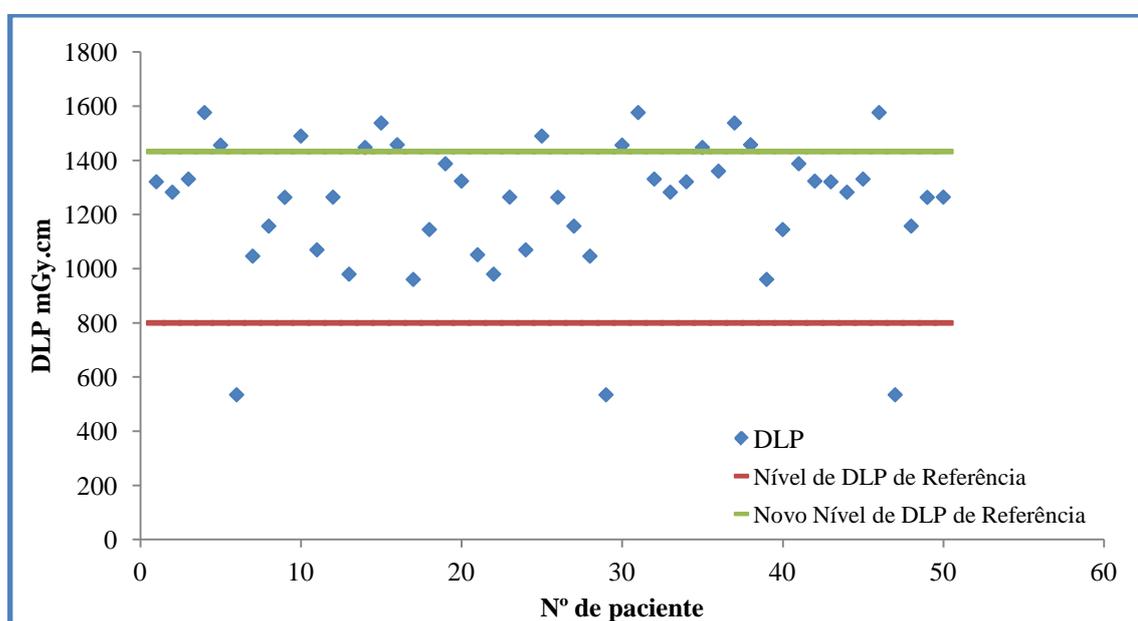


Gráfico 14 – Valores de DLP recolhidos nos 50 exames do Hospital C.

A partir do levantamento de dados do gráfico 14 para o Hospital C verifica-se que, dos 50 exames, apenas 3 estão dentro dos valores das recomendações da União Europeia. O novo valor de nível de referência de dose calculado para este hospital é 1432 mGy.cm, valor este bastante superior às recomendações Europeias.

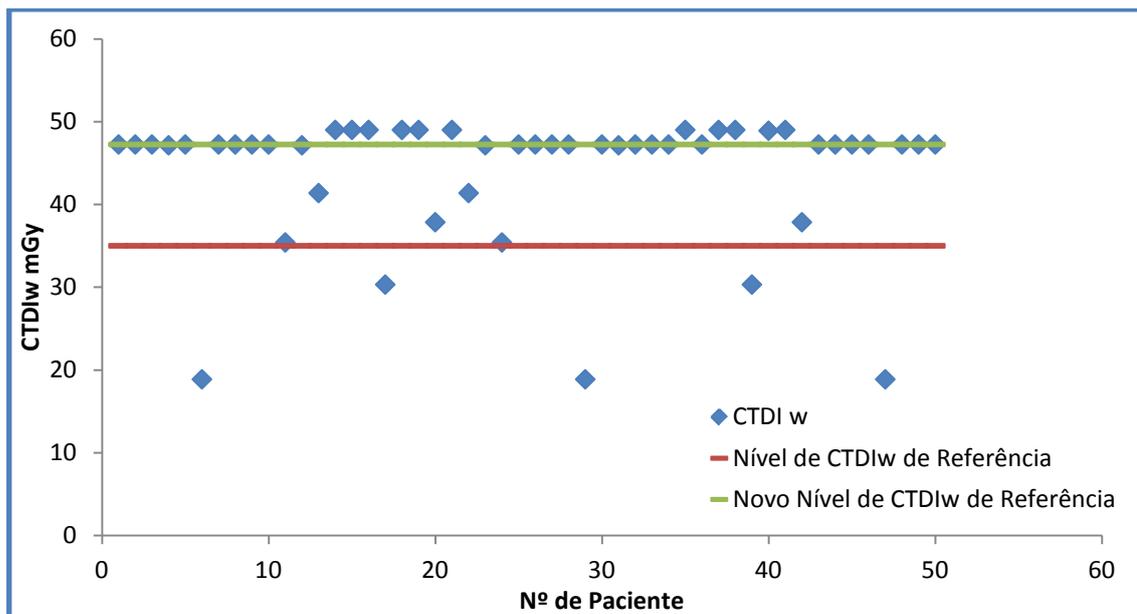


Gráfico 15 – Valores de CTDIw recolhidos nos 50 exames do Hospital C.

