

UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Ciências



**Monitorização da Radiação Ionizante em Diagnóstico
Clínico – Desenvolvimento de Modelos Adaptativos**

Cátia Sofia Lourenço Alves

Dissertação de Mestrado

**Mestrado Integrado em Eng. Biomédica e Biofísica
Perfil em Engenharia Clínica e Instrumentação Médica**

Dissertação Pública

2011/2012

UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Ciências



**Monitorização da Radiação Ionizante em Diagnóstico
Clínico – Desenvolvimento de Modelos Adaptativos**

Cátia Sofia Lourenço Alves

**Dissertação de Mestrado orientado pelo
Professor Doutor Pedro Almeida e Eng. Filipe Janela**

**Mestrado Integrado em Eng. Biomédica e Biofísica
2011/2012**

Nota introdutória

A presente dissertação contém informação estritamente confidencial, pelo que, não pode ser copiada, transmitida ou divulgada, na sua parte ou na totalidade, sem o expreso consentimento por escrito do autor e da Siemens Sector Healthcare.

Aos meus pais e irmã

Agradecimentos

Gostaria de começar por expressar um enorme agradecimento a todos aqueles que acompanharam o desenrolar deste projecto e que tornaram possível a execução de todos os objectivos definidos.

Em particular, agradeço ao Engenheiro Filipe Janela e à Siemens S.A. a excepcional oportunidade concedida para desenvolver o projecto de final de curso num meio que promoveu a aprendizagem de um conjunto de aspectos que completaram de forma inquestionável a minha formação. Agradeço ainda ao Professor Doutor Pedro Almeida ter aceitado o desafio de coordenar este projecto e todas as indicações dadas no decorrer do mesmo, fundamentais para a concretização do trabalho.

Um agradecimento muito especial ao Professor Eduardo Ducla – Soares não apenas pelo carinho e suporte dados ao longo deste último anos, mas fundamentalmente por todo o entusiasmo transmitido no decorrer do curso, pelo apoio inquestionável em todas as etapas e pelo esforço dedicado a cada um dos seus alunos para que atingissem o sucesso profissional e a realização pessoal.

Um enorme agradecimento à Dr.ª Celina Lourenço por todo o suporte e dedicação demonstrados no decorrer do trabalho e por toda a preocupação e disponibilidade com que apoiou cada etapa deste projecto. Aos Engenheiros Inês Sousa, Filipe Soares e Conceição Granja expresse o meu agradecimento por todas as importantes indicações dadas no decorrer deste trabalho.

À Diana pela presença e apoio constante durante este trabalho, mas acima de tudo pelos companheirismos. À Inês e à Raquel por todos os excelentes momentos partilhados nesta belíssima cidade e pela grande amizade. À Bibiana e ao João por todo o carinho demonstrados deste o primeiro momento, um muito obrigado.

À Patrícia, ao Rui, à Raquel e ao António por nunca terem deixado de se preocupar e porque mesmo à distância foram uma presença constante de apoio e amizade.

Aos meus pais, António e Maria do Céu, e à minha irmã Ana a quem dedico este trabalho o meu mais sincero agradecimento por todo o apoio, amor e carinho e por todas as palavras de suporte nos momentos mais difíceis.

Resumo

O presente trabalho resulta de uma parceria entre a Siemens S.A. Healthcare Sector e a Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa e foi desenvolvido durante um período de 9 meses. Neste projecto pretendeu-se desenvolver um modelo que permita monitorizar a utilização da Radiação Ionizante em Diagnóstico Clínico.

A crescente utilização da Radiação Ionizante em técnicas de diagnóstico advém directamente do aumento do número de exames de Tomografia Computorizada, Mamografia e Radiografia Convencional realizados em meio hospitalar. Apesar das vantagens inegáveis que estas técnicas trouxeram ao campo do diagnóstico clínico, têm sido levantadas questões relativas à segurança dos utentes quando expostos a determinados nível deste tipo de radiação. Surge assim a necessidade de se desenvolverem metodologias que permitam quantificar e monitorizar a radiação ionizante utilizada nas modalidades referidas.

Com este projecto foram definidos, implementados e testados dois modelos que permitem calcular a Dose Efectiva para os exames de Tomografia Computorizada e Mamografia. Para implementar os modelos definidos recorreu-se à linguagem de programação *Python* que permitiu definir funções que procuram informação relacionada com o doente e com o Estudo e que, posteriormente, integram a informação encontrada no processo de cálculo da dose, permitindo obter um mecanismo que estima este parâmetro de forma automática, customizada e adaptativa.

Para todos os estudos de imagiologia avaliados com os modelos foi determinado o valor de Dose Efectiva com sucesso e conseguiu demonstrar-se a consistência dos resultados obtidos assim como a eficiência do algoritmo desenvolvido. A aplicação destes modelos permite o cálculo individual e automático da Dose, monitorizando assim a utilização da radiação em Diagnóstico médico.

Palavras Chave (Tema): Imagiologia de Diagnóstico, Dose Efectiva, Dosimetria, Informática Médica.

Palavras Chave (Tecnologias): Tomografia Computorizada, Mamografia, DICOM, Python.

Abstract

The present work results from a partnership between Siemens S.A. Healthcare Sector and Faculty of Sciences of the University of Lisbon and was developed during a 9 months period. The main purpose of this project was to develop and improve an adaptative model that can be used to evaluate the impact of Ionizing Radiation in Clinical Practice.

During the last few years the percentage of background radiation attributed to medical sources has increased as a direct consequence of the increasing number of medical exams, such as Computed Tomography (CT), Conventional Radiography and Mammography (MG). Despite all the benefits of these techniques in medical field, there is a growing awareness of the the potential hazard associated with the use of ionizing radiation in these exams. All these reasons raise the need for new strategies to quantify the use of this radiation in the refered modalities.

Two algorithms were developed, implemented and tested during this project to estimate the Effective Dose in CT and MG exams. Python program language was used to define functions that look for Demographic and Clinical information and then use that data to performe and automatic and adaptative calculation of the Effective Dose.

For all the medical studies evaluate with these models the Effective Dose was successfully determined. The conformity of the results and the efficacy of the models were demonstrated at the end of this work. These models allow an automatic and individual Dose calculation and could be implemented as a new mechanism to improve radiological protection.

Keywords (Theme): Diagnostic Imaging, Effective Dose, Dosimetry, Medical Informatics

Keywords (Technology): Computed Tomography, Mammography, DICOM, Python.

Índice

1	Introdução.....	1
1.1	Enquadramento e <i>State-of-the-art</i>	1
1.2	Apresentação do projecto	4
1.3	Contribuições do trabalho	5
1.4	Apresentação da Empresa	6
2	Dosimetria Médica	9
2.1	Radiografia Convencional	10
2.1.1	Dose à Entrada da Pele (ESD)	12
2.1.2	Produto Dose – Área (DAP)	14
2.2	Tomografia Computorizada	14
2.2.1	Índice de Dose de Tomografia Computorizada (CTDI).....	17
2.2.2	Produto Dose – Comprimento (DLP)	20
2.3	Mamografia.....	20
2.3.1	Dose Média Glandular (MGD)	23
2.4	Dose Efectiva.....	26
2.4.1	Dose Efectiva em CT	26
2.4.2	Dose Efectiva em XR.....	32
2.4.3	Dose Efectiva em MG.....	33
2.5	Modelos Adaptativos – Revisão Bibliográfica.....	34
3	Radiobiologia e Protecção Radiológica	37
3.1	Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante	37
3.2	Protecção Radiológica	39
4	Fluxo de Informação do Departamento de Radiologia	47
5	Bibliografia	52
	Anexo I.....	61
	Anexo II.....	63

Índice de Figuras

Figura 1.1 Número estimado de exames de CT realizados nos EUA anualmente. (1).....	2
Figura 2.1 Representação esquemática do tubo de raio-x (à esquerda). Adaptado de (16).....	11
Figura 2.2 Intensidade do feixe gerado num tubo de raio-x em função da corrente do filamento do cátodo (à esquerda); Variação da Energia e Intensidade do feixe de radiação em função da diferença de potencial (à direita). Adaptado de (17).....	11
Figura 2.3 Espectro de radiação do feixe gerado no tubo de raio-x: 1) Sem filtração; 2) Com filtração inerente; 3) Com filtração Adicional. Adaptado de (15).....	12
Figura 2.4 Representação esquemática do local de determinação de dos valores de ESD e DAP. Adaptado de (21).....	13
Figura 2.5 Tomografia Axial Computorizada (A); Tomografia Helicoidal Computorizada (B). (27).....	15
Figura 2.6 Planos definidos num exame de CT. (28).....	15
Figura 2.7 Diferentes aquisições de CT tendo em conta diferentes valores de pitch. (29).....	16
Figura 2.8 Perfil de dose resultante de um scan ao longo do eixo Z. (Azul) Perfil de dose ideal; (Vermelho) Perfil de dose real. (4).....	17
Figura 2.9 Perfil de dose total resultante de uma série de 15 scans consecutivos.(4).....	18
Figura 2.10 Determinação da radiação em CT. (seta preta) Fantoma; (seta branca) Câmara de Ionização. (29).....	18
Figura 2.11 Valores de CTDI registados na periferia e no centro num fantoma de 32 cm após um exame de CT com as seguintes características: 120kVp; 280 mA; 10 mm colimação. (30). 19	19
Figura 2.12 Espectro de energia do feixe de raios-x gerado com um ânodo de Mo: (Esq.) Espectro obtido sem filtração; (Dir.) Espectro obtido após filtração.	21
Figura 2.13 Esquema representativo de um equipamento de Mamografia. Adaptado de (33)..	23
Figura 2.14 Gráfico que reflecte a percentagem de tecido glandular em função da: (esq.) espessura da mama (cm); (dir.) idade do doente. Adaptado de (41).....	25
Figura 2.15 Fantasmas de Cristy e Eckerman desenvolvidos em 1987 para seis idades (neonatal, 1 ano, 5 anos, 10 anos, 15 anos, adulto). (45).....	27

Figura 2.16 Gráfico no qual se representa a Dose Efectiva em função da massa do doente para exames à região abdominal. (48).....	31
Figura 2.17 Gráfico que demonstra a relação entre o factor de conversão de DAP para um estudo de XR aos pulmões. Adaptado de (16).....	32
Figura 2.18 Exemplo de CT Dose Report Image armazenado no PACS. (6).....	34
Figura 3.1 Gráfico representativo de quatro modelos (A, B, C, D) representativos do risco de indução carcinogénica em função da dose de radiação, baseados no modelo LNT. Adaptado de (51).....	39
Figura 4.1 Workflow de informação no Departamento de Radiologia. Adaptado de (64).	48
Figura 4.2 Exemplo de um MPPS gerado no final de um exame de CT com destaque para o campo (0040,0310) relativo aos comentários de Dose.	50

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 Características dos fantomas de Cristy e Eckerman. Adaptado de (44)(9).....	27
Tabela 2.2 Coeficientes de ponderação publicados pela ICRP em 1977 (Pub26), 1991 (Pub60), 2007 (Pub103). (43).....	28
Tabela 2.3 Coeficientes de conversão publicados pela European Guideline on QC for CT no ano 2000 para várias regiões anatómicas. Adaptado de (43)	29
Tabela 2.4 Coeficientes de conversão publicados pela NRPB em 2004 para várias regiões anatómicas e várias idades. Adaptado de (44)	30
Tabela 2.5 Designações para as regiões da cabeça, tórax e abdómén/ pélvis reconhecidas pelo modelo RADIANCE. Adaptado de (6).....	35
Tabela 3.1 Limites de Dose estabelecidos na Publicação 60 da ICRP. Adaptado de (56)	41
Tabela 3.2 Limite de Dose transcrito dos Artigos 6º e 7º do Decreto-Lei 222/2008 publicado a 17 de Novembro no Diário da República. Adaptado de (58).....	42
Tabela 3.3 Limites de dose no caso da mamografia publicados por várias organizações internacionais. Adaptado de (60).....	42
Tabela 3.4 Valores de CTDI _{vol} obtidos pelo programa ACR CT Accreditation program. (59) 43	
Tabela 3.5 Valores de DRL recomendados aos Membros da UE na Directiva 97/43/EURATOM. Adaptado de (61)(62).....	44
Tabela 4.1 Informação incluída nos campos DICOM do MPPS. Adaptado de (64).....	49
Tabela 8.1 Coeficiente de conversão (mRad/R) em função do HVL e da diferença de potencial do tubo de raio-x para um tecido com 4.2 cm de espessura, composto por 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular e para um exame realizado com um equipamento com um ânodo e um filtro compostos por Mo. (37)	61
Tabela 8.2 Coeficiente de conversão (mRad/R) em função do HVL e da diferença de potencial do tubo de raio-x para um tecido com 4.2 cm de espessura, composto por 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular e para um exame realizado com um equipamento com um ânodo e um filtro compostos por Rh. (33)	62
Tabela 8.3 Factor g (mGy/mGy) em função da espessura da mama e do HVL. (40).....	63
Tabela 8.4 Factor c em função do HVL e da espessura da mama para doentes com idade entre os 50 e os 65 anos. (40).....	63

Tabela 8.5 *Factor se que varia em função do material utilizado na combinação ânodo/filtro.*
(36) 64

Tabela 8.6 *Factor c em função do HVL e da espessura da mama para doentes com idade entre os 40 e os 49 anos. (36).*..... 64

Acrónimos

ACR	<i>American College of Radiology</i>
CT	Tomografia Computorizada
CTDI	Índice de Dose de Tomografia Computorizada
CTDI _{vol}	Índice de Dose de Tomografia Computorizada Volúmico
CTDI _w	Índice de Dose de Tomografia Computorizada Ponderado
DAP	Produto Dose – Área
dGy	Decigrays
DLP	Produto Dose - Área
DRL	<i>Diagnostic Reference Level</i>
E	Dose Efectiva
ESD	Dose à Entrada da Pele
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
HVL	<i>Half Value Layer</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation and Units</i>
MC	Monte Carlo
MED	<i>Medical Exposure Directive</i>
MG	Mamografia
MGD	Dose Média Glandular
mGy	Miligray
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>
R	Roentgen
TLD	Dosímetro Termoluminescente
XR	Radiografia Convencional

1 Introdução

O presente trabalho resulta de uma parceria entre a Siemens S.A. e a Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa e foi desenvolvido durante um período de 9 meses. O objectivo deste projecto foi desenvolver um modelo que permitisse, de forma adaptativa, calcular o valor de dose para os exames de Tomografia Computorizada, Radiografia Convencional e Mamografia, monitorizando assim a utilização da Radiação Ionizante em Diagnóstico Clínico.

Neste capítulo introdutório serão apresentadas as ideias gerais do projecto, assim como as metodologias utilizadas no decorrer do mesmo. Serão ainda detalhados alguns aspectos relativos ao enquadramento da temática em causa, reforçando-se assim a importância e o carácter inovador deste trabalho.

1.1 Enquadramento e *State-of-the-art*

A imagiologia médica tem sido amplamente utilizada em diagnóstico clínico para avaliação de inúmeras patologias. A Tomografia Computorizada (CT), a Mamografia (MG) e a Radiografia Convencional (XR) são três técnicas imagiológicas utilizadas na prática clínica com bastante regularidade. Destacando o caso particular da CT, o número de exames médicos tem crescido de forma acentuada ao longo dos últimos anos. O gráfico da Figura

1.1 representa o aumento do número de exames de CT nos Estados Unidos da América (EUA) desde 1980. De acordo com um estudo publicado pela *Conference of Radiation Control Program Directors, Inc.*, estima-se que se realizem 62 milhões de exames de CT por ano, nos Estados Unidos da América, dos quais 4 milhões são realizados em crianças (1)(2).

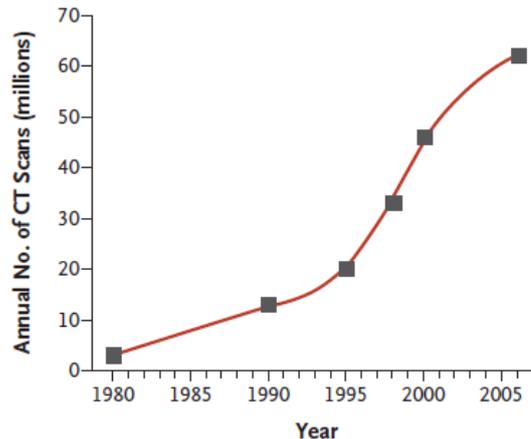


Figura 1.1 Número estimado de exames de CT realizados nos EUA anualmente. (1)

A cardiologia, a neurologia e a ortopedia são algumas das áreas de aplicação das técnicas apresentadas. Em muitas situações estes exames constituem os mecanismos preferenciais de diagnóstico de inúmeras patologias.

Apesar das vantagens associadas a estes exames, o facto de as imagens anatómicas serem conseguidas com recurso à utilização de radiação ionizante constitui uma das principais desvantagens. O aumento do número de exames, referido anteriormente, estimulou o interesse da comunidade científica relativamente ao estudo dos efeitos da radiação ionizante nos tecidos biológicos. Apesar de alguns mecanismos desencadeados nas células não serem totalmente conhecidos, podem sintetizar-se alguns aspectos gerais relativos este assunto.

Quando um tecido é exposto a radiação ionizante uma das consequências possíveis da interacção da radiação com as moléculas de água é a criação de radicais livres, que consequentemente interagem com o Ácido Desoxirribonucleico (DNA) podendo danificá-lo. Pode, por outro lado, ocorrer danificação directa da cadeia de DNA através da sua interacção com a radiação. (1)(3)

Os danos provocados pela radiação ionizante podem ser rapidamente reparados através de mecanismos naturais da célula, no entanto danos na dupla hélice de DNA são mais lentamente reparados e, ocasionalmente, podem ocorrer mutações durante o processo de reparação. As principais implicações biológicas, que resultam da irradiação dos tecidos vão depender, por um lado do intervalo de tempo durante o qual a célula está exposta e por outro da sensibilidade do

tecido à radiação (3)(4). No Capítulo 3.1 serão detalhados os efeitos da radiação ionizante nos tecidos biológicos.

Independentemente dos estudos realizados nesta área, é consensual a necessidade de se desenvolverem programas que promovam a protecção radiológica, garantindo a segurança, quer dos profissionais de saúde, quer dos doentes quando expostos a este tipo de radiação.

Uma parte muito significativa do progresso tecnológico registado ao nível de cada uma das técnicas referidas esteve relacionada com o desenvolvimento de ferramentas de redução de dose *versus* optimização da qualidade das imagens geradas. O CARE 4Dose é um software desenvolvido pela Siemens Healthcare Sector que permite adaptar, de forma automática, a corrente do tubo de raios-x em função do tamanho e forma da região anatómica irradiada. Esta adaptação permite obter imagens de boa qualidade com valores de dose reduzidos. (5)

Para além deste tipo de ferramentas foram ainda desenvolvidas e implementadas *guidelines* que têm como objectivo limitar os valores de dose associados a cada doente, garantindo assim uma utilização segura e consciente da radiação ionizante. No Capítulo 3.2 estão enunciados os princípios legislativos mais relevantes no campo da protecção radiológica, quer a nível internacional como nacional.

Apesar de todas as preocupações referidas, não existem mecanismos de quantificação individual da dose em ambiente hospitalar/ clínico. Por outras palavras, a aplicabilidade prática da legislação referida está condicionada. Surge assim a necessidade de se desenvolverem mecanismos que permitam calcular para cada exame o valor de dose por forma a quantificar o risco associado à realização dos mesmos.

