

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

NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM
DIAGNÓSTICO EM TOMOGRAFIA
COMPUTORIZADA PARA PLANEAMENTO
EM RADIOTERAPIA

TÂNIA MARIA CARDIGOS SEQUEIRA

ORIENTADORES:

DOUTOR NUNO TEIXEIRA, ESTeSL

DOUTORA SANDRA BRÁS, MERCURIUS HEALTH

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Ramo de especialização em Terapia com Radiações

Lisboa, 2014

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

NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM DIAGNÓSTICO
EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA PARA
PLANEAMENTO EM RADIOTERAPIA

TÂNIA MARIA CARDIGOS SEQUEIRA

ORIENTADORES:

DOUTOR NUNO TEIXEIRA, ESTeSL

DOUTORA SANDRA BRÁS, MERCURIUS HEALTH

JÚRI:

DOUTORA MARGARIDA EIRAS, ESTeSL

DOUTOR PEDRO CARVOEIRAS, MERCURIUS HEALTH

DOUTOR LUIS FREIRE, ESTeSL

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Ramo de especialização em Terapia com Radiações

(esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2014

Níveis de Referência em Diagnóstico em Tomografia Computorizada para Planeamento em Radioterapia.

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho.

“A sabedoria não nos é dada. É preciso descobri-la por nós mesmos, depois de uma viagem que ninguém nos pode poupar ou fazer por nós”

(Marcel Proust)

Agradecimentos

Durante a realização deste trabalho foram inúmeros os contributos diretos e indiretos, sem os quais não seria possível executar este trabalho. Embora nem todos os nomes constem nesta nota de agradecimento, um muito obrigado a todos.

Gostaria especialmente de agradecer:

À minha orientadora, Mestre Sandra Brás, pela disponibilidade, paciência e apoio pedagógico na execução do trabalho e no esclarecimento de dúvidas e questões;

Ao Doutor Nuno Teixeira pela sua disponibilidade;

Aos colegas do Controlo de Qualidade em Radiologia da *Medical Consult*, SA, especialmente ao Engenheiro Pedro Carvoeiras e João Fatana, pelo auxílio prestado durante a execução deste trabalho;

À *Medical Consult*, SA, pela possibilidade de realização do Mestrado e pelo empréstimo do material utilizado no trabalho;

Ao Dr.^o Guy Vieira, Diretor Clínico da Quadrantes Faro, pela possibilidade de realização do trabalho na instituição;

A toda equipa da Quadrantes Faro pelo companheirismo e amizade;

À colega e amiga Magda Cruz, companheira de aventuras e de viagens, pela sua dedicação e amizade;

À Marisa Viegas e Diana Babo pela amizade e disponibilidade na leitura do trabalho;

Aos primos Nuno, Patrícia e Susana, pela hospitalidade, divertimento e amizade;

A todos os amigos e familiares pelo apoio, companheirismo e amor;

E ao Ricardo, pela sua paciência, amor e apoio incondicional nos piores e melhores momentos.

Resumo:

O decreto-lei n.º 180/2002 faz a transposição parcial da Diretiva N.º 97/43 da EURATOM para a legislação portuguesa e “estabelece as normas relativas à proteção das pessoas contra os perigos da radiação resultantes da exposição radiológica médica”. Segundo o artigo 10º desta norma, o titular da instalação radiológica deve assegurar o “estabelecimento de recomendações no que respeita a critérios de referência para as exposições médicas, incluindo doses de radiação, e assegurar-se que as mesmas estão disponíveis para o médico que prescreve o exame”. Ainda de acordo com este artigo, o titular deve assegurar “Conformidade das exposições com os níveis de referência para exames de radiodiagnóstico, se for o caso, tendo em consideração os níveis de referência de diagnósticos europeus, quando existentes”.

O objetivo deste trabalho seria estabelecer um protocolo de avaliação das doses recebidas pelos pacientes submetidos a Tomografia Computorizada na Unidade de Radioterapia do Algarve, a fim de determinar os níveis de referência locais para as patologias mais frequentes nesta unidade.

Em Tomografia Computorizada, devido às suas especificidades dosimétricas, os Níveis de Referência podem ser expressos através das grandezas *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*, indicador de dose num corte, e *Dose-Length Product (DLP)*, que representa a dose recebida num exame completo. Alguns equipamentos já fornecem esta informação, quando selecionados os parâmetros de exposição, de modo a possibilitar ao operador verificar a concordância com as referências europeias.

Para o estudo em questão, foi selecionada uma amostra de 82 pacientes e foram efetuados cálculos para obtenção dos níveis de referência em termos de $CTDI_w$ e DLP , para cada um dos protocolos utilizados, e comparados com os valores fornecidos pelo equipamento e com as referências europeias publicadas pela Comissão Europeia de Radioproteção nas “*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*”. Foram também calculadas as doses efetivas, através da utilização do método dos coeficientes normalizados e do programa “*ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator*”, da *ImPACT*.

Os Níveis de Referência podem ser utilizados como um meio de otimização da radioproteção uma vez que permitem identificar possíveis situações em que seja necessário implementar possíveis medidas corretivas ou de melhoria.

Quando comparados com as referências europeias, os níveis de referência locais encontram-se dentro dos valores recomendados, com exceção de uma situação, que poderá estar devidamente justificada.

Palavras-chave:

Dose; Dosimetria; Níveis de Referência de Diagnóstico; Tomografia Computorizada.

Abstract:

The decree-law no. 180/2002 makes the implementation of the Directive Council no. 97/43 EURATOM to Portuguese law and "establishes standards for the protection of individuals against the dangers of radiation resulting from medical exposure". According to Article 10 of this rule, the holder of the radiological installation must ensure the "establishment of recommendations regarding the optimization of patient radiation doses and ensure that they are available to the physician who prescribes the exam. Also according to this article holder must ensure "compliance of exposures with the reference levels for radiological examinations, if appropriate, taking into account the European Diagnostic Reference Levels, whenever they exist"

This work will establish a protocol for evaluating the doses received by patients undergoing Computer Tomography in Radiotherapy Unit of the Algarve, in order to define the local Diagnostic Reference Levels for the most frequent pathologies in this unit.

In CT scan, the Reference Levels can be expressed through the quantities Computed Tomography Dose Index (CTDI), that is a measure of the local dose, and Dose-Length Product (DLP), which represents the integral radiation exposure associated with a CT examination. Some devices already provide this information when selected exposure parameters, so the operator can check if the diagnostic reference levels are in compliance with European references.

For the present study, it was selected a sample of 82 patients and were made calculations in order to obtain the reference levels in terms of $CTDI_w$ and DLP for each of the protocols used. Then, the values obtained were compared with the values provided by the equipment and with European references published by the European Commission of Radiation Protection in the "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography." After this, effective doses were derived from the values of DLP using appropriate normalized coefficients and calculated by the software "Impact CT Patient Dosimetry Calculator", from the work group IMPACT.

The Diagnostic Reference Levels can be used as a mean of radiation protection optimization once they allow us identify possible situations where it is necessary to implement corrective measures.

When compared with European references, local reference levels are within the recommended values, with the exception of one situation which can be properly justified.

Key words:

Dose; Dosimetry; Diagnostic Reference Levels; Computer Tomography.

Lista de siglas e acrónimos

AAPM	Associação Americana de Física na Medicina, do inglês <i><u>A</u>merican <u>A</u>ssociation of <u>P</u>hysics in <u>M</u>edicine</i>
ALARA	Tão baixo quanto razoavelmente possível, do inglês <i><u>A</u>s <u>L</u>ow <u>A</u>s <u>R</u>easonably <u>A</u>chievable</i>
CQ	<u>C</u> ontrolo de <u>Q</u> ualidade
CTDI	Índice de Dose em Tomografia Computorizada, do inglês <i><u>C</u>omputed <u>T</u>omography <u>D</u>ose <u>I</u>ndex</i>
_nCTDI	CTDI normalizado, do inglês <i><u>N</u>ormalized CTDI</i>
CTDI_{vol}	Do inglês <i><u>V</u>olume CTDI</i>
CTDI_w	CTDI ponderado, do inglês <i><u>W</u>eighted CTDI</i>
DLP	Produto do comprimento pela dose, do inglês <i><u>D</u>ose-<u>L</u>ength <u>P</u>roduct</i>
D_{T,R}	Dose absorvida média num órgão ou tecido
E	Dose efetiva
EURATOM	Comunidade Europeia de Energia Atómica, do inglês <i><u>E</u>uropean <u>A</u>tom<u>E</u>nergy <u>C</u>ommunity</i>
FOV	Campo de visão, do inglês <i><u>F</u>ield <u>o</u>f <u>V</u>iew</i>
Gy	Gray
H_T	Dose equivalente num órgão ou tecido
IAEA	Agência Internacional de Energia Atómica, do inglês <i><u>I</u>nternational <u>A</u>tom<u>E</u>nergy <u>A</u>gency</i>
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica, do inglês <i><u>I</u>nternational <u>C</u>ommission on <u>R</u>adiological <u>P</u>rotection</i>

ICRU	Comissão Internacional de Medições e Unidades de Radiação, do inglês <i>International Commission on Radiation Units & Measurements</i>
IEC	Comissão Electrotécnica Internacional, do inglês <i>International Electrotechnical Commission</i>
ImpaCT	Do inglês <i>Imaging Performance Assessment of CT scanners</i>
K_{ar}	<i>Kerma no ar</i>
kerma	Do inglês <i>Kinetic Energy Released in Material</i>
LNT	Modelo de risco linear sem limiar, do inglês, <i>Linear No-Threshold</i>
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
PMMA	Polimetil-Metacrilato
RM	Ressonância Magnética
SI	Sistema Internacional
Sv	Sievert
TC	Tomografia Computorizada
UH	Unidade de <i>Hounsfield</i>
UNSCEAR	Comité Científico das Nações Unidas sobre os efeitos da Radiação Atômica, do inglês, <i>United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation</i> .
W_R	Fator de ponderação para a radiação
W_T	Fator de ponderação tecidual
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3D CRT	Radioterapia Conformacional Tridimensional, do inglês, <i>three-dimensional Conformal Radiation Therapy</i> .

Índice

Capítulo 1 – Introdução	1
1.1. Justificação do tema	3
1.2. Objetivo do trabalho	4
Capítulo 2 – Princípio de funcionamento da ampola de Raios X e Tomografia Computorizada	5
2.1. Produção de raios X e princípio de funcionamento da ampola de raios X ..	5
2.2. Princípio de funcionamento da Tomografia Computorizada.....	8
Capítulo 3 - Noções Básicas de Proteção Radiológica	11
3.1. Grandezas básicas em Proteção Radiológica.....	16
Capítulo 4 - Grandezas utilizadas em avaliação de dose em TC	21
Capítulo 5 – Materiais e métodos utilizados	26
5.1. Material Utilizado.....	26
5.2. Metodologia para avaliação dos parâmetros dosimétricos.....	28
5.2.1. Medições no ar e fantoma	28
5.2.1.1. Medições no ar nas condições de referência.....	28
5.2.1.2. Medições em fantoma nas condições de referência	29
5.2.1.3. Dependência do CTDI em função dos parâmetros de exposição.....	30
5.2.2. Avaliação de dose média por protocolo clínico	30
5.2.2.1. Seleção de protocolos clínicos	31
5.3. Cálculo das doses efetivas médias por exame	32
Capítulo 6 – Apresentação de Resultados	34
6.1. Medição em condições de Referência e fatores de Fantoma $P_{H/B}$	34
6.2. Dependência do CDTI em função dos parâmetros de exposição	34
6.3. Avaliação de dose média por protocolo clínico	38
6.4. Cálculo das doses efetivas médias por protocolo clínico	44
Capítulo 7 – Discussão de Resultados	46
Capítulo 8 - Considerações Finais	52
Referências Bibliográficas	55

Índice de Tabelas

Tabela 3.1. Limites de dose recomendados para situações de exposição planejada	14
Tabela 3.2. Fatores de ponderação de radiação recomendados	17
Tabela 3.3. Fatores de ponderação tecidual recomendados pelo ICRP	19
Tabela 5.1. Valores de dose efetiva normalizada para diversas regiões do corpo...	32
Tabela 6.1. Valores de <i>CTDI</i> normalizados para o ar e para os fantomas de <i>PMMA</i> e respectivos fatores de fantoma.....	34
Tabela 6.2. Parâmetros técnicos utilizados nos diversos protocolos clínicos.....	38
Tabela 6.3. N ^o de pacientes por protocolo clínico e por n. ^o de sequências	39
Tabela 6.4. Resultados obtidos para os NRD locais, em termos de <i>CTDI_w</i> , e respectivos NRD europeus, por protocolo clínico.....	40
Tabela 6.5. Resultados obtidos para os NRD locais, em termos de <i>DLP</i> , e respectivos NRD europeus por protocolo clínico	42
Tabela 6.6. Doses efetivas obtidas pelo método de dose efetiva normalizada e pelo programa <i>ImPACT</i> , por protocolo clínico	45

Índice de Figuras

Figura 2.1. Radiação de <i>Bremsstrahlung</i>	5
Figura 2.2. Produção de raios X característicos	6
Figura 2.3. Ampola de raios x com ânodo rotativo e filamento	7
Figura 2.4. Princípio de funcionamento de uma ampola de raios X	7
Figura 2.5. Sistema TC com rotação contínua da ampola de raio-X e respetiva matriz de detetores	9
Figura 2.6. Princípio de aquisição de uma TC Helicoidal	9
Figura 2.7. Tomografia Computorizada: aquisição de um único corte e TC multicorte com quatro canais ativos para aquisição de dados	10
Figura 4.1. Perfil de dose para um só corte com uma espessura nominal, h	22
Figura 4.2. Câmara de ionização para medição de <i>CTDI</i> em TC, modelo 10x5-3CT, da <i>Radcal Corporation</i>	22
Figura 4.3. Ilustração do cálculo de $CTDI_{100,ar}$ a partir do valor medido com a câmara de ionização	23
Figura 4.4. Ilustração do posicionamento da câmara de ionização no centro do fantoma	23
Figura 5.1. Electrómetro, modelo 9010 da <i>Radcal® Corporation</i> , e câmara de ionização tipo “lápiz”, para medição de <i>CTDI</i> em TC	27
Figura 5.2. Fantasmas de PMMA de 16 e 32 cm	27
Figura 5.3. Posicionamento da câmara no isocentro do tomógrafo	28
Figura 5.4. Posicionamento da câmara na posição centro do fantoma de corpo	29
Figura 5.5. Página de simulação do programa do ImPACT e respetivo fantoma matemático	33

Índice de Gráficos

Gráfico 3.1 Fator de ponderação da radiação, W_R , para neutrões versus energia dos neutrões	18
Gráfico 6.1. Variação do $CTDI_w$ segundo os parâmetros de exposição	35
Gráfico 6.2. Fatores de correção dos parâmetros de exposição	36
Gráfico 6.3. NRD local, em termos de $CTDI_w$, por protocolo clínico	41
Gráfico 6.4. NRD local, em termos de DLP por protocolo clínico	42
Gráfico 6.5. Comparação das doses efectivas obtidas pelo método dos coeficientes normalizados e pelo programa <i>ImPACT</i> , por protocolo clínico.....	44

Capítulo 1 – Introdução

Os avanços tecnológicos e informáticos impeliram a Radioterapia para a era da Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D CRT). O recurso a imagens de Tomografia Computorizada (TC) e a imagens de Ressonância Magnética (RM) proporciona a obtenção de modelos tridimensionais (3D) da anatomia do doente¹. Estes, por sua vez, irão permitir ao médico radioterapeuta uma delimitação mais correta dos volumes alvo a tratar, garantindo não só uma prescrição de dose mais precisa para estes volumes, como também uma minimização dos danos causados nos tecidos sãos adjacentes, proporcionando um escalonamento de dose que poderá aumentar o rácio terapêutico¹.

As imagens de TC revestem-se de extrema importância, não só no planeamento do tratamento, mas também no diagnóstico e *follow-up* do cancro¹. O facto de a TC proporcionar um diagnóstico de doenças mais rápido, eficaz e preciso, quando comparado com outras técnicas mais invasivas e com uma sensibilidade de imagem menor, levou a que houvesse um aumento exponencial do recurso a esta técnica de imagem².

No entanto, apesar das claras vantagens da utilização desta técnica de imagem, existe um potencial risco de cancro induzido pela exposição a baixas doses de radiação, pelo que o recurso a esta técnica deverá seguir dois princípios². O primeiro salienta que o recurso a esta técnica deve ser apropriadamente justificado, ou seja, que a sua utilização implique que os benefícios associados sejam claramente superiores aos riscos associados. O segundo refere que, quando não seja possível recorrer a outras técnicas de diagnóstico, com menos riscos associados, os aspetos técnicos do exame sejam otimizados, de forma a manter as doses tão baixas quanto o possível (*As Low As Reasonably Achievable* – Princípio ALARA).

De acordo com o relatório de 2008 da UNSCEAR (Comité Científico das Nações Unidas sobre os efeitos da Radiação Atómica, do inglês, *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*), os níveis de dose fornecidos aos pacientes quando submetidos a exames de TC são mais elevados comparativamente a outros exames de diagnóstico em radiologia³.

A introdução de equipamentos multicorte permitiu encurtar os tempos realização de exames e, conseqüentemente aumentou a possibilidade de concretização de um

maior número de exames num único equipamento³. Este aumento da carga de trabalho dos equipamentos tem causado impacto nas doses das populações, estimando-se que os exames de TC contribuam para 43% da dose efetiva coletiva total, originada pelos exames de radiologia de diagnóstico. Ainda de acordo com este relatório, estima-se que a radiação fornecida em exames de diagnóstico de radiologia contribua para, aproximadamente, 20% da dose efetiva coletiva anual da população mundial³.