A partir do levantamento de dados do gráfico 15 para o Hospital C verifica-se que, dos 50 exames, apenas 5 estão dentro dos valores das recomendações da União Europeia. O novo valor de nível de CTDIw calculado para este hospital é 47,23 mGy, valor este bastante superior às recomendações Europeias.

4. Discussão

A dose de radiação recebida pelo paciente depende de vários parâmetros como, o peso do paciente, tensão do pico (kVp), intensidade do feixe (mA), tempo de exposição (s), número de cortes, espessura de corte (mm), incremento e o pitch.

Os valores de DLP de cada exame, seguidamente discutidos, foram recolhidos directamente pelo equipamento de TC de cada Hospital. Os valores de CTDI_w, de cada exame, foram calculados através da fórmula 4 com os valores de CTDI_{vol} e pitch recolhidos pelo equipamento de TC de cada hospital. Como referido anteriormente, nas GE os níveis de referência de dose em TC estão expressos em duas grandezas dosimétricas distintas, o DLP e o CTDI_w, motivo pela qual se calculou o CTDI_w respectivo de cada exame. Na seguinte discussão também são apresentados novos níveis de valores de DLP e CTDI_w. Estes valores foram calculados primeiramente para os três hospitais em conjunto e depois para cada hospital, através do percentil 75.

Nos gráficos 1 e 3 são apresentados os valores das grandezas dosimétricas DLP e CTDI_w dos três Hospitais, o nível de referência de dose de DLP e CTDI_w recomendado pela GE, 800mGy.cm e 35 mGy, respectivamente, e o novo valor de DLP e CTDI_w de referência calculado para os três Hospitais em simultâneo 1126 mGy.cm e 47, 14 mGy, respectivamente. Através destes dois gráficos observa-se que os níveis de referência calculados são ambos superiores às recomendações da União Europeia e que há 52 pacientes acima das recomendações. O motivo pela qual estes 52 pacientes estão acima do esperado é explicado seguidamente através da influência dos parâmetros de aquisição na dose de radiação recebida pelos 50 pacientes seleccionados na amostra de estudo de cada hospital.

Nos primeiros dois gráficos realizados na análise individual do Hospital A, gráficos 5 e 6, observa-se que os novos valores de dose de DLP e CTDI_w calculados são, respectivamente, 641 mGy.cm e 24,77 mGy, valores inferiores às recomendações das GE, e que em ambos os gráficos, 4 pacientes estão acima dos valores das

recomendações Europeias. Estes 4 pacientes não apresentam valores muito acima do esperado, no entanto, é importante referir que, os níveis recomendados pelas GE, DLP e CTDI_w, foram também eles calculados através do percentil 75, ou seja, quando se calcularam estes valores, 25 % dos exames estavam acima, logo não significa que os 4 pacientes deste Hospital A receberam más práticas clínicas mas sim os parâmetros de exposição em conjunto com o morfotipo do paciente contribuem para o aumento da dose de radiação sobre o paciente. O anteriormente referido é fundamentado através dos gráficos 7, 8, 9 e 10 onde se observa que os parâmetros analisados de forma individual (peso do paciente, mAs, tempo de exposição e número de cortes) não apresentam um aumento de DLP proporcional em todos os casos seleccionados, uma vez que, pacientes com peso mínimo e peso máximo apresentam o mesmo valor de DLP, pacientes com valores de mAs mínimo e máximo apresentam praticamente o mesmo valor de DLP, pacientes com o mesmo tempo de exposição apresentam, respectivamente, o valor mínimo e máximo de DLP e pacientes com o mesmo número de cortes apresentam, respectivamente, o valor mínimo e máximo de DLP, o que demarca que são todos os parâmetros no seu conjunto que contribuem para o aumento de dose sobre o paciente. Relativamente ao último gráfico realizado para este hospital, gráfico 11, demonstra a importância da modelação de dose no exame de TC, uma vez que, a dose de radiação dada ao paciente varia de corte para corte não estando, portanto, a emitir sempre a mesma radiação desde o início ao fim do exame. A modelação de dose é bastante benéfica para o paciente uma vez que se o paciente do Hospital A realiza-se o mesmo exame no Hospital B ou C receberia mais dose de radiação.