Em 2011 uma equipa de investigadores da Universidade da Pensilvania desenvolveu um modelo que permite calcular, de forma automática, o valor de Dose Efectiva¹ no caso dos exames de CT (6)(7). Este trabalho veio assim de encontro às necessidades identificadas no campo da monitorização da radiação ionizante utilizada em medicina. No Capítulo 2.5 este e outros modelos de cálculo de dose serão apresentados em maior detalhe.

Todos os modelos de cálculo que existem actualmente optam por estratégias distintas para estimar o valor de dose. Cada um deles inclui um número maior ou menor de parâmetros em função da complexidade pretendida em cada caso (6)(8). Apesar disto, não existem modelos de cálculo de dose, implementados em Prestadores de Cuidados de Saúde (PCS), que permitam realizar de forma automática e customizada a estimativa do risco associado a cada exame. Isto acontece porque nos modelos encontrados na literatura o cálculo é baseado apenas em aspectos definidos nos protocolos médicos, no entanto o valor de dose depende directamente de aspectos

¹ Grandeza dosimétrica que permite estimar o risco associado à realização de exames imagiológicos (ver Capítulo 2.4).

relacionados com o doente, como a massa, idade, género, entre outros (9). No Capítulo 2.4 estão apresentados, em detalhe, os métodos de cálculo de dose e todos os parâmetros que o influenciam.

Um dos principais entraves à implementação de modelos de cálculo de dose mais sofisticados prende-se essencialmente com a falta de informação disponível nos PCS ou com as lacunas existentes ao nível da transferência de informação. Ao longo dos últimos anos têm sido desenvolvidos vários mecanismos para padronizar o fluxo de informação clínica/ hospitalar. Tome-se como exemplo o Departamento de Radiologia de um PCS onde se utiliza, fundamentalmente, o standard DICOM² para transferência de dados. A utilização de um padrão para transferência de informação hospitalar está directamente relacionada com o aumento da eficiência de trabalho destes departamentos (10).

A implementação de um modelo de cálculo mais realista da dose está assim condicionada pelo grau de sofisticação do sistema de informação utilizado em cada prestador. Do balanço entre a informação existente em cada prestador e a informação necessária ao cálculo da dose para cada doente deverá ser possível definir um novo modelo que complemente os métodos que actualmente se encontram na literatura.

As preocupações relativas à utilização da radiação ionizante e aos níveis de dose utilizados em prática clínica são, desde há vários anos, uma preocupação quer dos Prestadores quer dos fornecedores deste tipo de tecnologia. No entanto, nos últimos anos tem-se verificado em alguns países uma preocupação crescente por parte dos doentes em relação a esta temática. Este tem sido um factor crucial no desenvolvimento de novos mecanismos de quantificação da dose e importante para estimular o investimento neste tipo de mecanismos.

1.2 Apresentação do projecto

Os objectivos do projecto surgiram de um conjunto de aspectos previamente identificados na secção anterior. Por um lado, a crescente preocupação com o controlo e monitorização da radiação ionizante, por outro a necessidade de otimizar os modelos de cálculo apresentados na literatura definem os principais problemas que motivaram o estudo em causa.

Surgem assim como metas deste projecto o desenvolvimento e optimização de algoritmos de cálculo de dose para as técnicas de Tomografia Computorizada, Mamografia e Radiografia Computorizada. Do ponto de vista prático isto implica que no final do trabalho se apresente, para cada modalidade, um modelo de cálculo de dose que possa ser implementado em prática

² *Digital Imaging and Communications in Medicine.*

clínica e que permita registar de forma individualizada o valor de dose. Por outras palavras, os modelos irão permitir quantificar para cada doente o risco associado aos exames realizados pelos mesmos e irão permitir avaliar de forma mais assertiva o impacto relacionado com o uso de radiação ionizante em diagnóstico clínico.

É importante referir que este projecto surge no seguimento de um trabalho anteriormente iniciado na Siemens S.A.. Nesse trabalho foram definidos algoritmos baseados em métodos de cálculo com um elevado número de aproximações e portanto com um grau de incerteza significativo. Um dos motivos que justifica esta afirmação é o facto de o cálculo de dose usado nesse trabalho inicial não ter como base parâmetros relativos ao doente, que influenciam o valor de dose. Um cálculo customizado da dose deverá passar pela inclusão tanto de parâmetros relativos ao protocolo de exame, como relativos ao doente.

Por tudo isto, uma das tarefas iniciais deste projecto foi estudar em detalhe os métodos de cálculo da dose para cada modalidade. Posteriormente, foram seleccionados os parâmetros que deveriam ser incluídos em cada modelo e as estratégias utilizadas para obter esses mesmos dados a partir da informação disponível em cada Prestador de Cuidados de Saúde. Após esta etapa, e sustentando todas as decisões tomadas num conjunto de referências bibliográficas relevantes, foram implementados e testados os modelos e avaliados os valores de dose obtidos para um conjunto de exames.

Com este trabalho será então possível atenuar a barreira, actualmente existente, entre a legislação relativa à protecção radiológica e o cálculo prático dos valores de dose de cada doente. Uma vez implementados em prática clínica, estes modelos permitirão o registo individualizado da dose para cada doente, conduzindo a atenção dos mesmos para este assunto.

1.3 Contribuições do trabalho

Apesar de já terem sido apresentados alguns modelos de cálculo de dose, não foram, até à data, desenvolvidos modelos que permitissem um cálculo customizado da dose para as técnicas de CT, MG e XR.

Os métodos de cálculo definidos em trabalhos anteriores não tinham em conta aspectos directamente relacionados com os doentes, pelo que a estimativa da dose apresentava um erro significativo em muitas situações. Neste projecto foram definidos os parâmetros que influenciam significativamente o valor de dose e estabelecidas relações matemáticas que permitem quantificar o peso de cada parâmetro.

Mais do que salientar os aspectos inovadores relacionados com os métodos de cálculo utilizados é importante destacar o carácter prático dos modelos desenvolvidos. Isto porque, mais do que

modelos teóricos de cálculo, estes foram desenvolvidos tendo em conta a realidade clínica e hospitalar e podem por isso ser aplicados num contexto prático, permitindo a cada doente um registo continuado do valor de dose. Desta forma, a aplicação dos modelos constituirá uma vantagem do ponto de vista do utente, permitindo também focar a atenção dos mesmos nas questões relacionadas com a protecção radiológica.

A ideia para desenvolver este projecto partiu de um pedido feito à Siemens S.A. Sector Healthcare por parte de um Prestador de Cuidados de Saúde Portugêses. A conclusão deste projecto permite assim satisfazer os requisitos do prestador em causa, garantindo mais uma vez a eficácia na satisfação dos seus pedidos.

1.4 Apresentação da Empresa

A Siemens está em Portugal há mais de 105 anos, sendo líder no fornecimento de soluções de engenharia nos sectores de Indústria, Energia, Saúde e Infra-estruturas & Cidades. Com cerca de 2000 colaboradores, duas unidades de produção e numerosas parcerias com o meio académico, a empresa desempenha um papel activo no desenvolvimento económico do país. (11)

O Sector Energy é líder mundial no fornecimento de toda a gama de produtos, serviços e soluções para a produção de energia em centrais termoelétricas, aproveitamento de energias renováveis, transmissão de energia e ainda tecnologias nas áreas da extracção, conversão e transporte de petróleo e gás. (11)

O Sector Industry é um dos maiores fornecedores mundiais de produtos e soluções inovadoras e ecológicas para clientes industriais. Com uma gama completa de tecnologias de automação, soluções de software inteligente, vasta experiência industrial e serviços integrados complexos, o Sector promove a produtividade, eficiência e flexibilidade dos nossos clientes - e, ao mesmo tempo, a reforça a sua competitividade. (11)

Com um portefólio que inclui soluções de mobilidade integrada, sistemas de automação e de segurança para edifícios, equipamento de distribuição de energia, aplicações de rede eléctrica inteligente e produtos de baixa e média tensão, o novo Sector Infrastructure & Cities oferece tecnologias sustentáveis para centros metropolitanos e infra-estruturas urbanas em todo o mundo. (11)

O Sector Healthcare é um dos maiores fornecedores mundiais na indústria dos cuidados de saúde e líder em sistemas de imagiologia, diagnósticos laboratoriais, tecnologia de informação médica e aparelhos auditivos. É a primeira empresa a nível mundial a oferecer um portefólio integrado de tecnologia que permite responder a todas as fases do ciclo de

cuidados de saúde, disponibilizando produtos e soluções para todo o tipo de cuidados ao doente - desde a prevenção e diagnóstico precoce a situações de pós-tratamento. Ao otimizar os procedimentos clínicos associados às mais importantes condições clínicas, permite tornar os cuidados de saúde mais rápidos, melhores e mais rentáveis. (11)

Em Portugal, o Sector Healthcare da Siemens é um dos líderes de mercado na área da saúde, reconhecido pelas suas competências, *know-how* e força de inovação em diagnóstico e tecnologias terapêuticas, assim como engenharia de conhecimento, incluindo tecnologias de informação, integração de sistemas e serviços de consultoria. (11)

Nos últimos anos, o Sector Healthcare da Siemens tem promovido uma estratégia de contacto e parceria com a Comunidade Académica e Científica em Portugal, no sentido da criação de uma rede de conhecimento e parcerias estratégicas que potenciem a inovação, a investigação e o desenvolvimento (IDI) na área da Saúde. (11)

2 Dosimetria Médica

De acordo com o Relatório 160 publicado pelo *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) e intitulado “*Ionizing Radiation Exposure of the population of the United States*” nos anos 60 apenas 15% da Radiação Ionizante à qual a população dos Estados Unidos da América estava sujeita tinha origem médica (12). Em 2006 esse valor tinha subido para 48% (12). O aumento da utilização de técnicas de imagiologia médica como a Tomografia Computorizada (CT), a Mamografia (MG) e a Radiografia Convencional (XR) tem sido responsável por este crescimento. Todas as técnicas referidas utilizam radiação ionizante (Radiação X) para geração de imagens anatómicas do interior do corpo, tendo possibilitado o diagnóstico de determinadas patologias de forma não invasiva.

Estas técnicas trouxeram vantagens inegáveis, não só ao campo do diagnóstico médico, como também, aos protocolos de terapia. Apesar disto, tem sido recorrente a discussão relativa à segurança dos doentes e profissionais de saúde quando expostos a este tipo de radiação. Como resultado desta preocupação foram definidas formas de monitorizar a utilização da radiação ionizante em meio hospitalar, nomeadamente pela definição de grandezas dosimétricas específicas para cada uma das técnicas imagiológicas referidas, permitindo quantificar vários aspectos relacionados com a utilização da radiação ionizante em medicina.

Neste capítulo serão descritos os principais conceitos dosimétricos associados a cada uma das técnicas de imagiologia. A secção 2.4 refere-se a uma grandeza dosimétrica mais utilizada nos programas de protecção radiológica e que, ao contrário das restantes, é transversal a várias técnicas de imagiologia.

2.1 Radiografia Convencional

A Radiografia Convencional (RX) é uma das técnicas de imagiologia mais utilizada em medicina e que serve de suporte a procedimentos de diagnóstico médico e a protocolos de intervenção. Esta modalidade está normalmente associada a valores de dose mais baixos quando comparada com técnicas como a CT e uma vez que está disponível em muitos Prestadores de Cuidados de Saúde (PCS) é, em muitas situações, o primeiro exame de diagnóstico imagiológico a ser realizado (13).

O diagnóstico realizado com recurso a radiografia é um procedimento standard para avaliar possíveis fracturas na estrutura óssea dos doentes e para detectar possíveis anomalias na região torácica, em particular infecções ou tumores nos pulmões. (13)

A utilização de radiação ionizante para geração de imagens anatómicas do interior do corpo dos doentes, em técnicas como a radiografia, baseia-se na absorção diferenciada da radiação, gerada no tubo de raio-x, ao longo dos diferentes tecidos do corpo. A Figura 2.1 representa esquematicamente os diversos componentes do tubo de raio-x, entre os quais se destacam os filamentos do cátodo e o ânodo. A corrente que atravessa os filamentos do cátodo provoca um aumento da temperatura dos filamentos e consequentemente existe emissão de electrões para o espaço entre o cátodo e o ânodo. Devido à diferença de potencial estabelecida entre o cátodo e o ânodo, os electrões são acelerados e colidem contra o ânodo, provocando a emissão de radiação X. (14) As características do feixe de radiação gerado no tubo de raio-x dependem dos valores de diferença de potencial e corrente estabelecidos no tubo de raio-x e ainda da filtração aplicada ao feixe gerado. (15)

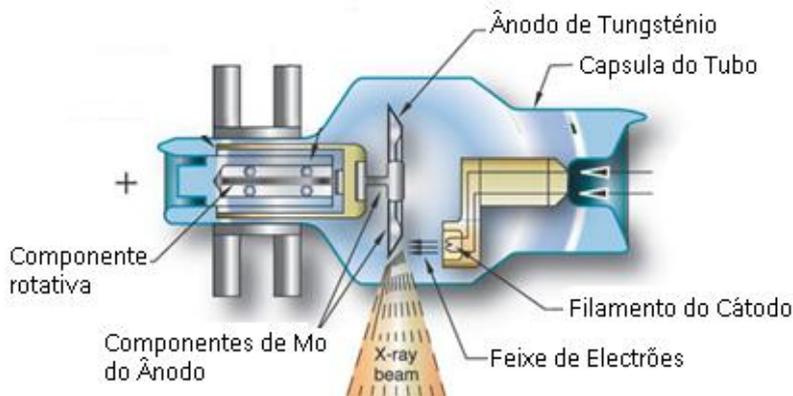


Figura 2.1 Representação esquemática do tubo de raio-x (à esquerda). Adaptado de (16)

O aumento da corrente do filamento do cátodo vai aumentar o número de electrões que são acelerados entre o cátodo e o ânodo, aumentando assim a intensidade do espectro de radiação gerado (ver Figura 2.2 à esquerda). É importante referir que as energias do feixe produzido não variam em função deste parâmetro, mas sim com a alteração da diferença de potencial do tubo de raio-x, estabelecida entre o cátodo e o ânodo. Tal como está apresentado no gráfico da Figura 2.2 à direita, a variação da diferença de potencial estabelecida faz variar não só a intensidade, mas também as energias do espectro gerado. Um aumento da diferença de potencial implica a geração de um feixe mais energético e com um poder de penetração nos tecidos superior.

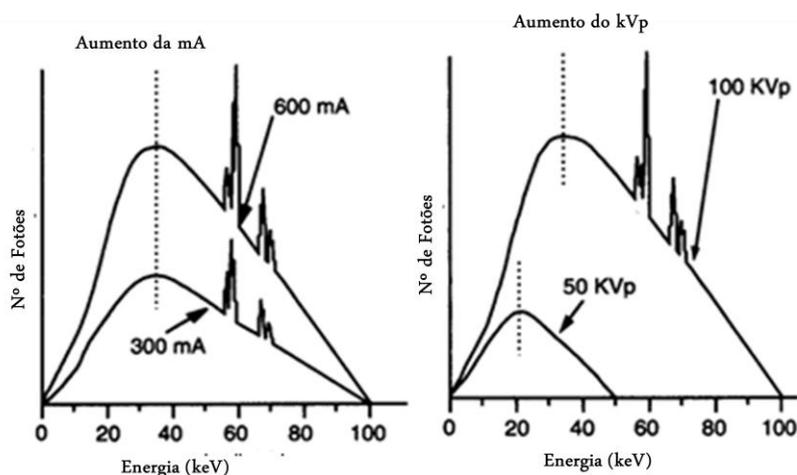


Figura 2.2 Intensidade do feixe gerado num tubo de raio-x em função da corrente do filamento do cátodo (à esquerda); Variação da Energia e Intensidade do feixe de radiação em função da diferença de potencial (à direita).

Adaptado de (17)

O espectro do feixe de radiação produzido num tubo de raio-x resulta da sobreposição de um espectro contínuo, resultante do Efeito de Bremsstrahlung³, com um espectro discreto obtido por produção de Radiação Característica. As energias correspondentes aos picos do espectro discreto dependem da energia de transição electrónica que depende do material do ânodo. (14)

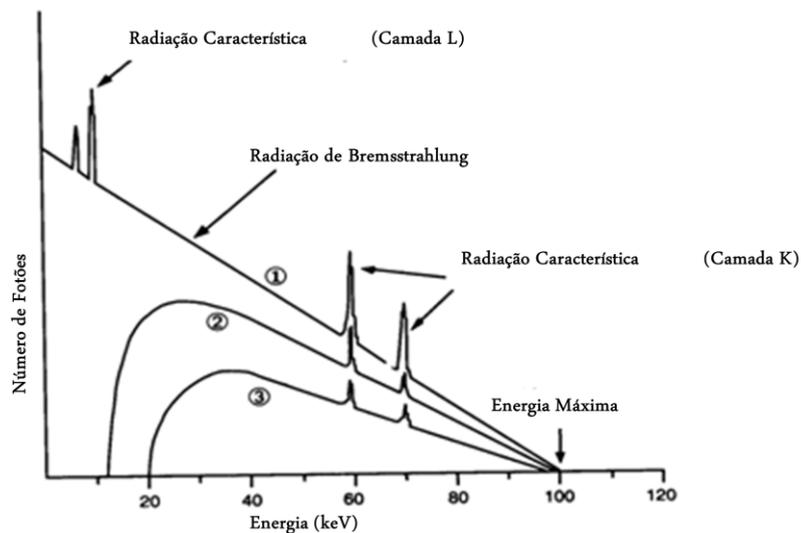


Figura 2.3 Espectro de radiação do feixe gerado no tubo de raio-x: 1) Sem filtração; 2) Com filtração inerente; 3) Com filtração Adicional. Adaptado de (15)

As características do feixe gerado no tubo de raio-x dependem ainda da filtração aplicada. A aplicação de filtros ao feixe original tem como objectivo atenuar a radiação de baixa energia, que seria maioritariamente absorvida pelos tecidos e não contribui para a geração das imagens anatómicas. Este processo, com o qual se pretende aumentar as energias do espectro de radiação e diminuir a dose depositada na pele dos doentes, é designado *Beam Hardening*. (14) No gráfico da Figura 2.3 está apresentado o resultado da aplicação de filtros sucessivos ao feixe gerado no tubo de raio-x. Com a aplicação de filtros, os fótons de baixa energia (correspondentes a energias até 20 keV) são atenuados.

2.1.1 Dose à Entrada da Pele (ESD)

As características do feixe de raios-x gerado influenciam os valores de dose associados a cada exame de radiologia. Para quantificar os aspectos dosimétricos relevantes em cada exame, foram definidas duas grandezas específicas para a radiografia convencional: o Produto Dose – Área (DAP) e a Dose à Entrada da Pele (ESD). (18)

³ Resulta na emissão de fótons devido à interacção dos electrões com o núcleo dos átomos do ânodo, dando origem a um espectro de energias contínuo.

