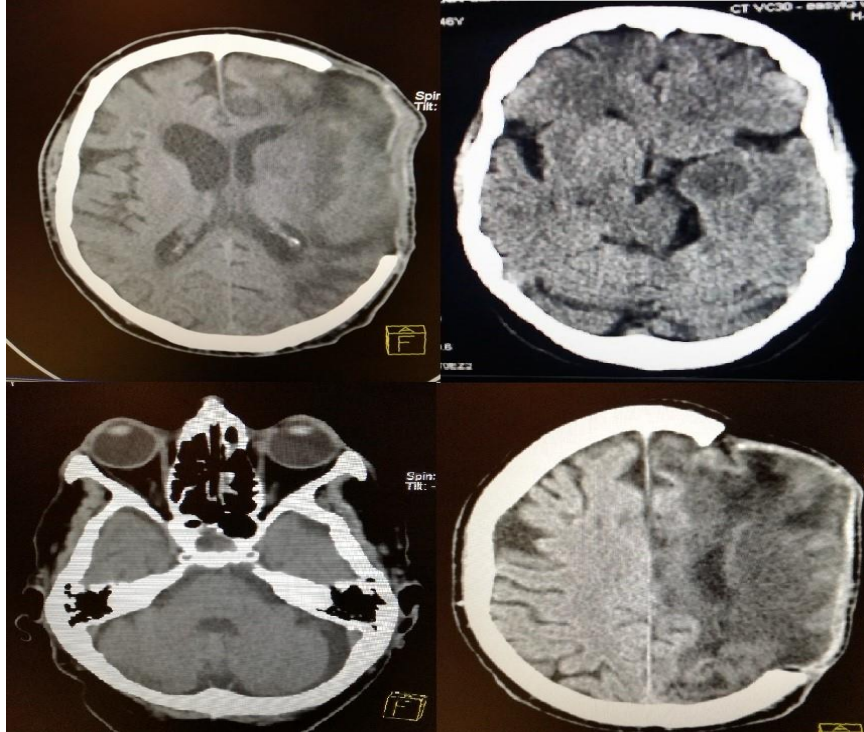


Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa



CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA AO CRÂNIO

Susana Margarida Varela Marques da Costa Mano

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

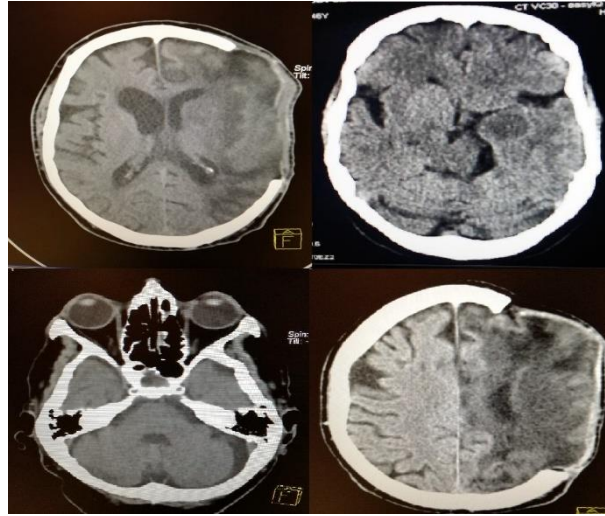
Orientador

Professor Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/FCUL)

Fevereiro de 2018

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa



CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA AO CRÂNIO

Susana Margarida Varela Marques da Costa Mano

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador

Professor Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/FCUL)

Júri

Presidente – Professora Doutora Lina Vieira (ESTeSL)

Vogal – Professor Doutor Luís Peralta (FCUL)

Fevereiro de 2018

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

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

Agradecimentos

Ao meu orientador Professor Doutor Pedro Ferreira, por toda a sua dedicação, disponibilidade e sobretudo paciência, ao longo da realização deste projeto. A sua partilha de conhecimentos durante a orientação foi fundamental.

À coordenadora deste Mestrado, Professora Doutora Cecília Calado e a todos os Professores que nele participaram e me enriqueceram com os seus conhecimentos.

Ao Professor Doutor Nuno Matela, Professora Doutora Maria Conceição Abreu e Professor Doutor Luís Peralta, pela disponibilidade demonstrada sempre que solicitados pelo meu orientador e por documentos facultados.

À minha colega de Mestrado, Margarida Queiroga, que gentilmente me cedeu parte da sua investigação para utilizar no meu trabalho final.

Ao Serviço de Radiologia do Centro Hospitalar Barreiro-Montijo e à Clínica Radiológica do Rosário, locais onde trabalho e utilizei valores de doses provenientes de exames executados por mim, para o presente estudo.

Ao Centro de Física Teórica e Computacional da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, por permitir o uso do *cluster* e de todos os recursos necessários para correr as simulações efetuadas neste trabalho.

A todos os Engenheiros da Siemens, da Gyrad e da Medical Consult, que forneceram elementos necessários para concretizar este trabalho.

A todos os meus colegas de trabalho que, de alguma forma, me proporcionaram maneira de organizar o meu tempo para alcançar este objetivo.

Às minhas colegas deste Mestrado, pelos incentivos nos momentos mais críticos.

Aos meus irmãos, pai, Vanda e em especial à minha mãe, companheira e amiga, pelo seu apoio incondicional em todos os projetos a que me proponho.

A todos os meus amigos, que sempre me deram incentivo para continuar, principalmente à Filomena e ao Pedro.

UM SINCERO OBRIGADA

“Cada pessoa que encontro é superior a mim em algum aspeto sobre o qual eu aprendo algo.”

Ralph Waldo Emerson

“É isto que significa aprender. De repente percebes algo que já tinhas percebido toda a vida, mas numa nova forma.”

Doris Lessin

Resumo

A Tomografia Computorizada (TC), desde que foi introduzida na prática clínica no início da década de 70, assumiu um papel relevante dentro dos meios de diagnóstico, revelando-se muito útil ao nível do diagnóstico, intervenção e *follow up* dos pacientes.

Ao longo da sua existência, sofreu um enorme desenvolvimento tecnológico e possui vantagens sobre outras técnicas pela informação que fornece e, em termos de custos, não se engloba nos exames mais dispendiosos. Uma das principais vantagens é o facto de permitir o estudo de secções axiais de um objeto e, posteriormente, possibilitar a sua reformatação tridimensional. Deste modo, viabiliza uma maior resolução das imagens e sem estruturas sobrepostas, como acontece na Radiologia Convencional.

Em contrapartida, a maior desvantagem deste tipo de exames é a radiação ionizante a eles associada. O aumento da exposição da população a este tipo de radiação devido a procedimentos médicos marca os nossos dias; deste modo, a área da proteção radiológica está em constante atualização e é notória uma crescente preocupação com os riscos associados a este tipo de exames, procurando-se sempre o equilíbrio entre o benefício e o risco por eles implicado.

O objetivo deste trabalho consistiu em simular a interação da radiação com o corpo humano em exames de TC, nomeadamente em exames ao crânio, através de métodos de simulação numérica de dosimetria. Consistiu ainda na análise dos valores de dose que estão citados na literatura e na compreensão desses mesmos valores, ou seja, tentar obter informações sobre o fluxo de fótons, que corresponde ao número de fótons que um equipamento de TC debita.

A metodologia utilizada foi o programa Penelope, que é um código de simulação Monte Carlo, com a finalidade de calcular a geração de radiação, o seu transporte e interação com a matéria, calculando, ainda, a dose absorvida por esta última.

Como resultado, obtivemos uma fonte de calibração para as nossas simulações, verificando que os valores calculados de doses absorvidas são comparáveis aos valores existentes na literatura.

Palavras-chave: TC, Penelope, dose, simulação, radiação, Fantoma

Abstract

Computed tomography (CT), since it was introduced in clinical practice in the early 1970s, assumed a relevant role within the means of diagnosis. It is very useful for diagnosis, intervention and follow-up of patients.

Since its emergence it has undergone a huge technological development, and it has advantages over other techniques for the information it provides, and in terms of costs, it is not included in the more expensive exams. One of the main advantages of CT is that it allows the study of axial sections of the objects under study and the possibility to make three-dimensional reformats. In this way we obtain a greater resolution of the images without superimposed structures as it happens in Conventional Radiology.

In contrast, the major disadvantage of this type of exams is the associated ionizing radiation. There is an increase in the population's exposure to this type of radiation due to medical procedures.

In this way, the area of radiological protection is constantly updated and there is a growing concern about the risks associated with this type of examination. As always, one seeks the balance between benefit and associated risk.

The objective of this work was to simulate the interaction of radiation with the human body in CT examinations, in particular, head examinations, through the numerical simulation of dosimetry methods. We will also analyze the dose values that are cited in the literature and try to understand how to arrive at the same values, *i.e.* to obtain information about the photon flux (number of photons that the CT equipment produces).

The methodology used is the Penelope program, which is a Monte Carlo simulation code used to calculate radiation generation, its transport and its interaction with matter, and calculate the dose absorbed by the latter.

As a result, we obtained a calibration source for our simulations, concluding that the values for the calculated absorbed doses are comparable to those referred in the literature.

Keywords: CT, Penelope, dose, simulation, radiation, phantom

Índice geral

Agradecimentos.....	iv
Resumo	vi
Abstract	vii
Índice geral.....	viii
Índice de figuras	x
Índice de tabelas	xiii
Índice de abreviaturas e de siglas	xv
1. Introdução.....	1
2. Enquadramento teórico	3
2.1. Objetivos.....	3
2.2. Radiação ionizante	4
2.3. Produção de radiação X	5
2.4. Interação da radiação com a matéria	7
2.5. Efeitos biológicos da radiação	10
2.6. Tomografia Computorizada	11
2.6.1. Evolução dos Equipamentos	12
2.6.2. Componentes básicos dum equipamento de TC.....	16
2.6.3. Aquisição de dados	18
2.6.4. Reconstrução e apresentação da imagem	19
2.7. Dosimetria em TC.....	20
2.7.1. Doses descritas na literatura e estudos de controlo de qualidade	24
2.8. Programa de simulação – PENELOPE.....	30
3. Materiais e métodos	33
3.1. Simulação de espectros produzidos por ampolas de raios X	33
3.1.1. Espectros disponíveis na literatura.....	34
3.1.2. Espectro simulado com PENELOPE	35
3.2. Calibração dos espectros simulados	39
3.3. Simulações com Fantomas.....	43

3.3.1. Simulações com o cilindro de PMMA	43
3.3.2. Simulações com Fantoma antropomórfico	44
4. Resultados/ Discussão	56
5. Considerações finais	63
6. Referências bibliográficas.....	67
7. Apêndice.....	70

Índice de figuras

Figura 1 - Espectro de radiação eletromagnética	4
Figura 2 - Tubo ou ampola de raios X	5
Figura 3 - Radiação de Bremsstrahlung	6
Figura 4 - Produção de radiação característica	7
Figura 5 - Dispersão de Rayleigh	8
Figura 6 - Efeito de Compton.....	8
Figura 7 - Efeito Fotoelétrico.....	9
Figura 8 - Produção de Pares.....	9
Figura 9 - Reações Fotonucleares.....	10
Figura 10 - TC da primeira geração.....	13
Figura 11 - TC da segunda geração	13
Figura 12 - TC da terceira geração.....	14
Figura 13 - TC da quarta geração.....	14
Figura 14 - TC Multisllice	15
Figura 15 - Equipamento de TC.....	17
Figura 16 - Consola de TC.....	17
Figura 17 - Representação da passagem de um raio por diversos materiais numa secção de corte	19
Figura 18 - Representação do pixel e do voxel.....	19
Figura 19 - Escala de Hounsfield (UH)	20
Figura 20 - Relação do movimento da mesa com o pitch	23

Figura 21 - Montagem de uma câmara de ionização e Fantoma expostos a um feixe de radiação de um equipamento TC para o cálculo do CTDI (Computed Tomography dose Index).....	25
Figura 22 - Exemplo de visualização de uma geometria no plano YZ com diferentes materiais representados por cores distintas no Gview 2d.	32
Figura 23 - A mesma representação geométrica da figura anterior. mas visualizada nos planos XY.	32
Figura 24 - Representação de um espectro de 130 kV gerado pela Siemens.....	34
Figura 25 - Representação de um espectro de 130 kV gerado pelo programa SpekCalc	35
Figura 26 - Geometria da ampola de raios x gerada no PENELOPE. Os materiais envolvidos são tungsténio (roxo), alumínio (laranja) e silício (azul).....	36
Figura 27 . Parâmetros de definição da fonte	36
Figura 28 - Escolha de materiais para gerar a ampola de raios X.....	37
Figura 29 - Ficheiro de definição de geometria.....	37
Figura 30 - Representação do espectro de 130 Kv gerado pelo PENELOPE	38
Figura 31 - Relação da intensidade de corrente (mAs) com o CTDI _{vol} do estudo de Azevedo et al	40
Figura 32 - Início do ficheiro fantoma_acrilico.in.....	41
Figura 33 - Final do ficheiro fantoma_acrilico.in	42
Figura 34 - Energia depositada num Fantoma de acrílico em função da coordenada da fonte, com um espectro PENELOPE (azul), SpekCalc (verde) e Siemens (vermelho).	44
Figura 35 - Representação do Fantoma no Gview3D.....	45