A Diretiva n.º 97/43/EURATOM (Comunidade Europeia de Energia Atómica, do inglês *European Atomic Energy Community*), do Conselho de 30 de Junho estabelece um conjunto de normas que possuem como objetivo proteger a saúde das pessoas expostas a radiação ionizante por práticas médicas⁴. Esta diretiva introduz o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) cuja definição é:

“Níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico, ou no caso de produtos radiofármacos, níveis de atividade para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e qualidade técnica.”^{4,5}

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, do inglês *International Commission on Radiological Protection*) recomenda a utilização dos NRD como meio de otimização da radioproteção⁶.

A Comissão Europeia de Radioproteção estabeleceu empiricamente os NRD Europeus para TC, para um conjunto selecionado de exames, os quais baseiam-se na prática clínica observada e correspondem a níveis de dose para exames típicos de pacientes de tamanho médio. Os critérios de qualidade apresentados nas *“European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography”* definem um nível de *performance* considerado adequado de forma a produzir imagens de qualidade para uma dada região anatómica, com o mínimo de dose possível⁷.

Os NRD devem assegurar que as doses aos pacientes são consistentes com a informação clínica necessária, o que significa que em casos individuais deverão ser aplicados com flexibilidade de modo a permitir doses mais elevadas quando há indicação clínica justificada.

O recurso aos NRD deverá ser utilizado para avaliar a *performance* local dos exames, de modo a promover a identificação de práticas potencialmente inadequadas e a necessidade de implementação de medidas corretivas⁷.

A dose recebida pelo paciente durante o exame de TC pode ser expresso pelas grandezas dosimétricas: Índice de Dose de Tomografia Computorizada (*CTDI*, do inglês, *Computed Tomography Dose Index*), indicador de dose num único corte, e ao Produto do Comprimento pela Dose (*DLP*, do inglês *Dose-Lenght Product*), representativo da exposição integral à radiação num exame completo. Alguns equipamentos de TC já disponibilizam este tipo de informação no monitor quando selecionados os parâmetros técnicos do exame, os quais podem ser comparados com os níveis de referência existentes. A utilização destas grandezas irá permitir inferir a dose efetiva, tendo em conta a radiosensibilidade dos órgãos e tecidos irradiados.

A dose efetiva permite fazer a comparação entre a exposição à radiação da TC e outras modalidades de imagem que utilizam radiação, mas que utilizam outras grandezas dosimétricas para avaliação de doses.

1.1. Justificação do tema

A alínea 2 do artigo 4º da Diretiva 97/43 EURATOM estabelece que os estados-membros devem promover a fixação e a utilização de níveis de referência para exames de radiodiagnóstico⁴. Esta diretiva foi transposta para o ordenamento jurídico interno nacional, através do Decreto-Lei n.º 180/2002⁵.

O artigo 10º deste decreto estipula os deveres do titular da instalação, dos quais passo a destacar os seguintes⁵:

Alínea 2 – “Recomendações no que respeita a critérios de referência para as exposições médicas, incluindo doses de radiação e assegurar-se que as mesmas estão disponíveis para o médico que prescreve o exame.”

Alínea 3 – “Conformidade das exposições com os níveis de referência de diagnóstico europeus quando existentes.”

Embora o equipamento de tomografia *Siemens Somaton Emotion 16*, existente na Quadrantes Faro, não esteja destinado à execução de exames de diagnóstico mas sim ao planeamento de tratamento de Radioterapia e, eventualmente, para avaliação da resposta do mesmo, seria importante avaliar as doses a que os pacientes são sujeitos durante a execução do exame.

1.2.Objectivo do trabalho

O objetivo deste trabalho será estabelecer um protocolo de avaliação das doses recebidas pelos doentes submetidos a TC na Unidade de Radioterapia do Algarve, a fim de determinar os níveis de referência locais para as patologias mais frequentes nesta unidade, compará-los como os níveis europeus existentes e determinar as doses efetivas para cada um dos protocolos utilizados.

Capítulo 2 – Princípio de funcionamento da ampola de Raios X e Tomografia Computorizada

2.1. Produção de raios X e princípio de funcionamento da ampola de raios X

Os raios X são produzidos quando elétrons com elevada energia interagem com a matéria, convertendo alguma da sua energia cinética em radiação eletromagnética⁸. Nas ampolas de raios X, os raios X característicos e de *bremstrahlung* são produzidos quando elétrons de elevada energia colidem com um alvo⁹.

No momento do impacto com o alvo, a energia cinética dos elétrons é convertida em outras formas de energia. A grande maioria das interações são de colisão, em que as trocas de energia dos elétrons com o alvo originam aquecimento. Uma pequena fração dos elétrons, ao aproximar-se do núcleo irá sofrer a influência do seu campo positivo. As forças elétricas, de *Coulomb*, irão atrair e desacelerar o elétron, causando perda de energia cinética, que é emitida sob a forma de um fóton de igual energia (radiação de *bremstrahlung*). A quantidade de energia perdida pelo elétron e a energia do raio X resultante é determinada pela distância entre o elétron incidente e o núcleo alvo, uma vez que a força de *Coulomb* é proporcional ao inverso quadrado da distância⁸ (ver Figura 2.1).

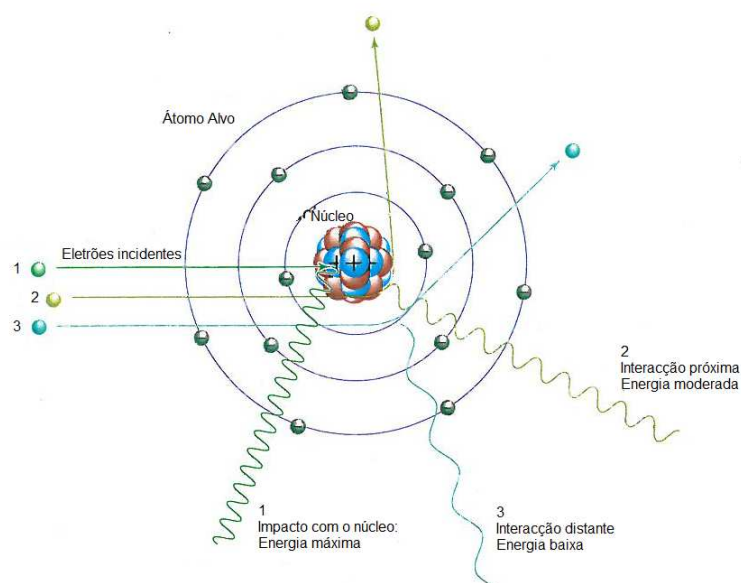


Figura 2.1. Radiação de *Bremstrahlung*. Resulta das interações dos elétrons incidentes com o núcleo do átomo alvo. O núcleo positivo atrai o elétron negativo, causando desaceleração e mudança de direção, resultando em perda de energia do elétron convertida num raio X. A energia do raio X depende da distância entre o elétron e o núcleo, que diminui à medida que a distância aumenta (adaptado de Bushberg⁸).

A radiação característica resulta da interação com os elétrons das camadas eletrônicas dos átomos do alvo. Os elétrons, no átomo, estão distribuídos em camadas, cada uma com uma energia de blindagem dos elétrons. A camada mais interna designa-se camada *K* e apresenta a maior energia de blindagem, seguida pela camada *L*, *M* e *N*, que apresentam energias de blindagem progressivamente menores. As energias de blindagem são “características” dos elementos químicos. Quando a energia do elétron incidente, determinado pela voltagem aplicada à ampola de raios X, excede a energia de blindagem do elétron da camada do núcleo alvo, pode ejetar este elétron da sua camada, criando um vazio. Um elétron de outra camada, com menos energia de blindagem, transita imediatamente de modo a preencher o vazio, e um raio x característico é emitido com uma energia igual à diferença da energia de blindagem das duas camadas eletrônicas⁸ (ver Figura 2.2).

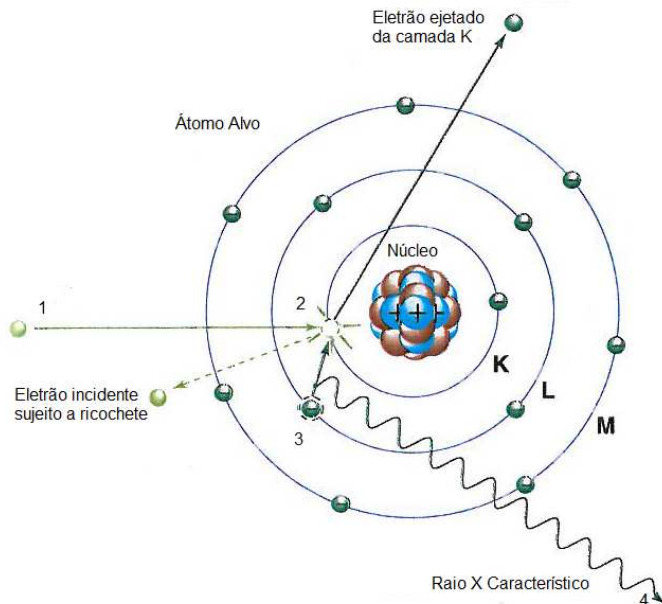


Figura 2.2. Produção de raios X característicos no átomo alvo ocorre na seguinte sequência: (1) o elétron incidente interage com o elétron da camada K através de força elétrica repulsiva. (2) Se o elétron da camada K for removido (apenas se energia do elétron incidente for superior à *energia de blindagem* da camada K) deixa um vazio na camada K. (3) Um elétron da camada L, ou de outra camada adjacente, preenche o vazio. (4) É emitido um raio X característico com energia igual à diferença da energia de blindagem das duas camadas (adaptado de Bushberg⁸).

As ampolas de raios X providenciam um ambiente ótimo para a produção de raios X característicos e de *bremstrahlung*⁹. A Figura 2.3 ilustra alguns dos principais componentes de uma ampola de raio X.

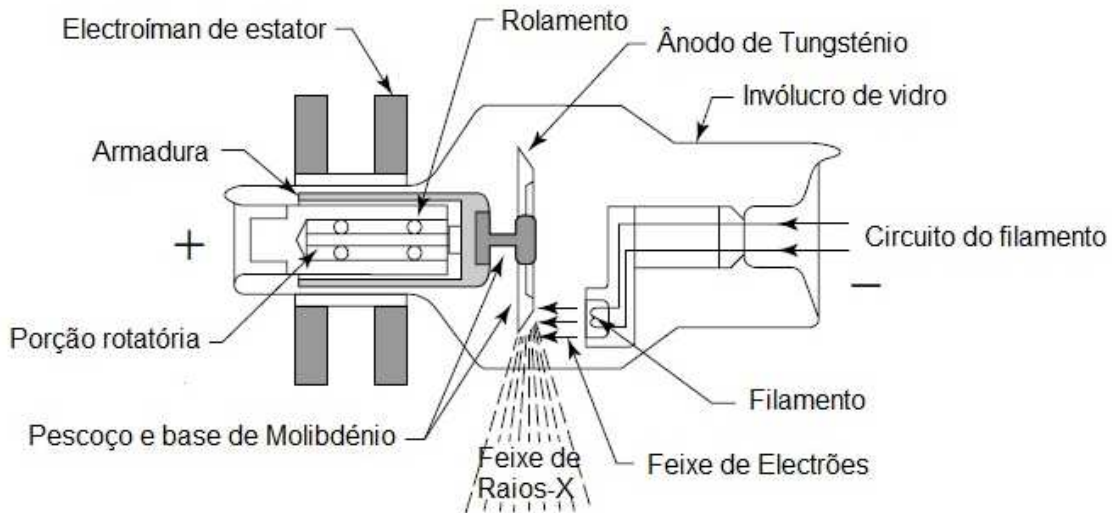


Figura 2.3. Ampola de raios x com ânodo rotativo e filamento aquecido (adaptado de Hendee⁹).

As ampolas contêm no seu interior um filamento, geralmente tungstênio, que quando submetido a aquecimento, liberta um feixe de eletrões que será acelerado, através da utilização de alta tensão, até um alvo. O vácuo mantido dentro do invólucro de vidro irá impedir que os eletrões interajam com as moléculas de gás^{8,9}.

Os raios X característicos e de *bremsstrahlung*, são produzidos quando os eletrões interagem com o alvo. Antes dos raios x saírem da ampola serão submetidos a filtros, para selecionar uma escala de energia, e a colimadores, que definem o tamanho e forma do feixe, de modo a torná-lo mais preciso. Os geradores de alta tensão permitem controlar as características do feixe através da seleção da voltagem, da corrente e do tempo de exposição^{8,9}.

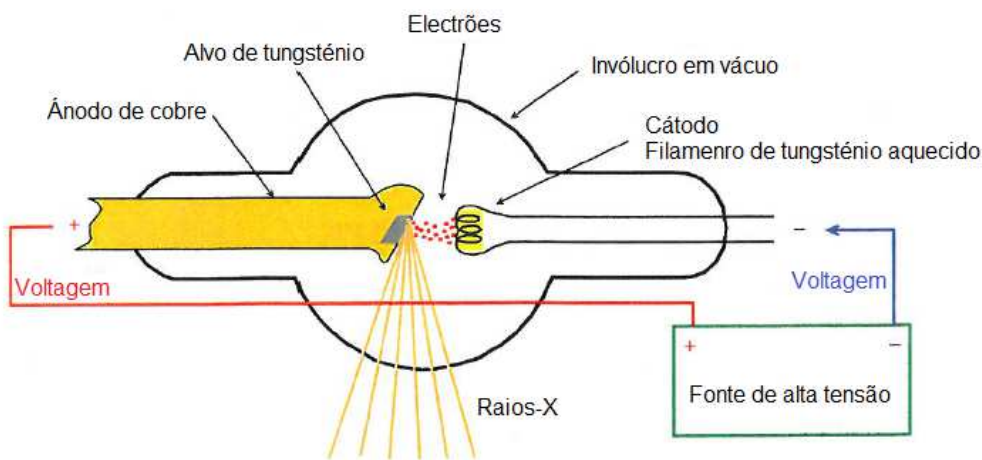


Figura 2.4. Princípio de funcionamento de uma ampola de raios X (Adaptado de Bushberg⁸).

Para radiologia de diagnóstico, é aplicada uma diferença de potencial entre 20 a 150kV entre dois elétrodos (o cátodo e o ânodo) (ver Figura 2.4.). A unidade do Sistema Internacional (SI) para diferença de potencial é o *volt*, *V*.

O cátodo é a fonte de elétrons, e o ânodo, com um potencial positivo relativamente ao cátodo, é o alvo dos elétrons. Os elétrons são acelerados entre os dois elétrodos através da tensão aplicada e a energia cinética alcançada pelos elétrons é dada pelo produto da carga elétrica dos mesmos (*q*), e a diferença de potencial aplicada (*V*), de acordo com a seguinte equação⁸:

$$E_{\text{cinética final}} = q \cdot V \quad [\text{J}] \quad (2.1)$$

O *joule* (*J*) é uma unidade demasiado grande para expressar a energia das partículas subatômicas, pelo que, na física atômica e nuclear as energias são muitas vezes expressas em termos de *elétron volt* (*eV*). Um *elétron volt* é igual à energia cinética ganha por um elétron acelerado por uma diferença de potencial de 1 V. Assim, por exemplo, a energia cinética de um elétron acelerado por uma diferença de potencial de 50 kV é 50 keV⁸.

A corrente da ampola de raios X, medida em *miliampères* (*mA*), é proporcional ao número de elétrons, por segundo, que migram do cátodo para ânodos, onde 1 mA = $6,24 \times 10^{15}$ elétrons/s⁸.

2.2. Princípio de funcionamento da Tomografia Computorizada

A TC é usada para obter imagens das estruturas internas do corpo, e fornece informação anatómica detalhada, uma vez que parte do princípio que diferentes tipos de tecido, dependendo da sua composição e densidade, irão absorver diferentes quantidades de raios X. Ao serem atravessados pelos raios X, os tecidos mais densos (como por exemplo o fígado), ou com elementos mais pesados (como o cálcio presente nos ossos), absorvem mais radiação que tecidos menos densos (como o pulmão, preenchido maioritariamente por ar).

Deste modo, a imagem por TC corresponde a um mapeamento do coeficiente linear de atenuação da secção do corpo humano em estudo. A imagem é apresentada como uma matriz bidimensional em que, a cada *pixel*, é atribuído um valor numérico,

denominado número de TC. Este é expresso em unidades de *Hounsfield* (UH) e está relacionado com o coeficiente linear de atenuação médio do elemento do volume, *voxel*, no interior do corte que o *pixel* representa. O grau da qualidade da imagem liga-se à fidelidade com que o número de TC reproduz as pequenas diferenças em atenuação entre os tecidos (resolução de baixo contraste ou resolução de sensibilidade) e os pequenos detalhes das estruturas (resolução de alto contraste ou resolução espacial).¹⁰

Os dados referentes às imagens TC são obtidos utilizando uma fonte de raios X que se movimenta à volta de um objeto (doente), enquanto este se movimenta no interior do equipamento, deitado em cima de uma mesa. Os detetores de raios X estão posicionados no lado oposto do doente em relação à fonte (ver Figuras 2.5 e 2.6).

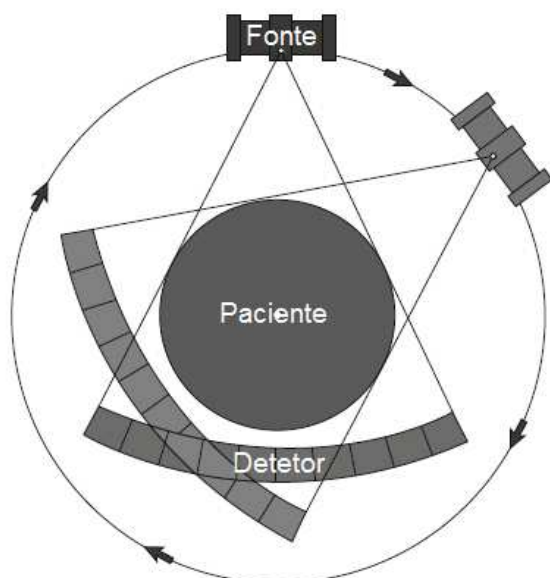


Figura 2.5. Sistema TC com rotação contínua da ampola de raio-X e respetiva matriz de detetores. Adaptado de Aichinger¹¹.