A ESD permite determinar a dose depositada na pele do doente e é calculada ao longo do eixo central do feixe e tem como unidades SI o miliGray (ver Figura 2.4). Esta grandeza apenas pode ser aplicada em casos em que o tubo de raio-x não apresente movimento, tal como acontece em radiografia convencional. O valor de ESD pode ser obtido com recurso a dosímetros termoluminescentes⁴ (TLD) ou câmaras de ionização⁵ e pode ser estimado a partir de modelos matemáticos baseados nos parâmetros definidos no tubo de raio-x. (19)(20)

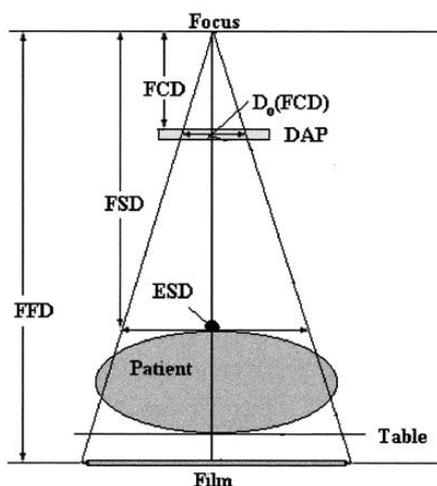


Figura 2.4 Representação esquemática do local de determinação de dos valores de ESD e DAP. Adaptado de (21)

No caso em que se utiliza o TLD para determinar o valor de ESD, este dispositivo é colocado sobre a região anatómica irradiada, tal como se pode ver pela Figura 2.4 (17). Para além das medições directas, o valor de ESD pode ser obtido a partir da utilização de equações matemáticas, desenvolvidas para calcular este parâmetro de forma mais prática. As equações desenvolvidas relacionam o valor de ESD com os factores relacionados com a exposição, por exemplo, miliamperagem, diferença de potencial aplicada, filtração, entre outros. (20) (22) (23)

Na literatura foram definidas inúmeras equações que permitem calcular o valor de ESD a partir dos parâmetros acima referidos (20). No trabalho apresentado por Tsapaki, V., et al. (2007) a equação utilizada para estimar o valor de ESD foi (24),

$$ESD = f \cdot BSF \cdot mAs \cdot (O/P) \cdot \left(\frac{FDD}{FSD}\right)^2 \quad \text{Equação 2.1}$$

Na equação f representa a dose absorvida pelos órgãos, BSF é o factor de dispersão que depende da qualidade do feixe de raios-x, mAs resulta do produto entre a corrente do tubo de raio-x e o

⁴ Constituídos por cristais que quando expostos a radiação ionizante são excitados durante um período de tempo e que ao serem aquecidos regressam ao estado fundamental libertando fotões. Como o número de fotões libertados é proporcional à quantidade de radiação incidente, é possível determinar a dose depositada no dosímetro (11).

⁵ O gás das câmaras é ionizado quando a radiação incide nestes dispositivos provocando a criação de pares de iões. O membro positivo e negativo do par de iões migra em direcção ao cátodo e ao ânodo da câmara, respectivamente, provocando a criação de um pulso eléctrico (13) (11).

tempo de exposição, FDD é a distância entre a fonte e o detector, FSD é a distância entre a fonte e o doente e (O/P) representa o polinómio de segundo grau que estabelece a relação entre o output do tubo e a respectiva diferença de potencial estabelecida, dado por, (24)

$$(O/P) = 0.0099 \cdot (kVp)^2 + 1.1394 \cdot (kVp) - 44.75 \quad \text{Equação 2.2}$$

2.1.2 Produto Dose – Área (DAP)

O Produto Dose – Área (DAP) é a segunda grandeza dosimétrica específica da radiografia convencional e pode ser determinado mesmo em situações em que exista movimento do tubo de raio-x. O DAP quantifica a dose de radiação no ar, correspondente ao feixe gerado no tubo de raio-x e é obtido a partir da utilização de câmaras de ionização colocadas após o tubo de raio-x (ver Figura 2.4). (19) Esta grandeza tem como unidade do SI o miliGray·cm², sendo que as unidades de área correspondem à área do feixe que intercepta a câmara de ionização.

O DAP é normalmente utilizado para quantificar valores de dose em procedimentos de fluoroscopia, durante os quais existe habitualmente movimento do tubo de raio-x. Ao contrário, os valores de dose em radiografia convencional de diagnóstico são normalmente referenciados com recurso à ESD.(25)

2.2 Tomografia Computorizada

Desde a implementação da Tomografia Computorizada (CT), nos anos 70, que o número de exames realizados com recurso a esta técnica tem aumentado acentuadamente, revolucionado o diagnóstico radiológico (1). Os valores de dose típicos registados nos exames de CT são, habitualmente, superiores aos valores obtidos nos exames de Radiografia Convencional, Mamografia e outras técnicas que utilizam radiação ionizante. Por este motivo, a grande maioria dos estudos sobre o impacto da radiação ionizante nos tecidos e sobre mecanismos de redução de dose é directamente aplicado sobre este tipo de exames (1).

Em CT podemos distinguir duas modalidades de exame: CT Axial e CT Helicoidal, ambas representadas na Figura 2.5. No primeiro caso, existe um período de tempo durante o qual não existe aquisição de dados e que coincide com o período durante o qual a mesa do doente está a ser reposicionada para aquisição de um novo scan. No caso da CT Helicoidal as projecções são continuamente adquiridas enquanto existe deslocação da mesa do doente, a uma velocidade constante, ao longo do comprimento do exame. (26)

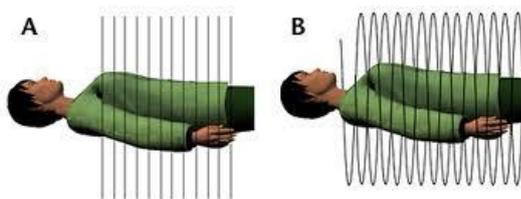


Figura 2.5 Tomografia Axial Computorizada (A); Tomografia Helicoidal Computorizada (B). (27)

Durante o período de aquisição, é gerado no tubo de raios-x um feixe de radiação que vai sofrer atenuação diferencial à medida que atravessa o corpo do doente, à semelhança daquilo que acontece no caso da Radiografia. Em oposição ao tubo de raios-x localizam-se detectores que permitem adquirir a informação relativa à atenuação do feixe. A imagem anatómica final é constituída pela soma de todos os cortes adquiridos durante o scan. (26)

Na Figura 2.6 estão representados os três planos que constituem um exame de CT. O plano Y coincide com o plano de cada corte da imagem e o plano Z coincide com o plano ao longo do comprimento do exame. Desta forma pode dizer-se que a imagem de CT é constituída pela informação referente a cada um dos planos Y, obtidos ao longo de Z. (28)

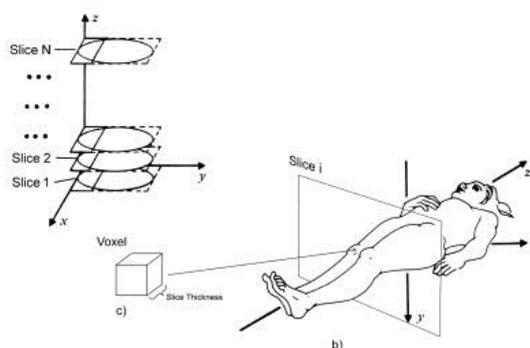


Figura 2.6 Planos definidos num exame de CT. (28)

No caso da CT Axial, o deslocamento que a mesa do doente realiza por cada rotação é normalmente igual ao comprimento, ao longo de Z, irradiado em cada scan. Já no caso da CT Helicoidal isto, normalmente, não se verifica. Esta variação pode ser quantificada ao nível do valor de *Pitch* de cada exame. Este parâmetro é definido como o deslocamento que a mesa do doente realiza por cada rotação dividido pela espessura de cada corte. No caso da CT Axial e atendendo à descrição anterior o valor de *Pitch* é um, já na CT Helicoidal este valor pode ser alterado. Por exemplo, se o deslocamento da mesa é maior que a espessura de cada corte, então o valor de *Pitch* vai ser superior a um, caso contrário o valor será inferior (ver Figura 2.7). (26) (29)

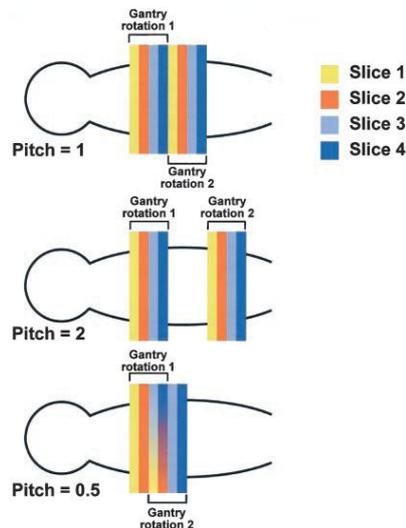


Figura 2.7 Diferentes aquisições de CT tendo em conta diferentes valores de pitch. (29)

O *Pitch* é um dos parâmetros que influencia o valor de dose de radiação associado a cada exame de CT. Para além deste parâmetro existem outros que reflectem a sua acção no valor final de dose, entre eles inclui-se a energia do feixe de raios-x, a corrente do tubo de raios-x, o tempo de exposição e as técnicas de redução de dose influenciam os valores de dose obtidos. (4) (30)

Atendendo à descrição anterior relativa ao *Pitch*, pode dizer-se que quanto maior for o valor de *Pitch* menor será o tempo a que cada ponto do corpo será sujeito ao feixe de radiação e portanto menor será a dose de radiação recebida pelo corpo (4) (30).

À semelhança do *Pitch*, a energia do feixe de raio-x influencia positivamente a dose de radiação do doente e é influenciada pela filtração aplicada ao feixe (4). A grande maioria dos scanners de CT actuais inclui um filtro de Alumínio com uma espessura que varia entre 1 a 3 mm de espessura e que é utilizado para remover as baixas energias do feixe gerado que não contribuem para a formação da imagem (4). Para além da energia do feixe, também o aumento do produto entre a corrente e o tempo de exposição faz aumentar, de forma linear, a dose de radiação (30).

As grandezas dosimétricas utilizadas em Radiografia Convencional não podem ser aplicadas no caso da CT. Em primeiro lugar porque, a distribuição de dose no interior do doente é distinta nas duas modalidades. Isto acontece porque no caso da XR a dose vai decrescer continuamente desde a entrada do feixe no corpo até à saída. Já no caso da CT o doente é irradiado de igual forma em todas as direcções, resultando assim numa distribuição de dose simétrica e radial no interior do corpo. Por outro lado, no caso da CT a região anatómica de interesse não é totalmente irradiada em simultâneo, ao contrário daquilo que acontece na Radiografia. Como consequência destas diferenças, foram definidas grandezas dosimétricas específicas para a CT. (4) (30)

2.2.1 Índice de Dose de Tomografia Computorizada (CTDI)

O Índice de Dose de Tomografia Computorizada (CTDI, *Computed Tomography Dose Index*) e o Produto Dose – Área (DLP, *Dose – Area Product*) são as principais grandezas dosimétricas utilizadas em CT.

Em 1981 a *Food and Drug Administration* (FDA) introduziu o conceito de CTDI, integrando-o no *Code of Federal Regulations*, como a dose absorvida durante um exame de CT (30)(31). Esta é a principal grandeza dosimétrica utilizada em CT e é definida como o integral do perfil de dose $D(z)$ ao longo do eixo Z, perpendicular ao plano do scan, para um único scan e tem como unidade SI o miligray (mGy) (32). Matematicamente a CTDI é definida através da Equação 2.3.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \tag{Equação 2.3}$$

Na equação, N representa o número de cortes adquiridos simultaneamente durante um scan e T a espessura de cada um desses cortes. O denominador (NT) representa o comprimento total, ao longo do eixo Z, que é irradiado simultaneamente durante um único scan. (4) (32)

O gráfico da Figura 2.8 representa o perfil de dose, ideal e real, obtido ao longo do eixo Z e que resulta da irradiação do doente ao longo de um ângulo de 360°. Pela análise do gráfico, (NT) é igual a 1 cm e idealmente (Figura 2.8, a azul) a dose absorvida deveria estar concentrada no retângulo azul. No entanto, devido à dispersão da radiação, que ocorre no corpo do doente, e à colimação não ideal do feixe de radiação, o perfil de dose real que se obtém difere da representação ideal e está representado a vermelho na Figura 2.8. (4)(30)

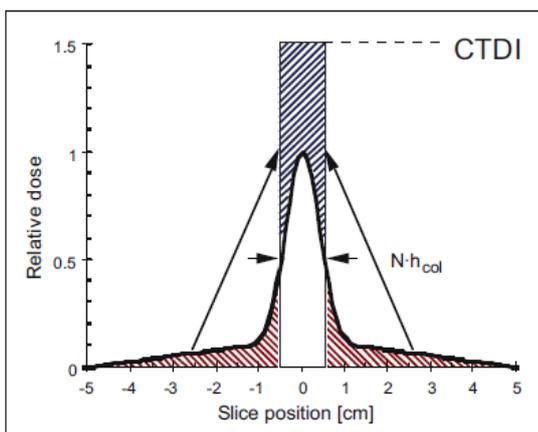


Figura 2.8 Perfil de dose resultante de um scan ao longo do eixo Z. (Azul) Perfil de dose ideal; (Vermelho) Perfil de dose real. (4)

Como resultado da dispersão da radiação, o valor de dose de cada corte é adicionado aos cortes adjacentes (4). Assim, no caso de um exame de CT com, por exemplo 15 scans consecutivos, o perfil de dose total, designado por Dose Média de Múltiplos Scans (MSAD, *Multiple Scan*

Average Dose) é superior ao valor máximo de dose registado para cada corte. A Figura 2.9 representa a MSAD para um exame com 15 rotações consecutivas. (4)

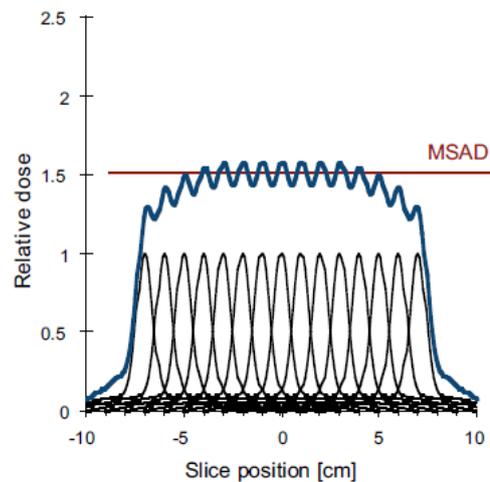


Figura 2.9 Perfil de dose total resultante de uma série de 15 scans consecutivos.(4)

Na prática, a determinação do CTDI é feita com recurso a câmaras de ionização colocadas no interior de fantomas (Figura 2.10)(32). A FDA definiu dois fantomas distintos, representativos da cabeça e corpo do doente adulto, o primeiro com 16 cm de diâmetro e o segundo com 32 cm (Figura 2.10) (32). O fantoma de 16 cm é também utilizado para representar o corpo de uma criança. O comprimento típico de uma câmara de ionização é 100 mm, pelo que habitualmente o valor de CTDI é calculado para um scan com o mesmo comprimento ao longo do eixo Z. Nas câmaras de ionização é produzida corrente proporcional ao número de eventos de ionização registado no seu interior. (29) (30) (32)

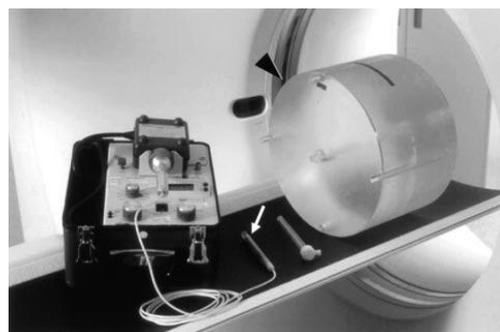


Figura 2.10 Determinação da radiação em CT. (seta preta) Fantoma; (seta branca) Câmara de Ionização. (29)

A Equação 2.2 pode então ser re-definida para o caso particular das câmaras de ionização com um comprimento de 100 mm.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad \text{Equação 2.4}$$

As câmaras de ionização podem ser inseridas no centro ou na periferia do fantoma durante a realização das medições e em função da posição da câmara de ionização no fantoma são

medidos diferentes valores de CTDI (32). A diferença entre os valores de CTDI determinados no centro e na periferia vai depender do tamanho do fantoma. (30) (32)

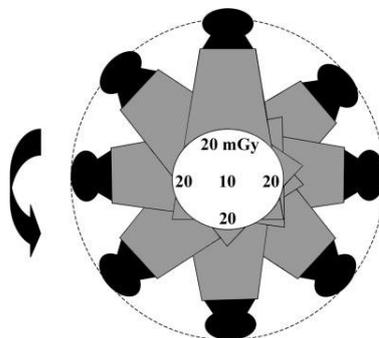


Figura 2.11 Valores de CTDI registados na periferia e no centro num fantoma de 32 cm após um exame de CT com as seguintes características: 120kVp; 280 mA; 10 mm colimação. (30)

A Figura 2.11 representa os valores de CTDI obtidos num estudo onde se utilizou um fantoma de 32 cm. O valor de CTDI registado no centro do fantoma é metade do valor de CTDI registado em qualquer uma das posições periféricas. Esta relação entre o valor de CTDI periférico e central mantém-se para todos os casos em que são utilizados fantomas de 32 cm. (30) No entanto, no caso dos fantomas de 16 cm a diferença entre os valores de CTDI registados no centro ou na periferia não é significativa. (30) (32)

Isto acontece porque no caso de fantomas mais pequenos o feixe de radiação sofre menos dispersão e portanto a radiação de entrada é muito próxima da radiação de saída, resultando assim numa distribuição de dose mais uniforme no caso dos fantomas de 16 cm. Consequentemente, o valor de dose de radiação obtido para fantomas de 32 cm será aproximadamente metade do valor obtido para fantomas de 16 cm. A massa do doente é assim um parâmetro determinante no valor de dose de radiação obtido no final de um exame de CT. (4) (30)

Tendo em conta a variação do valor de CTDI em função da sua posição no fantoma foi definido o Índice de Dose Ponderado de CT ($CTDI_w$) que pode ser descrito como uma média ponderada das contribuições de dose central e periférica no valor de CTDI ao longo do plano Y. (29) (30) (32) Matematicamente, o $CTDI_w$ pode ser determinado através da Equação 2.5. (32)

$$CTDI_w = \left(\frac{1}{3}\right) (CTDI_{100})_c + \left(\frac{2}{3}\right) (CTDI_{100})_p \quad \text{Equação 2.5}$$

Na equação a expressão $(CTDI_{100})_c$ representa o valor de CTDI obtido no centro do fantoma e $(CTDI_{100})_p$ representa o valor de CTDI obtido em qualquer uma das posições periféricas. (32)

A partir da $CTDI_w$ pode ser definido outro parâmetro, inicialmente introduzido pela *International Electrotechnical Commission*, o Índice de Dose de Volume $CTDI_{vol}$. (29) Ao

contrário do Índice de Dose Ponderado que representa a dose média absorvida ao longo dos planos Y e X, o $CTDI_{vol}$ é definido como a dose média absorvida ao longo dos três eixos representados na Figura 2.6 (29) A expressão matemática que define este parâmetro está definida na equação seguinte. (30)

$$CTDI_{vol} = (CTDI_w) \times \frac{N \times T}{I} \quad \text{Equação 2.6}$$

Na equação, N representa o número de secções adquiridas por scan, T a espessura de cada secção adquirida e I representa o deslocamento que a mesa do doente realiza por cada rotação. (30) O parâmetro $(I/N \times T)$ da equação anterior é designado como *Pitch*. (32)

Tendo em conta as equações anteriores, se, por exemplo, o valor de $CTDI_w$, para um scan helicoidal com um valor de pitch igual a 1 é 3 cGy, então o valor de $CTDI_{vol}$ para o mesmo protocolo, mas com um pitch de 1.5, será 2cGy (32).