Figura 36 - Visualização do Fantoma no plano y vista sagital na rotina Gview2D, com os respetivos materiais, osso, cérebro, músculo, tecido adiposo, pele, esófago e traqueia.....	46
Figura 37 - Visualização do Fantoma no plano X vista coronal na rotina Gview2D.	47
Figura 38 - Visualização do Fantoma no plano Z vista axial na rotina Gview2D, com os respetivos materiais, osso (azul), músculo (verde), medula óssea (amarelo), gordura (vermelho) e pele (roxo).	47
Figura 39 - Coordenadas da fonte e ângulos do feixe de radiação, SPOSIT e SCONE	48
Figura 40 - Distribuição da energia em eV segundo o ângulo β para Z=74 cm. Interpolação (linha vermelha) e valor médio (linha amarela).	49
Figura 41 - Distribuição de energia em função do ângulo β para Z=80 cm.	50
Figura 42 - Feixe de radiação a incidir numa área A	51
Figura 43 - Coeficiente de absorção de energia mássico da água ²⁶	55
Figura 44 - Distribuição energética de EZ em função de Z dos três espectros (PENELOPE - azul, SpekCalc - verde, Siemens - vermelho).....	57
Figura 45 - Plano sagital (Y) e Plano axial (Z) do Fantoma antropomórfico obtidos na rotina Gview 2D, visualizando ossos da face e coluna cervical a azul.	57
Figura 46 - Estudo efetuado do mento até à calote craniana.....	59
Figura 47 - Estudo efetuado da órbita até à calote craniana.....	60

Índice de tabelas

Tabela 1 - Limites de dose de radiação ionizante estabelecidos a nível nacional (artigo 4º, 5º, 6º, e 7º do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17/11).....	11
Tabela 2 - Tabela de Fatores de Ponderação Tecidual ICRP-103 (* corresponde a glândulas supra-renais, bexiga, coração, rins, gânglios linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/cérvix).....	22
Tabela 3 - Doses europeias de referência (Report EUR 16262 EN).....	25
Tabela 4 - Doses medidas pela empresa Medical Consult no CHBM com um Pitch de 1.2 e 100 mAs.	26
Tabela 5 - Doses medidas pela empresa Gyrad na Clínica Radiológica do Rosário.	26
Tabela 6 - Resultados do estudo de Azevedo et al, em mAs, kVp e os respetivos CTDI _{vol} num exame com o protocolo de crânio.....	27
Tabela 7 - Resultados de dose de exames ao crânio efetuados num TC Siemens Sensation 16 no CHBM, EPE em pacientes, com 130 kV de tensão.	28
Tabela 8 - Resultados de dose de exames ao crânio efetuados num TC Siemens Sensation 16 na CRR, em pacientes, com uma tensão de 130 kV e 270 mAs.	29
Tabela 9 - Resultados de dose de exames efetuados num TC Siemens Emotion 6 no Hospital de Faro, EPE	30
Tabela 10 - Valores de dose absorvida por mAs (DmAs)	39
Tabela 11 - Resultados das energias depositadas por cada partícula primária no Fantoma de acrílico usando os espectros simulados	43

Tabela 12 - Exemplo das coordenadas da fonte para as primeiras simulações com Z = 74 cm.....	48
Tabela 13 - valores do coeficiente de calibração F, para os três espectros e para os estudos: Azevedo et al, Medical Consult e Gyrad respectivamente valores medidos e de referência. Em unidades de nº de fótons/cm ² /mAs.....	54
Tabela 14 - Resultados da dose obtida para cada espectro e com diferentes calibrações.	58
Tabela 15 - Resultados da dose obtida para cada espectro e com diferentes calibrações.....	61
Tabela 16 - Dose no cristalino.....	62
Tabela 17 - Dose na tiroide.....	62
Tabela 18 - Diferenças percentuais relativas ao CHBM.....	63
Tabela 19 - Diferenças percentuais relativas ao CRR.	63

Índice de abreviaturas e de siglas

AAPM – American Association of Physicists in Medicine

ADN – Ácido Desoxirribonucleico

ALARA – As Low As Reasonable Achievable

CAD – Conversor analógico-digital

CCIFM – Centro de Ciências das Imagens e Física Médica

CHBM – Centro Hospitalar Barreiro Montijo, EPE

CRR – Clínica Radiológica do Rosário

CT- Computed Tomography

CTDI – Computed Tomography Dose Index

DLP – Dose Length Product

EGS – Electron Gamma Shower

FCUL – Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

FOV – Field of View

HCFMRP-USP – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

ICRP – International Committee of Radiation Protection

kV – quilovolt

GEANT – Geometry and Tracking

mAs – mA x Segundo

MCNP – Monte Carlo N-Particle Transport Code

MeV – Mega eletrão Volt

mGy – mili Gray

NCRP – Nacional Council on Radiation Protection and Measurements

NEA – Nuclear Energy Agency

PENELOPE – PENetration and Energy Loss of Positron and Eletrons

PMMA – Polimetil Metacrilato

Pixel – Picture Element

RX – raios X

TC - Tomografia Computorizada

UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

Voxel - Volume Element

2D – Duas dimensões

3D – Três dimensões

1. Introdução

As radiações ionizantes estão presentes no nosso quotidiano, fazendo parte de diversos produtos analíticos da indústria e da medicina.

Para que estes fenómenos possam ser utilizados em benefício da Humanidade e em condições de segurança, é muito importante o conhecimento dos processos de interação da radiação com a matéria, assim como os processos de deteção.¹

O *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), nos Estados Unidos estima que a exposição à radiação para a produção de imagens médicas aumentou em 600% entre 1980 e 2006. Este significativo aumento deve-se a uma maior utilização de Tomografia Computorizada e da Medicina Nuclear.²

O uso de radiações ionizantes está associado a riscos que, no entanto, são justificados em procedimentos de radiodiagnóstico e terapêuticos. Os danos são minimizados compreendendo esses mesmos riscos, otimizando assim a qualidade das imagens e, por conseguinte, fazendo um uso seguro da radiação.²

A União Europeia, na Diretiva 2013/59 do Tratado da Comunidade Europeia de Energia Atómica, EURATOM, de proteção contra as radiações ionizantes, afirma “que certos desenvolvimentos tecnológicos e científicos, no domínio da medicina, levaram a um notável aumento dos níveis de exposição dos pacientes”.³ Esta constatação reforça a necessidade de justificação de exposição radiológica médica, sendo este um dos pressupostos pelos quais se rege a Diretiva, aliado ao princípio da otimização e limitação de dose.

O princípio da justificação baseia-se na prática justificada, ou seja, o benefício do paciente exposto a radiação tem de ser superior ao risco ou prejuízo que a prática possa causar.³

O princípio de aplicação de limitação das doses consiste no facto de cada indivíduo ser protegido através de limites de dose individual. Em situações de dose planificada, a dose total não deve exceder os limites recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP).³

O princípio da otimização baseia-se no acrónimo ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*), ou seja, a dose deve ser a mais baixa possível, sem prejudicar a qualidade do exame.³

Está descrito também na Diretiva 2013/59 que “é fundamental um elevado nível de competência e uma definição clara das responsabilidades e atribuições de todos os profissionais envolvidos em questões de exposição médica, de modo a garantir uma proteção adequada aos pacientes sujeitos a procedimentos de radiodiagnóstico e de radioterapia”.³

Deste modo, torna-se imprescindível a constante atualização por parte de todos os profissionais cujas funções envolvam radiações ionizantes, motivo pelo qual todos os estudos com aplicabilidade na área da proteção, ou que de alguma forma possam trazer mais valias neste campo, são sempre importantes. Com este objetivo, pretende o presente trabalho simular cálculos de dose para exames de Tomografia Computorizada, nomeadamente de crânio e, posteriormente, comparar valores com doses descritas na literatura e de exames efetuados pela autora do estudo, verificando se existe ou não concordância entre os mesmos.

São feitas simulações numéricas da dosimetria de exames de TC através de um programa denominado PENELOPE, o qual consiste num código de simulação de Monte Carlo, sendo utilizado para calcular a geração de radiação, o seu transporte e interação com a matéria, calculando ainda a dose absorvida por esta última.

Este trabalho é composto por quatro capítulos base, articulados em subcapítulos. O primeiro capítulo contém a introdução, em que é realçada a importância de trabalhos relativos à proteção radiológica, visto a exposição da população a radiação ter aumentado consideravelmente nos últimos anos, devido a exposições provenientes de radiodiagnóstico. O segundo capítulo consiste no enquadramento teórico, cujos subcapítulos incluem os objetivos do trabalho, breves noções teóricas sobre radiações ionizantes, a produção de raios X, a sua interação com o corpo humano, os equipamentos de TC, a sua evolução e os seus componentes. É também referido como se processa a aquisição de dados para a reconstrução de imagem. São abordadas breves noções de dosimetria e, posteriormente, são avaliadas as doses descritas na literatura. Por fim, é descrito ainda o código de simulação utilizado e respetiva estrutura. O terceiro capítulo debruça-se sobre materiais e métodos e é igualmente composto por vários subtemas, como a simulação de uma ampola de raios X no PENELOPE e a geração dos espectros usados nas simulações, a título de exemplo. São descritos, em pormenor, os Fantasmas usados e as simulações. No capítulo quatro, são apresentados os resultados e é efetuada a discussão dos mesmos.

2. Enquadramento teórico

2.1. Objetivos

Atualmente, a Tomografia Computorizada assume-se como um exame complementar de diagnóstico e terapêutica de primeira linha, devido à rapidez da sua execução, à facilidade de obtenção de um diagnóstico precoce e, conseqüentemente, de melhores resultados no tratamento dos pacientes.

Sendo uma técnica de eleição frequentemente utilizada quer em regime de urgência, quer de internamento ou consultas, é considerado, em termos práticos, um exame de rotina. Contudo, tendo por base a radiação ionizante, é do interesse dos profissionais e do público em geral todo o tipo de estudos que contribuam, de alguma forma, para parametrizar e otimizar os protocolos existentes, com a finalidade de amenizar os riscos inerentes a este tipo de exames, sem, no entanto, prejudicar a qualidade da imagem.

Este trabalho pretendeu desenvolver métodos para calcular a interação entre a radiação e o corpo humano em exames de TC de crânio, através do código de simulação de Monte Carlo – PENELOPE. Este programa permite calcular a energia depositada por cada partícula do feixe num Fantoma e a energia depositada em cada órgão. A simulação de Monte Carlo é uma ferramenta muito utilizada para descrever o transporte das radiações ionizantes e a sua interação com a matéria, utilizando a sequência de probabilidades de interações de uma partícula com a mesma. Cada mecanismo de interação é caracterizado por uma secção eficaz diferencial correspondente, a qual vai determinar as quantidades relevantes para essa mesma interação acontecer; entre elas, encontram-se a transferência de energia, a deflexão angular e a criação de partículas secundárias geradas com diferentes energias e direções.⁴ A técnica de Monte Carlo permite uma simulação computacional eficaz destes processos inerentemente aleatórios.

Como já foi referido, o estudo foi efetuado em Fantomas que são simuladores do corpo humano - no caso deste trabalho - ou de outro meio, destinados à realização de testes de imagem, controlo de qualidade e dosimetria. Dividem-se em Fantomas físicos, geralmente constituídos por acrílico, por terem uma densidade próxima ao corpo humano, sendo a densidade dos tecidos de 1.06 g/cm^3 e do Polimetil Metacrilato 1.19 g/cm^3 e Fantomas virtuais, sendo estes, modelos matemáticos ou de *voxels* desenvolvidos para simulações computacionais.⁵ Mais à frente iremos descrever os Fantomas usados neste trabalho.

Pretendeu-se, ainda, realizar cálculos numéricos de dosimetria de um exame em TC e, posteriormente, comparar os resultados com as doses descritas em estudos existentes e com doses de exames efetuados pela autora deste trabalho.