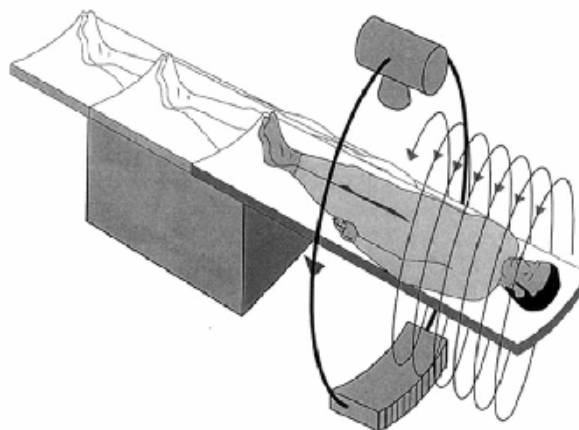


Figura 2.6. Princípio de aquisição de uma TC Helicoidal. Adaptado de Aichinger¹¹.

A ampola emite um feixe em forma de leque, que é colimado e filtrado, de acordo com a área do corpo e tipos de tecidos a serem examinados. O feixe ao atravessar o corpo humano será atenuado de acordo com o tipo de tecidos e materiais que atravessa. O feixe emergente é registado pelo detetor, que irá coletar informação das várias medições, à medida que se movimenta em torno do paciente. Os detetores contêm cristais de cintilação que emitem luz visível quando irradiados. A intensidade desta luz é proporcional à atenuação do feixe original. A matriz de detetores é capaz de medir milhares de sinais, a cada rotação da ampola, os quais são sujeitos a

conversão e reconstrução. Durante a reconstrução da imagem, os valores de absorção são associados a cada elemento da imagem (*pixel*) dentro de cada corte. É formada uma imagem bidimensional (2D), representando um corte em particular daquela área do corpo^{10,11}.

A realização de uma TC requer a medição, de diferentes ângulos, do feixe de raios X após este ter sido atenuado pelo paciente. Para alcançar rapidamente este objetivo é utilizada uma *gantry* de rápida rotação, contendo no seu interior a ampola de raios X e a matriz de detetores. Nos equipamentos de corte único, a matriz curva de detetores é constituída aproximadamente por 800-1000 elementos detetores adjacentes dispostos ao longo do detetor. Nos equipamentos que permitem a aquisição simultânea de vários cortes, denominados TC's multicortes, podem ser medidos simultaneamente vários perfis de dose (ver Figura 2.7). As matrizes de detetores dos equipamentos multicortes são constituídas por várias filas de detetores perpendiculares ao arco do detetor, resultando em várias secções ativas de detetores¹².

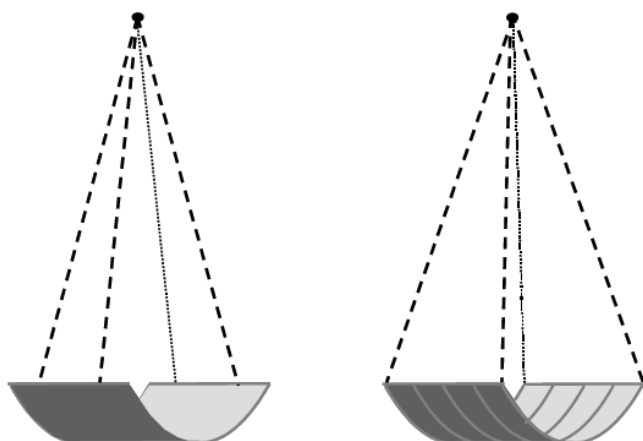


Figura 2.7. Tomografia Computorizada: aquisição de um único corte (esquerda) e TC multicorte com quatro canais ativos para aquisição de dados (direita). Adaptado de Bongartz *et al*¹².

Capítulo 3 - Noções Básicas de Proteção Radiológica

A exposição a fontes naturais de radiação é uma característica da vida na Terra. Desde sempre o Homem tem estado exposto a este tipo de fontes, quer seja pela exposição a raios cósmicos incidentes na atmosfera terrestre, quer seja pelos radionuclídeos originados na crosta terrestre e que estão presentes em todo o ambiente, incluindo no próprio organismo humano.

Para além da radiação natural, o Homem também tem sido exposto a fontes de radiação artificial. A utilização de fontes de radiações ionizantes, aparelhos de raios X, radionuclídeos produzidos artificialmente para uso em medicina, agricultura, indústria ou investigação, têm contribuído com muitos benefícios para a humanidade, porém existe um certo risco associado, que incide sobre inúmeros trabalhadores e sobre a população em geral.

A Proteção Radiológica surge com o intuito de proteger o Homem e o meio ambiente contra as radiações ionizantes, salvaguardando os benefícios inerentes à sua utilização nos diversos domínios.

As grandezas utilizadas em Proteção Radiológica servem um duplo propósito. Podem ser utilizados como um indicador de um dano potencial causado pela exposição à radiação e podem ser empregues como parâmetros de referência em normas e regulamentos na área da radioproteção.

A Proteção Radiológica ocupa-se de dois tipos de efeitos nocivos^{6,13}. As doses elevadas irão dar origem a efeitos determinísticos (reações prejudiciais aos tecidos), muitas vezes, de natureza aguda, que surgem após ser ultrapassado um valor limite de dose. Tanto as doses baixas como altas poderão originar efeitos estocásticos (cancro ou efeitos hereditários), os quais podem ser observados quando se verifica um aumento estatisticamente significativo da incidência algum tempo após a exposição^{6,13}.

Geralmente a indução de reações tecidulares caracteriza-se por um limiar de dose, o qual se encontra relacionado com o facto de que o dano infligido pela radiação (defeito grave ou morte) a um conjunto crítico de células pertencentes a um tecido seja contínuo, antes da expressão clinicamente relevante da lesão. Ultrapassado este limiar, a severidade da lesão, incluindo a incapacidade de recuperação do tecido, aumenta com a dose^{6,13}.

Efeitos determinísticos são aqueles que podem surgir num curto espaço de tempo, a partir de um valor de dose limiar, e a sua severidade é função do aumento dessa dose. Estes efeitos incluem inflamação e ulceração da pele, náuseas, vômitos, anorexia, diarreia, queda de cabelo, anemia, hemorragia, infecções, entre outros. Esses efeitos são atribuídos, principalmente, à morte celular ou perda de capacidade de reposição de células de vida biológica relativamente curta, ou seja, aquelas que se devem manter em permanente estado de reprodução, como as de medula óssea, as camadas mais internas dos tecidos de revestimento (pele, epitélio do sistema gastrointestinal, revestimento de glândulas) e as células da linhagem germinativa^{14, 15}. Os efeitos determinísticos são resultado da morte celular e atraso na divisão celular como consequência da exposição à radiação, são por isso apenas de carácter somático, ou seja, apenas surgem no indivíduo em questão.

Efeitos estocásticos são aqueles cuja probabilidade de ocorrência é função da dose, não existindo limiar, como é o caso do cancro. Assim para qualquer indivíduo irradiado há uma probabilidade de que certos efeitos atribuíveis à radiação se manifestem, mas só após um longo período (anos a dezenas de anos) a partir do momento em que ocorreu o evento^{14,15}.

Os efeitos estocásticos podem ser somáticos ou hereditários (se transmitidos à descendência do indivíduo exposto). Estes efeitos produzem-se como consequência de alguma alteração genética induzida pelo agente agressor. A agressão de uma só célula será o suficiente para originar este efeito e tal mutação não resulta em morte, permitindo a proliferação celular, provavelmente de forma anormal, possibilitando a transformação maligna do tecido/órgão afetado. O aumento de dose irá possibilitar o aumento da probabilidade de ocorrência, mas não a severidade do dano. A severidade será determinada pelo tipo ou localização do tumor ou pela anomalia resultante¹⁶.

Em adição aos efeitos na saúde acima mencionados, poderão ocorrer outros efeitos nas crianças devido à exposição do embrião ou feto à radiação. Estes efeitos incluem uma grande probabilidade de ocorrência de leucemia e, para exposições acima de um dado limiar durante determinados períodos da gravidez, severo atraso mental e malformações congénitas.

O objetivo principal da proteção radiológica será gerir e controlar a exposição à radiação para prevenir os efeitos determinísticos e reduzir o risco dos efeitos estocásticos, até onde seja razoavelmente alcançável^{6,13}.

Com este fim, a Comissão Internacional em Proteção Radiológica (*ICRP*) estabeleceu três princípios fundamentais^{6,13}:

- Justificação da prática: nenhuma prática^a que envolva a exposição à radiação deve ser adotada, salvo se o benefício da exposição à radiação seja maior que o detrimento^b por ela causada;
- Otimização da proteção: sendo a prática justificada, relativamente à fonte de radiação, todos os passos razoáveis devem ser tomados de forma a ajustar a proteção para obter um benefício máximo, tendo em conta os fatores económicos e sociais
- Aplicação de limites de dose individual: deverá ser estabelecido um limite no que diz respeito à dose total que pode ser recebida, por um indivíduo, e resultante de todas as práticas às quais ele é exposto.

O princípio da justificação é aplicado a três níveis, no uso da radiação em medicina^{6,13}:

- 1) O uso da radiação é benéfico para o doente;
- 2) Num procedimento específico, cujo objetivo se encontra definido e especificado, o recurso ao exame radiológico melhorará o diagnóstico ou tratamento, ou proporcionará informação necessária sobre os indivíduos expostos;
- 3) Deverá justificar-se se a aplicação de um dado procedimento, a um indivíduo em específico, trará mais benefícios que prejuízos. Deste modo, todas as exposições médicas individuais devem justificar-se por adiantado, tendo em conta os objetivos específicos da exposição e as características do indivíduo envolvido.

O princípio de otimização estipula que as doses individuais e os indivíduos expostos mantenham-se tão reduzidos quanto possível alcançar, tendo em conta fatores económicos e sociais aplicáveis. O princípio conhecido em proteção radiológica como princípio ALARA pretende que se obtenha um nível de dose efetiva coletiva abaixo do qual o custo de qualquer medida adicional de proteção radiológica

^a Consideram-se práticas as atividades humanas que conduzem à exposição ou à probabilidade de exposição às radiações ionizantes dos indivíduos.

^b O conjunto de prejuízos ocasionados durante a prática constitui o denominado detrimento total e compreende todos os custos e aspetos negativos da atividade proposta.

será maior que o valor da redução do detrimento para a saúde, que com ela se conseguirá.

Os limites de dose individual foram estabelecidos pela ICRP, de modo que uma exposição contínua acima dos limites de dose estabelecidos resulte em riscos adicionais das práticas relevantes, que podem ser descritos como inaceitáveis em circunstâncias normais.

Os limites de dose, aplicáveis tanto a trabalhadores expostos como ao público em geral, são estabelecidos em relação a dois objetivos:

- Evitar que se produzam efeitos determinísticos, impedindo que as pessoas recebam doses superiores aos limites estabelecidos;
- Controlar a ocorrência de efeitos estocásticos, mantendo as irradiações tão baixas quanto razoavelmente possíveis.

A Tabela 3.1 resume os limites de dose estabelecidos pelo ICRP para cada grupo (exposição ocupacional e público em geral). Estes limites de dose encontram-se transpostos para o ordenamento jurídico interno através do Decreto-Lei n.º 222/08, de 17 de Novembro²⁰.

Tabela 3.1: Limites de dose recomendados para situações de exposição planificada (adaptado da Publicação 103 do ICRP, traduzido pela Sociedade Espanhola de Física Médica^{6, 13} e transposto para o ordenamento jurídico interno através do Decreto-Lei n.º 222/08²⁰)

Tipo de limite	Ocupacional	Público
Dose efetiva	20 mSv/ano em média para 5 anos ^a	1 mSv/ano ^b
Dose equivalente anual		
Cristalino	150 mSv/ano	15 mSv/ano
Pele	500 mSv/ano	50 mSv/ano
Extremidades (Mãos e Pés)	500 mSv/ano	_____

^a A dose efetiva não deverá exceder 50 mSv em nenhum ano.

^b Em condições especiais, poderá ser permitido um nível de dose efetiva superior num único ano, desde que a média durante 5 anos não exceda 1 mSv ano.

Os limites de dose não representam uma linha divisória entre o “seguro” e o “perigoso”, mas sim representam uma divisória entre o tolerável e o aceitável.

Nas recomendações de 1990 o ICRP concluiu que, para efeitos de controlo da exposição ocupacional, não existia razão para existir distinção entre os dois sexos. Embora no ICRP 103 seja mantida essa política, no caso de trabalhadoras grávidas devem ser realizados controlos adicionais para proteger o embrião ou feto. A exposição do embrião ou feto, no caso de trabalhadoras grávidas, é considerada e está regulamentada como exposição ao público^{6,13}.

Os limites de dose não são aplicáveis no âmbito das exposições médicas, uma vez que estas restrições poderão reduzir a eficácia do diagnóstico ou tratamento, provocando mais prejuízo que benefício. Pelo que será necessário enfatizar a justificação dos procedimentos clínicos, a otimização da proteção e a utilização de níveis de referência para os procedimentos de diagnóstico.

Os níveis de referência de diagnóstico aplicam-se à exposição à radiação de pacientes, resultante de procedimentos realizados com propósitos de obtenção de imagem clínica.

Os níveis de referência não têm nenhuma relação direta com os valores numéricos dos limites de exposição do ICRP. Na prática, os valores são selecionados com base num ponto percentil da distribuição de dose observadas nos pacientes ou num paciente de referência. Os valores deveriam ser selecionados pelas organizações de saúde, juntamente com as autoridades de proteção radiológica e de saúde nacionais, e deveriam ser revistos em intervalos de tempo que representem um compromisso entre a estabilidade necessária e as alterações a longo prazo das distribuições das doses observadas. Os valores especificados poderiam ser específicos para um país ou região^{6,13}.

Os níveis de referência são utilizados em diagnóstico clínico para indicar se, em condições de rotina, os níveis de dose administrada, num procedimento de imagiologia em específico, são excepcionalmente altos ou baixos para esse procedimento, e neste caso, deverá ser efetuada uma revisão para ver se será adequado a implementação de medidas corretivas. Em princípio seria possível escolher um nível de referência mais baixo, tal que todas as doses abaixo deste sejam inadequadas para proporcionar uma imagem de qualidade adequada. No entanto, tais níveis são difíceis de fixar, já que outros fatores também têm influência na qualidade de imagem. Porém, se as doses obtidas estão frequentemente abaixo dos níveis de referência poderá ser necessário efetuar uma revisão local da qualidade das imagens obtidas^{6,13}.

Em Radioterapia a otimização implica, não só administrar a dose prescrita ao tumor, como também planificar a proteção dos tecidos sãos fora do volume alvo.

3.1. Grandezas básicas em Proteção Radiológica

As grandezas utilizadas para descrever quantitativamente fenómenos físicos ou objetos são denominadas grandezas físicas. As grandezas podem ser multiplicadas ou divididas por outras resultando noutras grandezas. Assim, as grandezas podem ser obtidas a partir de um conjunto de grandezas básicas. As grandezas obtidas são denominadas grandezas derivadas²¹.

Uma descrição completa de um campo de radiação X requer informação detalhada do número, N , e energia, E , dos fotões, assim como a sua distribuição espacial, direcional e temporal¹¹. São utilizadas duas classes de grandezas na caracterização do campo de radiação: grandezas escalares e grandezas vectoriais²¹.

A energia transportada pelos fotões num feixe de raios X pode ser especificada em termos de fluência energética. A fluência energética, ψ , é o quociente de dR por da , onde dR representa a energia radiante incidente numa esfera com área de secção transversal da ²². Sendo expressa na unidade do SI J/m^2 .

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad [J/m^2] \quad (3.1)$$

A conversão de energia refere-se à transferência de energia de partículas ionizantes para partículas ionizantes secundárias. A grandeza *kerma* refere-se à energia cinética de todas as partículas carregadas libertadas por partículas não carregadas. O *kerma*, K , é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais das partículas carregadas libertadas por partículas não carregadas numa massa dm do material²². Sendo a sua unidade do SI $J.Kg^{-1}$, ou Gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [J.Kg^{-1} \text{ ou Gy}] \quad (3.2)$$

Em radiobiologia, radiologia clínica e proteção radiológica, a dose absorvida, D , é a grandeza física básica e é utilizada para todos os tipos de radiação ionizante e qualquer geometria de irradiação. A dose absorvida permite quantificar a energia depositada $d\mathcal{E}$, pela radiação ionizante, num dado material de massa, dm , sendo expresso na unidade SI, $J.Kg^{-1}$, ou Gy.

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm} \quad [J.Kg^{-1} \text{ ou Gy}] \quad (3.3)$$

O risco de efeito estocástico depende do tipo de radiação, assim como da dose absorvida, pelo que o ICRP recomenda que a dose no órgão seja pesada com um fator de ponderação da radiação (ver Tabela 3.2).⁶ Para avaliação do risco estocástico, o ICRP introduziu a grandeza dose equivalente, H_T , que será dada por:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad [J.Kg^{-1} \text{ ou Sv}] \quad (3.4)$$

Onde $D_{T,R}$ representa a dose absorvida num órgão ou tecido específico, T , e W_R o fator de ponderação para a radiação, R . A unidade SI da dose equivalente é o $J.Kg^{-1}$, ou Sievert (Sv).

Tabela 3.2 – Fatores de ponderação da radiação recomendados (adaptado de ICRP 103⁶)

Tipo de Radiação, R	Fator de ponderação da radiação, W_R
Fotões	1
Elétrões e muões	1
Protões e píões carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos <i>pesados</i>	20
Neutrões	Função contínua da energia do neutrão (ver Gráfico 3.1 e Equação 3.5.)