2.2.2 Produto Dose – Comprimento (DLP)

Para além do CTDI, os exames de CT são habitualmente caracterizados através de outra grandeza dosimétrica, o Produto Dose – Comprimento (DLP, *Dose – Length Product*). O DLP é um indicador da dose de radiação referente à totalidade do exame de CT. Enquanto o CTDI é uma estimativa da dose média associada a um único scan, o DLP tem em conta o comprimento total do exame e pode ser descrito pela equação seguinte. (29) (30)(32)

$$DLP = (CTDI_{vol}) \times L \quad \text{Equação 2.7}$$

Na equação L representa o comprimento total do exame ao longo do eixo Z (32). A unidade do SI do DLP é o miliGray-cm (mGy.cm). Apesar de o DLP ser proporcional à energia total depositada, este parâmetro não é apropriado para indicar o risco associado à exposição do doente à radiação, uma vez que não tem em conta a radiosensibilidade dos órgãos irradiados. Para este propósito foi definida a Dose Efectiva, uma grandeza dosimétrica que será descrita no Capítulo 2.4. (29)

2.3 Mamografia

A Mamografia é uma técnica de imagiologia médica que utiliza radiação X para detecção de patologias da mama, em particular para detecção de cancro da mama. Em Portugal, anualmente, são detectados cerca de 4500 novos casos de cancro da mama e 1500 mulheres morrem com esta doença. Uma vez que a mamografia permite detectar casos de cancro da

mama em fases iniciais, esta tem ocupado um lugar de destaque no plano de detecção desta doença. (33)(34)

O objectivo desta técnica é a visualização da estrutura anatómica da mama, constituída por tecido fibroso, adiposo e glandular. A formação das imagens baseia-se na absorção diferenciada da radiação e este processo deve ser maximizado para que seja possível uma melhor distinção entre tecido saudável e patológico. Tendo em conta este objectivo e as características anatómicas da mama, a mamografia é uma técnica de imagiologia caracterizada por um conjunto de aspectos técnicos que diferem da Radiografia Convencional e que têm implicações ao nível da dose depositada nos tecidos da mama e do risco associado à exposição à radiação. (35)

A primeira diferença está relacionada com o espectro de energia do feixe de radiação gerado no tubo de raios-x. Tal como foi referido anteriormente, a energia do espectro está directamente relacionada com o material utilizado na constituição do ânodo do tubo de raio-x. No caso da mamografia o ânodo é habitualmente constituído por um dos seguintes materiais: Molibdénio (Mo), Ródio (Rh) ou em alguns casos o Tungsténio (W). A principal justificação para se utilizarem estes materiais está relacionada com o facto de estes produzirem um feixe de radiação com energia relativamente baixa (quando comparado com o feixe de energia gerado no caso da Radiografia Convencional). (33)

Na Figura 2.12 está apresentado o espectro de energias do feixe de raios-x gerado quando se utiliza um ânodo de Molibdénio. Comparando este espectro com o espectro apresentado na Figura 2.2 verifica-se que a energia do feixe é mais baixa e que os picos de radiação característicos do material do ânodo correspondem a energias menores. A baixa densidade dos tecidos constituintes da mama é o principal motivo pelo qual se utiliza um espectro de radiação com energia relativamente baixa, caso contrário o feixe seria pouco atenuado e a imagem gerada não apresentaria uma qualidade suficiente para detecção de estruturas patológicas. (33)

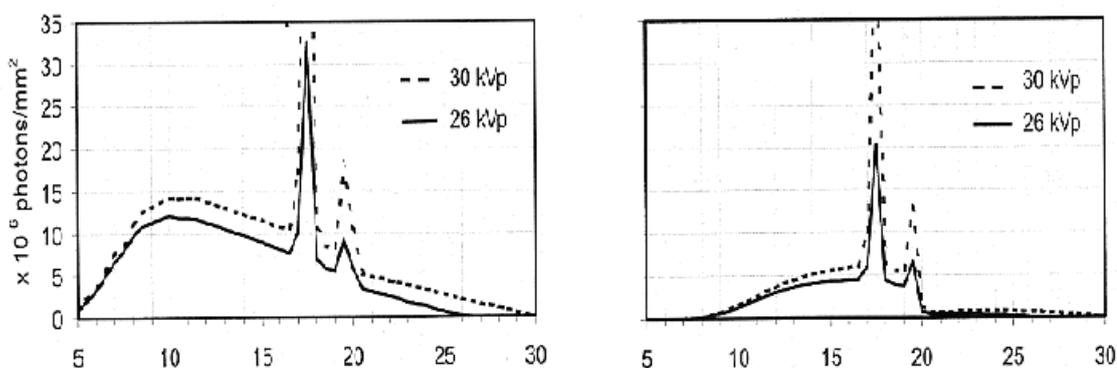


Figura 2.12 Espectro de energia do feixe de raios-x gerado com um ânodo de Mo: (Esq.) Espectro obtido sem filtração; (Dir.) Espectro obtido após filtração.

À semelhança do que acontece em Radiografia Convencional, também o feixe de radiação utilizado em mamografia é filtrado antes de incidir no tecido do doente. O principal objectivo deste processo é remover a radiação de baixa energia e de alta energia que não iriam contribuir para a formação da imagem. Na Figura 2.12 podem verificar-se os efeitos que um filtro de Molibdénio de 3 mm tem no espectro de radiação gerado a partir de um ânodo de Mo. Os filtros utilizados nos equipamentos de mamografia podem ser constituídos por Molibdénio (3 mm de espessura, Mo) ou por Ródio (2.5 mm de espessura, Rh). (33)(35)

Tal como pode verificar-se pelo esquema apresentado na Figura 2.13 o equipamento utilizado durante um exame de mamografia inclui uma placa utilizada para comprimir a mama durante o exame. A compressão da mama é um processo muito importante que permite otimizar a qualidade da imagem gerada. A compressão da mama permite diminuir a espessura irradiada e consequentemente permite que a penetração do feixe de raios-x na mama ocorra de forma mais uniforme, reduzindo assim a dispersão do feixe e otimizando a qualidade da imagem. Como consequência da diminuição da dispersão existe um aumento do contraste da imagem. É ainda importante salientar que a compressão permite imobilizar o tecido irradiado, reduzindo assim o efeito de *blurring* causado pelo movimento e permite ainda que se utilize um espectro de energia mais baixo no feixe de radiação uma vez que o tecido irradiado apresenta uma espessura menor. (33)(35)

A mama é um órgão radiosensível e existem preocupações relativamente à quantificação do risco associado à exposição da mama à radiação ionizante. Em 1976 foi sugerido que a dose média referente aos tecidos glandulares seria a forma mais apropriada de quantificar o risco associado à exposição à radiação. O tecido glandular é, de todos os tecidos da mama, aquele que apresenta maior sensibilidade à radiação, assim a determinação da Dose Média Glandular (MGD, *Mean Glandular Dose*) permite avaliar os riscos associados a esta técnica. (36) No entanto, esta grandeza dosimétrica não pode ser determinada directamente, pelo que ao longo dos últimos anos foram definidas formas de estimar este parâmetro em função das características de cada exame. (35)(36)

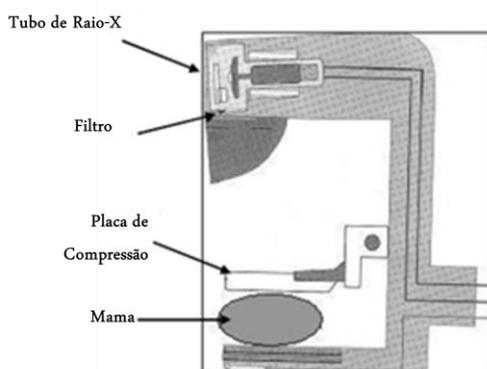


Figura 2.13 Esquema representativo de um equipamento de Mamografia. Adaptado de (33)

2.3.1 Dose Média Glandular (MGD)

Um dos primeiros métodos de cálculo da MGD foi publicado por X. Wu et al (1991) no qual a dose média glandular resulta da multiplicação da Exposição à Entrada da Pele (X_{ESE}), cuja unidade é o Roentgen, R, por um factor de conversão (f) (unidade: miliRad/Roentgen, mrad/R) que depende de vários factores. (33) Matematicamente pode então escrever-se,

$$MGD = f \cdot X_{ESE} \quad \text{Equação 2.8}$$

O coeficiente de conversão é um parâmetro tabelado e que varia em função das características do equipamento e do feixe de raios-x, da espessura da mama e da sua composição. (37) No Anexo I estão apresentados os factores de conversão publicados em 1999 pela *American College of Radiology* (ACR) em função do potencial do tubo de raios-x (kVp) e da qualidade do feixe, ou seja do *Half Value Layer*⁶ (HVL). Os valores publicados pela ACR são referentes a um tecido com 4.5 cm de espessura, composto por 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. Uma vez que o coeficiente de conversão varia em função do filtro utilizado, foram estabelecidos valores para o caso em que o material utilizado no filtro é Mo ou Rh. (37)

Em 2007 foi desenvolvido um outro modelo para estimar a MGD a partir dos valores da diferença de potencial do tubo (kVp), da intensidade da corrente multiplicada pelo tempo (mAs) e da espessura da mama (CBT). Este modelo foi desenvolvido a partir da Equação 2.8. Do ponto de vista teórico, a Exposição pode ser determinada a partir da multiplicação do valor de output do tubo pela mAs, ou seja, (37)

⁶ O HVL corresponde à espessura necessária para que a energia de um determinado feixe de radiação seja atenuado para metade.

$$X_{ESE} = Output * mAs \quad \text{Equação 2.9}$$

Neste trabalho foram registados os valores de output do tubo de raios-x em função do valor de kVp e foi verificada, tal como seria esperado, uma relação linear entre ambos os parâmetros. Para além disso, tendo em conta que a exposição varia com a Espessura da mama comprimida (CBT) de acordo com a lei do inverso do quadrado, este parâmetro deve ser tido em conta no cálculo da X_{ESE} . Pode assim escrever-se, (37)(38)

$$X_{ESE} = Output(kVp) * mAs * \frac{SSD^2}{(SID-CBT)^2} \quad \text{Equação 2.10}$$

Na equação 2.10, SSD representa a distância do tubo de raio-X à mama e SID a distância entre o tubo e o detector do equipamento. Para além do valor de exposição, os investigadores definiram também uma forma de determinar o coeficiente de conversão a partir do valor de kVp, partindo da informação apresentada na tabela do Anexo I Tendo em conta este aspecto, a Equação 2.8 e a Equação 2.10 foram definidas duas equações que permitem determinar o valor de MGD para os casos em que se utiliza o Rh ou o Mo no filtro do equipamento. (37)

Equação 2.11

$$MGD_{Rh}(mGy) = (1.223kVp - 24.977) * mAs * \frac{60.8^2}{(65 - CBT)^2} * \frac{4.85167kVp + 72.45071}{100000}$$

Equação 2.12

$$MGD_{Mo}(mGy) = (1.542kVp - 28.051) * mAs * \frac{60.8^2}{(65 - CBT)^2} * \frac{5.49282kVp + 10.96728}{100000}$$

De acordo com os investigadores deste trabalho o cálculo da MGD com recurso às Equações 2.11 e 2.12 apresenta um erro de $1.94 \pm 1.7\%$ e $1.8 \pm 1.74\%$, respectivamente. A aplicação das equações definidas neste estudo tem como principal limitação o facto de considerar sempre que a proporção entre tecido adiposo e tecido glandular é 50/50. (37)

Para além dos métodos apresentados para o cálculo da MGD, existe ainda um terceiro método de cálculo apresentado por D. R. Dance et al (2000). (39) De acordo com este trabalho a MGD pode ser definida através da seguinte expressão:

$$MGD = K \cdot g \cdot c \cdot s \quad \text{Equação 2.13}$$

Na equação acima, K representa o kerma no ar, calculado à entrada da pele, os factores g, c e s são parâmetros tabelas e que estão apresentados no Anexo II. Os três factores utilizados permitem determinar o valor de MGD para vários protocolos de mamografia, permitindo adaptar o cálculo em função da espessura da mama, da sua composição, da idade da doente, do HVL e da combinação ânodo/ filtro. Estes parâmetros foram estimados a partir de

simulação de Monte Carlo e da utilização de fantasmas representativos da mama, compostos por 50% de tecido glandular. (40)

O factor g depende da espessura da mama e do HVL e foi determinado para uma mama (fantoma) constituída por 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. O factor c é um factor que corrige as diferenças entre a composição da mama de cada doente e a composição do fantoma utilizado e foi definido em função da idade do doente. A composição da mama não é um parâmetro normalmente conhecido, no entanto vários estudos indicam que depende directamente da espessura da mama e da idade do doente, assim o factor c foi tabelado em função destes aspectos (ver Anexo II). (40) (41)

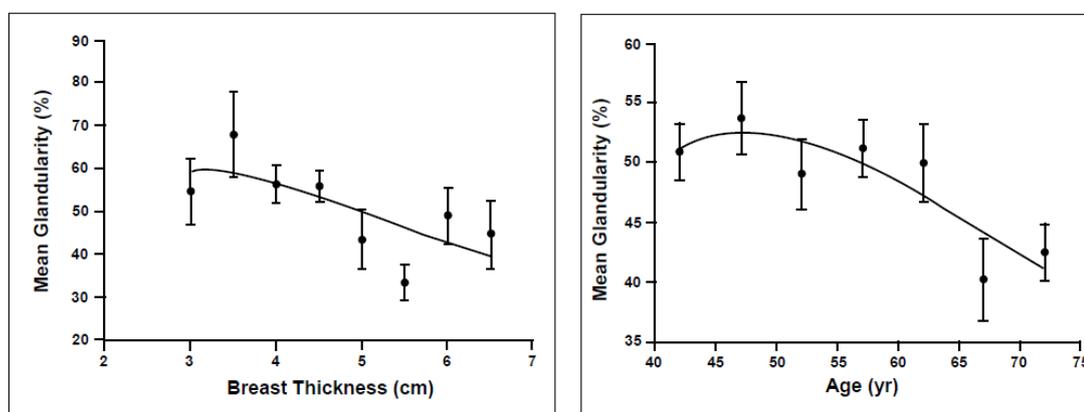


Figura 2.14 Gráfico que reflecte a percentagem de tecido glandular em função da: (esq.) espessura da mama (cm); (dir.) idade do doente. Adaptado de (41)

Os gráficos apresentados na Figura 2.14 resultam de um estudo desenvolvido em 2004, no qual se estudou a variação de tecido glandular em função da espessura da mama e da idade do doente. Neste trabalho apresentado em 2004 foi desenvolvida uma equação que permite determinar a percentagem de tecido glandular (b_g) em função da espessura da mama (t) e da mAs. (41)

$$b_g = \left(10.19 + \frac{272.1}{t}\right) \cdot \ln(\text{mAs}) - \left(208.6 + \frac{121}{t}\right) \quad \text{Equação 2.14}$$

Ainda relativamente à Equação 2.13, o factor s depende do material utilizado no ânodo e no filtro. Tal como se pode verificar no Anexo II foram definidas várias combinações possíveis e para cada uma delas foi estabelecido um valor. (40)

De acordo com a 4ª Edição do *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnostic* este deve ser o método utilizado para determinar o valor de MGD durante os protocolos de manutenção realizados aos equipamentos de mamografia. (40)

2.4 Dose Efectiva

A Dose Efectiva (E) é uma grandeza dosimétrica definida pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) e que permite quantificar o risco associado à exposição dos tecidos à radiação ionizante. (30)(42) Matematicamente pode ser definida da seguinte forma,

$$E = \sum_T w_t \cdot H_t \quad \text{Equação 2.15}$$

Na Equação 2.15 w_t representa o factor de ponderação que reflecte a radiosensibilidade do órgão t e H_t é a Dose Equivalente relativa ao mesmo. Assim, a dose efectiva pode ser definida como a soma da dose absorvida por cada órgão, ponderada de acordo com a maior ou menor radiosensibilidade do órgão. Ao contrário das grandezas características de cada modalidade (descritas nas secções 2.1; 2.2 e 2.3), a dose efectiva permite uma comparação directa do risco associado à realização de diferentes modalidades imagiológicas. (42)

Apesar das vantagens associadas ao cálculo da dose efectiva esta não pode ser medida directamente com recurso a dosímetros TLD ou câmaras de ionização, pelo que ao longo dos últimos anos foram desenvolvidos métodos que permitem estimar o valor de dose efectiva. Para cada técnica imagiológica existem vários modelos que permitem estimar este valor com uma precisão que depende do grau de complexidade de cada método. (43)

2.4.1 Dose Efectiva em CT

No caso da CT podem destacar-se dois métodos de estimação da dose efectiva que são normalmente utilizados: o primeiro é baseado na aplicação directa da Equação 2.15 e utiliza os coeficientes de ponderação definidos para cada órgão e o segundo baseia-se na aplicação de coeficientes de conversão que permitem uma estimativa da dose efectiva mais simples. (30) (43)

Relativamente ao primeiro método é necessário começar por determinar a dose absorvida por cada órgão durante um exame de CT. Este é um parâmetro que pode ser obtido através de simulação de Monte Carlo (MC) – o método computacional mais completo para estimar o valor de dose dos órgãos e tecidos irradiados e que permite simular vários protocolos de CT. Para cada protocolo é definido um conjunto de parâmetros relacionados com as características do feixe de raios-x e com as propriedades do tubo de raio-x. (30)(43)

Em 1991 foram publicados, pela primeira vez, os valores de dose absorvida por cada órgão para vários protocolos de CT, resultantes de um trabalho desenvolvido por membros da *United Kingdom's National Radiological Protection Board* (NRPB). Estes valores foram obtidos a partir de simulação de MC e com recurso a um fantoma matemático (MIRD V) constituído por formas geométricas que se aproximavam à forma e à localização dos órgãos radiosensíveis do corpo humano.(30) (43)

Considere-se, por exemplo, a situação em que se pretende determinar a dose absorvida em cada órgão após realização de um exame de CT ao tórax a um doente do sexo masculino, adulto e que sofra de obesidade. Para estimar da melhor forma a dose absorvida, o fantoma utilizado durante a simulação de MC deverá corresponder tanto quanto possível às características anatómicas do doente irradiado.