O objetivo foi tentar perceber os números debitados pelos equipamentos de TC, do CTDI, acrónimo de *Computed Tomography Dose Index*, ou seja, a dose que é administrada a cada paciente. Sabemos que a dose se baseia no cálculo da energia a dividir pela massa, mas saberemos a energia exata? Apesar de o protocolo utilizado referir a intensidade de corrente aplicada e a tensão, não temos a noção rigorosa de quantos fótons compõem um feixe de TC. E quanto à massa do crânio? Como faz o equipamento este cálculo? É pertinente que todas estas questões nos conduzam à dúvida sobre o rigor das doses. Registam-se muitas perguntas sem resposta em torno desta temática, a qual parece estar envolta em segredo profissional por parte dos fabricantes dos equipamentos.

2.2. Radiação ionizante

O espectro eletromagnético é composto por várias frequências de ondas eletromagnéticas, desde as mais baixas, ondas rádio até às de maior frequência, radiação gama.

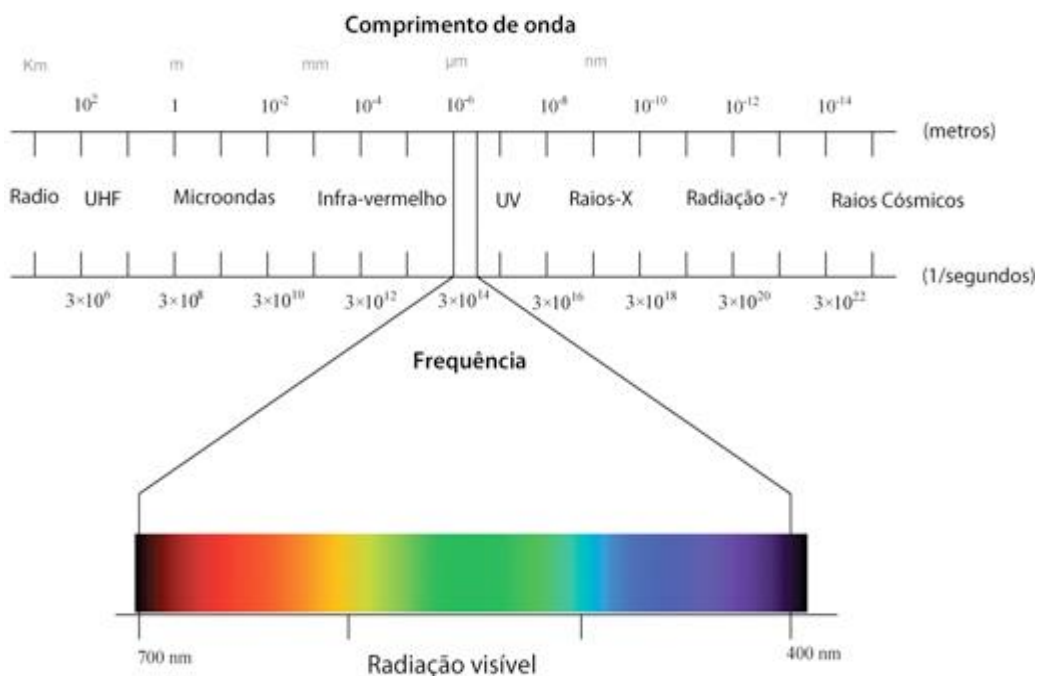


Figura 1 - Espectro de radiação eletromagnética⁶ (raios x com energia entre 100 eV e 100 keV)

Cada tipo de radiação possui uma frequência, um comprimento de onda e uma energia distintas, dividindo-se assim em radiação ionizante e não ionizante. A não ionizante é de frequência igual ou inferior à frequência da luz visível, ou seja, não possui energia suficiente para ionizar átomos ou moléculas com os quais interage ⁷ e tem um comprimento de onda grande.

Pelo contrário, a radiação ionizante, como o próprio nome indica, é aquela que possui energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos ou moléculas com os quais interage, ou seja, tem energia superior à energia de ligação dos elétrons ao seu átomo.⁷ Apresenta também uma maior frequência e um comprimento de onda menor que a radiação não ionizante. O valor mínimo de energia ionizante corresponde sensivelmente a 34 eV (ionização do ar).

Os principais tipos de radiações ionizantes são as partículas alfa e beta, raios gama e os raios X, sendo que os dois primeiros tipos não são radiação eletromagnética.

2.3. Produção de radiação X

A produção de raios X num tubo/ampola acontece quando o cátodo (elétrodo negativo do tubo) é aquecido quando sujeito a uma corrente elétrica (cujas unidades são mA) e liberta elétrons através de emissão termiônica. Os elétrons são acelerados em direção ao ânodo (elétrodo positivo do tubo) devido à aplicação de uma diferença de potencial (cuja unidade é kV). O tempo de duração desta aplicação, multiplicado pela corrente, designa-se por produto corrente-tempo e tem como unidade mAs.⁸ Os elétrons, ao embater no alvo, originam a produção de raios X através de dois mecanismos: radiação de travagem/ Bremsstrahlung ou radiação característica.

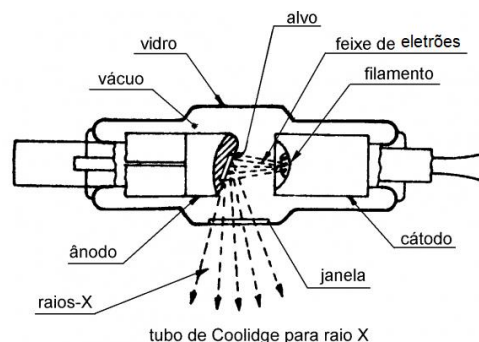


Figura 2 - Tubo ou ampola de raios X.

Quando embatem no metal, os elétrons transferem a sua energia cinética para o ânodo. Os elétrons projéteis perdem velocidade até ficarem em repouso, momento no qual podem ser conduzidos através do ânodo até aos circuitos eletrônicos associados. Durante este processo podem interagir quer com os elétrons quer com os núcleos dos átomos do ânodo. Estas interações produzem uma transformação de cerca de 99% da energia cinética dos elétrons em energia térmica (calor) e apenas menos de 1% dessa energia cinética transforma-se em energia eletromagnética, raios X.⁹

Na produção de calor, os elétrons projétil interagem com os elétrons das camadas externas dos átomos do ânodo, mas não transferem energia suficiente para os ionizar. Estes elétrons da camada externa passam simplesmente a um nível energético superior, voltando imediatamente ao seu estado de energia normal com emissão de energia infravermelha ou calor. Portanto, a constante excitação dos elétrons das camadas externas do ânodo e o regresso ao seu nível fundamental são responsáveis pela geração de calor no ânodo de um tubo de raios X.

Se o elétron incidente sofrer influência do núcleo do átomo do ânodo, mudando assim a sua trajetória, gera-se uma desaceleração que se traduz em perda de energia, designando-se **radiação de travagem** ou **Bremsstrahlung**.¹⁰

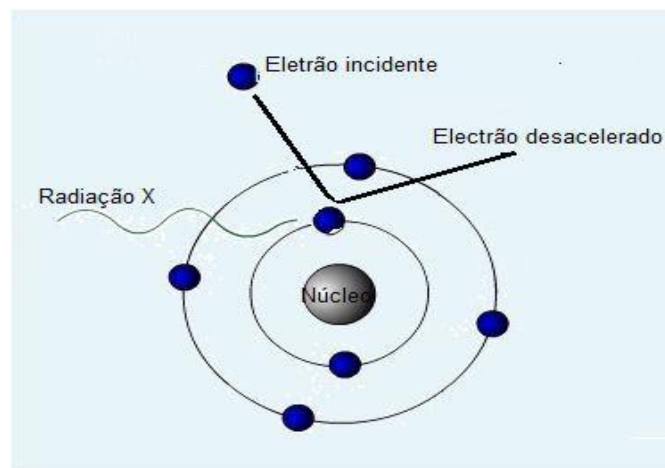


Figura 3 - Radiação de Bremsstrahlung¹⁰.

Se houver interação de um elétron projétil com outro oriundo de uma camada interna do átomo, verifica-se a produção de raios X característicos. A **radiação característica** é originada quando a interação entre os elétrons é suficientemente forte para ionizar o elétron, eliminando-o da camada interna do átomo. Ao ser removido do átomo, o elétron deixa um

lugar em aberto que irá ser ocupado por um outro elétron da camada mais externa. Estas transições eletrônicas vão emitir excessos de energia dos elétrons, ao passarem de camadas mais energéticas para menos energéticas. Esta emissão denomina-se radiação característica.¹⁰

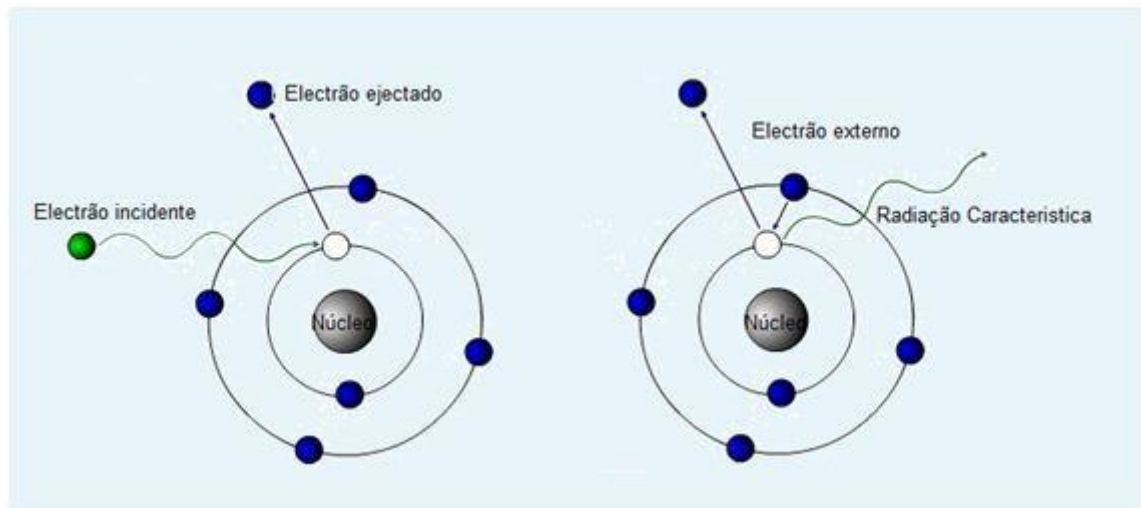


Figura 4 - Produção de radiação característica¹⁰.

2.4. Interação da radiação com a matéria

Sempre que partículas carregadas atravessam a matéria, interagem com os elétrons da mesma e perdem energia durante processos de excitação e ionização.

A radiação eletromagnética interage com estruturas de tamanho similar ao seu comprimento de onda. Os raios X têm um comprimento de onda curto, entre 10^{-8} e 10^{-9} m. Quanto maior for a energia dos raios X, menor é o seu comprimento de onda. Em consequência, os raios X de baixa energia tendem a interagir com átomos completos, que têm diâmetros de aproximadamente 10^{-9} a 10^{-10} m. Por outro lado, os raios X de energia média apenas interagem com os elétrons e os de alta energia com os núcleos atômicos.⁹

Em Radiologia, quando nos referimos a matéria, aludimos ao tecido humano. A compreensão da interação entre radiação e matéria é crucial para o campo da proteção radiológica. Esta interação pode ocorrer de cinco formas diferentes: Dispersão de Rayleigh (ou elástica), Efeito de Compton, Efeito Fotoelétrico, Produção de Pares e Reações Fotonucleares.⁹ Destas cinco interações, as que maior interesse têm para a imagiologia, são o **Efeito de Compton** e o **Efeito Fotoelétrico**.

Apresentam-se, seguidamente e de modo sintético, algumas considerações sobre os cinco aspetos possíveis no âmbito da relação entre radiação e matéria.

Dispersão de Rayleigh - são interações entre os fótons de raios X de baixa energia e os átomos do ânodo, provocando nestes uma excitação. Os átomos libertam de imediato esta energia, emitindo um fóton secundário ou disperso, com comprimento de onda igual ao fóton incidente. A direção do fóton secundário difere da direção do fóton incidente, razão pela qual o resultado da dispersão de Rayleigh é apenas a mudança de direção dos raios X, não existindo nem transferência energética, nem ionização.⁹

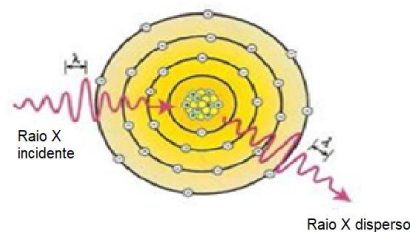


Figura 5 - Dispersão de Rayleigh⁹.