Observando os parâmetros utilizados no Hospital B em cada exame, verifica-se que todos eles foram constantes com excepção do peso do paciente, que varia entre 59 kg e 80 kg. O motivo pela qual os mAs não variam de exame para exame reside no facto do equipamento de TC presente neste hospital não realizar modelação de dose para este tipo de exame, sendo a explicação para este problema a possível movimentação do paciente durante o exame. Apesar de o peso ser o único parâmetro que varia, não se pode concluir que este esteja directamente relacionado com o aumento do CTDI_w, CTDI_{vol} e DLP até porque estes valores também dependem de outros parâmetros de aquisição, como referido na análise do Hospital A. Relativamente à análise do gráfico

de DLP deste hospital, gráfico 12, dos 50 pacientes apenas 1 recebeu um valor de DLP superior às recomendações das guidelines da União Europeia. O motivo pelo qual este paciente recebeu mais dose está possivelmente relacionado com o facto de o exame ter tido um tempo de exposição mais longo e um maior número de cortes, contudo não é possível chegar a uma conclusão por falta de dados, no entanto, também não se pode considerar que foi má prática clínica uma vez que o valor de DLP deste paciente é pouco superior às recomendações Europeias e, como referido anteriormente, quando se calcularam os níveis de DLP recomendados pelas GE, através do percentil 75, 25% dos exames estavam acima deste valor. Para este hospital também foi calculado um novo nível de DLP de referência de dose com o valor de 634 mGy.cm, valor este inferior às recomendações das GE. Analisando o gráfico 13 referente ao valor de CTDI_w recebido por cada paciente neste hospital, verifica-se que nenhum recebeu um valor de CTDI_w acima das recomendações da guidelines da União Europeia. O novo valor de CTDI_w calculado para este hospital é 25,4 mGy, valor este também inferior às recomendações Europeias. O facto de o equipamento presente no Hospital B não realizar modelação de dose no exame de TC da Coluna Lombar não é importante uma vez que o valor de mAs utilizado é baixo, fazendo com que os valores de DLP e CTDI_w recebidos pelo paciente não ultrapassem os valores de DLP e CTDI_w recomendados.

Analisando os parâmetros de exposição utilizados no Hospital C em cada paciente, verifica-se que os parâmetros peso do paciente e mAs variam e os parâmetros kVp, espessura de corte e pitch se mantêm constantes em todos os exames. O peso e os mAs variam entre 60kg e 79 kg e 250 mAs e 415 mAs, respectivamente. Relativamente à análise dos gráficos de DLP e CTDI_w deste Hospital, gráficos 14 e 15, observa-se que dos 50 pacientes apenas 3 receberam um valor de DLP e 5 um valor de CTDI_w ambos inferiores às recomendações das guidelines da União Europeia. O motivo pela qual a grande percentagem dos pacientes deste hospital receberam um valor de DLP e CTDI_w superior às recomendações Europeias, está no facto de o equipamento presente neste hospital não realizar modelação de dose e emitir um grande valor de mAs ao longo de todo o exame. Pode-se considerar que há má prática clínica uma vez que, não há conhecimento ou sensibilização por parte do técnico de radiologia em diminuir o valor de mAs para cada exame. Os pacientes que receberam um valor de DLP e CTDI_w

dentro dos valores recomendados pela GE, foram aqueles onde o técnico de radiologia achou por bem diminuir o valor de mAs. Em termos de modelação de dose, este hospital pode ser comparado com o Hospital B onde ambos não realizam modelação de dose mas, enquanto que o equipamento do Hospital B está programado para emitir sempre 280 mAs, o equipamento do Hospital C está programado para emitir 400 mAs, no entanto estes valores são passíveis de ser alterados caso o técnico de radiologia assim o entenda. Também para o Hospital C foi calculados novos níveis de DLP e CTDI_w de referência de dose mas, como esperado, não contribuem em nada para a optimização da dose uma vez que estes novos valores, 1432 mGy.cm e 47,23 mGy, são superior às recomendações Europeias.

5. Conclusão

O presente trabalho de investigação procurou expressar de uma forma clara a importância da avaliação dos Níveis de Referência de Dose num exame de TC da Coluna Lombar.