Dada a diversidade de parâmetros anatómicos que influenciam o valor de dose dos órgãos, não seria possível definir um fantoma específico para cada doente, pelo que ao longo dos anos foram desenvolvidos fantasmas representativos de vários grupos populacionais. Por exemplo, em 1987 um grupo de investigadores desenvolveu uma família de seis fantasmas matemáticos representativos de seis idades diferentes (ver Figura 2.15). (44)

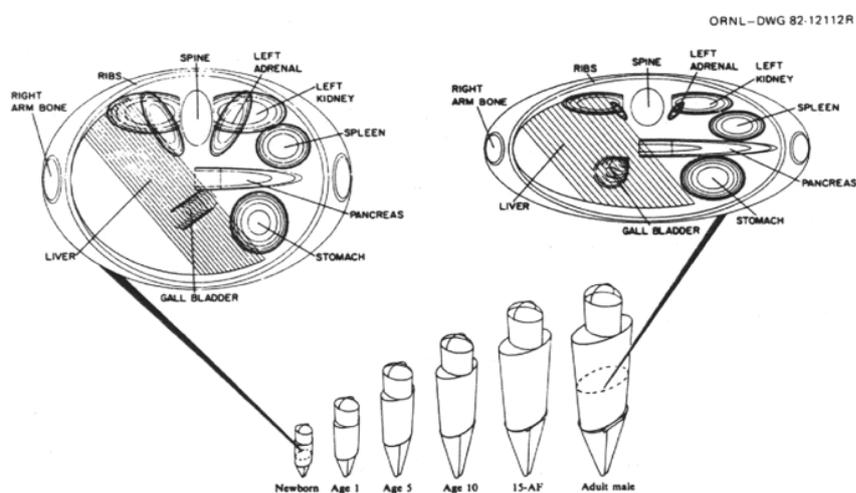


Figura 2.15 Fantasmas de Cristy e Eckerman desenvolvidos em 1987 para seis idades (neonatal, 1 ano, 5 anos, 10 anos, 15 anos, adulto). (45)

Por observação da Figura 2.15 verifica-se que para cada idade foram definidas características anatómicas *standard* – massa, altura, perímetro e comprimento de cada região irradiada. Na Tabela 2.1 estão representadas as características principais dos fantasmas apresentados na Figura 2.15. (9)

Em 2002 a NRPB publicou uma nova tabela com os valores de dose absorvida para cada órgão, calculados a partir de simulação de MC, para os seis fantasmas acima apresentados. (44)

Tabela 2.1 Características dos fantasmas de Cristy e Eckerman. Adaptado de (44)(9)

Fantoma	Neonatal	1 Ano	5 Anos	10 Anos	Adulto
Altura (cm)	47.5	69.6	103	132	167
Área da superfície do corpo (cm ²)	2.100	3.900	7.500	9.500	18.000
Massa (kg)	3.600	9.720	19.800	33.200	73.700

Em 1991, um outro trabalho definiu dois fantasmas matemáticos, Adão e Eva, representativos de um doente do género masculino e feminino, respectivamente. A utilização destes fantasmas é particularmente importante para avaliar o valor de dose efectiva estimado para a região torácica e pélvica em função do género do doente. Por exemplo, num exame torácico a um doente do sexo feminino a estimativa da dose efectiva com recurso à Equação 2.15 deveria ter em conta a dose absorvida pela mama ponderada de acordo com o seu factor de ponderação. A partir do fantoma “Eva” foi possível determinar a dose absorvida pela mama, fundamental para este cálculo.

A aplicação da Equação 2.15 implica ainda o conhecimento do coeficiente de ponderação característico de cada órgão e tecido. Em 1977 a ICRP publicou a primeira lista de valores de ponderação para um conjunto de órgãos (ICRP Publicação 26). No entanto, desde essa primeira publicação o conhecimento acerca da radiosensibilidade dos órgãos evoluiu, tendo como consequência directa a alteração dos valores publicados em 1977. A Tabela 2.2 reflecte os valores de ponderação estabelecidos nas três publicações da ICRP dedicadas a este assunto – Publicação 26 (1977), publicação 60 (1991), Publicação 103 (2007). (43)

A aplicação prática deste método não é muito extensiva dada a complexidade do mesmo. Por este motivo, ao longo dos últimos anos foram desenvolvidos outros métodos de cálculo estimativo da dose efectiva.

O segundo método desenvolvido para estimar o valor de dose efectiva baseia-se na relação de linearidade existente entre o Produto Dose – Comprimento (DLP, ver secção 2.2) e o valor de Dose Efectiva encontrada para determinadas regiões anatómicas. (30) Esta relação de linearidade foi descoberta por um grupo de investigadores que em 1999 simulou vários protocolos de CT através da técnica de MC e da utilização de um fantoma matemático. Cada protocolo de CT correspondia à irradiação de uma das cinco zonas anatómicas seguintes, cabeça, pescoço, tórax, abdómen ou pélvis. (43)

Tabela 2.2 Coeficientes de ponderação publicados pela ICRP em 1977 (Pub26), 1991 (Pub60), 2007 (Pub103). (43)

Tecido/ Órgão	Publicação		
	ICRP 26	ICRP 60	ICRP 103
Gónadas	0.25	0.20	0.08
Medula Óssea	0.12	0.12	0.12
Pulmões	0.12	0.12	0.12
Estomago		0.12	0.12

Mama	0.15	0.05	0.12
Fígado		0.05	0.04
Bexiga		0.05	0.04
Esófago		0.05	0.04
Tiróide	0.03	0.01	0.01
Oso	0.03	0.01	0.01
Pele		0.01	0.01
Cérebro			0.01
Glandulas Salivares			0.01

Para cada protocolo simulado foi calculado o valor de dose efectiva através da aplicação directa da Equação 2.15, ou seja através do primeiro método de cálculo da dose efectiva apresentado e foi ainda determinado o valor de DLP correspondente. (43)(46)

Posteriormente, fez-se a correspondência gráfica entre o valor de DLP obtido e o valor de dose efectiva estimado para os vários exames de CT. Foi então encontrada uma relação linear entre os dois valores para determinadas regiões anatómicas. (43)(47) A partir desta descoberta foi então definido um novo método de cálculo da dose efectiva que se baseia na utilização de factores de conversão que resultam da relação de linearidade verificada entre o DLP e a dose efectiva:

$$E = DLP \cdot k \quad \text{Equação 2.16}$$

Na Equação 2.16, k é o coeficiente de conversão que permite estimar o valor de Dose Efectiva a partir do valor de DLP gerado automaticamente após cada exame de CT. Os valores de coeficiente de conversão foram publicados pela primeira vez pela *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* (EUR16262) em 2000 para cinco regiões anatómicas, tal como está indicado na Tabela 2.3. (42)

Os valores apresentados na Tabela 2.3 foram obtidos através de um fantoma matemático que simulava o corpo de um adulto, pelo que não podiam ser aplicados para obtenção de valores de dose efectiva em casos pediátricos. (42)

Tabela 2.3 Coeficientes de conversão publicados pela *European Guideline on QC for CT* no ano 2000 para várias regiões anatómicas. Adaptado de (43)

Região Anatómica	Coefficiente de conversão (mSv/mGy·cm)
Cabeça	0.0023
Pescoço	0.0053

Tórax	0.017
Abdómen	0.015
Pélvis	0.019

Para colmatar a falta de coeficientes de conversão para o caso pediátrico, em 2004 a *National Radiological Protection Board* publicou uma tabela com coeficientes de conversão para seis regiões anatómicas (cabeça, pescoço, cabeça e pescoço, peito, abdómen/ pélvis e tronco) e cinco idades distintas (zero, um, cinco e dez anos e adulto⁷). Os fantasmas utilizados foram baseados nos fantasmas apresentados na Figura 2.15 e os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 2.4. (42)

Tabela 2.4 Coeficientes de conversão publicados pela NRPB em 2004 para várias regiões anatómicas e várias idades.

Adaptado de (44)

Região Anatómica	Coeficiente de conversão (mSv/mGy·cm)				
	Neonatal*	1 Ano*	5 Anos*	10 Anos*	Adulto*
Cabeça Pescoço	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Cabeça	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Pescoço	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Tórax	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdómen/ Pélvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Tronco	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015
Extremidades	0.0008				

* Idades indicadas referem-se a faixas etárias: Neonatal: 0 – 3 Meses; 1 Anos: 4 Meses – 2 Anos e 11 Meses; 5 Anos: 3 Anos – 7 Anos e 11 Meses; 10 Anos: 8 Anos – 14 Anos e 11 Meses; Adulto: >15 Anos.

De acordo com este estudo conclui-se que os coeficientes de conversão encontrados para o fantoma de 15 Anos e para o fantoma Adulto (ver Figura 2.15) eram muito semelhantes, pelo que se obteve por apresentar apenas os coeficientes encontrados para adulto na Tabela 2.4. (44) De facto, para fantasmas com valores de massa e altura superiores aos valores representativos para o Fantoma “Adulto”, foram estimados os coeficientes de conversão e concluiu-se que os valores obtidos apresentavam uma variabilidade bastante pequena. Por outro lado, se se avaliar a Figura 2.16 verifica-se que a Dose Efectiva apresenta uma variabilidade reduzida para doentes com valores de massa superiores a 40 Kg. De facto, para o intervalo referente a valores de massa dos 40 aos 120 Kg o valor de dose apresenta uma variabilidade menor, quando comparada com a variabilidade dos valores de Dose Efectiva registados no intervalo dos zero aos 40 Kg. (48)

⁷ Considera-se adulto um doente com idade igual ou superior a 15 anos.

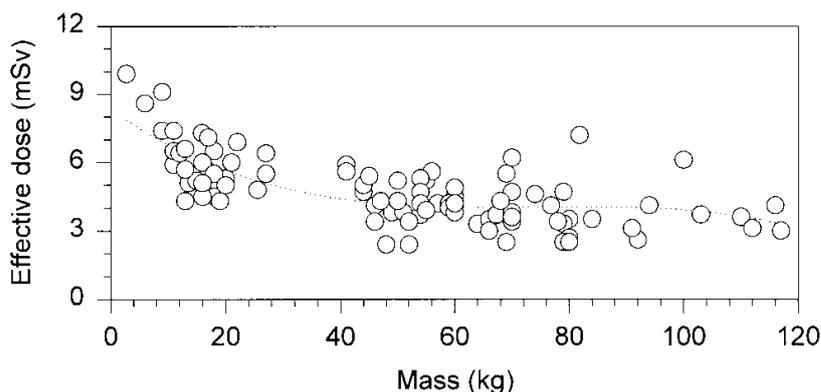


Figura 2.16 Gráfico no qual se representa a Dose Efectiva em função da massa do doente para exames à região abdominal. (48)

A estimativa da dose efectiva com recurso à Equação 2.15 e aos coeficientes de conversão apresentados na Tabela 2.4 apresentará um erro de cálculo menor quando as características anatómicas dos doentes e dos fantasmas caracterizados na Tabela 2.1 forem semelhantes. Assim, mais do que basear a escolha do coeficiente de conversão na idade do doente, esta escolha deverá ser baseada nas características do doente (altura, massa, diâmetro das regiões irradiadas). (43)

De acordo com a Equação 2.16, o coeficiente de conversão deve ser multiplicado pelo valor de DLP gerado automaticamente no final de cada exame de CT. Os valores de DLP gerados nos equipamentos de CT são estimados com base nas medidas de dose (Índice de Dose de CT Ponderado, $CTDI_w$) obtidas para cada modelo de CT através de medições realizadas pelos respectivos fabricantes. Este utiliza fantasmas de polimetilmetacrilato (PMMA) cilíndricos com 16 cm e 32 cm de diâmetro para obter os valores de $CTDI_w$. A partir destes valores de $CTDI_w$ medidos, dos parâmetros técnicos de cada protocolo (nomeadamente, a corrente do tubo de raio-x) e do comprimento de cada exame é então estimado o valor de DLP para cada protocolo realizado. (42)

No caso dos exames pediátricos ou exames à cabeça e/ou pescoço o valor de DLP deve ser estimado com base no valor de $CTDI_w$ obtido para um fantoma de PMMA de 16 cm de diâmetro. Nas restantes situações o valor de DLP deve ser gerado a partir do valor de $CTDI_w$ obtido num fantoma de 32 cm. No entanto, existem casos em que o valor de DLP em exames pediátricos é estimado a partir de fantasmas de 32 cm de diâmetro. Nestas situações o valor de DLP calculado subestima o real valor de DLP. De acordo com vários trabalhos de investigação o valor de DLP obtido nestes casos pode ser corrigido através da sua multiplicação por um factor de 2. (42)(44)(49)

2.4.2 Dose Efectiva em XR

A Dose Efectiva pode ser determinada para os exames de Radiografia Convencional com recurso a simulação de Monte Carlo, à semelhança do que foi descrito no sub-capítulo 2.4.1 para CT. No entanto, a determinação da dose com recurso a essa metodologia requer que se simulem as características do feixe utilizado durante o exame e que se determine a dose para todos os órgãos irradiados. Este tipo de metodologia não pode ser aplicado em rotina clínica para se determinar a Dose Efectiva, pelo que foram definidas outras estratégias de cálculo que permitem estimar o valor de Dose. (50)

A NRPB definiu expressões matemáticas que permitem determinar a Dose Efectiva a partir das grandezas dosimétricas definidas no sub-capítulo 2.1 – ESD e DAP (16). Para que se utilizem as referidas grandezas, para estimar a Dose Efectiva, é necessário utilizar coeficientes de conversão, tal como está apresentado nas equações seguintes,

$$E = DAP \cdot k_{DAP} \tag{Equação 2.17}$$

$$E = ESD \cdot k_{ESD} \tag{Equação 2.18}$$

Nas Equações 2.17 e 2.18, k_{DAP} e k_{ESD} representa os coeficientes de conversão publicados pela NRPB no relatório nº 262 que devem ser multiplicados pelo DAP ou ESD, respectivamente. Estes coeficientes foram determinados pela NRPB com recurso a simulação de Monte Carlo. Estes estão tabelados em função de um conjunto de factores que dependem essencialmente do Protocolo de Radiografia realizado - filtração, tamanho do feixe, orientação do feixe, diferença de potencial e região anatómica. (22)(21)

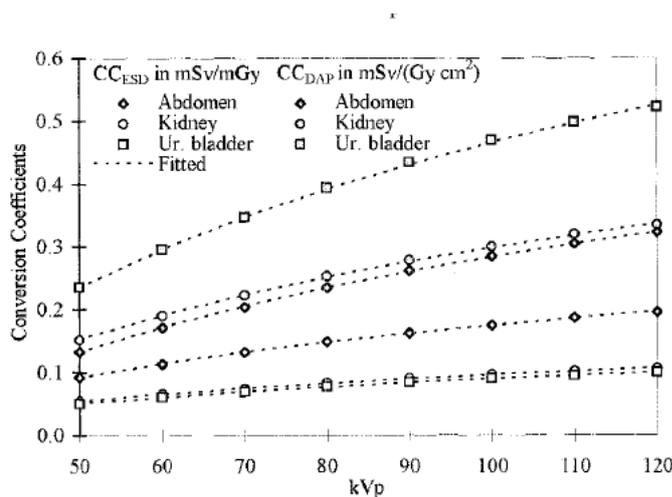


Figura 2.17 Gráfico que demonstra a relação entre o factor de conversão de DAP para um estudo de XR aos pulmões. Adaptado de (16)

Na Figura 2.17 está apresentado o resultado do estudo de Yakoumakis, E., *et al* (2001) no qual se avaliou a relação entre o coeficiente de conversão e os parâmetros dos Estudos de XR, em

particular a diferença de potencial do tubo de raios-x e a corrente. Tal como se verifica pelo gráfico apresentado, o coeficiente de conversão DAP e ESD apresenta uma forte relação com a variação da diferença de potencial do tubo de raios-x, para as várias regiões anatómicas identificadas. De facto, a variação do coeficiente de conversão pode ser descrita em função da diferença de potencial através de um equação logarítmica do tipo,

$$E = a \cdot \ln(kVp) + b \quad \text{Equação 2.19}$$

Na equação apresentada, os factores a e b dependem da região anatómica irradiada. É importante referir que para os restantes factores descritos anteriormente, podem ser estabelecidas relações equivalente à que está apresenta na Equação 2.19. (16)

A aplicação dos factores de conversão descritos parte do pressuposto que as características individuais do doente são iguais às dos fantasmas utilizados pela NRPB para os estimar. Compreende-se assim que, à semelhança do que foi descrito para o caso da CT, também para estimar a Dose Efectiva em XR é importante considerar as características anatómicas do doente. Factores como a massa foram indicados como um dos mais relevantes na determinação do coeficiente de conversão (50). No entanto, não foram estudados métodos que quantifiquem a influência das características anatómicas e o coeficiente de conversão.

2.4.3 Dose Efectiva em MG

Apesar de a Dose Média Glandular ter sido descrita como a grandeza dosimétrica que melhor quantifica o risco associado à realização dos exames de Mamografia, também é possível estimar a Dose Efectiva para este tipo de exames imagiológicos.

De acordo com o Relatório N°154 da Comissão Europeia, *European Guidance on Estimating Population Doses from Medical Radiology*, a Dose Efectiva pode ser estimada a partir da multiplicação do valor de MGD de cada exame de Mamografia pelo factor de ponderação publicado pela ICRP para a Mama e apresentado na Tabela 2.2. De acordo com o relatório indicado o factor de ponderação utilizado seria 0.05, ou seja, o factor publicado pela ICRP em 1991 (Publicação 26). No entanto, uma vez que existe uma publicação mais recente do valor de ponderação para a mama (Publicação 103 da ICRP), a expressão utilizada para estimar a Dose Efectiva no caso da mamografia pode ser descrita da seguinte forma(13) (43),

$$E = MGD * 0.12 \quad \text{Equação 2.20}$$

Para determinar a Dose Efectiva, o valor de MGD deve ser referente à dose média do tecido glandular de ambos os seios. Isto significa que se apenas um dos seios for irradiado durante o

exame de mamografia, a MGD obtida no final do exame deve ser dividida por dois para que se obtenha o valor de MGD para todo o órgão (os dois seios). (13)

2.5 Modelos Adaptativos – Revisão Bibliográfica

Os parâmetros de dose específicos para cada modalidade imagiológica referida são obtidos, habitualmente, de forma directa no final dos exames. No entanto, parâmetros como a Dose Efectiva, que permitem quantificar o risco associado à realização de cada exame radiológico não são obtidos automaticamente após a realização de cada protocolo. Dada a importância deste parâmetro no campo da protecção radiológica foram desenvolvidos alguns modelos de cálculo automático da Dose Efectiva. O modelo mais recente de cálculo foi apresentado em 2011 por uma equipa de investigadores da Universidade da Pensilvania e é designado RADIANCE (6).

Este modelo de cálculo permite automatizar a estimativa do cálculo da Dose Efectiva no caso de Exames de CT. Este começa por extrair e armazenar a informação relacionada com a dose e com o protocolo realizado por cada doente e estima, com base nessa informação, o valor de Dose Efectiva. (7)(6)

O RADIANCE começa por extrair informação, necessária ao cálculo de dose, que se encontra armazenada no *Picture Archiving and Communication System* (PACS). No PACS são armazenadas as imagens de diagnóstico resultantes dos exames realizados e as *CT Dose Report Image* onde se encontra disponível informação de dose relativa a cada protocolo. Entre os dados disponíveis neste relatório de dose podem encontrar-se os valores de DLP e $CTDI_w$, bem como a(s) região(ões) anatómica(s) irradiada(s) durante o exame (ver Figura 2.18). (6)(7)

15-Jul-20
Ward:
Physician:
Operator:

Total mAs 15323 Total DLP 1601 mGy*cm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol mGy	DLP mGy*cm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
AP Scout	1	120	36 mA			2.7	0.6
Lateral Scout	2	120	36 mA			2.7	0.6
CCS	3D	120	150	8.49	122	0.2	3.0
Last scan no.	10						
PreMonitoring	11	120	20	0.90	1	0.33	10.0
I.V. Bolus							
Monitoring	12	120	20	9.73	10	0.33	10.0
Last scan no.	22						
Coronary Angio	23D	120	350	91.74	1468	0.33	0.6

Figura 2.18 Exemplo de *CT Dose Report Image* armazenado no PACS. (6)

Uma vez que a informação se encontra armazenada sob a forma de uma imagem, os investigadores optaram por definir um modelo que começasse por extrair a informação de dose

através de reconhecimento óptico de caracteres (OCR) e que posteriormente convertesse essa informação em texto (ASCII, *American Standard Code for Information Interchange*) (7). De toda a informação apresentada na *CT Dose Report Image* os investigadores obtaram por extrair o nome da região anatómica irradiada (primeira coluna da esquerda-direita na Figura 2.18) e o valor correspondente de DLP (Sexta coluna da esquerda-direita na Figura 2.18) (7).