Efeito de Compton - é produzido pelas interações entre os raios X de energia média (sensivelmente entre 0.1 e 1 MeV), com interesse para o radiodiagnóstico, e os eletrões das camadas externas dos átomos, tipicamente considerados como quase livres. Esta interação dispersa o fóton, reduz a sua energia e ioniza o átomo. Portanto, o fóton disperso continua a sua trajetória com uma direção alterada e com menor energia.⁹

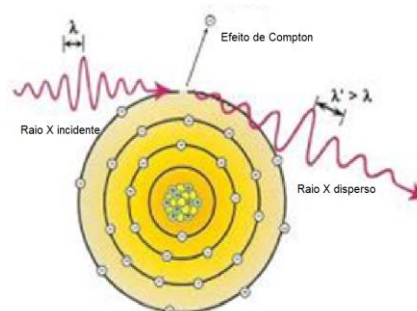


Figura 6 - Efeito de Compton⁹.

Efeito Fotoelétrico - os raios X de interesse para diagnóstico também podem interagir com átomos do ânodo. Nestas interações, o fóton do raio X não se dispersa, mas é totalmente absorvido pelo átomo; quando tal se verifica, denomina-se efeito fotoelétrico, ou seja, ocorre

a absorção total de um fóton de raio X incidente e consequente ionização de um elétron das camadas internas do átomo. O fóton incidente desaparece e o elétron denominado fotoelétron, é expulso do átomo.¹¹

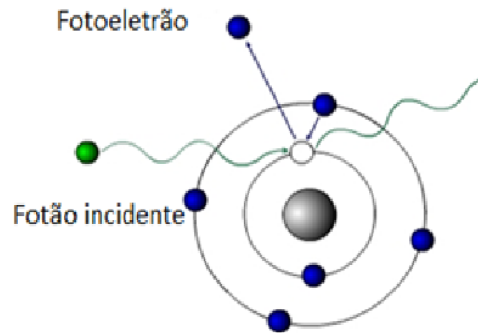


Figura 7 - Efeito Fotoelétrico¹¹.

Produção de Pares - se um raio X incidente possuir energia suficiente (superior à energia correspondente ao dobro da massa de um elétron, cerca de 1.022 MeV), pode penetrar na nuvem eletrônica e aproximar-se do núcleo do átomo num grau que lhe permita sentir a influência do campo eletrostático do núcleo. Esta interação entre o fóton e o campo electrostático nuclear faz com que o fóton desapareça e surjam duas partículas, uma de carga positiva, denominada positrão e uma de carga negativa, elétron.⁹

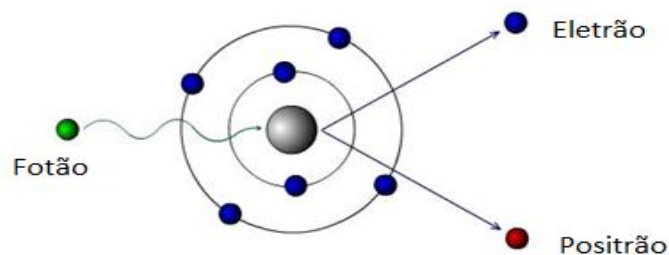


Figura 8 - Produção de Pares¹².

Reações Fotonucleares – Os fótons de raio X de energia superior a 10 MeV podem escapar-se da interação com os elétrons e serem absorvidos diretamente pelo núcleo. Quando tal se

verifica, o núcleo passa a um estado de excitação e emite um nucleão ou outro fragmento nuclear. Este processo denomina-se fotodesintegração.⁹

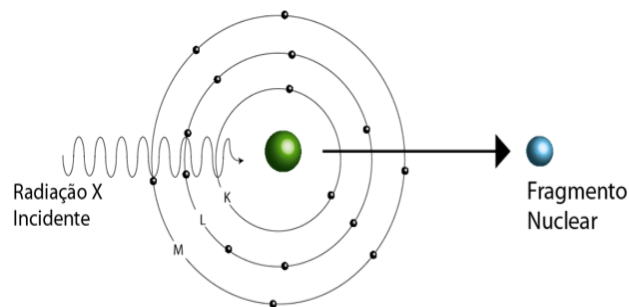


Figura 9 - Reações Fotonucleares¹³.

2.5. Efeitos biológicos da radiação

Os efeitos decorrentes do uso de radiação no organismo variam com base em diversos fatores, tais como, a quantidade de radiação recebida, o intervalo de tempo de exposição, entre outros. O efeito direto é a transferência de energia da radiação para o ADN, modificando a sua estrutura, podendo desencadear processos de oncogênese, genéticos ou hereditários.⁷

Os efeitos biológicos podem ser classificados segundo o tempo de manifestação, como imediatos ou tardios; o nível de dano - somático ou genético - e dose absorvida - efeitos estocásticos ou determinísticos.⁷

Os **efeitos estocásticos** têm uma probabilidade de ocorrência proporcional à dose de radiação recebida, sem existência de limiar. Doses baixas, inferiores aos limites estabelecidos pelas normas de radioproteção, podem induzi-los; entre tais efeitos, destacam-se os tumores.⁷

Os **efeitos determinísticos** são causados pela irradiação total ou localizada de um tecido, causando a sua morte celular, sem possibilidade da sua regeneração, conduzindo a danos no funcionamento do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose abaixo do qual a perda de células é insuficiente para prejudicar o funcionamento dos órgãos.⁷

A nível nacional, encontram-se legalmente estabelecidos, pelo Decreto-Lei nº222/2008, de 17 de novembro, limites de dose para quatro grandes grupos:

- a) Trabalhadores expostos a radiações ionizantes

b) Trabalhadoras grávidas ou lactantes expostas a radiações ionizantes

c) Aprendizes e estudantes com idade superior a 16 anos e inferior a 18, que durante os estágios profissionais se sujeitem a exposição a radiação ionizante

d) Membros do público

Estes limites de dose visam prevenir a ocorrência dos efeitos determinísticos nos trabalhadores expostos e minimizar a probabilidade dos efeitos estocásticos.

Tabela 1 - Limites de dose de radiação ionizante estabelecidos a nível nacional (artigo 4º, 5º, 6º, e 7º do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17/11).(vidé grandeza dosimétrica nas páginas 20/21)

Limites de dose	Profissional exposto	Profissional grávida/lactante	Aprendizes/estudantes	Membros do público
Limite de dose Efetiva	100 mSv/5 anos consecutivos ou 50 mSv/ano	1 mSv/ano	100 mSv/5 anos consecutivos Ou 20 mSv/ano	1 mSv/ano
Limite de dose equivalente do cristalino	150 mSv/ano	-----	50 mSv/ano	15 mSv/ano
Limite de dose equivalente para a pele	500 mSv/ano	-----	150 mSv/ano	50 mSv/ano
Limite de dose equivalente para as extremidades	500 mSv/ano	-----	150 mSv/ano	-----

2.6. Tomografia Computorizada

Uma radiografia convencional mostra as estruturas em apenas duas dimensões, com todas as imagens sobrepostas e, conseqüentemente, baixa nitidez; a TC, por seu lado, mostra com qualidade e resolução as estruturas do corpo humano. São adquiridas imagens no plano axial, através de uma fonte de raios X finamente colimada e de um conjunto de detetores.

Os equipamentos de TC têm vindo a progredir vertiginosamente, desde os da primeira geração, com apenas um detetor e que demoravam vários minutos para fazer um corte, até aos que utilizamos presentemente - equipamentos *multislice* ou multicorte - que são capazes de realizar 160 cortes por segundo. Um corte tomográfico é a espessura ou “fatia” da estrutura que vamos estudar, está intimamente relacionado com os colimadores, que iremos explicar mais adiante. A espessura pode ir de 0.6 mm até 10 mm, sendo que os cortes de espessura mais fina apresentam maior resolução, mas implicam também maior dose de radiação.

O primeiro protótipo foi introduzido pelo engenheiro eletrotécnico Godfrey Hounsfield; possuía apenas um detetor e destinava-se a estudos cerebrais. Inicialmente, atribuiu-se a estes equipamentos a designação TAC (Tomografia Axial Computorizada); contudo, com a introdução dos equipamentos volumétricos, passaram a ser conhecidos apenas como Tomografia Computorizada, ou simplesmente TC, devido à possibilidade de fazer estudos em todas as dimensões e não apenas no plano axial. Presentemente, a aquisição das imagens em TC pode ser efetuada de duas formas: **estudo sequencial** e **estudo volumétrico**.

O **estudo sequencial** (único método antes dos equipamentos *Multislice*) consiste num processo em que cada imagem adquirida é um corte axial direto da anatomia em estudo. A mesa movimentava-se de forma sequencial para a realização de cada corte; o **estudo volumétrico** traduz-se num método de aquisição indireto, que combina a emissão contínua de radiação e a rotação do conjunto ampola-detetores com o movimento da mesa, adquirindo desta maneira um volume de dados em forma de hélice. Os restantes dados são interpolados e reconstruídos, de modo a permitir a aquisição da totalidade das imagens do volume integral. A partir deste, podemos fazer reformatações noutros planos, tais como o plano sagital e coronal.¹⁰

Esta evolução alargou amplamente o tipo de estudos apoiados nesta técnica a áreas como a angiografia, avaliação das artérias coronárias, entre outras.

2.6.1. Evolução dos Equipamentos

TC da Primeira Geração

Para realizar um varrimento completo, os TC da primeira geração necessitavam de 180 movimentos de translação, cada um deles separado por uma rotação de 1°. Continham apenas um conjunto de detetores, ou seja, um ou dois detetores, cujo feixe de radiação era linear e bem colimado, em forma de lápis.⁹ Nestes equipamentos, um único feixe de raios X

e um detetor realizavam um movimento de translação ao longo de linhas paralelas e lados opostos, posteriormente todo o conjunto rodava em torno da estrutura anatômica com incrementos de 1° e assim sucessivamente até alcançar 180° de rotação à volta do crânio do paciente. Note-se que estes equipamentos só permitiam exames ao crânio e para efetuar um corte completo demoravam entre 4 a 6 minutos.¹⁴

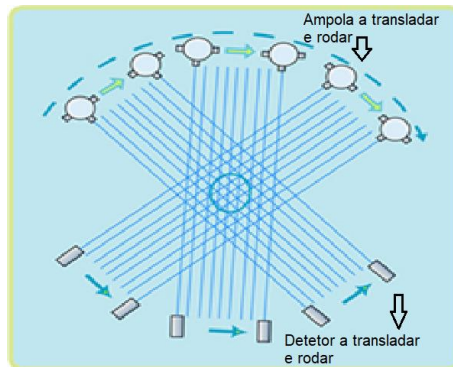


Figura 10 - TC da primeira geração¹⁴.

TC da Segunda Geração

Para a realização de um varrimento completo, os TC da segunda geração também necessitavam de 180 movimentos de translação, sendo que, neste caso particular, cada um deles se encontrava separado por uma rotação de 15° . O feixe de radiação deixou de possuir a forma de lápis, assemelhando-se antes a um leque, devido à inclusão de um conjunto de detetores múltiplos.⁹

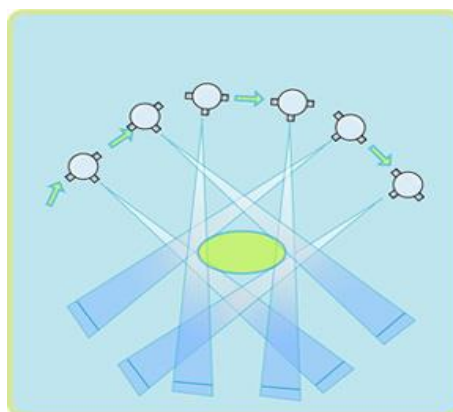


Figura 11 - TC da segunda geração¹⁴.

TC da Terceira Geração

Os tomógrafos da terceira geração utilizam um sistema curvilíneo, que contém inúmeros detectores e um feixe de radiação em forma de leque. O conjunto feixe/detetores gira 360° em torno do paciente.⁹

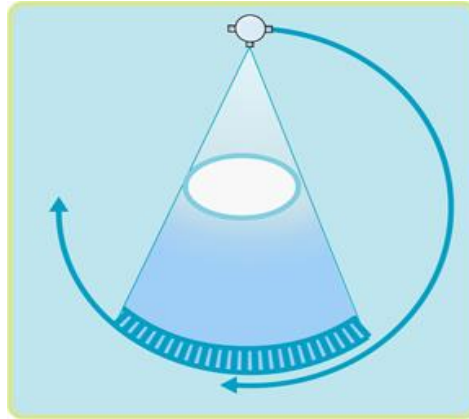


Figura 12 - TC da terceira geração¹⁴.