Todos os valores estão relacionados com a radiação incidente no corpo ou, para as fontes de radiação internas, emitidas pelo(s) radionuclídeo(s) incorporado(s).

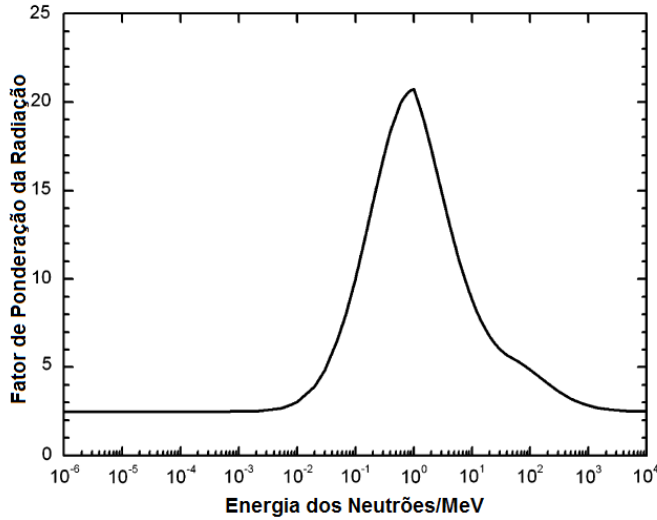


Gráfico 3.1

Fator de ponderação da radiação, W_R , para neutrões versus energia dos neutrões (adaptado de ICRP 103⁶).

$$W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2 e^{-[\ln(E_n)]^{2/6}}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0 e^{-[\ln(2E_n)]^{2/6}}, & 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25 e^{-[\ln(0.04E_n)]^{2/6}}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases} \quad (3.5)$$

Para ter em conta o risco total da exposição de vários órgãos ou tecidos com radios sensibilidades diferentes, a ICRP introduziu o conceito de dose efetiva⁶. A dose efetiva, E , é a soma das doses equivalentes, ponderadas pelo tipo de tecido ou órgão:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad [J.Kg^{-1}, \text{ ou Sv}] \quad (3.6)$$

Onde w_T corresponde ao fator de ponderação correspondente ao tecido T , que traduz a radios sensibilidade própria do tecido ou órgão afetado.

Os fatores de ponderação tecidual representam um julgamento do ICRP da contribuição dos órgãos ou tecidos para o dano total associado aos efeitos estocásticos. Os fatores de ponderação são valores relativos e a sua soma é igual a um (1) para que a distribuição de dose uniforme a todo o corpo dê uma dose efetiva numericamente igual ao equivalente de dose em cada órgão ou tecido. Desta forma, o valor numérico da dose efetiva resultante de uma irradiação não uniforme deverá ser equivalente à dose que, se recebida uniformemente em todo o organismo, resultasse no mesmo risco total.

A Tabela 3.3 resume os vários fatores de ponderação tecidual, considerados pelo ICRP ao longo dos anos.

Tabela 3.3 – Fatores de ponderação tecidual recomendados pelo ICRP (adaptado de UNSCEAR 2008^{3, 6, 19})

Órgão, T	Fatores de ponderação tecidual, W_T		
	ICRP 26, 1977	ICRP 60, 1990	ICRP 103, 2007 (última versão)
Gónadas	0,25	0,20	0,08
Medula óssea	0,12	0,12	0,12
Colón		0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12	0,12
Estômago		0,12	0,12
Bexiga		0,05	0,04
Mama	0,15	0,05	0,12
Fígado		0,05	0,04
Esófago		0,05	0,04
Tiróide	0,03	0,05	0,04
Pele		0,01	0,01
Superfície óssea	0,03	0,01	0,01
Glândulas salivares			0,01
Cérebro			0,01
Restantes	0,30	0,05	0,12
Total	1	1	1

A dose equivalente e dose efetiva são grandezas utilizadas pelo ICRP para avaliações prospetivas de dose no planeamento e otimização da proteção radiológica, e para a demonstração de concordância com os limites de doses impostos pela legislação, para os trabalhadores profissionalmente expostos e para os membros do público. De acordo com o ICRP, a dose efetiva não é aconselhável para avaliações epidemiológicas, nem deverá ser utilizada para investigações retrospectivas específicas da exposição individual e do risco associado¹³. Na exposição médica a dose efetiva poderá ser utilizada como uma ferramenta para comparar doses de diferentes modalidades de radiação, sem avaliar as doses individuais²³. O ICRU (Comissão Internacional de Medições e Unidades de Radiação, do inglês *International Commission on Radiation Units & Measurements*) recomenda que, para avaliar o risco de efeitos estocásticos e determinísticos da imagem médica de Raio-X, será necessário conhecer as doses nos órgãos e tecidos, a distribuição de dose por idade e sexo dos pacientes²².

Fatores individuais, incluindo o sexo, a idade e suscetibilidade individual possuem influência sobre o risco de ocorrência deste tipo de efeitos. De acordo com a UNSCEAR, os fatores que devem ser considerados, com propósitos de consistência com o conhecimento atual baseado em tumores radioinduzidos, incluem o tipo de tumor, tempo de início, idade do paciente quando exposto e dose de radiação³. Pessoas que eram jovens quando sujeitos à exposição apresentam maior risco de desenvolvimentos de tumores, do que pessoas mais velhas, contudo este risco depende do tipo e localização do tumor. O tipo de tumor será importante pois alguns tumores específicos são particularmente raros em alguma populações, como é exemplo o cancro da tireoide em populações jovens. Alguns tipos de tumores são mais radiosensíveis que outros. No caso das crianças, que têm tiroides muito ativas, a tireoide é extremamente sensível à radiação³.

Os conhecimentos atuais relativamente ao sexo como modificador de risco não são ainda muito vastos e variam com a localização do tumor, contudo verifica-se que para a maioria dos tumores sólidos, o risco absoluto é maior para os homens do que para as mulheres³.

Tendo em vista a incerteza que rondam os valores dos fatores de ponderação tecidual, e que são utilizados em estimativas de detrimento, o ICRP considera apropriado, para efeitos de Proteção Radiológica, utilizar valores médios ponderados para o sexo e idade, visto o sistema de proteção ser demasiado robusto para alcançar proteção para ambos os sexos. A utilização de dados específicos como o sexo e a idade apenas serão apropriados para o cálculo de risco específicos, com propósitos de avaliação retrospectiva, de riscos relacionados com a exposição à radiação, tal como é o caso dos estudos epidemiológicos⁶.

Capítulo 4 - Grandezas utilizadas em avaliação de dose em TC

De acordo com Nagel, as grandezas dosimétricas utilizadas em TC diferem das grandezas utilizadas em radiologia convencional por três razões²⁶:

- A distribuição de dose no interior do paciente é diferente. Em radiologia convencional a dose decresce continuamente desde a entrada do feixe até à sua saída. Em TC, devido às características da técnica, o paciente é irradiado igualmente em todas as direções, sendo a dose, aproximadamente, igualmente distribuída ao longo do plano do corte;
- A utilização de feixes estreitos ao longo do eixo Z, longitudinal, do paciente implica que uma porção significativa da energia da radiação é depositada fora da espessura nominal do feixe. Isto deve-se principalmente a efeitos da penumbra e a radiação dispersa produzida no interior do feixe;
- O volume submetido a exame não é irradiado simultaneamente. O que pode gerar confusão sobre a dose fornecida num exame completo.

Deste modo é essencial que sejam utilizadas grandezas que tenham em conta estas particularidades. Em TC, os NRD's podem ser expressos através das grandezas *Computed Tomography Dose Index (CTDI)* e *Dose-Lenght Product (DLP)*²⁶.

O *CTDI* é a principal grandeza dosimétrica utilizada em TC e, é equivalente ao valor de dose integrado num corte que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvida fosse totalmente concentrado num perfil retangular de largura igual à espessura de corte nominal, h , conforme está representado na Figura 4.1. De acordo com esta definição, toda a contribuição das áreas sob a cauda do perfil de dose, é adicionada à área no interior do corte.

Matematicamente, o *CTDI* é definido pelo integral do perfil de dose, $D(z)$, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação, z , dividido pela espessura nominal de corte, h , para uma rotação da ampola (um corte), e uma posição fixa da mesa.

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [mGy] \quad (4.1)$$

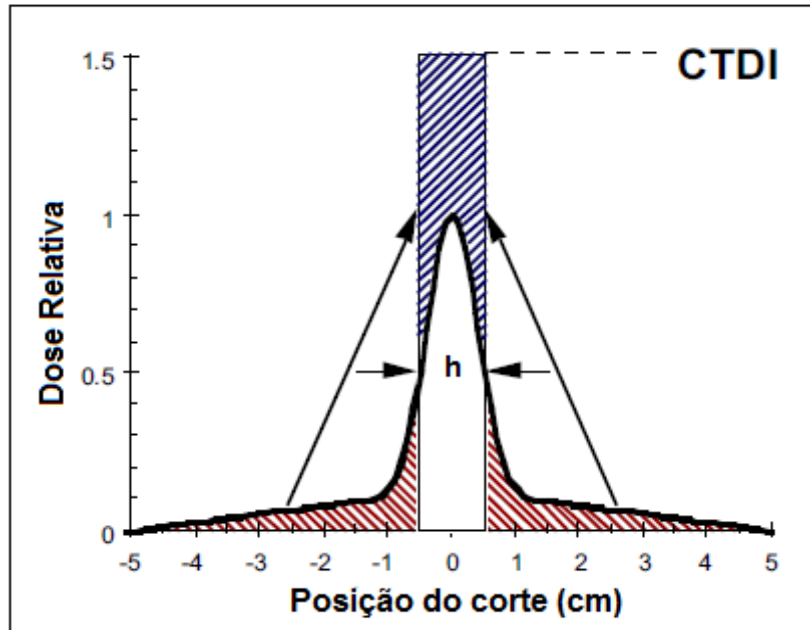


Figura 4.1
 Ilustração de um perfil de dose para um só corte com uma espessura nominal de corte, h .
 (Adaptado de Nagel²⁶)

Na prática, esta grandeza pode ser medida através de uma câmara de ionização tipo “lápiz” (ver Figura 4.2) com um comprimento de 100 mm, e um volume sensível de 3 cm³, calibrada em termos de *kerma* no ar (k_{ar}). Esta medida pode ser realizada de duas formas:

- No ar, com a câmara de ionização colocada no centro de rotação do tomógrafo. A grandeza assim obtida é denominada $CTDI_{100,ar}$ e é dada por (ver figura 4.3):

$$CTDI_{100,ar} = \frac{1}{h} \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(z) \cdot dz \quad [mGy] \quad (4.2)$$

- Ou num fantoma de dosimetria, com a câmara colocada no centro ($CTDI_{100,c}$), e na periferia, 10 mm abaixo da superfície ($CTDI_{100,p}$).



Figura 4.2.
 Câmara de ionização para medições de CTDI em CT, modelo 10x5-3CT, da Radcal® Corporation

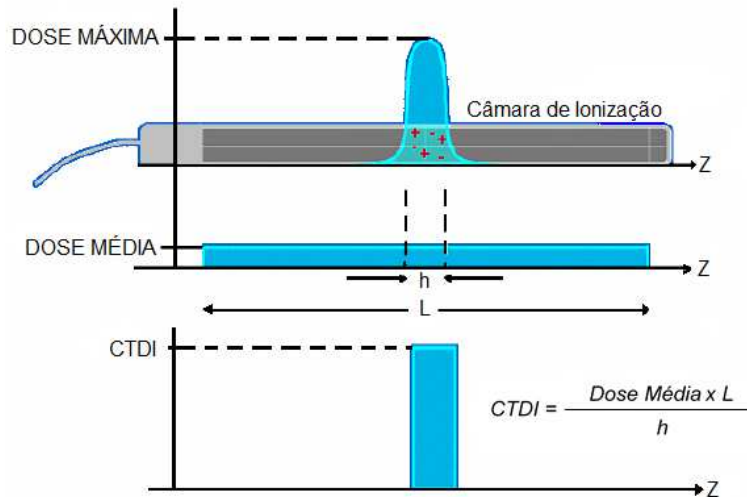


Figura 4.3.

Ilustração do cálculo de $CTDI_{100,ar}$ a partir do valor medido com a câmara de ionização. Retirado de Roda²⁷

As medições de $CTDI$ realizadas num fantoma podem ser utilizadas de modo a indicar a dose média num corte, para uma dada espessura. Sendo que, a dose decresce linearmente desde a superfície do fantoma até ao centro, a dose média para um só corte será, aproximadamente, igual ao valor de $CTDI$ ponderado, $CTDI_w$ (*weighted CTDI*).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad [mGy] \quad (4.3)$$

Onde $CTDI_{100,p}$ corresponde à média aritmética das médias feitas nas quatro posições da periferia do fantoma (ver Figura 4.4).

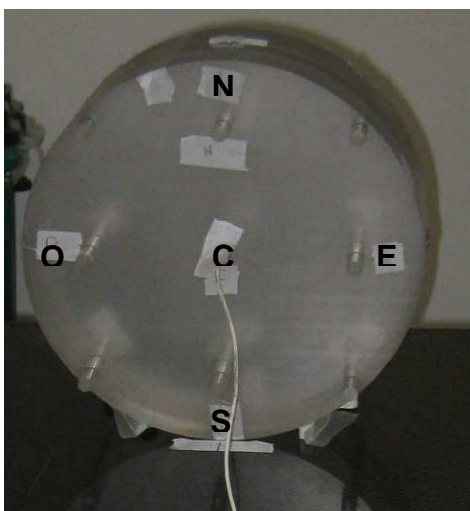


Figura 4.4.

Ilustração do posicionamento da câmara de ionização de ionização no centro do fantoma e 4 posições periféricas de medição, representadas como Norte (N), Sul (S), Este (E), Oeste (O) e Centro (C).

A grandeza ${}_nCTDI$ (CTDI normalizado, do *inglês normalized CTDI*) refere-se às medidas de CTDI normalizadas à unidade de exposição radiográfica (mAs) e podem ser obtidas dividindo o valor do $CTDI_w$ pelo produto da corrente no tubo pelo tempo de rotação, mAs , utilizado para medir o $CTDI_w$.

$${}_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \quad [mGy.(mAs)^{-1}] \quad (4.4)$$

Esta grandeza representa uma espécie de coeficiente de débito de dose, em termos de capacidade de produção de radiação da TC, mas não traduz qualquer tipo de informação de dose fornecida ao paciente

Atualmente, devido à tendência crescente dos exames helicoidais, deveremos considerar a grandeza $CTDI_{vol}$ (do inglês *Volume CTDI*), a qual tem em conta os intervalos ou sobreposições de feixes de Raio-X para rotações consecutivas da ampola de Raio-X.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad [mGy] \quad (4.5)$$

Onde p representa *pitch*, o qual corresponde à razão entre o deslocamento da mesa por rotação (TF) e a espessura de corte, h , no caso de TC's de um único corte:

$$pitch = \frac{TF}{h} \quad (4.6)$$

Para TC's multicortes, o *pitch* corresponderá à razão entre o deslocamento de mesa por rotação, TF , e a colimação total de feixe, ou seja o produto do número de canais utilizado, N , pela espessura de canal, SC :

$$p = \frac{TF}{N \times SC} \quad (4.7)$$

O aumento do *pitch* nas TC's multicortes irá permitir que, através de algoritmos de reconstrução, a largura se mantenha constante, no entanto para que o ruído permaneça constante será necessário, ajustar o *mAs efectivo*, definido como:

$$mAs \text{ efectivo} = \frac{mA \times \text{tempo rotação}}{p} \quad (4.8)$$

Em que mA , corresponderá à corrente no tubo de Raio-X, e o *tempo de rotação*, ao tempo necessário para que o tubo dê uma volta de 360° em torno do paciente.

O $CTDI_{vol}$, $CTDI_w$ e $CTDI_{100}$, são indicadores de dose local, no corte irradiado, mas para contabilizar a dose resultante num exame completo deveremos recorrer ao *Dose Length Product (DLP)*.

O DLP reflete a energia total absorvida (e conseqüentemente o potencial efeito biológico) atribuído a um exame completo.

No caso de aquisição sequencial, o DLP é dado por:

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot h \cdot N \quad [mGy \cdot cm] \quad (4.9)$$

Ou,

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot L \quad [mGy \cdot cm] \quad (4.10)$$

Onde i representa cada série de cortes, N o número de cortes, para cada série em particular, h é a espessura nominal de corte (cm) e L é o varrimento longitudinal (em cm) que a ampola de Raio-X efetua para o exame completo.

No caso de uma aquisição helicoidal, o DLP deverá ser corrigido pelo fator do *pitch*:

$$DLP = \sum_i CTDI_w \cdot \frac{L}{p} \quad [mGy \cdot cm] \quad (4.11)$$

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} \cdot L \quad [mGy \cdot cm] \quad (4.12)$$

Capítulo 5 – Materiais e métodos utilizados

5.1. Material Utilizado

O estudo foi realizado no equipamento de TC existente na Unidade de Radioterapia do Algarve – Quadrantes Faro, dedicado unicamente à aquisição de dados para o planeamento em Radioterapia. A *Siemens Somatom Emotion 16* é um equipamento de tomografia multicorte, com possibilidade de efetuar aquisições de 16 cortes em simultâneo.