Uma vez armazenada a informação é então feito o cálculo de Dose Efectiva para cada exame realizado. Este cálculo é obtido a partir da aplicação directa da Equação 2.16. Desta forma, o valor de dose é obtido a partir da multiplicação do valor de DLP pelo valor de k seleccionado em função da região anatómica irradiada e apresentado na Tabela 2.3. (6)

Para determinadas regiões anatómicas identificadas no *CT Dose Report Image* o valor de k é o mesmo, pelo que nestes casos se começa por somar os valores de DLP e posteriormente multiplica-se o resultado pelo respectivo coeficiente de conversão. Por exemplo, se se tiver um caso em que as regiões identificadas são: “RoutineHead” + “FaceSinus” + “Thorax” então o modelo, desenvolvido pelos investigadores, começa por somar o valor de DLP correspondente às duas primeiras regiões e posteriormente multiplica esse resultado pelo coeficiente de conversão correspondente à cabeça e indicado na Tabela 2.3. Depois disso é então multiplicado o valor de DLP correspondente ao “Thorax” pelo k identificado na mesma tabela. O valor de Dose Efectiva total resulta da soma dos dois valores encontrados. (6)

A identificação prévia da região irradiada é utilizada para seleccionar o coeficiente de conversão, no entanto a correcta identificação da região anatómica constituiu uma das principais dificuldades identificadas pelos investigadores. Por exemplo, a região abdomino-pélvica pode ser designada no *CT Dose Report Image* como “abdpel”, “abdómen pélvis+c” ou “abd/pel”. Para que o modelo consiga identificar, em qualquer situação, o nome da região irradiada os investigadores responsáveis por este modelo optaram por definir para cada região um conjunto de nomes que podia ser aceite para a identificar. Na Tabela 2.5 estão apresentados alguns dos nomes reconhecidos pelo modelo para identificar as regiões da cabeça, tórax e abdómen. (6)

Tabela 2.5 Designações para as regiões da cabeça, tórax e abdómen/ pélvis reconhecidas pelo modelo RADIANCE.

Adaptado de (6)

Cabeça	Tórax	Abdómen/ Pélvis
RoutineHead	Chestnc	Abdpel
AxialHead	Inspiration	Abd/pel
Face Sinus	Trachea	Delayepel
Spiralface	Chest chest+c	Abdómen pélvis+c

Uma das principais vantagens do modelo RADIANCE é o facto de utilizar o *CT Dose Report Image* para obter o valor de DLP em função de cada uma das regiões anatómicas. Existem

outros locais num PCS onde podem ser guardados dados dosimétricos, nomeadamente o valor de DLP. No entanto, em qualquer um desses locais o valor de DLP apresentado corresponde ao valor total do exame e não ao valor em função da(s) região(ões) irradiada(s). Quando se utiliza o valor de DLP Total do exame para estimar o valor de Dose Efectiva é necessário ter particular atenção aos protocolos em que se examinam regiões com valores de k diferentes, por exemplo exames “pescoço+tórax”.

Apesar desta abordagem, é importante referir alguns aspectos limitativos do modelo apresentado. Em primeiro lugar, o cálculo da dose efectiva apenas tem em conta parâmetros relacionados com o protocolo usado e baseia-se essencialmente na região anatómica irradiada. O grau de adaptabilidade do modelo está assim condicionado, já que não entra em conta com nenhum parâmetro directamente relacionado com o doente. Como foi descrito no Capítulo 2.4.1 o valor de Dose Efectiva depende da massa do doente, da sua altura, do diâmetro da região anatómica irradiada e do género (42). Assim, um modelo de cálculo adaptativo, customizado a cada doente, deverá ter em conta alguns destes parâmetros.

Outro aspecto que pode condicionar o bom funcionamento do modelo RADIANCE está relacionado com o facto de a informação utilizada no cálculo ser obtida a partir dos dados guardados no PACS. Para o PACS vão, na maioria das situações, apenas exames/ imagens de diagnóstico. Assim, podem existir dados dosimétricos que não são guardados e portanto, o cálculo final subestima o real valor de dose efectiva.

Em 2011 um outro modelo adaptativo para o cálculo da Dose Efectiva foi apresentado. Neste caso, o coeficiente de conversão é multiplicado pelo valor de DLP extraído do relatório radiológico que é elaborado pelo médico responsável pelo exame de imagiologia. O algoritmo está desenhado para procurar no relatório radiológico a *string* iniciada por “DLP” e que acaba em “mGy-cm”. O valor identificado entre “DLP” e “mGy-cm” seria então reportado como o valor de DLP e multiplicado pelo coeficiente de conversão relativo à região anatómica indicada no relatório. A grande desvantagem deste modelo é o facto de estar dependente da elaboração correcta do relatório radiológico de cada doente. Outra desvantagem associada a este método é o facto de o coeficiente de conversão ser escolhido apenas com base na região anatómica irradiada. Desta forma, o cálculo de Dose não entra em conta com factores directamente relacionados com o doente, sendo por isso o grau de adaptabilidade do modelo limitado.

Analisando os modelos de cálculo encontrados na literatura, todos eles englobam ainda um número reduzido de parâmetros nos algoritmos implementados, demonstrando-se desta forma a necessidade contínua de desenvolver novos métodos que permitam estimar com um rigor crescente o valor de dose associado aos exames de imagiologia realizados.

3 Radiobiologia e Protecção Radiológica

Neste capítulo serão descritos, em primeiro lugar, os efeitos da radiação ionizante nos tecidos biológicos e os métodos de avaliação do risco associado à exposição dos tecidos à radiação. Posteriormente, será feita uma análise da legislação implementada com o objectivo de promover a utilização segura da radiação em diagnóstico médico.

3.1 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

As interacções físicas que ocorrem entre a radiação ionizante e os tecidos biológicos podem resultar em danos ao nível de várias estruturas da célula, nomeadamente ao nível da dupla cadeia de ADN (Ácido Desoxirribonucleico). O grau de severidade dos danos provocados depende das características do feixe de raio-x e da radiosensibilidade da célula. (51)(52)

As interacções que resultam em danos na célula podem ocorrer através de dois mecanismos: directos ou indirectos. No primeiro caso, a radiação interage directamente com uma das estruturas da célula, levando à excitação ou ionização dos átomos que a compõem. Este tipo de interacção é mais frequente quando se utilizam feixes de neutrões ou protões. (51) Relativamente aos processos indirectos, estes ocorrem quando a radiação interage com as

moléculas de água que se encontram no interior da célula, levando à formação de radicais livres. Estes são muito reactivos e podem interagir com estruturas da célula, inactivando determinadas funções celulares. Os raios-x são responsáveis essencialmente por este tipo de interacção. (52)

O feixe de raios-x pode ser classificado em feixe de alta ou baixa energia, e em função da energia do feixe vão ser registados efeitos biológicos distintos na célula. De acordo com o relatório nº 136 da NRPB um feixe de baixa energia poderá ter um valor de dose até 100 mSv e valores de dose acima disso são característicos de feixes de alta energia. (51)

Os efeitos biológicos resultantes da irradiação dos tecidos podem ser classificados em determinísticos ou estocásticos. Os efeitos determinísticos podem incluir perda de cabelo, cegueira, queimaduras, danos ao nível do sistema nervoso central, entre outros e resultam, habitualmente da exposição dos tecidos a feixes de alta energia. Estes efeitos apenas se verificam quando o valor de dose dos feixes é superior a um determinado limiar, acima do qual a severidade dos danos induzidos aumenta linearmente com o aumento da dose. (4) (51)

No caso dos efeitos estocásticos, um aumento da dose não provoca necessariamente um aumento da severidade dos danos, mas sim um aumento na probabilidade de ocorrência de danos estocásticos. Os efeitos estocásticos podem ser responsáveis por indução de carcinomas (efeitos carcinogénicos) ou por alterações genéticas. (4) (51)

Uma das principais desvantagens associadas à utilização da radiação ionizante em diagnóstico médico é o risco de desenvolvimento de carcinomas. Assim, ao longo dos últimos anos foram publicados vários modelos que permitem estimar o risco de aparecimento de células tumorais em função da dose de radiação. (4)

De entre todos os modelos podem destacar-se duas formas para descrever a relação entre a dose e o desenvolvimento de efeitos estocásticos. O primeiro defende que abaixo de um determinado valor de dose não serão induzidos quaisquer efeitos carcinogénicos, ou seja, um exame de diagnóstico em que o doente seja exposto a uma dose muito baixa, não implica qualquer risco. O segundo modelo defendido diz que qualquer valor de dose está associado a um risco, risco esse que aumenta linear ou não - linearmente com a dose de radiação. (4) Este último modelo é designado *Linear non-threshold Model* (LNT) e na Figura 3.1 (Curvas A, B, C) estão esquematizadas várias curvas que representam o risco associado à exposição à radiação ionizante, desenvolvidas a partir do modelo LNT.

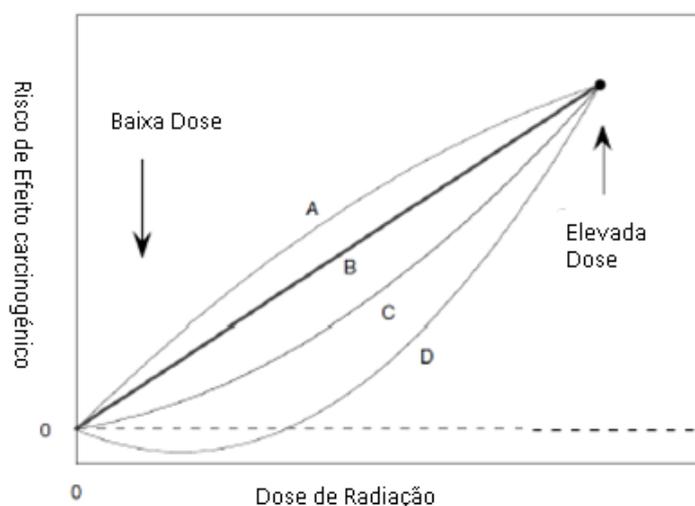


Figura 3.1 Gráfico representativo de quatro modelos (A, B, C, D) representativos do risco de indução carcinogénica em função da dose de radiação, baseados no modelo LNT. Adaptado de (51)

Na Figura 3.1 a curva B representa a hipótese mais defendida, em que o risco de desenvolvimento de carcinomas aumenta linearmente com o aumento da dose de radiação. As curvas A e C representam modelos alternativos à hipótese linear, em que a primeira propõe um risco superior quando comparada com o risco previsto pelo modelo B, para o mesmo valor de dose. A Curva D da Figura 3.1 representa os casos em que se defende que valores de dose muito baixos correspondem a efeitos benéficos, daí o valor negativo apresentado no gráfico.

3.2 Protecção Radiológica

A *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) é uma das organizações internacionais mais reconhecidas no campo da protecção radiológica e desde 1928 tem sido responsável pela publicação de recomendações e práticas a adoptar neste domínio. (53) De acordo com esta organização, o objectivo da protecção radiológica pode ser definido através da seguinte afirmação:

“The aim of radiation protection should be to prevent detrimental non-stochastic effects and to limit the probability of stochastic effects to levels believed to be acceptable.” (54)

A protecção radiológica tem sido conseguida não apenas com o desenvolvimento de ferramentas tecnológicas que permitem otimizar a radiação utilizada, mas também através da implementação de legislação através da qual se definem boas práticas a ter em conta no campo da utilização dos raios-x. (55)(56)

Ao longo dos últimos trinta anos a ICRP publicou três documentos com recomendações a ter em conta nos casos em que a radiação ionizante é utilizada para geração de imagens médicas – Publicação 26, 60 e 103 da ICRP. (56) Apesar das variações existentes entre os três documentos, a ICRP referiu em todas as publicações os três princípios fundamentais da protecção radiológica:

- I. Princípio da Justificação: nenhuma prática que envolva exposição a radiação ionizante deve ser realizada se dessa prática não resultar um benefício evidente para o indivíduo, por outras palavras, os benefícios resultantes da exposição devem superar os malefícios associados à exposição. (56)
- II. Princípio da Optimização: também conhecido como o princípio ALARA (da terminologia inglesa “*As Low as Reasonably Achievable*”) no qual se define que dose de radiação utilizada em cada exame de imagiologia deve ser tão baixa quanto possível, sem que isso comprometa a qualidade do diagnóstico médico. (56)
- III. Princípio da Limitação: que refere que as doses decorrentes das exposições planeadas não devem ultrapassar os limites recomendados. Os casos de emergência médica não estão contemplados neste princípio. (56)

Os limites de dose aplicados no caso do Princípio da Limitação foram publicados pela ICRP nos três documentos referidos anteriormente. Estes foram definidos pela primeira vez na Publicação 26 da ICRP (1977) e desde então foram actualizados tendo em conta as conclusões recentemente definidas no campo da radiobiologia e a consenso alcançado pelos vários grupos de trabalho da ICRP. (56)

Na Publicação 26 foram definidos os limites de dose aplicados aos trabalhadores que devido à sua actividade profissional estão expostos a este tipo de radiação (Exposição Ocupacional) e os limites aplicados ao público em geral (Exposição de Membros do Público). De acordo com este documento o limite de Dose Efectiva no caso de Exposição Ocupacional era de 50 mSv por ano e 5 mSv por ano no caso da Exposição de membros do Público. Neste documento foram ainda definidos, pela primeira vez, os factores de ponderação para os vários órgãos e tecidos do corpo. Na Publicação 60 da ICRP (1990) o valor de Dose Efectiva limite para os dois grupos foi reduzido. No documento 60 a ICRP justifica a alteração do valor de Dose Efectiva da seguinte forma:

“...results indicate that a regular annual dose of 50 mSv, corresponding to a lifetime dose of 2.4 Sv, is probably too high, and would be regarded by many as clearly so...”

“...the ICRP has reached the judgement that its dose limit should be set in such a way that the total dose received in a working life would be prevented from exceeding about 1 Sv received moderately uniformly year by year...and that this figure would only rarely be approached...”

A partir desta publicação o valor de Dose Efectiva limite para o caso da Exposição Ocupacional foi fixado em 20 mSv por ano durante um período de cinco anos ou em 100 mSv para um período de cinco anos consecutivos, na condição de esse valor não ultrapassar uma dose efectiva máxima de 50 mSv em cada ano. No caso da exposição de membros do público o limite de dose efectiva foi reduzido para 1 mSv por ano ou, em condições especiais, o valor de dose efectiva poderá ultrapassar o valor de 1 mSv num ano desde que a média anual ao longo de um período de 5 anos consecutivos não ultrapasse 1 mSv. (54)(56)

Foram ainda estabelecidos os valores de Dose Equivalente máximos para o caso da pele, cristalino e extremidades. Estes limites estão apresentados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Limites de Dose estabelecidos na Publicação 60 da ICRP. Adaptado de (56)

Grandeza Dosimétrica	Limite Ocupacional	Limite para Público
Dose Efectiva	20 mSv/Ano	1 mSv/Ano
Dose Equivalente:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Mãos e Pés	500 mSv	-

Da Publicação 60 para a Publicação 103 da ICRP (2007) não foram registadas alterações dos limites de dose. (56)

As recomendações publicadas pela ICRP 60 relativamente aos limites de Dose Efectiva foram transcritas para a Directiva 96/29/EURATOM publicada a 13 de Maio de 1996 pela Comunidade Europeia de Energia Atómica e adoptadas como referência pela União Europeia. (57) A publicação desta Directiva teve como objectivo a definição de normas básicas de segurança relativas à protecção da saúde contra os perigos resultantes da radiação ionizante. (57) Em Portugal esta Directiva foi parcialmente transposta para o Diário da República através da publicação de vários Decretos-Lei, sendo o último o Decreto-Lei n.º 222/2008, publicado a 17 de Novembro de 2008. (58)

Neste Decreto-Lei estão definidas as grandezas dosimétricas relevantes para a protecção radiológica, os limites de dose recomendados, a fórmula de cálculo da dose efectiva, as técnicas de monitorização dos valores de dose, entre outros aspectos. Os limites de dose efectiva apresentados no Diário da República estão coerentes com os valores apresentados pela Publicação 60 e consequentemente referidos na Directiva 96/29/EURATOM.

Nos Artigos 4º, 5º, 6º, 7º e 8º do Decreto-Lei 222/2008 publicado a 17 de Novembro estão apresentados os limites de dose para diversos grupos da população portuguesa. Os limites de dose para os casos Ocupacional e Membros do Público são iguais aos limites apresentados na Tabela 3.1. Neste Decreto-Lei estão ainda definidos os limites de dose para o caso dos estudantes que no âmbito dos seus estudos sejam obrigados a utilizar fontes de radiação e para o caso de mulheres que se encontrem grávidas ou em período de amamentação (ver Tabela 3.2). (58)

Tabela 3.2 Limite de Dose transcrito dos Artigos 6º e 7º do Decreto-Lei 222/2008 publicado a 17 de Novembro no Diário da República. Adaptado de (58)

Grandeza Dosimétrica	Limite Estudante	Limite Grávida ou em Amamentação ⁸
Dose Efectiva	20 mSv/Ano (idade superior a 18 anos) 6 mSv/Ano (idade entre 16 - 18 anos)	1 mSv/Período Gravidez

Relativamente à mamografia, os limites recomendados de dose são estabelecidos em função da dose média glandular. Os valores de dose recomendados variam em função da organização responsável pela sua publicação, tal como se pode verificar na Tabela 3.3.