TC da Quarta Geração

Os tomógrafos da quarta geração têm um sistema rotativo/estacionário, ou seja, o feixe de radiação gira à volta do paciente, mas o conjunto de detectores mantém-se estático. Atualmente, todos os equipamentos de TC possuem esta tecnologia, denominada rotação contínua, TC volumétrica ou equipamento *slip-ring*. A detecção da radiação é realizada por um conjunto circular de detectores fixos com cerca de 4000 elementos individuais. O feixe de raios X mantém a forma de leque, à semelhança dos tomógrafos da terceira geração.⁷

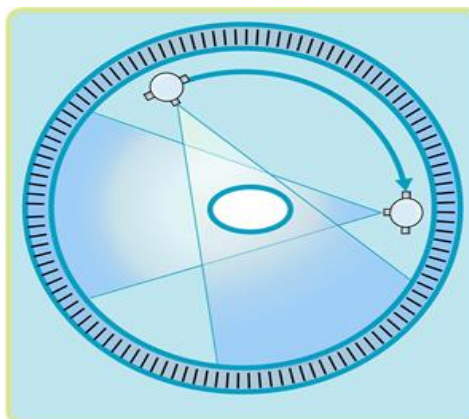


Figura 13 - TC da quarta geração¹⁴.

Posteriormente, outras evoluções surgiram no que respeita aos equipamentos em causa. Surgiu o **Tomógrafo Helicoidal, Espiral** ou **Volumétrico (Multislice)**, cuja nomenclatura difere de acordo com o fabricante. Nas gerações anteriores, a mesa movimentava-se incrementalmente após cada rotação do feixe. Nestes novos modelos, a mesa move-se a uma velocidade constante.

O varrimento no TC helicoidal é feito numa trajetória em espiral em torno do paciente, mas os algoritmos de reconstrução assumem um caminho circular e, para compensar estas diferenças, o conjunto de dados em espiral é interpolado a uma série de dados planares.

Com esta interpolação, é possível reconstruir novos planos sem dose adicional para o paciente.¹⁵

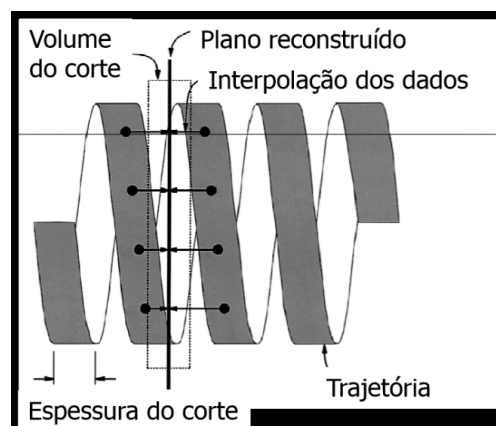


Figura 14 - TC Multislice¹⁵

Não obstante os benefícios decorrentes da evolução dos equipamentos, deparamo-nos com inevitáveis riscos a ela associados. Referimo-nos, em concreto, às doses de radiação para o paciente exposto a tal tipo de exame.

No ano 2000, a UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) divulgou um estudo, segundo o qual se regista a realização de, aproximadamente, 93 milhões de exames com radiações ionizantes por ano, o que corresponde a uma taxa de 57 exames por 1000 pessoas. Os dados permitiram, ainda, concluir que a TC representa cerca de 5% dos exames envolvendo radiação realizados no mundo inteiro, contribuindo assim para um valor de 34% da dose de radiação coletiva da população mundial.¹⁶

Estudos recentes, efetuados em Inglaterra, demonstraram que o TC *Multislice* aumentou a dose efetiva de radiação em 35% relativamente ao TC com apenas um detetor.¹⁷

2.6.2. Componentes básicos dum equipamento de TC

Um equipamento de Tomografia Computorizada é constituído pelos seguintes componentes:

Gantry, consiste num anel constituído pelo tubo de raio x, detetores, sistema de colimação, sistema de refrigeração, gerador de alta tensão e sistema de aquisição e transferência de dados (DAS).

A **ampola de RX** utiliza o mesmo princípio do tubo da radiologia convencional, havendo a registar que, no TC, durante a geração do feixe, o tubo está num movimento circular.

Os **detetores** medem a intensidade de radiação que lhes chega após as estruturas do corpo do paciente atenuarem a radiação, segundo os valores do seu número atómico e a densidade da massa.

O equipamento possui um conjunto de **colimadores pré-paciente**, o qual reduz a dose de radiação recebida pelo paciente através da restrição do tecido irradiado, bem como um conjunto de **colimadores pós-paciente**, cuja finalidade é a de reduzir a radiação dispersa, obtendo-se assim uma maior resolução de contraste. Este conjunto de colimadores pós-paciente é o responsável pela espessura de corte.⁹

O **sistema de refrigeração** interno tem como propósito dissipar o calor gerado, permitindo assim a realização de exames mais morosos.

O **gerador de alta tensão** é de corrente contínua. O intervalo de tensões num equipamento de TC varia entre 80kV e 140 kV.¹⁸

No **sistema de aquisição e transferência de dados**, os detetores convertem os fótons do feixe em sinais elétricos (dados analógicos) e estes são convertidos pelo conversor analógico-digital (CAD) em dados digitais. Posteriormente, os dados digitais são enviados para um computador, de modo a reconstruir a imagem. Em síntese, podemos afirmar que um algoritmo de reconstrução, composto por uma sequência de instruções matemáticas, converte os sinais medidos pelos detetores em imagem. Este computador tem capacidade de resolver cerca de 30000 equações em simultâneo.¹⁸

Constituem, ainda, o equipamento de TC:

- a **mesa**, sobre a qual é deitado o paciente para executar o exame;
- a **consola**, através da qual o profissional executa os exames e efetua todo o seu pós-processamento;
- o **monitor**, que permite a visualização das imagens.



Figura 15 - Equipamento de TC.

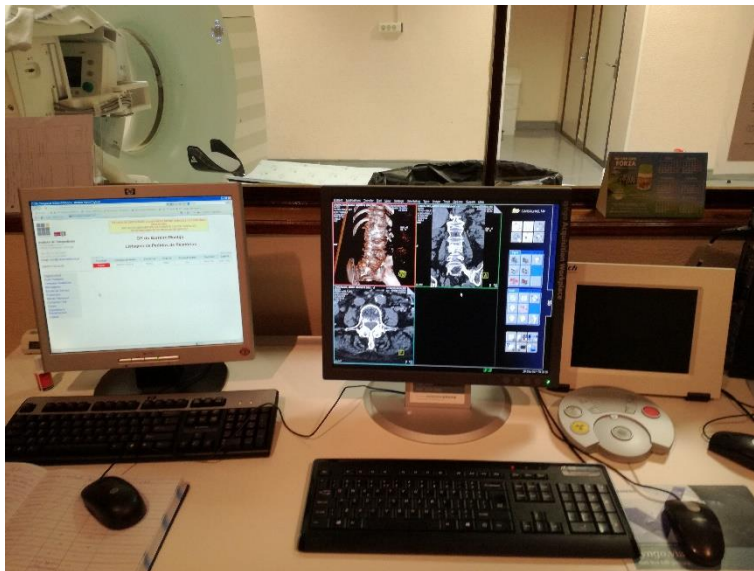


Figura 16 - Consola de TC.

A consola permite ao profissional programar o protocolo do exame e alterar parâmetros como: a tensão entre o cátodo e ânodo (tipicamente expressa em kV); a “intensidade de corrente”

(vulgarmente assim designada e por isso optou-se por esta denominação ao longo do trabalho, mas na verdade é a carga total que chega ao ânodo durante a duração do exame, tipicamente expressa em mAs); *pitch* (distância percorrida pela mesa por cada rotação); escolha do FOV (campo de visão); *slice* (espessura de corte); *feed* (incremento de posição da mesa); algoritmos de reconstrução e janelas.

O processo de formação de imagem passa por três etapas, a saber, a aquisição dos dados, reconstrução e a apresentação da imagem.

2.6.3. Aquisição de dados

Os fótons, após atravessarem o paciente, chegam aos detetores que se encontram diametralmente opostos ao tubo de raios X. Os detetores recebem individualmente apenas a projeção da secção em estudo num determinado ângulo. Um equipamento das últimas gerações integra um feixe em forma de leque; isto significa que, sendo o feixe composto por vários raios, estes serão medidos em diversas projeções de ângulos diferentes.¹⁷

Cada raio pode ser considerado uma medida de transmissão através do objeto em estudo, ao longo de uma linha, onde o detetor mede a sua intensidade. O raio é atenuado exponencialmente e a determinação da atenuação ao longo do caminho percorrido em diferentes ângulos é a base para reconstruir uma imagem da fatia do objeto.¹⁷

A atenuação depende do número atômico médio do tecido, da sua densidade e da intensidade do feixe, seguindo a Lei de Lambert - Beer, ou seja, para feixes monocromáticos:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

Segundo esta fórmula, I é a intensidade transmitida, I_0 a intensidade do feixe sem atenuação, x a espessura do objeto e μ é o coeficiente de atenuação linear, que representa a probabilidade de ocorrência de interação de um fóton do feixe incidente com o meio material por unidade de espessura.¹⁷

O corpo humano é constituído por vários materiais diferentes; daí decorre que, para se obter um corte de um objeto, é necessário considerar o coeficiente de atenuação linear de cada material que constitui a secção de corte. Esta é dividida em pequenas áreas do mesmo comprimento, ao longo do caminho percorrido pelo raio, sendo cada um deles caracterizado pelo seu coeficiente médio de atenuação linear.

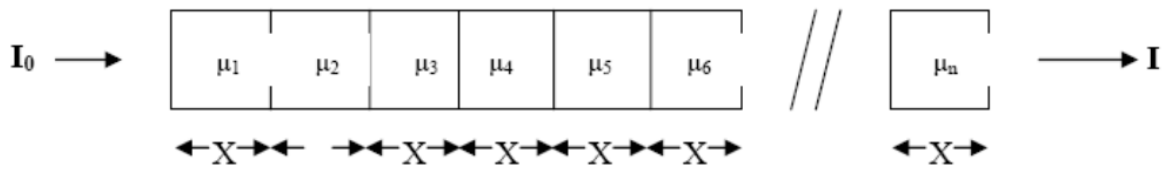


Figura 17 - Representação da passagem de um raio por diversos materiais numa secção de corte¹⁷.

Os dados são armazenados em computador, procedendo-se posteriormente à reconstrução da imagem.

2.6.4. Reconstrução e apresentação da imagem

O *pixel* (elemento de imagem) é o elemento básico de uma imagem digital 2D. Cada *pixel* mostra informação do brilho referente à anatomia do paciente num determinado *voxel* (elemento de volume). A largura e a altura são iguais no *pixel* e no *voxel*, mas este tem outra dimensão, a qual representa a espessura de corte.¹⁵

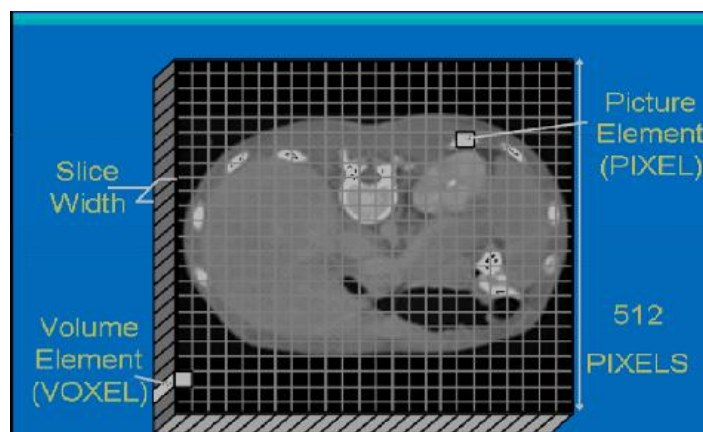


Figura 18 - Representação do *pixel* e do *voxel*¹⁵.

As filas e as colunas formam uma matriz, que pode ser 512x512, 1024x1024, entre outras.

O Técnico de Imagem escolhe o FOV (campo de visão) e o tamanho do *pixel* = FOV/tamanho da matriz.