O fabricante do equipamento recomenda que seja realizado diariamente um teste de controlo de qualidade (CQ) de imagem, o qual é possível realizar automaticamente pelo *software* com o auxílio do fantoma fornecido com o equipamento. Este teste permite avaliar o ruído da imagem e o valor médio do número de TC para cada uma das tensões disponíveis no equipamento. Este equipamento é ainda sujeito a controlos de qualidade periódicos, semestrais, efetuados por uma equipa externa à clínica e ao fornecedor do equipamento, de modo a avaliar, de forma isenta, os parâmetros que definem a qualidade de imagem, o desempenho dos componentes eletromecânicos e valores medidos de *CTDI* no ar e em fantasmas de TC. Em termos de componentes eletromecânicos são verificados a precisão e alinhamentos dos lasers de alinhamento, precisão e reprodutibilidade do movimento longitudinal da mesa sem carga e com carga, a variação do movimento vertical da mesa quando sujeita a carga e avaliação da espessura de corte irradiado. Os parâmetros de qualidade de imagem avaliados incluem o ruído, uniformidade e linearidade dos números de TC e a resolução espacial e de baixo contraste.

O material utilizado para as medidas dosimétricas efetuadas no tomógrafo foi um conjunto formado por uma câmara de ionização tipo “lápiz”, modelo 10x5-3CT com um volume sensível de 3 cm³ e 100 mm de comprimento, e um eletrómetro modelo 9010, ambos da [®]*Radcal Corporation*, calibrados em termos de *kerma* no ar, ilustrados na Figura 5.1. Estas câmaras de ionização são desenvolvidas para medições em TC e permitem que a resposta do volume seja uniforme ao longo de todo o comprimento axial.



Figura 5.1.

Electrómetro Modelo 9010, da [®]Radcal Corporation e câmara de ionização tipo "lápiz", utilizado para medições de CTDI emTC.

Para as medições de $CTDI_w$ foram utilizados dois fantomas cilíndricos, feitos de PMMA (polimetil-metacrilato) com diâmetros de 16 e 32 cm, respetivamente (ver Figura 5.2.). O fantoma de dimensões mais pequenas (diâmetro 16 cm) é adequado para a simulação de exames de cabeça e pediatria, enquanto o de maior dimensão pode ser utilizado na simulação de várias regiões do tronco em adultos de estatura e peso médio. Estes fantomas deverão ter pelo menos 14 cm de comprimento e deverão possuir um orifício central e, pelo menos, quatro orifícios periféricos espaçados 90° entre si, situados 1 cm abaixo da superfície do fantoma.

O material utilizado nas medições dosimétricas foi gentilmente cedido, a título de empréstimo, pela equipa de Controlo de Qualidade em Radiologia da *Medical Consult, SA*.



Figura 5.2.

Fantomas de PMMA de 16 e 32 cm de diâmetro (fantomas de cabeça e corpo/abdómen respectivamente).

5.2. Metodologia para avaliação dos parâmetros dosimétricos.

5.2.1. Medições no ar e fantoma

Para o tomógrafo em estudo foram realizadas um conjunto de medições com a câmara de ionização de modo a obter os valores de $CTDI_{100,ar}$ e $CTDI_w$. Todas estas medições foram realizadas em modo axial.

5.2.1.1. Medições no ar nas condições de referência

A medição do $CTDI_{100,ar}$ foi realizada com a câmara fixa à mesa, através de suportes adequados, de forma a ficar afastada desta, para evitar deteção de radiação dispersa proveniente da mesma, e de modo a que o eixo do seu comprimento correspondesse ao eixo de rotação da *gantry* e o seu centro ao centro do corte, conforme se encontra esquematizado na Figura 5.3

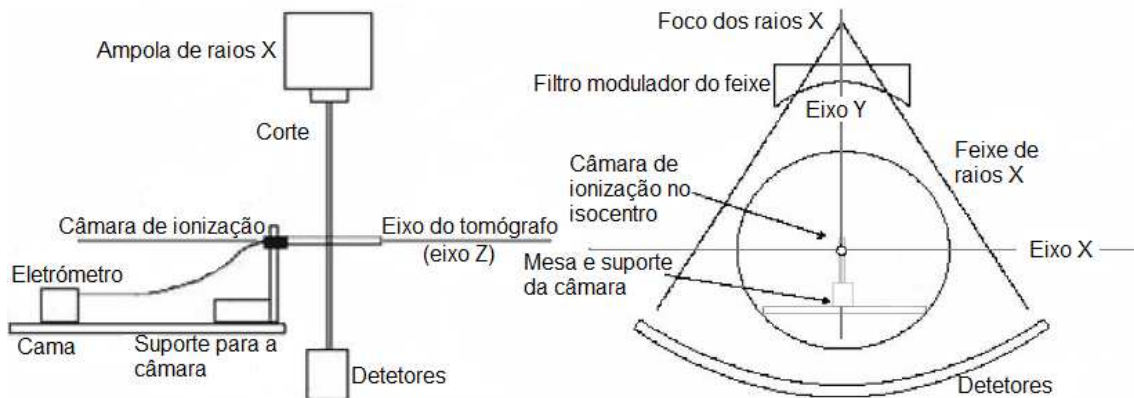


Figura 5.3. Ilustração do posicionamento da câmara no isocentro de rotação do tomógrafo. Retirado de Roda²⁷.

As medições foram realizadas em condições de referência, fixando os parâmetros num valor de referência:

- Tensão (kV): 110 kV;
- Corrente (I): 100 mA;
- Tempo de rotação (t): 1 s;
- Espessura de corte (h): 10mm (2x5 mm).

O $CTDI_{100ar}$ de referência foi obtido a partir da média de três medidas consecutivas. O valor de dose medido foi multiplicado pelo comprimento da câmara e dividido pela espessura de corte, conforme se encontra ilustrado na Figura 4.3.

5.2.1.2. Medições em fantoma nas condições de referência

Para medição do $CTDI_w$ nas condições de referência, utilizando os mesmos parâmetros de exposição para a medição em ar, descritos anteriormente, a câmara de ionização foi colocada nas diferentes posições (norte (N), sul (S), este (E), oeste (O), centro (C)) do fantoma de corpo e cabeça, conforme se encontra ilustrado na Figura 5.4.

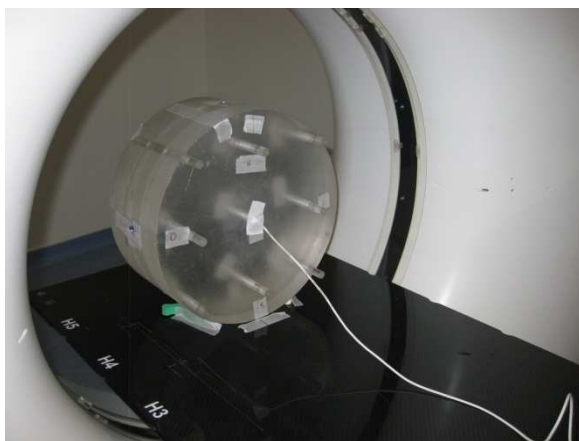


Figura 5.4
Ilustração do posicionamento da câmara na posição centro do fantoma de corpo.

O fantoma foi fixo na mesa de modo a que o seu eixo longitudinal coincidisse com o eixo de rotação da *gantry* e o seu centro coincidisse com o centro dos cortes. A câmara foi inserida no fantoma para que o seu centro coincidisse com o plano central longitudinal para cada uma das cinco posições de medição (uma posição central e quatro posições periféricas situadas a 1cm da superfície). Os buracos não utilizados foram preenchidos com cilindros de PMMA.

Os valores de $CTDI_w$ foram obtidos a partir da Equação 4.3.

5.2.1.3. Dependência do CTDI em função dos parâmetros de exposição

Posteriormente foi realizada um conjunto de medidas com a câmara de ionização colocada para medições no ar, para diversas combinações de parâmetros de exposição, de modo a obter-se a variação do *CTDI* em função dos diversos parâmetros (tensão aplicada, corrente efetiva aplicada, tempo de rotação da ampola e espessura de corte).

Os valores de $CTDI_w$ podem ser estimados a partir das medições de $CTDI_{ar}$, sob as mesmas condições de exposição, de acordo com a equação:

$$CTDI_w = CTDI_{ar} \cdot P_{H/B} \quad [mGy \cdot cm] \quad (5.1)$$

Onde $P_{H/B}$ representa o fator de conversão que tem em conta a radiação dispersa proveniente do fantoma de cabeça, P_H (H , do inglês *Head*), ou de corpo P_B (B , do inglês *Body*) e pode ser obtido de acordo com a seguinte equação:

$$P_{H/B} = \frac{(nCTDI_w)_{H/B}}{nCTDI_{ar}} \quad (5.2)$$

5.2.2. Avaliação de dose média por protocolo clínico

Uma vez conhecida a dependência do $CTDI_{100,ar}$ com os parâmetros de exposição, o $CTDI_w$ correspondente a determinado exame de TC, $CTDI_w(kV, mA, s, h)$, pode ser avaliado através do valor medido de $CTDI_{100,ar}$ no ponto de referência, $CTDI_{100,ar}(kV_{ref}, I_{ref}, t_{ref}, h_{ref})$, corrigido utilizando os fatores de correção para cada um dos parâmetros de exposição utilizados durante o exame:

$$CTDI_w(kV, I, t, h) = CTDI_{100,ar}(kV_{ref}, I_{ref}, t_{ref}, h_{ref}) \cdot P_{H/B}(kV) \cdot f_{kV} \cdot f_I \cdot f_t \cdot f_h \quad (5.3)$$

Onde $f(i)$ correspondem aos fatores de correção para os vários parâmetros de exposição i , obtidos através das curvas de dependência dos gráficos de variação de CTDI segundo a variação dos diversos parâmetros.

O $CTDI_{vol}$ foi obtido através da equação 4.5 e o DLP através da equação 4.12.

5.2.2.1. Seleção de protocolos clínicos

Para avaliação das doses provenientes da utilização do equipamento de tomografia foi selecionada uma amostra de 82 pacientes de ambos os sexos, submetidos a TC de Planeamento entre 01 de Junho e 31 de Agosto de 2011. Não foi realizada avaliação de peso e altura dos pacientes.

Para cada protocolo de aquisição foi escolhida uma amostra de, pelo menos, 10 pacientes. Alguns pacientes foram submetidos a mais do que uma sequência de aquisição. Os protocolos selecionados foram: pélvico ventral, pélvico dorsal, tórax, crânio, ORL (otorrinolaringologia), mama, abdominal e coluna. A escolha destes protocolos deve-se ao facto de serem os protocolos de aquisição mais utilizados no serviço de Radioterapia onde foi realizado o levantamento de dados.

Para cada paciente foi realizado o levantamento dos seguintes dados:

- Protocolo clínico;
- Número de aquisições;
- Tensão aplicada (kV);
- Corrente efetiva aplicada, I , (mA);
- Tempo de exposição, t , (s);
- Espessura de corte, h , (mm);
- *Pitch*;
- Varrimento longitudinal (mm);
- FOV (campo de visão, do inglês *field of view*);
- $CTDI_{vol}$, fornecido pelo equipamento;
- DLP , fornecido pelo equipamento.

Todos os exames realizados foram realizados no modo helicoidal.

Foram avaliados os valores de $CTDI_w$ e do DLP para cada protocolo clínico, obtidos os NRD locais e comparados com os NRD europeus.

5.3. Cálculo das doses efetivas médias por exame

A dose efetiva é a grandeza de radioproteção que proporciona uma relação direta com o risco associado. No entanto, para determinar a dose efetiva em órgãos ou tecidos é necessário conhecer as doses médias absorvidas nos mesmos. Estas não podem ser medidas diretamente nos pacientes, e podem ser obtidas recorrendo a três métodos: o método mais geral, e menos preciso, utiliza coeficientes de dose efetiva normalizados, tabelados em algumas publicações; o segundo determina as doses efetivas a partir de modelos matemáticos do corpo humano com simulação de *Monte Carlo*, e o terceiro calcula as doses efetivas a partir de medidas diretas de dose nos órgãos, em fantomas antropomórficos. Este trabalho recorreu aos dois primeiros métodos.

No primeiro método a dose efetiva pode ser inferida a partir do *DLP* utilizando coeficientes de normalização apropriados, E_{DLP} :

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad [mSv] \quad (5.4)$$

A Tabela 5.1 apresenta valores de E_{DLP} para as diversas regiões anatómicas, fornecidos nas “*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*”⁷.

Tabela 5.1. Valores de dose efetiva normalizada para diversas regiões do corpo.
Adaptado de EUR 16262⁷

Região do Corpo	Dose efetiva normalizada, E_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Cabeça	0,0023
Pescoço	0,0054
Tórax	0,017
Abdómen	0,015
Pélvis	0,019

O segundo método utiliza os dados de dose absorvida em órgãos por simulação de *Monte Carlo* através do programa “*ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator*”, da *ImPACT* (do inglês *Imaging Performance Assessment of CT scanners*). Foi utilizada a versão 1.0.4. de Maio de 2011, que se encontra ilustrada na Figura 5.5. Este programa contém uma base de dados dos parâmetros de aquisição e do varrimento longitudinal para determinar a dose efetiva média.

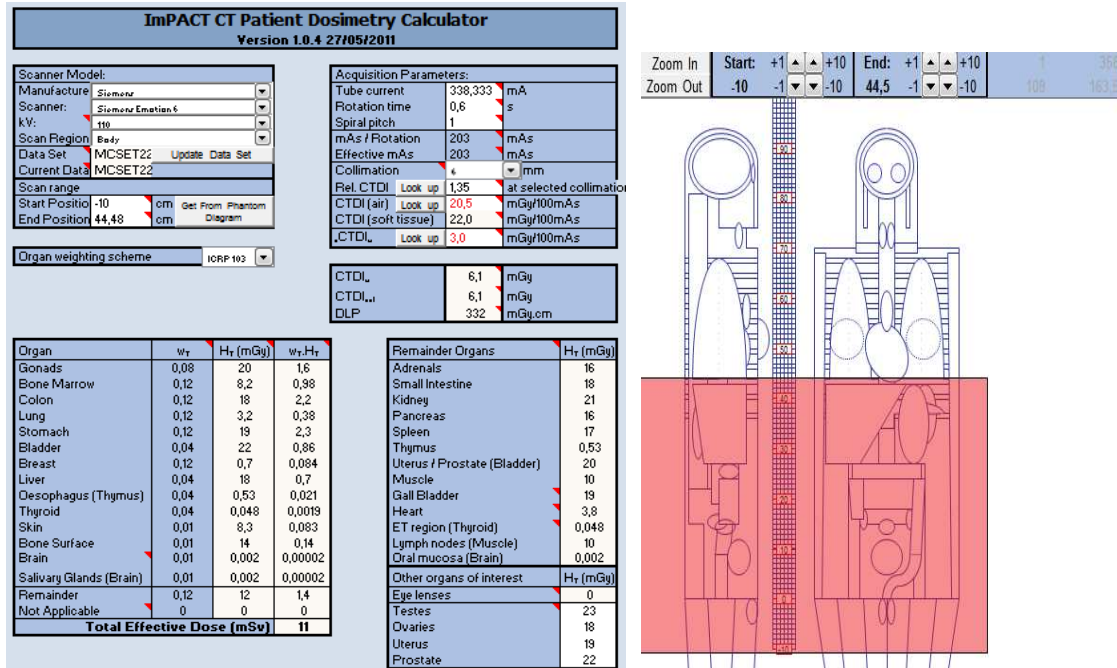


Figura 5.5. Ilustração da página de simulação do software do *ImPACT* e respectivo fantoma matemático.

Capítulo 6 – Apresentação de Resultados

6.1. Medição em condições de Referência e fatores de Fantoma $P_{H/B}$

Tal como mencionado anteriormente, as medições foram realizadas em condições de referência, fixando os parâmetros nos seguintes valores: 110 kV; 100 mA; tempo de rotação 1s e espessura de corte 10mm (2x5 mm).

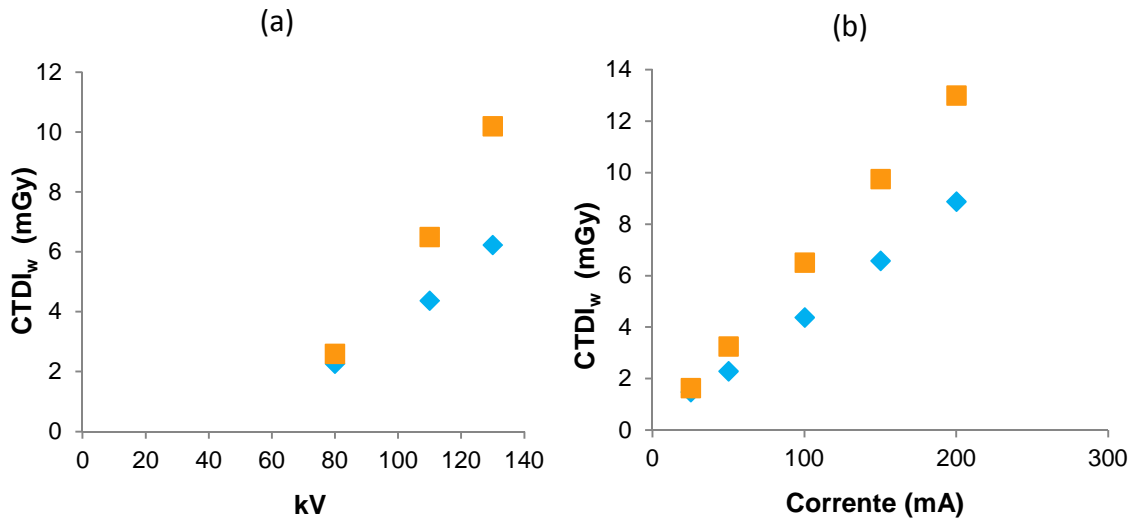
Ao serem efetuadas as medições nas condições de referência em ar e, posteriormente, nos fantasmas de cabeça e corpo, foi possível calcular os fatores de fantasmas, que irão permitir estimar o $CTDI_w$ a partir da medição de $CTDI_{ar}$. A Tabela 6.1 apresenta os valores de $CTDI$ normalizados, por 100 mAs, para o ar e para os fantasmas, e os fatores de fantoma, para o potencial (kV) usualmente utilizado nos exames de TC no serviço de Radioterapia.