Dos objectivos gerais propostos neste trabalho todos eles foram alcançados uma vez que, se conclui que os parâmetros peso do paciente, kVp, mAs, tempo de exposição, espessura de corte, número de cortes e pitch influenciam na dose recebida pelo paciente, não sendo apenas um parâmetro responsável por este aumento mas todos eles no seu conjunto. Relativamente ao objectivo de uniformização de práticas no hospital onde foram recolhidos os dados conclui-se que no Hospital A e, apesar do equipamento TC realizar modelação de dose, há técnicos de radiologia que se preocupam em diminuir o valor de mAs, no Hospital B, onde o equipamento de TC não realiza modelação de dose, não há qualquer diminuição ou aumento dos parâmetros de exposição consoante o morfotipo do paciente e, no Hospital C, onde o equipamento TC também não realiza modelação de dose, há técnicos de radiologia que alteram o valor de mAs.

Os objectivos específicos propostos neste trabalho também foram alcançados, no entanto os resultados não foram os esperados. A maioria dos casos que constituíram a amostra de estudo apresentaram valores de índices de dose, CTDI_w e DLP, inferiores aos valores limites mencionados pelas Guidelines Europeia. No Hospital A quatro exames ficaram acima dos valores recomendados, no Hospital B apenas um exame e no Hospital C apenas três exames ficaram dentro das recomendações Europeias. Também foram calculados novos valores de DLP e CTDI_w para cada hospital, onde se constatou que no Hospital A e B os novos valores são inferiores às recomendações Europeias e no Hospital C estes valores são muito superiores às recomendações.

6. Bibliografia

- Becker, D., Brix, G., Dalheimer, A., Dietze, G., Doerfel, H., Eckerman, K., et al. (2005). *Radiological Protection*. New York: SPRINGER.
- Bontrager, K. L., & Lampignano, J. P. (2006). *Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada*. Rio de Janeiro: Mosby Elsevier.
- Brás, S. M. (2006). Dosimetria no paciente em Radiologia. *IPOFG - CROCS, SA* , 1-17; 47 - 57.
- Crawley, H., Booth, A., & wainwright, A. (2001). A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT. *British Journal of Radiology* , 74: 607 - 614.
- Cynthia, H., McCollough, Michael, R., Bruesewitz, James, M., & Kofler. (2006). CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. *Radiographics* , 26: 503 - 512.
- Dawson, P. (2004). Patient dose in Multislice CT: why is it increasing and does it matter? *British Journal of Radiology* , 77: 10 - 30.
- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. (2000). *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* .
- Golding, S., & Shrimpton, P. (2002). Radiation Dose in CT: are we meeting the challenge? *British Journal of Radiology* , 75:1-4.
- Hatzioannou, K., Papanastassiou, E., Delichas, M., & Bousbouras, P. (2003). A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT. *British Journal of Radiology* , 76; 541 - 545.
- Hofer, M. (2003). *CT Teaching Manual*. THIEME.
- Jiang. (2003). *Computed Tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. Bellingham: SPIE Optical Engineering Press .
- Johns, H. E., & Cunningham, J. R. (1988). *The Physics of Radiology*. South Frist Street: CHARLES C THOMAS.
- Kak, A. C., & Slaney, M. (1988). *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: IEEE PRESS.

- Koller, C., Eatough, J., & Bettridge, A. (2003). Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals. *British Journal of Radiology* , 76: 798 - 802.
- Kulama, E. (2004). Scanning protocols for multislice CT scanners. *British Journal of Radiology* , 77: S2 - S9.
- Lima, J. P. (2005). Técnicas de diagnóstico com raios X. *Imprensa da Universidade de Coimbra* , 475 - 587.
- Michael, F., & Nitt-Gray, M. (2002). AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. *Radiographics* , 22: 1541 - 1553.
- Morán, L., Rodríguez, R., Calzado, A., Turrero, A., Arenas, A., Cuevas, A., et al. (2004). Image quality and dose evaluation in spiral chest CT examinations of patients with lung carcinoma. *British Journal of Radiology* , 77: 839 - 846.
- Multi-Slice CT Scanners. (2002). *Impact Technology 4 Update* .
- Pisco, J. M., & Sousa, L. A. (1999). *Noções fundamentais de Imagiologia*. Lisboa: LIDEL.
- Report 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. (2008). *American Association of Physicists in Medicine* .
- Shrimpton, P., Hillier, M., Lewis, M., & Dunn, M. (2006). National survey of doses from CT in the UK. *British Journal of Radiology* , 79: 968 - 980.
- Sohaib, S., Peppercorn, P., Keene, M., Kenyon, G., & Reznick, R. (2001). The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *British Journal of Radiology* , 74: 157 - 161.
- Yates, S., Pike, L., & Goldstone, K. (2004). Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *British Journal of Radiology* , 77: S2 - S9.