O processo de reconstrução resulta numa matriz 2D de números, números esses que correspondem ao coeficiente médio de atenuação linear do tecido contido em cada *voxel*. Os coeficientes de atenuação são posteriormente convertidos numa escala de unidades de Hounsfield (UH) ou números de TC.

A Escala de Hounsfield é uma escala de radiodensidades que quantifica a atenuação do raio X após atravessar o corpo, sendo atribuído o valor zero à água - valor de referência. Tecidos muito densos, como os ossos (que absorvem muita radiação), são representados a branco e tecidos pouco densos – como os pulmões contendo ar - são representados a preto. A seguinte fórmula traduz o número ou valor de TC:

$$\text{Valor de TC} = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}, \quad (2)$$

sendo, μ_{H_2O} o coeficiente de atenuação linear da água e μ o coeficiente de atenuação linear do material em questão.

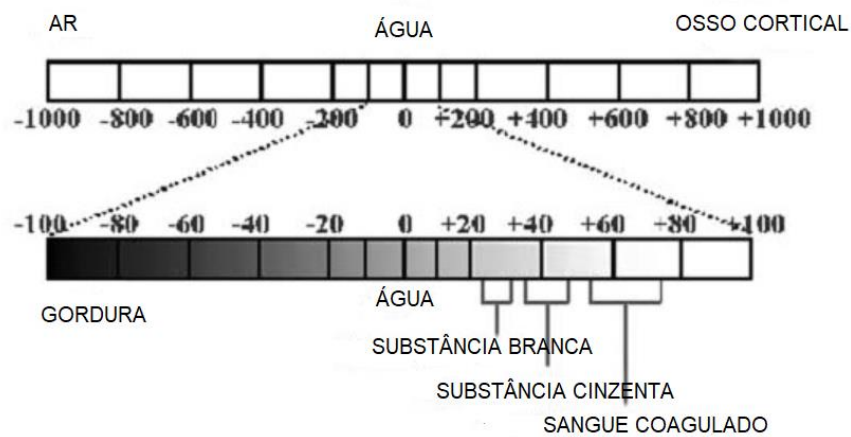


Figura 19 - Escala de Hounsfield (UH).

Depois de todos os dados processados, é utilizado um algoritmo de reconstrução para produzir a imagem (mapa de coeficiente de atenuação) e, posteriormente, o método de retroprojeção filtrada (entre outros) é utilizado para construir a imagem no computador, revertendo o processo de aquisição através de uma análise de Fourier.⁵

2.7. Dosimetria em TC

Desde a descoberta dos raios X, a 8 de novembro de 1895, por Wilhelm Roentgen, foram introduzidas na Física grandezas dosimétricas com as suas respectivas unidades. Estas servem para avaliar os efeitos da interação da radiação com um material.

Kerma (Kinetic Energy Released per Unit Mass) é a grandeza que traduz a transferência de energia dos fótons ou neutrões para partículas carregadas que se encontram no meio por unidade de massa; essa grandeza é definida pela seguinte equação :

$$K = \frac{d E_{tr}}{dm} \quad (\text{J.kg}^{-1} = \text{gray} = \text{Gy}) \quad (3)$$

E_{tr} representa a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas, libertadas por partículas ionizantes sem carga elétrica por unidade de massa m .

A **fluência** de partículas ψ , é o quociente $\frac{dN}{da}$, onde dN é o número de partículas incidentes numa esfera de secção de área da ; as partículas podem ser emitidas, transferidas ou recebidas. A fluência é definida por:

$$\psi = \frac{dN}{da} \quad (\text{m}^{-2}) \quad (4)$$

A **dose absorvida** é uma medida da energia depositada num determinado material por uma radiação ionizante, definindo-se pela seguinte equação:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (\text{J.kg}^{-1} = \text{gray} = \text{Gy}), \quad (5)$$

onde $d\bar{E}$ é a variação da energia cedida ao meio (expressa em joules) por unidade de massa (expressa em quilograma). A dose absorvida era por vezes expressa em *rad* (*radiation absorbed dose*), sendo que

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

Equivalente de Dose foi um conceito definido para estabelecer equivalência entre doses de radiações diferentes para produzirem o mesmo efeito biológico.

$$H = D.Q \quad (\text{J.kg}^{-1} = \text{Sievert} = \text{Sv}) \quad (6)$$

D representa a dose absorvida e Q é um fator de qualidade associado a cada tipo de radiação e energia, dependente dos valores de eficácia biológica relativa (RBE – *Relative Biological Effectiveness*). Em termos de equivalência, as diferenças entre as radiações são expressas pelos valores do coeficiente de transferência de energia por unidade de comprimento (LET – *Linear Energy Transfer*). São maiores os danos causados por radiações de maior LET do que

de menor LET. A dose equivalente era por vezes expressa em *rem* (*roentgen equivalent men*), sendo que

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

A **Dose Equivalente num órgão ou tecido** é a dose absorvida D medida num tecido específico T , multiplicada pelo fator de qualidade W_R da radiação R .

$$H_T = D_T \cdot W_R \text{ (J.kg}^{-1} = \text{Sievert} = \text{Sv)} \quad (7)$$

A **Dose Equivalente Efetiva** é expressa pela seguinte fórmula:

$$E = \sum W_T H_T \text{ (J.kg}^{-1} = \text{Sievert} = \text{Sv)} \quad (8)$$

W_T indica o fator de ponderação do tecido T e H_T é a dose equivalente no órgão ou tecido T .

Tabela 2 - Tabela de Fatores de Ponderação Tecidual ICRP-103 (* corresponde a glândulas supra-renais, bexiga, coração, rins, gânglios linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/cérvix)¹⁹

Tecido ou órgão	Fator de ponderação tecidual
Mama, Medula Óssea, Pulmão Estômago, Restantes*	0.12
Gónadas	0.08
Bexiga, Esófago, Fígado, Tiroide	0.04
Superfície Óssea, Glândulas Salivares, Pele, Cérebro	0.01

Na Radiologia Convencional, a distribuição de dose no paciente vai decrescendo continuamente desde o ponto de entrada do feixe de raio X até à sua saída do corpo do paciente; contudo, no TC, o mesmo não se verifica: a dose é distribuída uniformemente, devido ao facto de o paciente ser exposto a um feixe de radiação em 360°. ⁹

Como consequência, são necessários descritores de dose com determinadas particularidades para este tipo de exames:

CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) – é uma medida padrão de dose de radiação de um exame de TC, que permite ao utilizador comparar a saída de radiação de vários equipamentos. Possui ainda as seguintes variações: $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$. O $CTDI_{100}$ é assim denominado pois é medido numa câmara de ionização de 100 mm de comprimento; o $CTDI_w$ é uma média ponderada da dose numa única fatia do objeto em estudo. Finalmente, o $CTDI_{vol}$ é a medida utilizada nos equipamentos *multislice* e obtém-se dividindo o $CTDI_w$ pelo *pitch*. Todas estas grandezas são geralmente expressas em mGy.

O termo **pitch** designa o movimento da mesa por cada rotação na espessura de colimação. Exemplificando: se a espessura de colimação for 5 mm e se a mesa se mover 5 mm por cada rotação do tubo, o *pitch* é igual a 1; se a espessura de colimação for de 10 mm e a mesa se mover 5 mm, o *pitch* será 0.5.

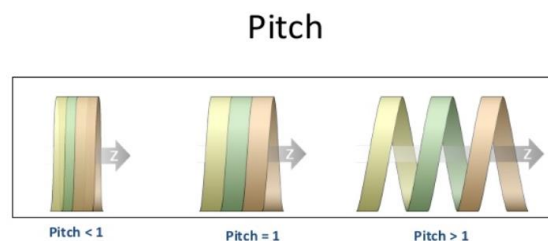


Figura 20 - Relação do movimento da mesa com o pitch²⁰.

O *pitch* igual a 1 implica que o avanço da mesa é igual à espessura de colimação.

O *pitch* menor que 1 implica sobreposição dos cortes, ou seja, o avanço da mesa é menor que a espessura de colimação, há maior resolução sobre o eixo dos zz, mas maior dose para o paciente.

O *pitch* maior que 1 aumenta a cobertura do eixo dos zz, durante uma única rotação da ampola. É o recomendado pelas *guidelines* europeias, pois reduz a dose de radiação para o paciente.

Este parâmetro é escolhido consoante a informação clínica e o objetivo do exame.¹⁷

Uma outra grandeza frequentemente utilizada para descrever a dose em exames TC é o **DLP**, Dose Length Product (Produto Dose Comprimento), em que se considera o número de cortes

por rotação e a espessura dos cortes para as sequências utilizadas. Para representar melhor o total da dose absorvida, esta pode ser integrada ao longo do comprimento total do exame, pelo que se define¹⁸

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{comprimento do varrimento do exame} \quad (9)$$

2.7.1. Doses descritas na literatura e estudos de controlo de qualidade

Foi realizada uma compilação de doses consideradas em estudos semelhantes, retirados da literatura existente, de exames TC ao crânio e de estudos de controlo de qualidade realizados em Fantomas, como objetos simuladores. Nesse tipo de estudos, são executadas várias medições em Fantomas, utilizando uma câmara de ionização tipo lápis. Os Fantomas são cilíndricos, de polimetil-metacrilato (PMMA), ambos com 15 cm de comprimento, um com 32 cm de diâmetro, para representar o tórax e outro com 16 cm, com o mesmo intuito, mas vocacionado para o crânio. Segundo especificações da AAPM (American Association of Physicists in Medicine), estes simuladores apresentam características de absorção e espalhamento similares às estruturas anatómicas do tórax e do crânio, possuindo perfurações localizadas no centro e em locais pré-determinados, com a possibilidade de inserção de uma câmara de ionização tipo lápis a qual, por sua vez, está acoplada a um voltímetro para medir diferenças de potencial provocadas pelas radiações ionizantes.¹⁵ Para medir a dose absorvida de um meio exposto a radiação ionizante, utilizam-se dispositivos próprios, denominados dosímetros. Existem variadíssimos tipos de dosímetro, de acordo com o seu objetivo, entre os quais se encontram os que têm como base a medição da ionização de um gás, como é o caso das câmaras de ionização.

A câmara de ionização utilizada para dosimetria em TC é uma câmara cilíndrica não selada, de comprimento compreendido entre 10 a 15 cm, denominada câmara de ionização tipo lápis e uma das características desta é a sua resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos em redor do seu eixo, adequando-se, portanto, ao equipamento de TC, cujo tubo de raios X é rotativo.²⁴ O conjunto de equipamentos usado no controlo de qualidade, descrito no estudo de Azevedo *et al*, é um bom exemplo ilustrativo do método utilizado (figura 21); o referido estudo será objeto de análise mais à frente.



Figura 21 - Montagem de uma câmara de ionização e Fantoma expostos a um feixe de radiação de um equipamento TC para o cálculo do CTDI (*Computed Tomography dose Index*).²¹

Em todos os estudos que irão ser mostrados, os valores apresentados são o $CTDI_{vol}$, pois é uma medida de dose padrão de um equipamento de TC.

As doses europeias de referência para o crânio são mostradas na tabela 3.

Tabela 3 - Doses europeias de referência (Report EUR 16262 EN)

Exame	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	<i>Pitch</i>	$CTDI_{vol}$ (mGy)
Crânio	60	1050	1	60

Usaram-se valores fornecidos por uma empresa que faz o controlo de qualidade ao equipamento de TC do Centro Hospitalar Barreiro-Montijo, Medical Consult (Tabela 4). Note-se que estes valores são o $CTDI_w$ que por sua vez já foi convertido em $CTDI_{vol}$. Refira-se que estes valores foram obtidos com a intensidade de corrente de 100 mAs e pertencem aos testes executados no Fantoma de PMMA simulador de um crânio. O **valor medido** (Med) representa o valor obtido nos testes e o **valor de referência** (Ref) é o valor que vem descrito nos manuais dos equipamentos. Para facilitar a comparação entre estudos, definimos uma grandeza DmAs, que corresponde à dose por unidade de carga que chega ao ânodo, vulgo corrente.

Tabela 4 - Doses medidas pela empresa Medical Consult no CHBM com um *Pitch* de 1.2 e 100 mAs.

Med – medido. Ref - referência

Tensão (kV)	CTDI _w (Med) (mGy)	CTDI _w (Ref) (mGy)	CTDI _{vol} (Med) (mGy)	CTDI _{vol} (Ref) (mGy)	DmAs (Med)	DmAs (Ref)
80	6.2	6.3	5.16	5.25	0.05	0.05
110	12.9	14.4	10.75	12	0.10	0.12
130	19.2	21.6	16	18	0.16	0.18

Foram, ainda, tidos em conta valores fornecidos por uma outra empresa de controlo de qualidade, Gyrad, responsável pelo controlo de qualidade ao equipamento de TC numa clínica com um equipamento idêntico ao do Centro Hospitalar Barreiro-Montijo. (Tabela 5).