Tabela 6.1. Valores de $CTDI$ normalizados para o ar e para os fantasmas de PMMA e respetivos fatores de fantoma

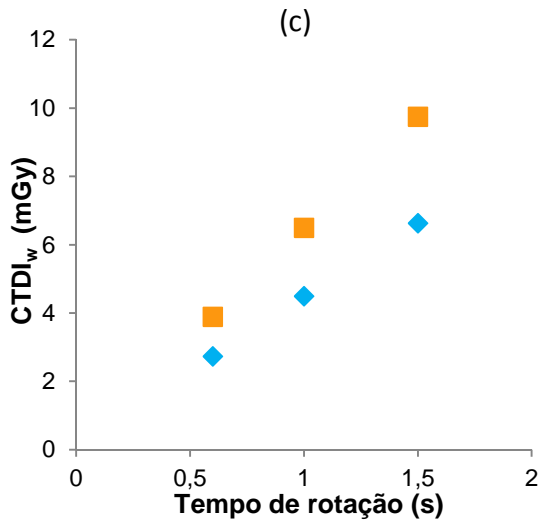
Equipamento	Potencial Aplicado (kV)	$nCTDI_{ar}$ (mGy/mAs)	Fantoma PMMA Cabeça (diâmetro 16 cm)		Fantoma PMMA Corpo (diâmetro 32 cm)	
			$n(CTDI_w)_H$ (mGy/mAs)	P_H	$n(CTDI_w)_B$ (mGy/mAs)	P_B
<i>Somatom Emotion 16</i>	110	0,1938	0,1296	0,6689	0,0448	0,2311

6.2. Dependência do $CDTI$ em função dos parâmetros de exposição

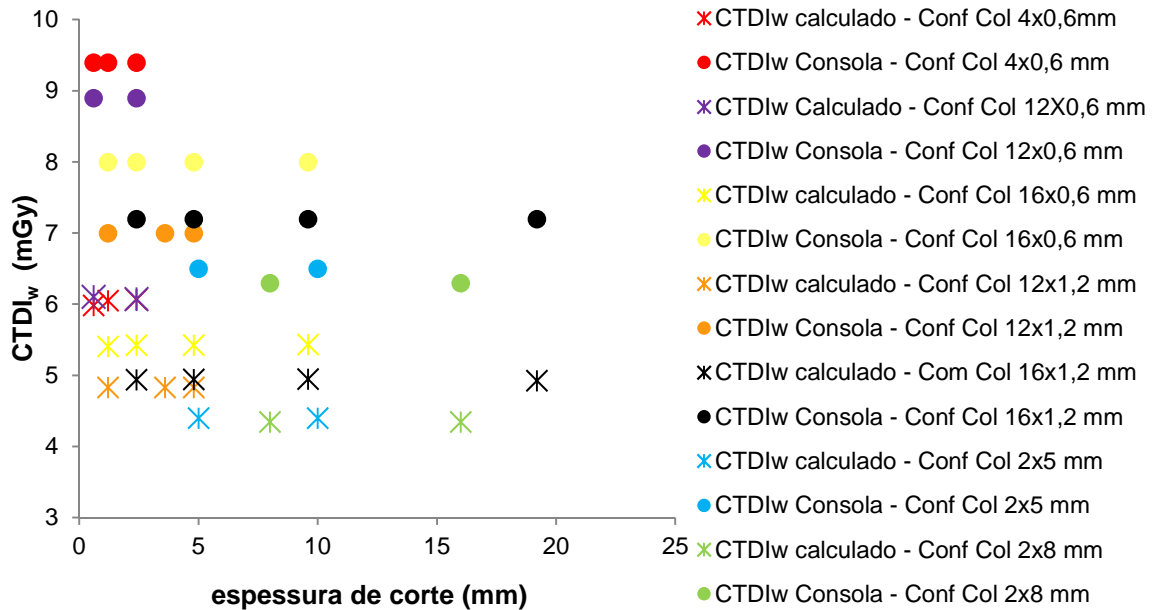
Os resultados obtidos são apresentados na forma de $CTDI_w$ e mostram a variação dos valores calculados e dos valores de $CTDI_{vol}$ fornecidos na consola do equipamento, em função dos parâmetros de aquisição, conforme pode ser visualizado nos Gráficos 6.1. Em aquisições helicoidais, em que o pitch é diferente de 1, o $CTDI_{vol}$ é dado pela equação 4.5, neste caso como estamos perante uma aquisição axial, única, irei considerar que $CTDI_{vol} = CTDI_w$, ou seja, $pitch=1$.



◆CTDI_w Calculado (mGy) ■CTDI_w Consola (mGy) ◆CTDI_w Calculado (mGy) ■CTDI_w Consola (mGy)

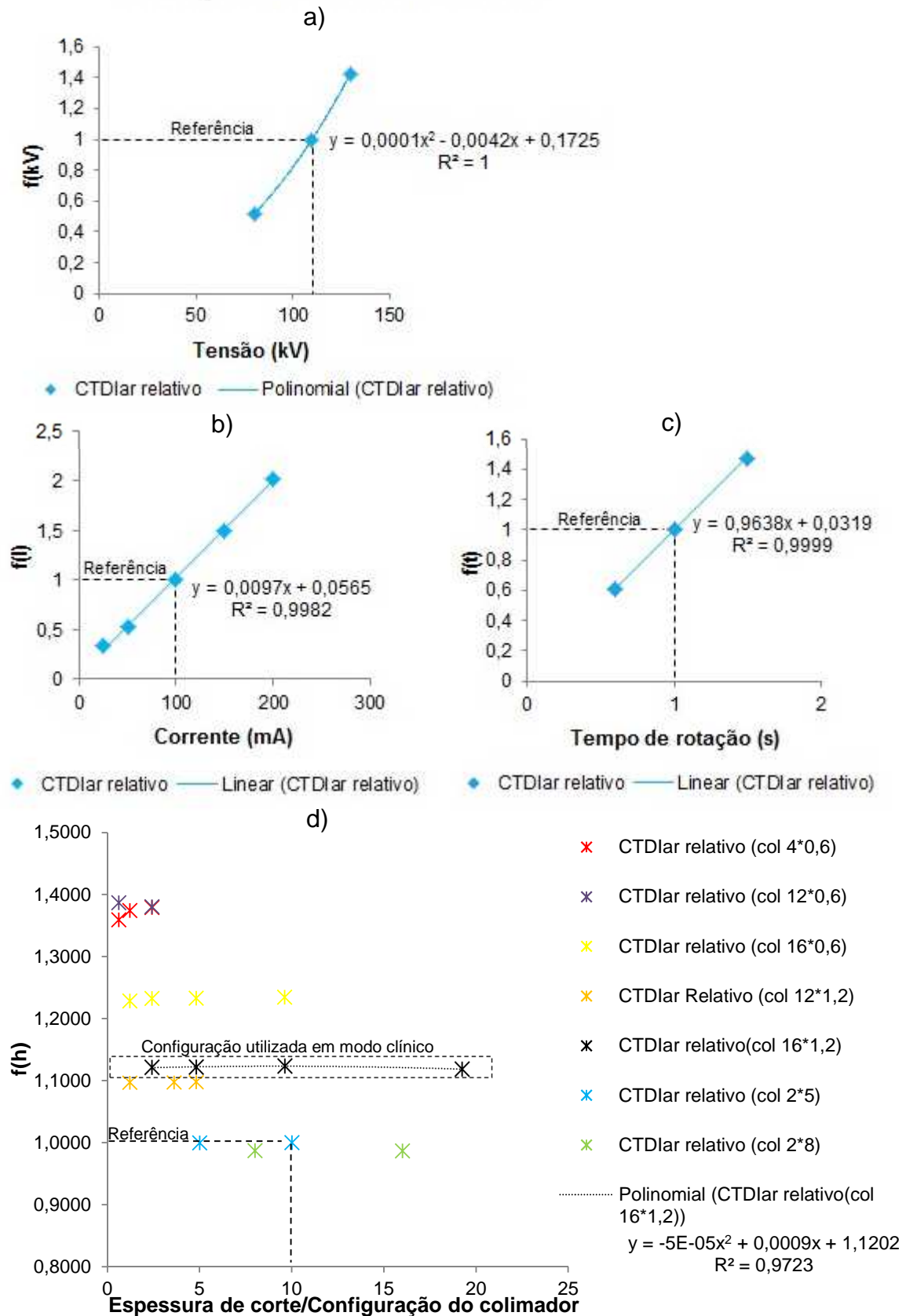


◆CTDI_w Calculado (mGy) ■CTDI_w Consola (mGy)



Gráficos 6.1. Variação do CTDI_w segundo: (a) tensão; (b) corrente; (c) tempo de rotação; e espessura de corte (d), de acordo com configuração do colimador.

Os fatores de correção dos parâmetros de aquisição encontrados, f_i ($i = kV, l, t, h$), estão representados nos Gráficos 6.2.



Gráficos 6.2. Fatores de correção f_i : (a) tensão aplicada, $f(kV)$; corrente aplicada, $f(l)$; tempo de rotação, $f(t)$; e espessura de corte, $f(h)$.

Conforme se pode observar, o *CTDI* apresenta uma relação linear com a corrente e com o tempo de rotação, enquanto a sua relação com a tensão é expressa por uma função polinomial de grau 2. O valor de *CTDI* é independente da espessura de corte, dependerá sim da configuração do colimador, que irá influenciar a colimação do feixe. A configuração do colimador corresponde ao número de canais utilizados pela espessura cada canal utilizado, que irá determinar a espessura nominal do corte.

Uma vez que a configuração de colimador geralmente utilizada em modo clínico é de 16x2mm e as medições em condições de referência foram realizadas com a configuração de colimador 2x5mm, para além do fator de correção relativo à configuração de colimador 16x2mm, foi necessário acrescentar à equação 5.3 um fator de correção para o colimador. O fator utilizado corresponde à razão entre a dose medida com a configuração de colimador 16x 2mm e a dose medida com a configuração de 2x5mm, mantendo os restantes parâmetros de exposição nas condições de referência.

Os resultados de $CTDI_w$ obtidos através de cálculo são inferiores aos valores visualizados na consola. Da análise entre os valores calculados e os valores visualizados na consola do equipamento resulta uma razão que oscila entre os 0,61e 0,91.

6.3. Avaliação de dose média por protocolo clínico

A Tabela 6.2 apresenta os parâmetros técnicos vulgarmente utilizados nos diversos protocolos clínicos.

Tabela 6.2. Parâmetros técnicos utilizados nos diversos protocolos clínicos.

Protocolo Clínico	Tensão (kV)	Corrente efetiva (mAs)	Tempo de rotação (s)	Pitch	Slice (mm)/Conf. Colimador	FOV (mm)
Abdómen	110	Care Dose 4D	0,6	1	3 (16x1,2)	500
Coluna	110	Care Dose 4D	0,6	0,9	3 (16x1,2)	500
Crânio	110	200	1	0,55	3 (16x1,2)	500
Mama	110	Care Dose 4D	0,6	0,9	3 (16x1,2)	500
ORL	110	Care Dose 4D	1	0,55	3 (16x1,2)	500
Pélvico Dorsal	110	Care Dose 4D	0,6	1	5 (16x1,2)	500
Pélvico Ventral	110	Care Dose 4D	0,6	1	5 (16x1,2)	500
Tórax	110	Care Dose 4D	0,6	1	3 (16x1,2)	500

Conforme se pode visualizar na Tabela 6.2. a corrente efetiva, para a maioria dos protocolos clínicos, não é selecionado pelo operador, este apenas seleciona a função “ *CARE Dose 4 D*” do equipamento. Esta função adapta automaticamente a dose de radiação ao tamanho e forma do paciente e oferece duas possibilidades para garantir a modulação otimizada da corrente da ampola. Na primeira, a corrente da ampola varia em função de um topograma que compara o paciente atual a um paciente padrão, deste modo, a corrente da ampola aumentará para pacientes de grandes dimensões e diminuirá para pacientes de menores dimensões. Além disso, a modulação angular da dose em tempo real mede a atenuação real do paciente durante a aquisição e ajusta a corrente da ampola em conformidade, não só com as diferentes regiões do corpo, mas também para os diferentes ângulos durante a rotação.

A dose ao paciente durante o exame de TC deve ser expresso em termos de $CTDI_w$, para um único corte, e de DLP , para todo o exame. De acordo com as

“*European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*”, a comparação de desempenho, em relação aos critérios para cada tipo de exame, requer avaliação dos valores de grandezas de dose de referência associados com os parâmetros técnicos vulgarmente utilizados, quando examinado uma paciente adulto de tamanho “padrão”. Por adulto de tamanho padrão entende-se uma pessoa cuja altura seja aproximadamente 170 cm (± 10 cm) e tenha um peso de aproximadamente 70 kg (± 10 kg).

Na ausência de um protocolo bem definido, a prática normal de dosimetria deve ser determinada com base nos resultados médios obtidos para uma amostra de, pelo menos, 10 pacientes para cada procedimento.

A Tabela 6.3 apresenta o número de pacientes submetidos a cada um dos protocolos clínicos de TC, o número de pacientes por protocolo, submetidos a uma única sequência de aquisição de TC, ou a 2 ou mais sequências de aquisição de TC, e o número total de sequências considerados dentro da amostra. No caso de exames de TC envolvendo sequências de aquisição separadas, em que os parâmetros técnicos utilizados, tais como a espessura de corte, ou exposição radiográfica são diferentes, o *DLP* deverá ser determinado para o procedimento total, como soma de todas as contribuições das várias sequências. No entanto apenas devem ser considerados *DLP* associados ao mesmo fantoma de dose.

Tabela 6.3. Número de pacientes por protocolo clínico utilizado, e por número de sequências.

Protocolo Clínico	Pélvico Ventral	Abdominal	Coluna	Crânio	Mama	ORL	Pélvico Dorsal	Tórax
N.º Pacientes	10	10	10	10	11	10	11	10
(1 sequência)	7	10	9	9	9	9	11	7
(2 ou + sequências)	3	—	1	1	2	1	—	3
Total de sequências consideradas	13	10	11	11	14	11	11	14

De acordo com as normas europeias os valores de dose de referência devem ser específicos para um exame, devem ser ajustados de modo a fornecer uma indicação de práticas potencialmente inaceitáveis e devem basear-se em resultados de estudos em larga escala. Em estudos desenvolvidos no Reino Unido, para o Raio-X convencional, definiu-se pragmaticamente o 3º quartil, da distribuição de dose média da amostra, como valor de referência e, o valor máximo como representativo de limites de técnicas potencialmente inaceitáveis.

Após terem sido calculados os valores de $CTDI_w$ e de DLP para cada situação, foram obtidos os valores do 3º Quartil de $CTDI_w$ e de DLP , ou seja, o NRD local, para cada protocolo clínico, conforme pode ser visualizado nas Tabelas 6.4 e 6.5, onde são também indicados os valores máximo e mínimo obtidos por cálculo, o NRD recomendado pelas normas europeias para a localização em questão e o valor do 3º Quartil de $CTDI_w$ e DLP fornecido pelo equipamento. Estes valores poderão também ser visualizados nos Gráficos 6.3 e 6.4.

O valor visualizado no monitor do equipamento vem expresso em termos de $CTDI_{vol}$, pelo que foi necessário recorrer à equação 4.5, para convertê-lo em $CTDI_w$ de forma a poder ser comparado com os NRD Europeus.

Tabela 6.4. Resultados obtidos, através de cálculo, para os NRD locais, em termos de $CTDI_w$, e respetivos NRD Europeus, para cada protocolo clínico

Protocolo	NRD Local (3º Quartil $CTDI_w$) (mGy)	$CTDI_w$ Mínimo (mGy)	$CTDI_w$ Máximo (mGy)	NRD Europeu (mGy)	NRD Consola (3º Quartil do $CTDI_w$ fornecido pelo equipamento) (mGy)
Abdominal	9,24	5,24	14,75	35	8,79
Coluna	9,90	5,90	12,73	35	11,37
Crânio	8,39	8,39	8,39	60	17,53
Mama	7,01	3,93	10,12	30	7,37
ORL	15,69	9,36	22,30	60	34,27
Pélvico Dorsal	7,93	5,05	9,35	35	10,20
Pélvico Ventral	7,07	4,22	7,53	35	9,07
Tórax	7,18	4,08	10,60	30	6,81

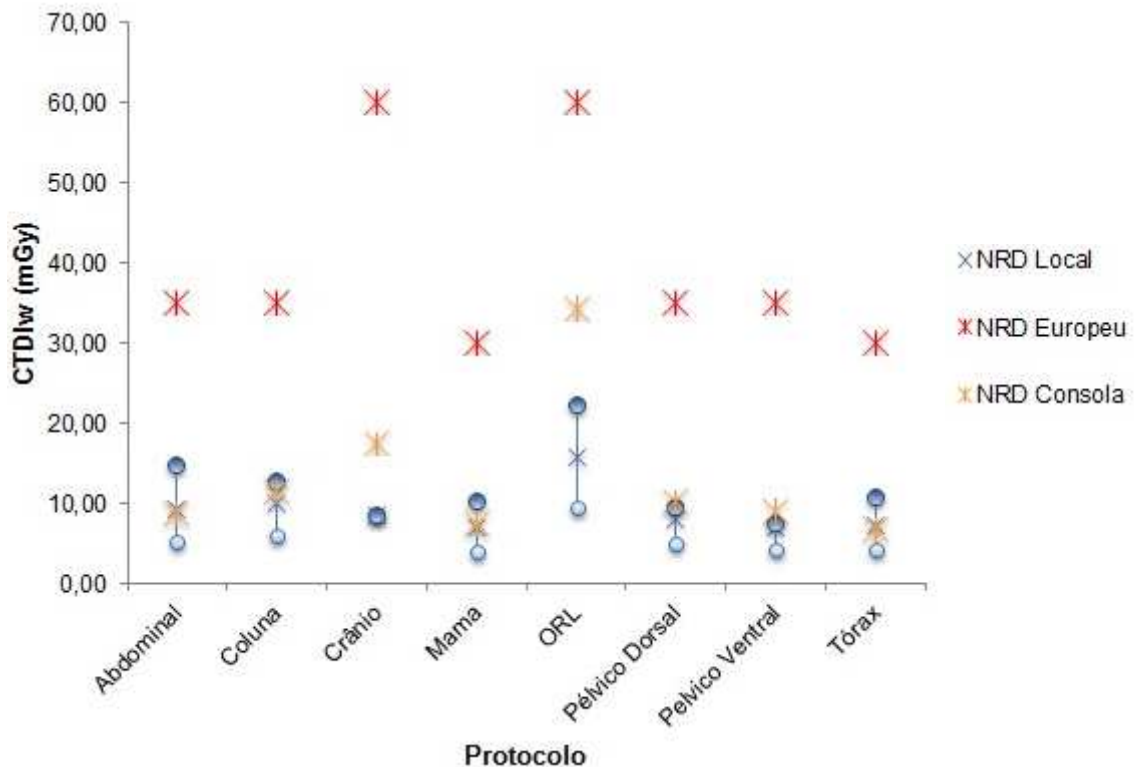


Gráfico 6.3. NRD local, em termos de $CTDI_w$, por protocolo clínico.