Em 1990 a ICRP referiu pela primeira vez o conceito de Nivel de Referência para Diagnóstico (*Diagnostic Reference Level, DRL*) e em 1996 recomendou a sua aplicação nos Prestadores de Cuidados de Saúde como forma de promover a protecção radiológica. De acordo com a definição feita pela ICRP em 1996, o valor de DRL representa o valor de dose típico para determinados procedimentos médicos que utilizam radiação ionizante. Se num determinado Prestador os valores de dose para uma determinada modalidade imagiológica são frequentemente superiores aos valores de DRL deverá ser feita uma reavaliação local dos procedimentos e dos equipamentos imagiológicos para identificar de que forma é que poderá ser reduzido o valor de dose. (59)

Tabela 3.3 Limites de dose no caso da mamografia publicados por várias organizações internacionais. Adaptado de (60)

Organização	Valor de MGD recomendado	Ano da Publicação
National Council on Radiation Protection and Measurements	<4mGy	1985
Mammography Quality	<3mGy	1994

⁸ “A mulher profissionalmente exposta deve declarar de imediato ao titular da instalação em que trabalha que se encontra grávida, com vista a garantir a protecção do feto.” (...)“A mulher lactante não desempenha funções que envolvam um risco significativo de contaminação radioactiva do organismo.” (36)

Standard Act		
Estado da Califórnia (EUA)	<2mGy	1990

Os valores de DRL não devem ser interpretados como valores de dose limite ou como valores de dose ideais para os exames imagiológicos. Estes são definidos com o intuito de se poder identificar situações em que os valores de dose, para um determinado exame imagiológico, são desnecessariamente elevados e podem ser reduzidos sem que isso comprometa a qualidade da imagem. (59)(52) Este método de avaliação do valor de dose aplicado em cada exame tem sido defendido por entidades como a *American College of Radiology (ACR)*, a *United Kingdom Health Protection Agency*, *European Commission (EC)*, entre outras. (59)

Os valores de DRL são habitualmente obtidos através de um processo estatístico que pode ser resumido em duas etapas. Inicialmente, começa-se por fazer o registo dos valores de dose referentes aos parâmetros característicos de uma determinada modalidade, a nível local, nacional ou regional. Posteriormente, a partir da distribuição dos valores de dose obtidos, o valor de DRL é estabelecido para o 3º Quartil da distribuição. (52) Por exemplo, em 2002 foi iniciado um programa, *ACR CT Accreditation Program*, durante o qual foram medidos e reportados os valores de $CTDI_{vol}$ referentes aos exames de CT realizados em adulto (cabeça e abdómen) e em crianças (abdómen). A Tabela 3.4 representa os resultados desse estudo. (59)

Os valores de DRL obtidos para um determinado protocolo de imagiologia dependem de do parâmetro característico considerado (DLP ou $CTDI_{vol}$ no caso da CT), da região anatómica (cabeça, abdómen, ...), do tipo de equipamento (CT de Corte Único ou Multi-Corte) e da região ou país onde foram reconhecidos os valores de dose. Cada país deverá adoptar os valores de DRL que melhor se adequem às suas características. (59)

Tabela 3.4 Valores de $CTDI_{vol}$ obtidos pelo programa ACR CT Accreditation program. (59)

$CTDI_{vol}$ (mGy) – estatística obtida dos 3 primeiros anos do Programa ACR CT Accreditation									
	2002	2003	2004	2002	2003	2004	2002	2003	2004
	Adulto - Cabeça			Adulto - Corpo			Pediátrico		
Média	66.7	58.5	55.8	18.7	19.2	17.0	17.2	15.9	14.0
Std. Dev.	23.5	17.5	15.7	8.0	8.7	7.6	9.7	8.6	7.0
75%tile	76.8	63.9	60.0	22.6	23.4	21.1	20.6	20.5	18.4
90%tile	99.0	82.2	74.0	29.5	30.6	25.8	26.6	25.6	23.4

De acordo com a Artigo 4 da *Medical Exposure Directive (MED)* (97/43/EURATOM), os Estados Membros da União Europeia devem promover o uso de DRL como forma de protecção

radiológica. Na Tabela 3.5 estão apresentados os valores de DRL que devem ser adoptados pelos Estados Membros. (61)

Tabela 3.5 Valores de DRL recomendados aos Membros da UE na Directiva 97/43/EURATOM. Adaptado de (61)(62)

Modalidade/ Região Anatómica	DRL (97/43/EURATOM)	
Radiografia	ESD (mGy)	
Cabeça PA	5	
Cabeça LAT	3	
Pélvis AP	10	
Tórax PA	0.3	
Tórax LAT	1.5	
Tomografia Computorizada	CTDI_w (mGy)	DLP (mGy·cm)
Cabeça	60	1050
Pescoço	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Pélvis	35	570

A Directiva 97/43/EURATOM foi transposta para a ordem jurídica Portuguesa através do Decreto – Lei 180/2002, 18 de Agosto, publicado em Diário da República. (63)

Apesar dos valores de DRL recomendados aos Membros da EU, a abordagem mais correcta quando se utilizam valores de referência é definir, para cada país, um conjunto de valores específicos. As características anatómicas da população, as características tecnológicas e o sistema de saúde vão influenciar os valores de dose obtidos para cada exame de imagiologia e consequentemente vão influenciar os valores de DRL estimados. (4)

Existem alguns trabalhos, publicados a nível nacional, onde foram apresentados valores de DRL para alguns protocolos de CT, sendo esses valores estimados a partir de dados recolhidos em alguns PCS. (52) (62) No entanto, é fundamental que este tipo de trabalho seja alargado, não só através da inclusão de novos protocolos de CT, mas também através da inclusão de dados registados a partir de novos PCS. Apenas assim, poderão definir-se valores de DRL nacionais viáveis. (52)

4 Fluxo de Informação do Departamento de Radiologia

Os mecanismos de transferência de informação que se encontram nos Prestadores de Cuidados de Saúde (PCS) garantem uma associação coerente entre todos os dados disponíveis e devem funcionar de forma síncrona e automática (64). Actualmente, os sistemas de informação desenvolvidos em ambiente clínico apresentam um forte crescimento e os sistemas desenvolvidos para o departamento de imagiologia não foram excepção. Dada a diversidade de dados que se encontram neste departamento, foi fundamental definir estratégias que permitessem a coesão de informação, eliminando erros associados a duplicidade de dados, erros de associação de informação, entre outros (64).

O standard *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) é amplamente utilizado para transferência de informação em medicina (10). Com o DICOM foram definidas guidelines para facilitar o fluxo de dado entre os vários departamentos de um prestador, permitindo a integração de informação de natureza distinta(10). O standard DICOM é utilizado para transferência de informação associada às imagens médicas geradas no departamento de radiologia e garante a normalização da informação para arquivo (10).

A aplicabilidade prática dos modelos de cálculo desenvolvidos ao longo deste trabalho depende de um forte conhecimento acerca do tipo de informação que está disponível para cada doente num PCS. Esta informação é fulcral para definir, em cada modelo, os parâmetros que podem ser considerados no processo de cálculo.

A Figura 4.1 apresenta de forma sistematizada o fluxo de informação implementado nos departamentos de radiologia. Pode começar-se por definir o *Radiology Information System* (RIS) como o sistema central de informação do departamento de imagiologia onde chegam as ordens de exame de cada doente e onde são encaminhadas para as respectivas modalidades (10).

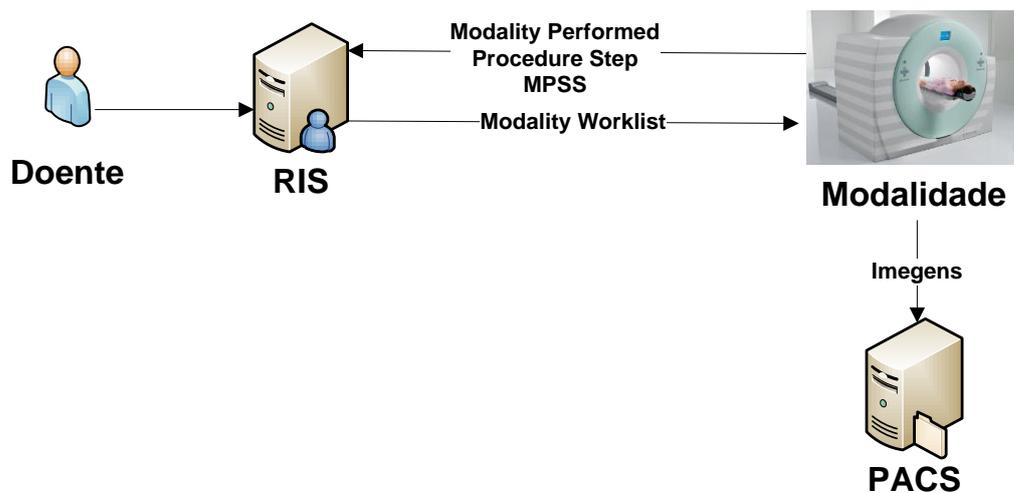


Figura 4.1 Workflow de informação no Departamento de Radiologia. Adaptado de (64).

No RIS o exame é agendado de acordo com a sua prioridade e com a disponibilidade de cada modalidade e é gerado o *Modality Worklist* (MWL) onde se inclui toda a informação associada ao doente e ao pedido de exame – dados demográficos do doente, data/ hora do exame, modalidade, protocolo a seguir na modalidade, entre outros (10). Esta informação é enviada para a modalidade capaz de suportar cada pedido e guardada aí até que se inicie a sua realização.

Cada vez que é iniciada a realização de um MWL na Modalidade, é enviado um alerta ao RIS (64). O mesmo acontece no final da sua realização. Este procedimento evita, por exemplo, que a mesma MWL seja enviada duas vezes para a modalidade, eliminando assim eventual duplicação nos pedidos de exames (64). No final de cada exame, para além do alerta, é enviado para o RIS o *Modality Performed Procedure Step* (MPPS) que inclui informação sobre o exame que foi, de facto, realizado na Modalidade. O MWL e o MPPS utilizam o standard DICOM para transferência de informação entre os vários operadores do Departamento de Radiologia (10). De acordo com o standard DICOM estão definidos campos específicos para cada tipo de informação. A natureza dos dados apresentados em cada campo DICOM é bastante diversificada e na Tabela 4.1 pode verificar-se o tipo de informação que está disponível no

MPPS gerado no final de cada exame imagiológico. Cada campo DICOM é representado por um código específico, sendo esta padronização dos dados fundamental para um fluxo mais estruturado e claro da informação (Ver Figura 4.2) (10).

Tabela 4.1 Informação incluída nos campos DICOM do MPPS. Adaptado de (64).

Informação no MPPS	
Dados Demográficos do Doente:	Dados do Estudo Realizado:
Nome do doente;	Data de início/ fim do Exame;
Data de nascimento;	Protocolo utilizado;
Género	Consumíveis utilizados (Contraste);
UID do Doente; (...)	Região anatómica irradiada;
	Consumíveis utilizados (Contraste);
	Tempo de exposição;
	ID do Estudo (StudyID);
	Dose (grandezas características);
	Número de Exposições;
	(...)

Existe informação apresentada no MPPS que é copiada directamente a partir do MWL, permitindo assim associar o MPPS ao MWL que deu origem. Assim, sempre que o RIS recebe um MPPS indicativo da conclusão de uma ordem, é então eliminado o pedido correspondente no RIS.

Na Figura 4.2 está apresentado um MPPS gerado no final de um exame de CT. Cada código apresentado na coluna da esquerda corresponde a informação hospitalar ou clínica específica. É de salientar o campo associado ao código (0040,0310) onde são apresentados os comentários de dose. Neste campo e tendo em conta que se trata de uma CT, estão apresentados os valores de DLP e CTDI gerados automaticamente no final do exame.

É ainda importante referir que existem campos da DICOM que não estão preenchidos e que podem, por isso, ser responsáveis por erros de correspondência de informação ou falta de informação essencial sobre o exame. Por exemplo, o campo (0008,2229) (ver Figura 4.2) onde deveria ser indicada a região anatómica irradiada não se encontra preenchido. Como já foi referido no Capítulo 2, este é um parâmetro fundamental para estimar a Dose Efectiva em CT. Sendo assim é fundamental definir modelos de cálculo preparados para situações como estas em

que a informação essencial ao cálculo não está disponível.

0008,0060	Modality	CS	1	CT
0008,1032	Procedure Code Sequence	SQ	1	
0008,1120	Referenced Patient Sequence	SQ	1	
0008,2229	Anatomic Structure, Space or Region Sequence	SQ	1	
0010,0010	Patient's Name	PN	1	[REDACTED]
0010,0020	Patient ID	LO	1	0323354
0010,0030	Patient's Birth Date	DA	1	[REDACTED]
0010,0040	Patient's Sex	CS	1	M
0018,1110	Distance Source to Detector	DS	1	1085.6
0018,115E	Image Area Dose Product	DS	1	
0020,0010	Study ID	SH	1	2011431511
0040,0241	Performed Station AE Title	AE	1	[REDACTED]
0040,0244	Performed Procedure Step Start Date	DA	1	20110801
0040,0245	Performed Procedure Step Start Time	TM	1	103441.296000
0040,0250	Performed Procedure Step End Date	DA	1	20110801
0040,0251	Performed Procedure Step End Time	TM	1	104157.218000
0040,0252	Performed Procedure Step Status	CS	1	COMPLETED
0040,0253	Performed Procedure Step ID	SH	1	2011431511
0040,0254	Performed Procedure Step Description	LO	1	UNKNOWN
0040,0255	Performed Procedure Type Description			
0040,0260	Performed Protocol Code Sequence			
0040,0270	Scheduled Step Attributes Sequence			
0040,0280	Comments on the Performed Procedure Step			
0040,0300	Total Time of Fluoroscopy			
0040,0301	Total Number of Exposures			
0040,0302	Entrance Dose			
0040,0303	Exposed Area			
0040,0306	Distance Source to Entrance			
0040,030E	Exposure Dose Sequence			
0040,0310	Comments on Radiation Dose	ST	1	Topograma: kV=120 mAs=164 Cervical: kV=120 mAs=1782
0008,103E	Series Description	LO	1	Topograma 0.6 T80s
0008,1050	Performing Physician's Name	PN	1	
0008,1070	Operators' Name	PN	1	
0008,1140	Referenced Image Sequence	SQ	1	FE FF 00 E0 FF FF FF FF 08 00 50 11 55 49 1A 00 31 2E 32 2E
0018,1030	Protocol Name	LO	1	Cervical
0020,000E	Series Instance UID	UI	1	1.3.12.2.1107.5.1.4.73084.3000001108010745500460000071
0040,0220	Referenced Non-Image Composite SOP	SQ	1	

Description: Comments on Radiation Dose

Tag	VR	VM	Length
(0040,0310)	ST	1	74

Topograma: kV=120 mAs=164
Cervical: kV=120 mAs=1782 CTDIvol=17.88 DLP=410

54 Line 1 of 2

Figura 4.2 Exemplo de um MPPS gerado no final de um exame de CT com destaque para o campo (0040,0310) relativo aos comentários de Dose.

As imagens geradas na modalidade são posteriormente enviadas para o *Picture Archiving and Communication System* (PACS). No entanto, nem todas as imagens geradas na Modalidade migram automaticamente para o PACS; de facto apenas as imagens que são utilizadas no diagnóstico médico são guardadas. As imagens guardadas estão associadas a um conjunto de dados para que seja possível associar, a cada doente, os respectivos resultados dos exames. Habitualmente, as imagens estão associadas a um número de identificação interna do doente, que permite cruzar todos os dados do mesmo doente.

Em casos de trauma, os doentes podem ser encaminhados de forma urgente para o exame de diagnóstico e o protocolo realizado é seleccionado directamente nessa etapa (64). Uma vez que não existe qualquer informação sobre esse doente no RIS pode existir conflito de informação uma vez que o MPPS gerado no final do exame não corresponde a uma ordem que tenha sido requerida no RIS (64).

5 Bibliografia

1. *Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure*. **Brenner, David J. e Hall, Eric J.** 22, s.l. : Massachusetts Medical Society, Novembro de 2007, The New England Journal of Medicine, Vol. 357, pp. 2277-2284.
2. **Stern, Stanley H.** *Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT): Tabulation and Graphical Summary of 2000 Survey of Computed Tomography*. Center for Devices and Radiological Health, Food and Drug Administration. Frankfort, Kentucky : Conference of Radiation Control Program Directors, Inc., 2007. pp. iii-vii.
3. **Goitein, Michael.** *Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View*. s.l. : Springer-Verlag New York, LLC, 2007. p. 330. Vol. 2. 0387726446.
4. **baert, A.L., Knauth, M. e sartor, K.** *Radiation Dose from Adult and Pediatric multidetector Computed Tomography*. [ed.] D. Tack e P.A. Gevenois. 1. s.l. : Springer, 2007. pp. 51-79. 978-3540288886 .

5. **Siemens Medical Solutions Inc.** *SOMATOM Sensation 64 - Application Guide*. [ed.] Christiane Bredenhöller e Ute Feuerlein. Muenchen : s.n., 2005. pp. 15-95. C2-023.630.06.03.02.
6. *An Algorithm for Intelligent Sorting of CT-Related Dose Parameter*. **Cook, Tessa, et al.** Florida : Proc. SPIE , Julho de 2011, Medical Imaging: Physics of Medical Imaging . 10.1117/12.877506.
7. *Automated Extraction of Radiation Dose Information for CT Examinations*. **Cook, Tessa S., et al.** 11, s.l. : Elsevier Inc. , Novembro de 2010, Journal of American College of Radiology, Vol. 7, pp. 871-877.
8. *Improving patient dose management using DICOM header information. The European Sentinel experience*. **Vano, E., et al.** s.l. : European Commission 6th Framework Programme SENTINEL Coordination Action, Safety and Efficacy for New Techniques and Imaging using New Equipment to Support European Legislation. FP6-012939.
9. **Cristy, M. e Eckerman, K. F.** *Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources*. Health and Safety Research Division, Oak Ridge National Laboratory. Tennessee : U.S. Department of Energy, 2002. pp. 1-3.
10. **Liu, Yu e Wang, Jihong.** *PACS and Digital Medicine; Essential Principles and Modern Practice*. [ed.] LLC Taylor and Francis Group. s.l. : CRC Press , 2011. 978-1-4200-8365-1.
11. *Apresentação da Empresa*. **Siemens, S.A., Sector Healthcare**. Portugal : s.n., 2012.
12. **Schauer, D.A.** *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States* . National Council on Radiation Protection & Measurements . 2009. pp. 10-11. 978-0-929600-98-7.
13. **Wall, B., et al.** *European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures*. Radiation Protection Division, Health Protection Agency. Oxfordshire : European Commission: Energy, 2008. p. 123.
14. **Podgorsak, Ervin B.** *Radiation Physics for Medical Physicists* . 1ª. s.l. : Springer, 2005. p. 437. Vol. I.
15. **International Atomic Energy Agency.** *Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology: L10: Patient dose assessment*. International Atomic Energy Agency. 2008. p. 40, IAEA Training Material .

16. *Differences in effective dose estimation from dose–area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography.* **Yakoumakis, E., et al.** 884, s.l. : British Institute of Radiology, 2001, British Journal of Radiology , Vol. 74, pp. 727-734 . 0007-1285.
17. **International Atomic Energy Agency.** *Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology.* s.l. : International Atomic Energy Agency. Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology.
18. **International Commission on Radiation and Units.** Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging: Report 74. *ICRU Journal.* 2005, Vol. 5, 2.
19. **Toosi, M.T.Bahreyni, Nazery, M. e H.Zare.** *Application of Dose-Area Product Meter to Measure Organ and Effective Dose in Diagnostic Radiology at Two Hospitals.* Medical Physics Dept, Faculty of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences. Mashhad : Mashhad University of Medical Sciences. p. 10.
20. *Comparison of six phantoms for entrance skin dose evaluation in 11 standard X-ray examinations.* **Compagnone, Gaetano, Pagan, Laura e Bergamini, Carlo.** 1, Bologna : American College of Medical Physics, 2005, Journal Of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 6.
21. **Yakoumakis, E., et al.** Differences in effective dose estimation from dose–area product and entrance surface dose measurements in intravenous urography. *British Journal of Radiology.* 2001, Vol. 74, 884, pp. 727-734.
22. **Ezzo, Issa.** *Determination of the conversion factor for the estimation of effective dose in lungs, urography and cardiac procedures.* Department of Medical Radiation Physics, Karolinska Institutet: Stockholm University. p. 38, PhD Thesis.
23. **Akhdar, Hanan Fawaz.** *Assessment of Entrance Skin Dose and Effective Dose of some Routine X-ray Examinations Using Calculation Technique.* Department of Physics and Astronomy, Collage of Science at King Saud University. 2006/2007. pp. 30-36, MSc Thesis.
24. **Tsapaki, V., et al.** Radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations: a comparison between two methods. *The British Journal of Radiology.* 2007, Vol. 80, pp. 107-112.
25. **Struelens, L., et al.** Effective doses in angiography and interventional radiology: calculation of conversion coefficients for angiography of the lower limbs. *The British Journal of Radiology.* 2005, Vol. 78, pp. 135–142 .