Tabela 5 - Doses medidas pela empresa Gyrad na Clínica Radiológica do Rosário.

Med – medido. Ref - referência

Tensão (kV)	Intensidade de corrente (mAs)	CTDI _{vol} (Ref) (mGy)	CTDI _{vol} (Med) (mGy)	DmAs (Med) (mGy/mAs)	DmAs (Ref) (mGy/mAs)
130	270	51.5	57.7	0.21	0.19

Foi analisado um estudo realizado no Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Brasil, cujo objetivo era a otimização da dose em exames de rotina em Tomografia Computorizada.²¹ Neste estudo, foi medida a dose absorvida no Fantoma, variando os parâmetros de tensão (kVp) e do produto corrente*tempo (mAs), valores mostrados na Tabela 6. No capítulo 3 (“Materiais e métodos”), iremos gerar um Fantoma do mesmo material no PENELOPE com a finalidade de fazer simulações e comparar os resultados com os obtidos neste mesmo estudo, para deste modo calibrar os nossos resultados.

São mostradas também doses de exames realizados no Centro Hospitalar Barreiro-Montijo e na Clínica Radiológica do Rosário. A Tabela 7 refere valores obtidos em exames realizados

no Centro Hospitalar Barreiro-Montijo num TC Siemens Sensation 16 e a Tabela 8 integra valores obtidos na Clínica Radiológica do Rosário em equipamento idêntico; os exames em causa foram, na sua totalidade, executados pela autora do trabalho e note-se que não são valores de dose medidos, mas sim, valores dados pelo equipamento, no final de cada exame.

A Tabela 9 contém valores de um estudo semelhante feito no Hospital de Faro, EPE, havendo, contudo, a registar que os exames foram adquiridos num estudo volumétrico, servindo apenas para demonstrar as diferenças entre um estudo sequencial e um estudo volumétrico, onde a dose é superior no último caso. Todos estes valores vão ser fundamentais no subcapítulo 3.2 para calibração dos nossos espectros.

Tabela 6 - Resultados do estudo de Azevedo *et al*, em mAs, kV e os respetivos $CTDI_{VOL}$ num exame com o protocolo de crânio ²¹

Corrente (mAs)	$CTDI_{VOL}$ (mGy) Tensão 130 kV	$CTDI_{VOL}$ (mGy) Tensão 100 kV	$CTDI_{VOL}$ (mGy) Tensão 80 kV
342	54.58	37.55	16.42
174	27.77	19.11	8.35
122	19.63	13.51	5.90
120	19.15	13.18	-----
115	18.43	12.68	-----
100	16.04	11.03	-----
90	14.36	9.88	-----
80	12.93	8.89	-----
70	11.25	7.74	-----
60	9.58	6.59	-----
54	8.62	5.93	-----
45	7.18	-----	-----

Tabela 7 - Resultados de dose de exames ao crânio efetuados num TC Siemens Sensation 16 no CHBM, EPE em pacientes, com 130 kV de tensão

CTDI _{vol} (mGy)	DLP(mGy.cm)	mAs	DmAs (mGy/mAs)
51.70	818.93	207	0.24
47.05	755.65	203	0.23
56.09	813.37	270	0.21
56.48	813.37	224	0.25
48.94	806.49	270	0.18
54.59	894.71	224	0.24
56.48	813.37	270	0.20
56.09	813.37	270	0.20
53.51	894.71	270	0.19
55.71	894.71	270	0.20
54.96	813.37	270	0.20
55.33	894.71	270	0.20
56.48	813.37	270	0.20

Tabela 8 - Resultados de dose de exames ao crânio efetuados num TC Siemens Sensation 16 na CRR, em pacientes, com uma tensão de 130 kV e 270 mAs

CTDI _{vol} (mGy)	DLP(mGy.cm)	DmAs (mGy/mAs)
55.71	894.71	0.20
55.33	813.37	0.20
52.82	813.37	0.19
56.48	894.71	0.20
52.48	813.37	0.19
58.59	1208.74	0.21
55.71	894.71	0.20
53.51	894.71	0.20
58.59	1217.53	0.21
39.38	567.06	0.14
56.48	894.71	0.20
55.71	813.37	0.20
58.79	1208.74	0.21
52.48	813.37	0.19

Tabela 9 - Resultados de dose de exames efetuados num TC Siemens Emotion 6 no Hospital de Faro, EPE²²

Exame	Fantoma		Pacientes	
	CTDI _{vol} (mGy)	DLP(mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP(mGy.cm)
Crânio	65±3	1131±54	61.6	1078.0

2.8. Programa de simulação – PENELOPE

O uso de programas de simulação tem vindo a aumentar no âmbito das ciências de imagem médica. Especificamente dentro da Imagiologia, foram desenvolvidos algoritmos para simular o transporte de partículas de radiação. O uso de métodos computacionais para estes cálculos é essencial visto que na interação de uma partícula de alta energia com a matéria gerar-se rapidamente um grande número de partículas secundárias, que por sua vez também podem originar novas partículas. Todos os processos físicos por trás destas interações são aleatórios – por exemplo, vários processos possíveis têm probabilidades diferentes consoante a energia das partículas e o meio material, e a direção e energia das partículas geradas em cada interação são também aleatórias.

Os Métodos Monte Carlo são uma técnica que utiliza a amostragem de números aleatórios e métodos estatísticos para encontrar soluções de problemas matemáticos ou físicos. Utiliza um modelo estocástico que integra um gerador de alta qualidade de números aleatórios, sendo este gerador utilizado para se poderem obter descrições fiáveis das funções de densidade de probabilidade para cada processo físico de interação entre partículas definidas no modelo.²³

Os resultados da simulação dependem da função de densidade de probabilidade e a maior desvantagem do método é que a incerteza do resultado final está relacionada com o número de simulações efetuadas, ou seja, quanto maior for o número de simulações, menor será o erro obtido, mas em contrapartida, aumenta o tempo da simulação, o que acarreta a lentidão do método.⁴

Dos programas de simulação de Monte Carlo mais utilizados para simular a interação da radiação com a matéria, para aplicações em Medicina, temos o EGS (*Electron Gamma Shower*), o MCNP (*Monte Carlo N-Particle transport code*) e mais recentemente o PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positron and Electrons*) e o GEANT (*GEometry And Tracking*). O PENELOPE é distribuído gratuitamente pela Agência de Energia Nuclear NEA (*Nuclear Energy Agency*) e o programa é constituído por várias sub-rotinas FORTRAN, distribuídas em vários códigos fonte, executáveis, uma base de dados com características de diversos materiais e um arquivo do utilizador.²³

As sub-rotinas com linguagem de programação FORTRAN do código de simulação PENELOPE estão organizadas em quatro arquivos básicos, cada um com funções distintas:

PENELOPE.f: contém as sub-rotinas responsáveis pelo transporte das partículas simuladas;

PENGEOM.f: contendo as sub-rotinas de geometria;

TIMER.f: controla o tempo da simulação;

PENVARED.f: integra as sub-rotinas que executam os métodos de redução variacional.

Para além destes arquivos, o código inclui, igualmente, um programa **MATERIAL.f**, responsável por gerar os materiais que irão constituir os corpos que entram nas simulações. Possui uma base de dados para 280 materiais pré-definidos, permitindo ainda definir mais. Permite, ainda, optar por diferentes fontes de radiação, como feixes, fontes isotrópicas e fontes distribuídas em volume para três tipos de partículas primárias (elétrões, positrões e fótons). O PENELOPE tem dois programas básicos: o *Pencyl*, - mais limitado e utilizado para geometrias simples, constituídas por cilindros concêntricos - e o *Penmain*, que permite considerar geometrias mais complicadas, como por exemplo, geometrias quádricas.

Para auxiliar na criação de geometrias, bem como na visualização das estruturas geométricas concêntricas, existem dois programas - o *Gview 2d* e o *Gview 3d* -, escritos para mostrar as geometrias no computador, usando *software* de computação específico, os quais constituem ferramentas simples, mas eficazes para depurar o arquivo de definição de geometria.²³

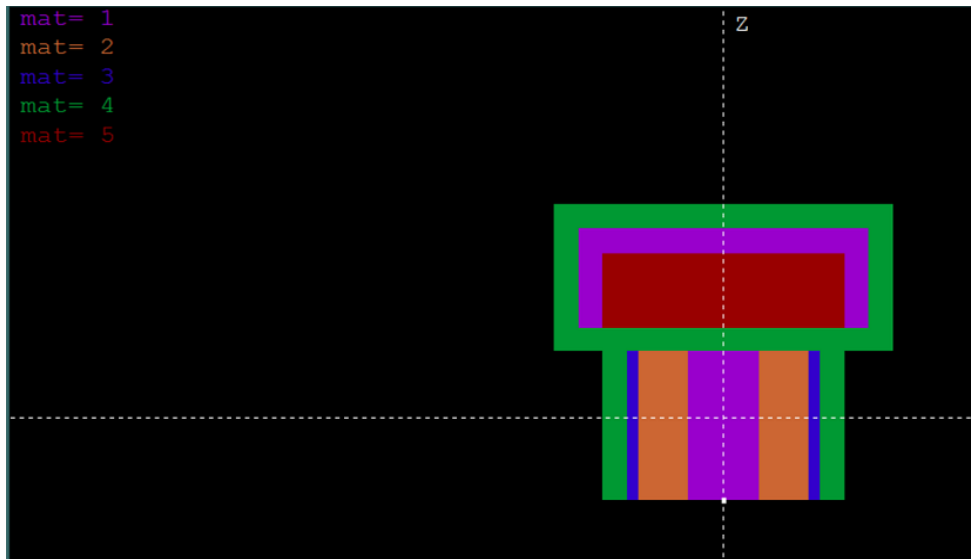


Figura 22 - Exemplo de visualização de uma geometria no plano YZ com diferentes materiais representados por cores distintas no Gview 2d.

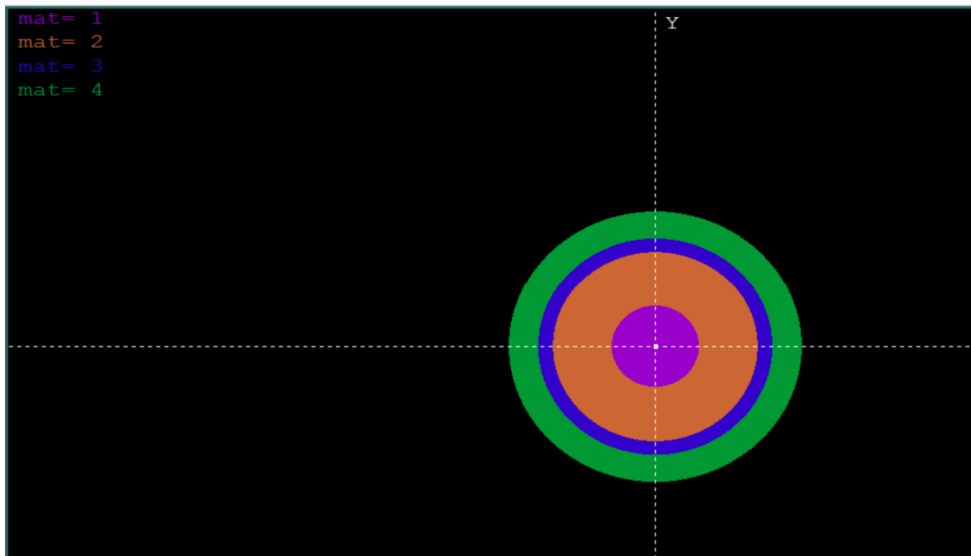


Figura 23 - A mesma representação geométrica da figura anterior. mas visualizada nos planos XY.

3. Materiais e métodos

Neste capítulo, explicaremos como foram obtidos os espectros de raios X para simular um exame de TC (usando o PENELOPE e dois espectros disponíveis na literatura), discutindo as diferenças e limitações de cada um, bem como toda a questão da calibração, utilizando medições efetuadas em Fantomas de acrílico – necessária para podermos efetuar as simulações PENELOPE com dados reais. A abordagem da calibração é importante, devido ao facto de o espectro real dos aparelhos TC ser desconhecido, sobretudo no que respeita à intensidade do mesmo; descreveremos, ainda, o processo de simulação com o PENELOPE de um exame TC ao crânio num Fantoma antropomórfico.