A obtenção do valor do 3º Quartil da distribuição de $CTDI_w$ por protocolo clínico, permitiu obter os valores de NRD locais para o $CTDI_w$ obtido através de cálculo. O objetivo seria compará-los com os valores de NRD locais fornecidos pela consola e com os NRD Europeus recomendados nas EUR 16262.

A observação da Tabela 6.4 e do gráfico 6.3 permite-nos constatar que os NRD locais, em termos de $CTDI_w$ obtidos através de cálculo e fornecidos pelo equipamento encontram-se abaixo das recomendações europeias, apesar dos valores obtidos por ambos os métodos serem um pouco diferentes, com exceção dos protocolos de abdómen, tórax e mama. A diferença é significativamente maior para os protocolos de ORL e de crânio, calculados com base no fantoma de 16 cm.

A observação dos valores máximos de $CTDI_w$, obtidos por cálculo, permite-nos constatar, que estes valores também se encontram abaixo do NRD Europeus recomendados.

Tabela 6.5. Resultados obtidos, através de cálculo, para os NRD locais, em termos de DLP, e respetivos NRD Europeus para cada protocolo clínico

Protocolo	NRD Local (3º Quartil DLP) (mGy.cm)	DLP Mínimo (mGy.cm)	DLP Máximo (mGy.cm)	NRD Europeu (mGy.cm)	NRD Consola (3º Quartil do DLP fornecido pelo equipamento) (mGy.cm)
Abdominal	390,12	202,66	490,37	780	371,23
Coluna	617,08	252,18	683,98	800	697,51
Crânio	395,50	310,26	707,17	1050	826,55
Mama	410,77	205,98	492,16	650	434,16
ORL	855,21	437,37	1497,43	1050	1864,76
Pélvico Dorsal	373,59	179,56	455,10	570	480,06
Pelvico Ventral	369,52	205,53	927,68	570	473,98
Tórax	423,93	152,03	662,46	650	404,00

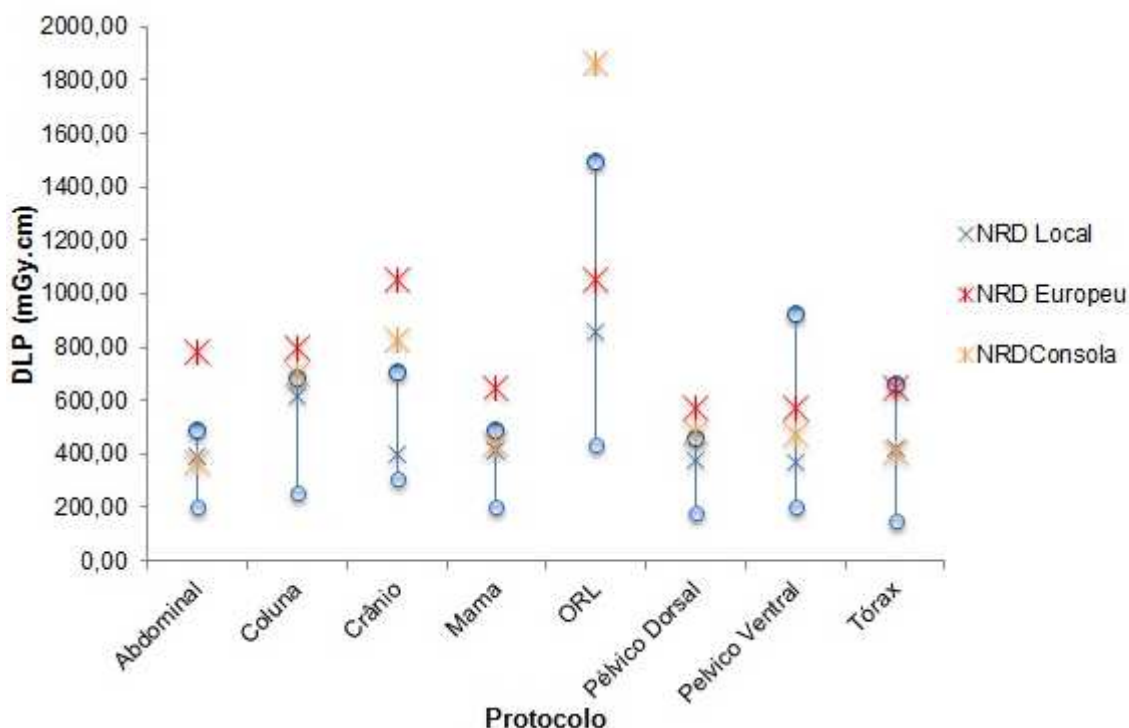


Gráfico 6.4. NRD local, em termos de DLP por protocolo clínico

Na Tabela 6.5 e no Gráfico 6.4 é demonstrado que os valores NRD locais, em termos de DLP, calculados para todos os protocolos são inferiores aos NRD Europeus, embora existam 2 situações em que o valor máximo excede o NRD europeu (ORL e Pélvico Ventral).

O $CTDI_w$ é uma grandeza que nos dá informação sobre a dose no corte irradiado, enquanto o DLP permite-nos obter informação sobre a dose fornecida num exame completo. Apesar de em ambos os protocolos (ORL e pélvico ventral) o valor do NRD local relativo ao $CTDI_w$ ser inferior ao NRD europeu, o valor do DLP é bastante mais elevado, ou seja, apesar da dose fornecida em cada corte ser bastante inferior às recomendações europeias, a dose resultante de um exame completo encontra-se bastante acima das recomendações.

Os valores das recomendações europeias baseiam-se em exames de TC de radiologia, em que a aquisição de cortes abrange apenas a região em estudo, sendo o comprimento de aquisição, geralmente, curto. A realização de exames de TC para aquisição de dados para planeamento em Radioterapia exige que o comprimento da aquisição seja, por vezes, bastante mais extenso que as aquisições realizadas em TC de diagnóstico, pois para além da zona do tumor primário deverão ser englobadas as regiões das cadeias ganglionares e dos órgãos de risco adjacentes à zona da lesão, o que poderá conduzir a valores de DLP mais elevados do que os recomendados. Além disso, para o cálculo de DLP deverão ser consideradas as várias sequências a que os utentes são submetidos e, em Radioterapia, por vezes, surge a necessidade de repetir exames, seja porque os exames realizados não reúnem condições necessárias ao planeamento de Radioterapia ou por necessidade de replaneamento, levando a que nesses casos os valores de DLP também possam ultrapassar os valores dos NRD europeus.

Os NRD locais, em termos de DLP , obtidos através de cálculo e dos valores de DLP fornecidos pelo equipamento, tal como observado anteriormente para o $CTDI_w$, apresentam alguma disparidade, sendo essa disparidade menor nos protocolos de abdómen, de tórax e de mama. Tal como anteriormente observado, a disparidade é maior nos protocolos de ORL e de crânio. O valor do NRD local, em termos de DLP , fornecido pelo equipamento, para o protocolo de ORL, contrariamente ao obtido através de cálculo ultrapassa amplamente o valor do NRD Europeu recomendado.

6.4. Cálculo das doses efetivas médias por protocolo clínico

A Tabela 6.6 e o Gráfico 6.5 permitem comparar os valores do 3º quartil da distribuição de dose efetiva obtida pelo método dos coeficientes normalizados, disponíveis no protocolo europeu EUR 16262, e pelo *software* ImPACT, para cada um dos protocolos clínicos. Na tabela são também apresentados os valores mínimos e máximos obtidos, para cada um dos métodos, para cada um dos protocolos clínicos. O cálculo da dose efetiva também teve em consideração os exames repetidos por necessidade de replaneamento ou de avaliação clínica. Para realização dos cálculos de dose efetiva, utilizando ambos os métodos foi utilizado o $CTDI_w$ e o DLP obtidos através de cálculo, os valores fornecidos pelo equipamento não foram tidos em consideração.

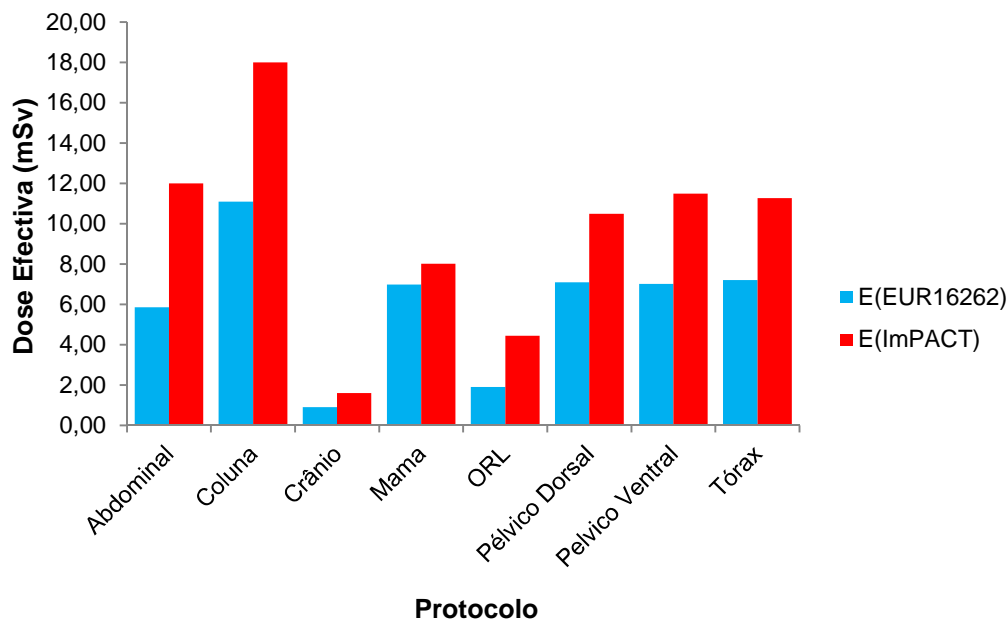


Gráfico 6.5. Comparação das doses efectivas obtidas pelo método dos coeficientes normalizados e pelo programa ImPACT, por protocolo clínico.

Tabela 6.6. Doses efetivas obtidas pelo método da dose efetiva normalizada, e pelo programa *ImPACT*, para cada protocolo clínico utilizado.

Protocolo	E (EUR 16262) (mSv)			E (ImPACT) (mSv)		
	Mínimo	Máximo	3ºQuartil	Mínimo	Máximo	3ºQuartil
Abdominal	3,04	7,36	5,85	6,60	15,00	12,00
Coluna	1,36	11,63	11,09	3,80	20,70	18,00
Crânio	0,71	1,63	0,91	0,86	2,49	1,60
Mama	3,50	8,37	6,98	4,41	13,40	8,03
ORL	1,01	3,44	1,91	1,80	13,60	4,45
Pélvico Dorsal	3,41	8,65	7,10	4,80	13,00	10,50
Pélvico Ventral	3,91	17,63	7,02	5,20	33,00	11,50
Tórax	2,58	11,26	7,21	4,60	19,40	11,28

Em geral as doses efetivas calculadas pelo *software* são bastante superiores aos valores obtidos pelo método dos coeficientes de dose efetiva normalizada.

No método dos coeficientes normalizados a dose efetiva foi inferida multiplicando o valor do *DLP* obtido por cálculo pelo coeficiente de normalização presente na Tabela 5.1 mais apropriado à zona anatómica a considerar.

O *software* requer a introdução de vários parâmetros de aquisição, entre eles a tensão aplicada, corrente utilizada, tempo de rotação, comprimento de aquisição e seleção da zona anatómica abrangida pela aquisição. Este programa permite ainda selecionar modelo de TC utilizado para o exame. Este programa recorre aos fatores de ponderação tecidual presentes no ICRP 103 para o cálculo da dose efetiva.

Capítulo 7 – Discussão de Resultados

A dosimetria é um requisito essencial para a otimização da proteção ao paciente, uma vez que irá permitir estimar as doses típicas nos órgãos e os riscos associados aos exames de TC. Para além disso, irá permitir a execução de monitorizações periódicas para avaliar a eficácia da proteção ao paciente como parte do programa de controlo de qualidade. O estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico irá permitir avaliar, se em condições de rotina, um exame de radiologia satisfaz os requisitos de dose ou se esta está demasiado baixa ou alta.

A Comissão Europeia de Radioproteção estabeleceu empiricamente os NRD Europeus para TC, para um conjunto selecionado de exames, os quais baseiam-se na prática clínica observada e correspondem a níveis de dose para exames típicos de pacientes de tamanho médio. Os NRD devem assegurar que as doses aos pacientes são consistentes com a informação clínica necessária, o que significa que em casos individuais deverão ser aplicados com flexibilidade de modo a permitir doses mais elevadas quando há indicação clínica justificada.

O $CTDI_w$ e o DLP são as grandezas dosimétricas utilizadas como NRD e providenciam um indicador de dose média na região examinada e em toda a extensão do exame. A “*International Electrotechnical Commission (IEC)*” recomenda que o valor de $CTDI_w$ seja exibido na consola do equipamento quando selecionados os parâmetros técnicos de TC, de modo a que o operador possa avaliar se os valores de dose estimados encontram-se dentro dos níveis recomendados ou se é possível otimizar os valores de dose sem pôr em causa a qualidade da imagem e o objetivo do exame. Em TC’s helicoidais o valor de $CTDI_w$ deverá ser corrigido pelo fator $pitch$, sendo exibido o valor de $CTDI_{vol}$.

No equipamento de TC onde foi realizado este estudo, quando selecionados os parâmetros técnicos de exposição, podem ser visualizadas no monitor as grandezas $CTDI_{vol}$ e DLP , o que irá permitir ao operador avaliar se as grandezas dosimétricas estão de acordo com as orientações europeias, ou se estão mais elevadas e se é possível otimizar os parâmetros técnicos de modo a reduzir a dose sem deteriorar a qualidade de imagem, ou se tal não for possível, se existe justificação clínica para que a dose seja elevada. A existência da função “*CARE*

Dose 4 D' presente no equipamento de TC constitui um grande auxílio na redução de dose ao paciente uma vez que permite adaptar, em tempo real, a corrente da ampola de acordo com o tamanho do paciente e a atenuação dos diferentes tecidos do corpo humano.

Durante uma aquisição de TC são irradiadas secções transversais do corpo, no entanto a dose de raios X recebida pelo corpo não se encontra propriamente confinada aos planos de corte definidos pelo utilizador, mas propaga-se ao exterior devido à radiação dispersa, pelo que esta deverá ser incluída no cálculo de dose absorvida. O índice de dose em TC (*CTDI*) é a soma da dose absorvida pelo corte e as contribuições exteriores, normalizadas à espessura nominal de corte. Em termos matemáticos, o *CTDI* é calculado como a integral de dose absorvida ao longo do eixo z, dividido pela espessura nominal de corte. Como os limites de integração não podem ser alargados infinitamente, o *CTDI*₁₀₀, considera uma amplitude de 50 mm em cada um dos lados do corte irradiado.

Os valores de *CTDI*_w, e consequentemente de *CTDI*_{vol}, são estimados com base na dose absorvida em fantasmas de 16 e 32 cm de diâmetro, para protocolos de cabeça e corpo respetivamente, pelo que a dose absorvida também está relacionada com o tamanho/secção transversal do paciente. Se o paciente for mais pequeno que o tamanho do fantoma utilizado para determinar o *CTDI*, a dose efetivamente absorvida será maior. Se o paciente for maior, a dose efetivamente absorvida será menor. De acordo com o fabricante do equipamento, se o tamanho do paciente/secção transversal for semelhante à do fantoma utilizado para medir o *CTDI*, o valor de *CTDI*_{vol} visualizado no monitor do tomógrafo pode ser utilizado como uma estimativa para a dose absorvida pelo paciente.

A medição de *CTDI*_{100,ar} e de *CTDI*_{100,w} para cada um dos fantasmas, em condições de referência permitiu obter o fator dos fantasmas P_{H/B}, os quais permitem converter as medições de *CTDI*_{100,ar} para *CTDI*_{100,w}. A medição de *CTDI*_{100,ar}, variando os fatores de exposição permitiu obter os fatores de correção para cada um dos parâmetros de exposição, pelo que nos foi possível calcular o valor de *CTDI*_w para cada um dos casos selecionados. Foram obtidos os valores de *CTDI*_{vol} e de *DLP* de acordo com as equações anteriormente referidas.

Foi obtida uma amostra de, pelo menos, 10 pacientes por protocolo clínico, de acordo com as linhas de orientação europeias, a fim de determinar os valores

do 3º Quartil de $CTDI_w$ e de DLP (NRD locais), para poderem ser comparados com os NRD europeus, Os valores obtidos foram também comparados com os valores fornecidos pelo equipamento.