26. **Hsieh, Jiang.** *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances.* Bellingham, Washington : SPIE Press, 2003. 0-8194-4425-1 .
27. **Hardison, Brooke Layne.** Lung Cancer Screening Using Helical CT vs. Chest X-ray Reduces Deaths among Current and Former Heavy Smokers. *National Cancer Institute.* [Online] National Cancer Institute, 2010. <http://benchmarks.cancer.gov/2010/11/lung-cancer-screening-using-helic>.
28. **Urschler, Martin.** Master Thesis Segmentation Tool Features . *Institute for Computer Graphics and Vision.* [Online] Graz University of Technology, 2005. http://www.icg.tugraz.at/Members/urschler/master_thesis_features.htm.
29. *Radiation Dose in CT of the Heart.* **Morin, Richard L., Gerber, Thomas C. e McCollough, Cynthia H.** s.l. : American Heart Association, Inc., 2003, *Circulation* , Vol. 107, pp. 917-922. 0009-7322.
30. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT, Radiation Dose in CT.* **McNitt-Gray, Michael F.** 6, s.l. : Radiological Society of North America, Novembro de 2002, *RadioGraphics: Imaging and Therapeutic Technology*, Vol. 22, pp. 1541–1553.
31. *Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT.* **Hidajat, N., et al.** s.l. : The British Institute of Radiology, Janeiro de 1999, *The British Journal of Radiology*, Vol. 72, pp. 556-561.
32. *Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality.* **Goldman, Lee W.** 4, s.l. : Society of Nuclear Medicine, Inc., Dezembro de 2007, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Vol. 35, pp. 213-225.
33. **Zeidan, Mohammad.** *Assessment of Mean Glandular Dose in Mammography.* Department of Physics and Astronomy, University of Canterbury. Christchurch, New Zealand : s.n., 2009. pp. 5-14, MSc.
34. **Liga Portuguesa contra o Cancro.** Outubro - Mês de Prevenção do Cancro da Mama. *Liga Portuguesa contra o Cancro.* [Online] 2009. <http://www.ligacontracancro.pt/noticias/detalhes.php?id=305>.
35. *Variations in breast doses for an automatic mammography unit.* **Doğan Bor, Selma Tükel, Turan Olgar, Elif Aydın.** 3, Ankara, Turkey : Society of Radiology, Março de 2008, *Diagn. Interv. Radiol.*, Vol. 14, pp. 122-126.

36. *preliminary Studies into the determination of mean glandular dose during diagnostic mammography procedure in Ghana.* **Nsieh-Akoto, Irene, et al.** 3, s.l. : Maxwell Scientific Organization , Agosto de 2011, Research Journal of Applied Science, Eng. and Technology, Vol. 8, pp. 720-724. 2040-7467.
37. *The application of X-ray Parameters for Calculation of Mean Glandular Dose from Mammography.* **Sookpeng, Supawitoo.** 3, s.l. : Naresuan University, Outubro de 2007, Naresuan University Journal , Vol. 15, pp. 167-176.
38. *Radiation Dose Reduction for Augmentation Mammography.* **Smathers, Ralph L., et al.** s.l. : American Roentgen Ray Society, Maio de 2007, Journal of Women’s Imaging, Vol. 188, pp. 1414–1421.
39. *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol .* **D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, J. R. Beckett, C. J. Kotre.** 11, s.l. : IOPscience, Novembro de 2000, Physics in Medicine and Biology, Vol. 45.
40. **Engen, R. van, et al.** *The European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening.* Radboud University Nijmegen Medical Centre. Nijmegen : National Expert and Training Centre for Breast Cancer Screening, 2001. pp. 105-162.
41. *Mammographic Breast Glandularity in Malaysian Women: Data Derived from Radiography.* **Jamal, Noriah, et al.** s.l. : American Roentgen Ray Society, Março de 2004, American Journal of Roentgenology, Vol. 182, pp. 713–717.
42. *Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children’s hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method.* **Thomas, Karen E. e Wang, Bo.** 6, Toronto : Springer-Verlag, Abril de 2008, Pediatric Radiology, Vol. 38, pp. 645–656.
43. *Estimating Effective Dose for CT Using Dose–Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning.* **Christner, Jodie A., Kofler, James M. e McCollough, Cynthia H.** s.l. : American Roentgen Ray Society, Abril de 2010, American Journal of Roentgenology, Vol. 194, pp. 881-889.
44. **Shrimpton, P C.** *Assessment of Patient Dose in CT.* s.l. : National Radiological Protection Board , 2004. FIGM-CT-2000-20078.

45. **Sparks, Richard.** Introduction to Monte Carlo. *CDE Dosimetry Services, Inc.* [Online] CDE Inc. , 2001. <http://www.internalsdosimetry.com/linkedpages/intromontetitle.html>.
46. *Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography.* **Jessen, K.A., et al.** 1, s.l. : Elsevier B.V. , 1999, Applied Radiation and Isotopes, Vol. 50, pp. 165-172 .
47. *How effective is effective dose as a predictor of radiation risk?* **McCollough, Cynthia H., Christner, Jodie A. e Kofler, James M.** s.l. : American Roentgen Ray Society, Abril de 2010, American Journal of Radiology: medical Physics and Informatics, Vol. 194, pp. 890-896.
48. *Radiation Effective Doses to Patients Undergoing Abdominal CT Examinations.* **Ware, Dan E., et al.** 120, s.l. : RSNA, Março de 1999, Radiology, pp. 645-650.
49. *Computing effective dose in cardiac CT.* **Huda, Walter, et al.** UK : IOP Publishing, Maio de 2010, Physics in Medicine and Biology, Vol. 55, pp. 3675–3684.
50. *Conversion factors for the estimation of effective dose in paediatric cardiac angiography.* **Schmidt, P W E, et al.** s.l. : IOP Publishing Ltd, 2000, Phys. Med. Biol., Vol. 45, pp. 3095–3107. S0031-9155(00)12842-8.
51. **Nunes, Ana Teresa.** *Dose Optimization in CT, in Nuclear Medicine and in PET-CT procedures.* Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra. 2010/2011. p. 115, Tese Metrado.
52. **Silva, Cláudia Isabel Matias da.** *Medições dos Níveis de Referência de Diagnóstico em Tomografia Computorizada para Exames de Cabeça e Pescoço.* Departamento de Física, Universidade Nova de Lisboa. Monte de caparica : Universidade Nova de Lisboa, 2010. pp. 21-23, Dissertação de Mestrado.
53. **International System of Radiological Protection .** About ICRP. *International System of Radiological Protection .* [Online] International Commission on Radiological Protection, 2010. <http://www.icrp.org/>.
54. **Burnham, Jan.** *Radiation Protection.* [ed.] New Brunswick Power Corporation. 2001. p. 12. Vol. 4.
55. *National survey of doses from CT in the UK: 2003.* **Shrimpton, P. C., Hillier, M. C. e Lewis, M. A.** Abril de 2006, The British Journal of Radiology, Vol. 79, pp. 968–980.

56. **Nuclear Energy Agency.** *Evolution of ICRP Recommendation 1977, 1990 and 2007.* Organisation for Economic Co-Operation and Development. s.l. : OECD, 2011. 978-94-64-99153-8.
57. **comunidade Europeia de Energia Atómica .** *Council Directive 96/29/EURATOM.* Luxemburgo : European Commission, 13 de Maio de 1996. L 159 - 29.6.96.
58. Diário da República, 1.^a série — N.º 223. s.l. : Ministério da Saúde, 17 de Novembro de 2008.
59. **McCullough, Cynthia H.** *Diagnostic Reference Levels.* Mayo Clinic. Rochester : American College of Radiology, 2010. pp. 1-6.
60. *Dosimetric Evaluation of the Mean Glandular Dose for mammography in Korean Woman: a Preliminary Report.* **Oh, Ki Keun e Hur, Jin e Choo, Sung Sil.** 5, 2003, Yosei Medical Journal, Vol. 44, pp. 863-868.
61. **European Commission.** *Radiation Protection 103: Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposure.* General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. 1999.
62. **Lopes, M. C., Brás, S. e Sousa, M. C. de.** Local Diagnostic Reference Levels at the Portuguese Institute of Oncology Francisco Gentil of Coimbra. *II European IRPA Congress on Radiation Protection.* [Online] Colloquium Group, 2006. <http://www.colloquium.fr/06irpa/cdrom/docs/P-062.pdf>.
63. **Ministério da Saúde.** *Decreto-Lei n.o 180/2002.* Lisboa : s.n., 8 de Agosto 2002. pp. 5707-5708, Diário da República .
64. *Benefits of the DICOM Modality Performed Procedure Step.* **Noumeir, Rita.** 4, s.l. : Society for Computer, Dezembro de 2005, Journal of Digital Imaging, Vol. 18, pp. 260-269.
65. *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations.* s.l. : American Association of Physics in Medicine, 2011. EEPM Report. 978-1-936366-08-8.
66. *MIRDOSE: Personal Computer Software for Internal Dose Assessment in Nuclear Medicine.* **Stabin, Michael G.** 3, Tennessee : s.n., Março de 1996, The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 37, pp. 538-646.

67. *The feasibility of patient size-corrected, scanner-independent organ dose estimates for abdominal CT exams.* **Turner, Adam C., Zhang, Di e Khatonabadi, Maryam.** 2, s.l. : American Association of Phys. Med., fevereiro de 2011, Med. Physics, Vol. 38, pp. 820-829.
68. **Prins, Major Robert Dean.** *Effective Dose Estimation for U.S. Army Soldiers Undergoing Multiple Computed Tomography Scans.* Culumbia University. 2011. PhD Thesis.
69. **CIRS - Tissue Simulation & Phantom Technolu.** *Dosimetry Verification Phantoms - Model 701 -706.* Virginia : Computerized Imaging Reference System Inc., 2011. Product Report.
70. *CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options.* **McCollough, Cythia H., Bruesewitz, Michail R. e Jr., James M. Kofler.** s.l. : Radiological Society of North America, Março de 2006, RadioGraphics, Vol. 26, pp. 503-512. 1527-1323.
71. **Marreiros, Filipe Miguel Maria.** *Análise e Interpretação de Imagem Médica com o apoio de Agentes de Software.* Departamento de Informática, Universidade do Minho. Braga : s.n., 2006. pp. 72-87, MSc Thesis.
72. **Shimadzu Corporation: Medical System Division.** *DICOM Conformance Statement for Shimadzu Xray-CT Series: Basic Worklist management Modality Performed Procedure Step.* Medical System Division, Shimadzu Corporation. Manual. S518-E190.
73. **Jones, D.G. e Shrimpton, P.C.** *Normalised Organ Dose for X-ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques.* Chilton : National Radiological Protection Board, 1993. pp. 1-14, Software Manual.
74. *Monte Carlo study of glandular dose distribution on radiological procedures for woman who has breast silicone implant.* **Cassola, V.F. e Hoff, G.** Orlando, FL : IEEE, 2009. Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). pp. 2162 - 2165. 1095-7863.
75. *CT scanning: patterns of use and dose .* **Jr, Fred A Mettler, et al.** 4, s.l. : IOPscience, Dezembro de 2000, Journal of Radiological Protection, Vol. 20.
76. *Converting Dose-Length Product to Effective Dose at CT.* **Huda, Walter, Ogden, Kent M. e Khorasani, Mohammad R.** 3, s.l. : Radiological Society of North America, Setembro de 2008, Radiology, Vol. 248, pp. 995-1003.
77. **Ulzheimer, Stefan, Leidecker, Christianne e Endt, Heidrun.** *Dose Parameters and Advanced Dose Management on SOMATOM Scanners.* Healthcare Sector, Siemens AG. s.l. : Siemens Medical Solutions USA, Inc, 2011. White Paper.

78. **International Atomic Energy Agency.** *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.* Viena : IAEA Library, 2007. pp. 41-54, Technical Report SERIES No. 457. 0074–1914.
79. Ionization Chambers . *Oak Ridge Associated Universities.* [Online] Oak Ridge Associated Universities, 2009. <http://www.ornl.gov/ptp/collection/ionchamber/introionizationchamberr.htm>.
80. *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol.* **Dance, D. R., et al.** 11, s.l. : IOPScience, 2000, Physics in Medicine and Biology, Vol. 45.
81. **E.Hintenlang, David.** Dose Measurement in Mammography; What are we measuring? *The American Association of Physicists in Medicine.* [Online] University of Florida, 2006. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/34-9718-51051-501.pdf>.
82. *A parametric method for determining mammographic x-ray tube output and half value layer.* **Robson, K. J.** Newcastle upon Tyne : The British Institute of Radiology, 2001, The British Journal of Radiology, Vol. 74, pp. 335-340.
83. *Automated Extraction of Radiation Dose Information for CT Examinations.* **Cook, Tessa S., Zimmernan, Stefan.** 11, s.l. : Elsevier Inc. , Novembro de 2010, Journal of American College of Radiology, Vol. 7, pp. 871-877.
84. **G. Bongartz, S.J. Golding, A.G. Jurik, M. Leonardi, E. van Persijn van Meerten, R. Rodríguez, K. Schneider, A. Calzado, J. Geleijns, K.A. Jessen, W. Panzer, P. C. Shrimpton, G. Tosi.** 2004 CT Quality Criteria. *MSCT.* [Online] European Guidelines for Multislice Computed Tomography, 2004. http://www.msct.eu/PDF_FILES/Appendix%20MSCT%20Dosimetry.pdf.
85. *In-Plane Bismuth Breast Shields for Pediatric CT: Effects on Radiation Dose and Image Quality Using Experimental and Clinical Data.* **Bradley L. Fricke, Lane F. Donnelly, Donald P. Frush.** 2, s.l. : American Roentgen Ray Society, 2003, AJR, Vol. 128, pp. 407-411 . American Roentgen Ray Society.

Anexo I

No Anexo I estão apresentados os coeficientes de conversão, publicados em 1999 pela *American College of Radiology*, que permitem estimar o valor de Dose Média Glandular para os exames de Mamografia através da sua aplicação na Equação 2.8.

Os coeficientes apresentados nas Tabela 5.1 e Tabela 5.2 foram apresentados para um tecido com uma espessura de 4.5 cm, composto por 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular. As duas tabelas apresentadas neste Anexo referem-se a dois equipamentos de mamografia que diferem apenas no material que compõe o filtro utilizado: Mo e Rh. (37)

Tabela 5.1 Coeficiente de conversão (mRad/R) em função do HVL e da diferença de potencial do tubo de raio-x para um tecido com 4.2 cm de espessura, composto por 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular e para um exame realizado com um equipamento com um ânodo e um filtro compostos por Mo. (37)

Tube voltage (kVp)	Mean glandular dose (mrad)											
	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	
HVL												
0.23	116											
0.24	121	124										
0.25	126	129	131									
0.26	130	133	135	138								
0.27	135	138	140	142	143							
0.28	140	142	144	146	147	149						
0.29	144	146	148	150	151	153	154					
0.30	149	151	153	155	156	157	158	159				
0.31	154	156	157	159	160	161	162	163	164			
0.32	158	160	162	163	164	166	167	168	168	170	171	
0.33	163	165	166	168	169	170	171	173	173	174	175	
0.34	168	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	
0.35		174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	
0.36			179	181	182	183	184	185	185	186	187	
0.37				185	186	187	188	189	190	191	191	
0.38					190	191	192	193	194	195	195	
0.39						196	197	198	198	199	200	
0.40							201	202	203	204	204	
0.41								206	207	208	208	
0.42									211	212	212	
0.43										215	216	
0.44											220	

Tabela 5.2 Coeficiente de conversão (mRad/R) em função do HVL e da diferença de potencial do tubo de raio-x para um tecido com 4.2 cm de espessura, composto por 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular e para um exame realizado com um equipamento com um ânodo e um filtro compostos por Rh. (33)

Tube voltage (kVp) \ HVL	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
0.28	149	151	154								
0.29	154	156	158	159							
0.30	158	160	162	162	163						
0.31	163	164	166	166	167	167					
0.32	167	169	171	171	171	172	172				
0.33	171	173	175	176	176	176	176	177			
0.34	176	178	179	179	180	180	180	181	181		
0.35	180	181	183	183	184	185	185	186	187		
0.36	185	186	187	187	188	188	189	190	191	191	
0.37	189	190	191	191	192	193	193	194	195	195	
0.38	193	194	196	196	197	197	197	198	199	199	200
0.39	198	199	200	200	201	201	202	202	203	203	204
0.40	202	203	204	204	205	205	206	207	208	208	208
0.41	206	207	208	208	209	209	210	211	212	212	212
0.42	211	211	212	212	213	213	214	215	216	216	217
0.43	215	216	217	217	218	218	219	219	220	220	221
0.44	220	220	221	221	222	222	223	223	224	224	225
0.45	224	224	225	225	226	226	227	227	228	228	229
0.46		228	229	229	230	231	231	232	233	233	234
0.47			233	233	234	235	235	236	237	237	238
0.48			238	238	239	240	240	241	241	242	242
0.49				242	243	243	244	244	245	245	246
0.50					247	247	248	248	249	250	251
0.51						251	252	253	254	254	255
0.52							257	257	258	258	259
0.53							261	261	262	263	264
0.54								265	266	267	268
0.55								269	270	271	272
0.56									275	276	276
0.57									279	280	281
0.58										284	285
0.59										288	289
0.60											293

Anexo II

Neste Anexo estão apresentados os factores g, c, s necessários para determinar a MGD através da equação 2.14.

Tabela 5.3 Factor g (mGy/mGy) em função da espessura da mama e do HVL. (40)

Breast Thickness (cm)	g-factors (mGy/mGy)						
	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

Tabela 5.4 Factor c em função do HVL e da espessura da mama para doentes com idade entre os 50 e os 65 anos. (40)

Breast Thickness (cm)	c-factors						
	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919
3	0.925	0.929	0.931	0.933	0.937	0.940	0.941
4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
5	1.086	1.082	1.081	1.078	1.075	1.071	1.069
6	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
7	1.232	1.225	1.214	1.208	1.204	1.196	1.188
8	1.275	1.265	1.257	1.254	1.247	1.237	1.227
9	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
10	1.307	1.298	1.290	1.286	1.283	1.272	1.261
11	1.306	1.301	1.294	1.291	1.283	1.274	1.266

Tabela 5.5 Factor se que varia em função do material utilizado na combinação ânodo/ filtro. (36)

Spectrum	s-factor
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042
W/Al	1.05*

Tabela 5.6 Factor c em função do HVL e da espessura da mama para doentes com idade entre os 40 e os 49 anos. (36)

Breast Thickness (cm)	c-factors						
	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919
3	0.894	0.898	0.903	0.906	0.911	0.915	0.918
4	0.940	0.943	0.945	0.947	0.948	0.952	0.955
5	1.005	1.005	1.005	1.004	1.004	1.004	1.004
6	1.080	1.078	1.074	1.074	1.071	1.068	1.066
7	1.152	1.147	1.141	1.138	1.135	1.130	1.127
8	1.220	1.213	1.206	1.205	1.199	1.190	1.183
9	1.270	1.264	1.254	1.248	1.244	1.235	1.225
10	1.295	1.287	1.279	1.275	1.272	1.262	1.251
11	1.294	1.290	1.283	1.281	1.273	1.264	1.256