Os valores de $CTDI_w$ estimados para os pacientes encontram-se abaixo dos valores fornecidos pelo equipamento, essa diferença é maior nos protocolos de ORL e crânio que são estimados com base no fantoma de 16 cm. No caso destes 2 protocolos, o valor do 3º Quartil fornecido pelo equipamento encontra-se bastante acima do valor máximo de $CTDI_w$ estimado. No entanto quando comparados os valores do 3º Quartil de $CTDI$ calculados e fornecidos pelo equipamento com os NRD europeus, para cada protocolo clínico, estes encontram-se abaixo dos valores recomendados, mesmo considerando a pior hipótese.

Os cálculos de $CTDI_w$ efetuados para os pacientes poderão apresentar algum grau de incerteza, uma vez que se baseiam em fatores de correção de curvas de gráficos e em fatores de fantoma baseados em medições realizadas em fantomas homogêneos de PMMA, cuja densidade aproxima-se à densidade da água e que não têm em conta as diversas heterogeneidades existentes no corpo humano. O que poderá estar na origem da grande disparidade existente entre o $CTDI_w$ calculado e visualizado na consola do equipamento. Essa disparidade é maior em protocolos realizados em zonas anatómicas que apresentam maior heterogeneidade em termos de densidade, como é o caso dos protocolos de crânio e de ORL, que englobam o crânio, os ossos da face e ombros, e os protocolos pélvico ventral e pélvico dorsal que englobam os ossos pélvicos. Todas estas estruturas apresentam grande densidade óssea.

A presença da ferramenta “*CARE Dose 4 D*” também poderá ter alguma influência na disparidade dos resultados obtidos, uma vez que o equipamento vai modelando a corrente de acordo com as diferentes atenuações do corpo humano. O equipamento poderá obter o valor de $CTDI_w$ corte a corte de acordo com a variação da corrente e no final obter a média do $CTDI_w$, enquanto o cálculo de $CTDI_w$ efetuado através da equação baseia-se na corrente média utilizada pelo equipamento. No protocolo de crânio onde a função “*CARE Dose 4 D*” não é utilizada, os valores de $CTDI_w$ obtidos por cálculo são iguais para todos os pacientes, pelo que os valores do 3º Quartil, mínimo e máximo possuem igual valor.

As incorreções e incertezas inerentes ao cálculo do $CTDI_w$ irão influenciar o cálculo de DLP .

Os valores de DLP obtidos através de cálculo também diferem dos valores fornecidos pelo equipamento, sendo esta diferença, tal com já anteriormente verificado para o $CTDI_w$, maior para os protocolos de crânio e ORL.

Quando comparados com os NRD europeus existem 2 protocolos que ultrapassam as recomendações europeias, ORL e pélvico ventral. No caso de ORL, embora o valor de 3º Quartil do DLP obtido por cálculo se encontre abaixo do NRD europeu, o valor máximo calculado de DLP e o valor do 3º Quartil fornecido pelo equipamento são bastante mais elevados. Quando analisados individualmente os casos de ORL verifica-se que, para os valores de DLP calculados apenas um caso ultrapassa os valores recomendados pela comissão europeia, enquanto para os valores fornecidos pelo equipamento esses valores são sistematicamente ultrapassados.

Em exames de TC de diagnóstico de crânio, para os quais os NRD europeus são estipulados, geralmente apenas é englobada uma pequena área que se pretende examinar, no caso da Radioterapia, por vezes é necessário adquirir dados de uma área bastante extensa e estender o exame para além da cabeça, pois poderá ser necessário irradiar as cadeias ganglionares existentes na região cervical e supraclavicular de modo a eliminar possível doença microscópica.

No caso do protocolo pélvico ventral tanto o valor do 3º quartil de DLP obtido através de cálculo, como o fornecido pelo equipamento, encontram-se dentro dos valores recomendados, apenas o valor máximo de DLP calculado excede as recomendações, tratando-se de um caso pontual em que o valor é excedido porque ao longo do percurso de tratamento foi necessário reavaliar o caso e repetir a aquisição de TC.

O cálculo de DLP tem em conta toda a extensão do exame, e em casos pontuais, corresponde à soma de várias sequências. No caso da Radioterapia por vezes é necessário realizar sequências longas, porque para além da zona a tratar, para o planeamento é necessário adquirir dados dos órgãos são adjacentes; por vezes é necessário realizar mais do que uma sequência para englobar as várias zonas a irradiar; ou poderá ainda ser necessário repetir o exame, para avaliar a evolução do tratamento ou por necessidades de replaneamento. No entanto, será prudente avaliar se nos exames em que o NRD

é ultrapassado existe forma de otimizar o exame e minimizar a dose, sem deteriorar a qualidade de imagem, uma vez que esta será importante na precisão da delimitação do volume alvo a tratar e das estruturas sãs circunjacentes.

Embora os valores de *CTDI* e *DLP* calculados estejam abaixo dos valores obtidos pelos equipamentos, será benéfico para o operador, quando seleciona os parâmetros técnicos de aquisição de imagem, verificar os valores visualizados no monitor do equipamento, e fazer uma avaliação rápida se vão de encontro aos níveis europeus, e se tal não acontecer, verificar se é possível otimizar o exame.

Em adição à comparação do desempenho relativamente aos níveis de referência de diagnóstico, por vezes, há necessidade de avaliar a dose efetiva para os procedimentos de TC. A dose efetiva em TC é uma medida do efeito de radiação média, baseada num grupo de pacientes e, não deve ser aplicada para um paciente individual, que normalmente apresenta desvios relativamente ao paciente “médio” ideal. A dose efetiva não pode ser medida diretamente, mas pode ser estimada a partir de simulações de Monte Carlo, pressupondo um paciente “médio” ideal, tal como é o caso do *software* da *ImPACT*. Outro método que se pode utilizar para estimar a dose efetiva, utiliza o *DLP* que será multiplicado pelo coeficiente de normalização apropriado, E_{DLP} , tendo em conta a região irradiada.

Após análise dos valores do 3º quartil da distribuição de dose efetiva obtida, para cada um protocolos, utilizando ambos os métodos podemos observar que as doses são significativamente maiores quando utilizado o *software* do *ImPACT*.

O método dos coeficientes normalizado apenas tem em conta a extensão do exame, em termos de *DLP*, e os coeficientes gerais para a região em questão. O programa de *ImPACT* tem em conta as especificidades técnicas e dosimétricas do equipamento, além de que utiliza, um fantoma matemático, onde o utilizador pode selecionar a extensão e zonas abrangidas pelo exame, para simular o exame e as doses absorvidas pelos órgãos abrangidos pelo exame, pelo que me parece o método mais adequado a ter em consideração. No entanto, deverá ser tido em consideração, que ao não ser possível medir diretamente a dose efetiva esta será uma grandeza estimada, cujo valor poderá variar de acordo com o método utilizado, ou com os coeficientes de ponderação tecidual

utilizados. No caso do programa *ImPACT* foram considerados os valores recomendados pelo ICRP 103.

Apesar dos valores de $CTDI_w$ e DLP serem bastante elevados para os protocolos de crânio e ORL as doses efetivas obtidas, através do programa do *ImPACT*, são bastante mais baixas quando comparadas a outros protocolos que recebem doses inferiores, o que se deve aos fatores de ponderação tecidual (que podem ser visualizados na Tabela 3.3) considerados para o cálculo. Nos protocolos em que são irradiados órgãos que possuem grande sensibilidade à radiação, como pode ser observado no protocolo de coluna e abdominal, as doses efetivas são mais elevadas.

As doses efetivas obtidas situam-se muito abaixo do limiar necessário para causar efeitos determinísticos, no entanto para doses baixas, abaixo dos 100 mSv, o sistema de proteção radiológica proposto pelo ICRP, apesar das incertezas inerentes, pressupõe que existe uma relação linear entre a dose de radiação e o risco adicional de cancro sem limiar de dose (modelo de risco linear-*LNT*, do inglês *Linear No-Threshold*). No caso dos efeitos hereditários, embora não existam evidências do risco de radiação, observações experimentais sugerem que estes devem ser tidos em conta no sistema de proteção.

O detrimento da radiação é um conceito utilizado para quantificar os efeitos nocivos da exposição à radiação em diferentes partes do corpo, e é determinada a partir de coeficientes de risco nominal, tendo em conta a gravidade da doença, em termos de letalidade e anos de vida perdidos. O ICRP 103 propõe coeficientes de risco nominais para a ocorrência de cancros e efeitos hereditários, os quais não irei aprofundar neste trabalho, visto as doses em TC serem insignificantes quando comparadas com as doses utilizadas em tratamentos com Radioterapia (doses em TC encontram-se na gama de 5-15 mSv enquanto que as doses em Radioterapia encontram-se geralmente acima dos 50 Sv).

Capítulo 8 - Considerações Finais

Desde sempre o Homem tem estado sujeito a fontes de radiação naturais provenientes do solo, materiais de construção, ar, comida, do universo e até de elementos existentes no seu próprio organismo. Além disso o Homem também tem estado exposto a fontes de radiação artificiais criadas por si próprio, tais como os equipamentos de raio-X e materiais radioativos utilizados em medicina, em pesquisa e na indústria.

Os exames de diagnóstico têm contribuído significativamente para o aumento da exposição a radiações ionizantes. A evolução da tecnologia e a introdução no mercado de mais equipamentos de TC, cada vez mais rápidos, levou a que houvesse um aumento significativo do número de exames efetuados e também a um aumento de dose por exame.

De forma a minimizar os efeitos nefastos produzidos pela radiação, o ICRP propôs três princípios: justificação da prática, otimização da proteção e estabelecimento de limites de dose individuais.

A utilização de níveis de referência de diagnóstico surge como meio de otimização da proteção, uma vez que a sua utilização permitirá avaliar o desempenho dos exames locais e identificar práticas potencialmente perigosas e a necessidade de implementação de medidas corretivas.

As grandezas dosimétricas utilizadas em TC como NRD são o $CTDI_w$ e o DLP . Estas poderão ser calculadas mas, a maioria dos equipamentos permite visualizar no monitor estas grandezas quando selecionados os parâmetros técnicos de aquisição, permitindo ao operador avaliar, de forma imediata, se os valores se encontram dentro das orientações europeias, ou se tal não se verificar, se é possível otimizar o exame, reduzindo a dose, sem deteriorar a qualidade de imagem, ou se tal não for possível, se a prática médica se encontra devidamente justificada.

Os valores de $CTDI_w$ e DLP obtidos neste estudo através de cálculo encontram-se abaixo dos valores fornecidos pelo equipamento, sendo a disparidade maior nos protocolos que utilizam o fantoma de 16 cm. No entanto quando comparados com os níveis de diagnóstico recomendados pelas orientações europeias, na maioria dos casos, os níveis locais encontram-se abaixo dos europeus, existindo apenas um protocolo a requerer especial

atenção, com vista a ser analisado no sentido de avaliar a implementação de possíveis ações corretivas e de otimização de dose.

No entanto este estudo apresenta algumas limitações. Para além de ter sido utilizada uma amostra reduzida, os elementos constituintes desta amostra são bastante díspares relativamente ao peso e altura. Quando realizado um estudo deste género, devem ser seleccionados indivíduos cujo peso ronde os 70 kg (± 10 kg) e altura seja de aproximadamente 170 cm (± 10 cm).

A dose efetiva traduz o detrimento da radiação no organismo, tendo em conta a radiosensibilidade dos vários órgãos expostos. Esta grandeza não pode ser medida diretamente, pelo que o seu valor irá depender do método utilizado para a sua estimativa. O programa do *ImPACT* fornece-nos uma ajuda preciosa na sua estimativa, uma vez que utiliza simulação de Monte Carlo para obtenção dos valores de dose efetiva.

A realização deste tipo de trabalho visa a implementação de boas práticas e a otimização da radioproteção, pelo que deverá ser um trabalho contínuo. Será importante consciencializar os profissionais para a existência dos níveis de referência recomendados a nível europeu e a necessidade de conformidade com tais níveis. O facto de os equipamentos permitirem visualizar os valores de *DLP* e *CTDI_{vol}* irá possibilitar ao operador, antes do exame, verificar esta conformidade, ou se não houver conformidade, avaliar a justificação ou otimizar o exame. No entanto penso que seria benéfico realizar este tipo de estudos de forma periódica, englobando uma amostra de população significativamente maior, englobando as medições dosimétricas necessárias.

Idealmente, em vez de fantasmas homogéneos, seria importante utilizar fantasmas antropomórficos para medições de dose, uma vez que estes consideram as heterogeneidades existentes no corpo humano e permitiriam uma melhor estimativa das doses que chegam aos diferentes órgãos, no entanto a sua aquisição é bastante dispendiosa.

A nível pessoal este trabalho permitiu-me adquirir conhecimentos numa área sobre a qual não tinha muita noção, permitindo-me aprofundar um pouco mais as bases físicas adjacentes à proteção radiológica, à dosimetria das radiações e aos métodos utilizados em dosimetria.

A realização deste tipo de trabalhos permite um crescimento profissional e pessoal, uma vez que permite alargar o leque de conhecimentos e visa instituir uma ação de melhoria a nível profissional.

Referências Bibliográficas

1. Chao, K.; Perez, C.; Brady, L. *Radiation Oncology, Management decisions*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
2. Yu, L.; Liu, X.; Leng, S.; Kofler, J.; Ramirez-Giraldo, J.; Qu, M.; Christner, J.; *et al.* *Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective*. *Imaging Med.* 2009; 1 (1): 65-84.
3. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *Sources and Effects of Atomic Radiation. USCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes*. Volume 1. New York: United Nations, 2010.
4. Council Directive 97/43/EURATOM de 30 de Junho de 1997.
5. Decreto-lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto, Diário da República, I Série A n.º 182.
6. International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. *Annals of ICRP* 37 (2-4). ICRP: 2007.
7. European Commission Radiation Protection. EUR 16262. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Luxembourg: Office for Official publications of the European Communities, 1999.
8. Bushberg, J.; Seibert J.; Leidholdt. E; Boone, J. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
9. Hendee, W.; Ritenour, E. *Medical Imaging Physics*. 4 ed. Nova Iorque: Wiley-Liss, 2002.
10. Carlos, M. *Tomografia Computadorizada: Formação da Imagem e Radioproteção*. s.l.: 2002. Disponível em:
<http://files.comunidades.net/professorsiraqui/APOSTILA.PDF>
11. Aichinger, H; Dierker, J; Barfuß, S; Säbel, M. *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology*. 2 Ed. Berlin: Springer, 2012.
12. Bongartz, G; Golding S.; Jurik, A.; Leonardi, M.; van Persijn van Meerten, E.; Rodrigues, R.; Schneider, K.; *et al.* *European Guidelines for Multislice Computed Tomography*. European Commission: 2004.

13. Sociedad Española de Protección Radiológica. Publicación 103 ICRP: Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Madrid: SEPR. 2008.
14. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica. Rio Grande de Sul: Universidade Federal de Rio Grande de Sul. 2006.
15. International Atomic Energy Agency. Safety Series No. 115. *International basic safety standards for protection against ionizing and for the safety of radiation sources*. Viena: IAEA, 1996.
16. Brás S. Dosimetria do Paciente em Radiologia, no IPOFG-CROC, SA [Dissertação]. Faro: Universidade do Algarve, Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT; 2006.
17. Comissão Europeia: Proteção contra as radiações 109, Orientações relativas aos níveis de Diagnóstico (NRD) para Exposições Médicas. Direcção Geral Ambiente, Segurança Nuclear e Proteção Civil. 1999.
18. International Atomic Energy Agency. Safety Standards Series No. RS-G-1.5. *Radiological protection for medical exposure to ionizing radiation*. Safety guide. Vienna: IAEA, 2002.
19. Organization for Economic Co-operation and Development Nuclear Energy Agency. *Evolution of ICRP Recommendations 1977, 1990 and 2007*. NEA no. 6920. OECD: 2011.
20. Decreto-lei n.º 22/2008 de 17 de Novembro de 2008, Diário da República, 1ª série, n.º 223.
21. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 85. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. ICRU: 2011.
22. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 74. *Patient Dosimetry for x rays used in medical imaging*. ICRU: 2005.
23. American Association of Physics in Medicine. *AAPM Report nº. 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*.
24. Brosted, A. *Magnitudes y unidades en protección radiológica*: Texto inédito. Laboratorio de Metrologia de Radiaciones Ionizantes.
25. Montserrat C, Carabante MD, Luguera E, Picón C. *Guia Práctica*. Revista de Física Médica. 2005, 6 (1): 37-45.

26. Nagel. H. *CT Parameters that Influence the Radiation Dose. In Tack, D; Gevenois, P. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography.* Berlin: Springer, 2007.
27. Roda A. Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada no IPOC-FG, EPE [Dissertação]. Coimbra: Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra; 2007.
28. American Association of Physics in Medicine. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66. AAPM: 2003.
29. Sociedad Española de Protección Radiológica. Sociedad Española de Física Médica. *Protocolo Español de Calidad en Radiodiagnóstico. Versión II. Aspectos Técnicos.* Madrid: SEFM – SEPR, 2002.
30. American Association of Physics in Medicine. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. AAPM Report no.39. New York: American Institute of Physics, 1993.
31. American Association of Physics in Medicine. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66. Medical Physics 30 (10). AAPM: 2003.
32. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: Na International Code of Practice. Technical Reports Series no. 457. IAEA: Vienna, 2007.
33. ImPACT. CT Scanner Acceptance testing. Information Leaflet No.1. ImPACT: 2001. Available in:
www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf
34. ImPACT. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator. Versão 1.0.4. de Maio de 2011. Available in:
<http://www.impactscan.org>
35. Siemens. SOMATOM Emotion. Manual do Utilizador. Syngo CT 2009E.Siemens: 2010, Alemanha.
36. Bridge, P; Tipper, D. J. CT Anatomy for Radiotherapy. Penrith: m & k Publishing, 2011.