3.1. Simulação de espectros produzidos por ampolas de raios X

O ideal para este trabalho seria poder utilizar um espectro de raios X produzido por um aparelho de TC, baseado em medições experimentais diretas, que contivessem a informação da intensidade (ou seja, o número de fotões emitidos por unidade de área) de radiação emitida por cada energia possível. Contudo, devido ao facto dessa informação não se encontrar disponível na literatura consultada, não pudemos concretizar o nosso intento.

Esta situação constituiu um problema para as simulações efetuadas com o programa PENELOPE, porque o mesmo faz um grande número N de simulações e a energia depositada num dado corpo fornecido pelo programa corresponde ao valor médio das N simulações, ou seja, é a energia média depositada por cada partícula primária da fonte de radiação. Ao simular um exame de TC, estamos interessados na energia depositada por todos os fotões que compõem o feixe e precisaríamos de conhecer a intensidade para cada energia.

Acresce a isto o facto de, como veremos a seguir, diferentes simulações para o mesmo espectro produzirem resultados diferentes. Para fazer um estudo sistemático, consideramos o estudo de três espectros diferentes. Em todos os casos, concentramo-nos em espectros de aparelhos TC típicos. Tendo em conta os dados obtidos pela autora do trabalho, simulámos espectros produzidos com ânodo de tungsténio, com tensão de funcionamento de 130 kV e um filtro com 1mm de espessura.

3.1.1. Espectros disponíveis na literatura

Encontra-se disponível na literatura, no site da Siemens (<https://www.oem-xray-components.siemens.com/x-ray-spectra-simulation>), uma ferramenta que permite, a partir de cálculos teóricos (e não a partir de dados experimentais, destaque-se) selecionar os parâmetros básicos de uma fonte de radiação, ou seja, a tensão, o filtro e o ânodo, gerando assim espectros. Esta ferramenta é baseada em algoritmos e foi desenvolvida por John M. Boone *et al* (Universidade da Califórnia, Sacramento) e os dados da atenuação dos raios X foram providenciados pelo *National Institute of Standards and Technology* (NIST) do *U.S. Department of Commerce*.

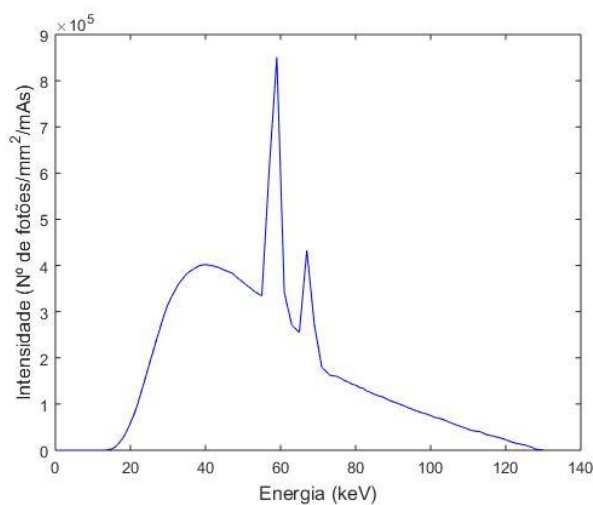


Figura 24 - Representação de um espectro de 130 kV gerado pela Siemens.

Foram, ainda, realizadas simulações com um outro espectro, retirado de um programa de *software*, denominado SpekCalc, (<http://spekcalc.weebly.com/>) criado para calcular um espectro de raio X de uma ampola com um ânodo de Tungstênio. A abordagem teórica foi desenvolvida por Gavin Poludniowski e Phil Evans, no *Institute of Cancer Research*, em Londres, e a *interface* gráfica do utilizador para SpekCalc foi levada a cabo por François Deblois, Guillaume Landry e Frank Verhaegen, na McGill University, Montreal, Canada.

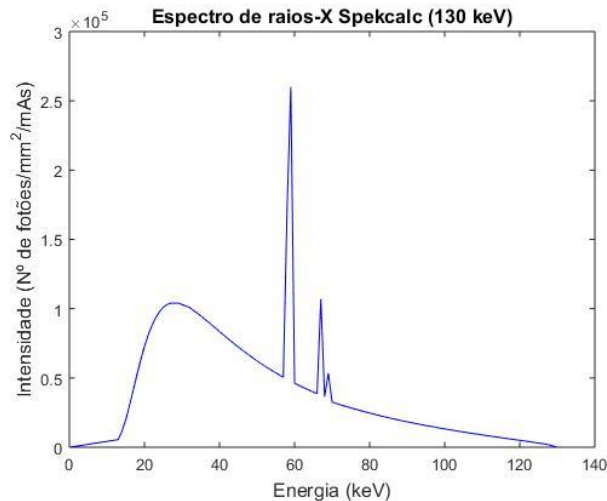


Figura 25 - Representação de um espectro de 130 kV gerado pelo programa SpekCalc.

Os dois espectros apresentam o número de fótons por unidade de área e por carga total que chega ao ânodo, isto é, de mAs. Ao observarmos os espectros da Siemens e da SpekCalc, podemos verificar que ambos apresentam uma energia máxima de fótons de 130 keV, correspondendo a uma tensão aplicada de 130 kV. Ambos registam, também, picos bem pronunciados para energias, sensivelmente, de 59 e 67 kV, correspondentes aos raios X característicos do tungstênio. Quanto a diferenças entre os dois espectros, o da Siemens mostra o pico de Bremsstrahlung nos 40 keV, enquanto o do SpekCalc o apresenta nos 30 keV; a intensidade deste mesmo pico é de 4×10^5 no Siemens e 1×10^5 no SpekCalc. Quanto às intensidades dos característicos, também temos diferenças: no Siemens temos para a energia de 59 e 67 Kv, a intensidade de $8,5 \times 10^5$ e $4,5 \times 10^5$ respetivamente; e no SpekCalc, $2,6 \times 10^5$ e 1×10^5 . Como possuíamos duas fontes distintas que apresentavam resultados diferentes para o mesmo espectro, providenciámos um terceiro espectro.

3.1.2. Espectro simulado com PENELOPE

Para efetuar a simulação do espectro desejado no PENELOPE, usou-se o programa Penmain, baseando-nos num dos exemplos disponíveis com o programa. Esse exemplo encontra-se disponível na diretoria “mains/penmain/examples/3-x-ray-tube” da versão de 2011 do programa PENELOPE. O que é simulado é o embate de um feixe de eletrões com energia a definir contra um cilindro de tungstênio truncado a um ângulo de 45° (ver figura 26), que simula o ânodo. Esses eletrões, ao interagirem com o metal do ânodo, vão produzir raios X de acordo com os processos já descritos, indo atravessar um filtro de alumínio com espessura escolhida de 1mm, sendo “detetados” pelo programa num disco de silício.

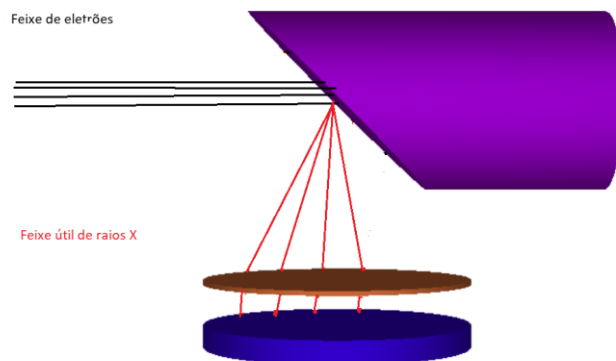


Figura 26 - Geometria da ampola de raios x gerada no PENELOPE. Os materiais envolvidos são tungstênio (roxo), alumínio (laranja) e silício (azul).

Note-se que no início do programa “tube.in” a que recorreremos para gerar o espectro no programa Penmain aparecem as opções mostradas na figura 27.

```

TITLE Simple x-ray generator, detector and filter.
.
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 1.3e5 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT -5.0 0.0 0.0 [Coordinates of the source]
SCONE 90 0 0 [Conical beam; angles in deg]

```

Figura 27 - Parâmetros de definição da fonte.

Tendo escolhido SKPAR =1, temos assim um feixe primário de elétrões, cuja energia definimos (em eV) com a opção SENERG, que neste caso igualámos a 1.3×10^5 , obtendo, portanto, um feixe com energia de 130 keV; com as instruções SPOSIT e SCONE, definimos a orientação e origem deste feixe. Este origina-se na posição (-5, 0, 0) cm, ou seja, a 5 cm à esquerda, segundo o eixo dos X, do cilindro truncado mostrado na figura 26; com os dois primeiros ângulos da instrução SCONE, especificámos que o feixe estava orientado no eixo do X e com o último ângulo (que seria a semiabertura de um feixe cónico), garantimos que era um feixe linear.

```

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME W.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Al.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Si.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

```

Figura 28 - Escolha de materiais para gerar a ampola de raios X.

A figura 28 mostra a escolha dos materiais que vão compor estes corpos na geometria da figura 26; estes ficheiros são gerados na rotina material.exe. Os valores indicados nas opções MSIMPA representam os valores dos parâmetros de simulação para os respetivos materiais, como por exemplo, energias de absorção, parâmetros de dispersão elástica e emissão de Bremsstrahlung, entre outros. Utilizaram-se os valores recomendados pelo programa, com a finalidade de tornarem a simulação mais veloz.

```

>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN tube.geo [Geometry file, up to 20 chars]
DSMAX 1 2.0e-2 [IB, Maximum step length in body IB]
EABSB 1 1e4 1e4 1e4 [KB, local absorption energies, EABSB(1:3)]
EABSB 2 1e4 1e4 1e4 [KB, local absorption energies, EABSB(1:3)]
.
>>>>>>> Interaction forcing.
IFORCE 1 1 4 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 1 1 5 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 4 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 5 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 3 1 4 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 3 1 5 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]

```

Figura 29 - Ficheiro de definição de geometria.

A geometria da figura é descrita pelo ficheiro *tube.geo* (que pouco se alterou do exemplo fornecido), onde especificámos a espessura do filtro de alumínio. As opções IFORCE foram adotadas tal como vinham no programa original, para uma simulação mais rápida, embora seja sabido que o recurso a esta opção introduz incertezas nas intensidades do espectro final obtido.

Escolheram-se todas estas opções, criaram-se ficheiros de materiais no PENELOPE, de alumínio, silício e tungsténio para representar a geometria de uma ampola de raio X, simulando a geração de um feixe de eletrões a embater no ânodo de tungsténio, dando origem à produção de um feixe de raios X que atravessa depois o filtro de alumínio. Posteriormente,

geraram-se espectros de raios X de 110 kV, 130 kV e 150 kV, para verificar que as simulações produziam o comportamento esperado. De facto, verificou-se que: (a), para cada tensão simulada os picos de raios X característicos apareciam sempre às mesmas energias; (b), a energia máxima dos fótons produzidos para cada tensão foi a esperada, ou seja, respetivamente 110, 130 e 150 keV.

Em todas as simulações que se seguem, utilizou-se o espectro de 130 kV, devido ao facto de ser a gama de energia utilizada neste tipo de exames.

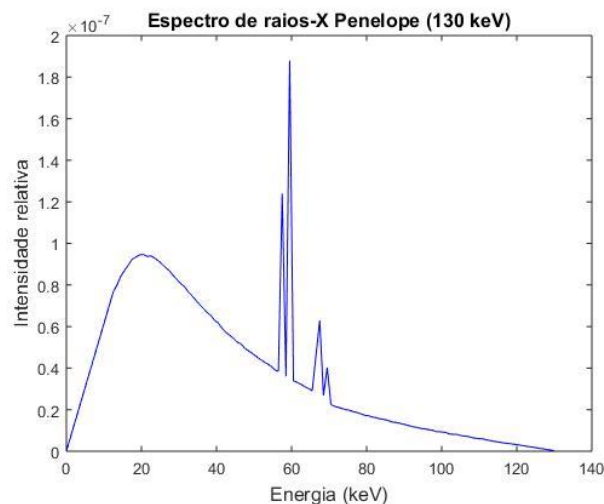


Figura 30 - Representação do espectro de 130 kV gerado pelo PENELOPE.

A intensidade mostrada nas coordenadas deste gráfico é relativa, ou seja, corresponde à probabilidade global de um fóton com uma dada energia ser emitido, não podendo, por isso, ser diretamente comparada com a intensidade mostrada nos outros dois espectros. No entanto, a energia máxima é, à semelhança dos outros, de 130 keV e os picos característicos do tungstênio também se apresentam nas energias de 59 e 67 keV. Já em relação ao pico de Bremsstrahlung, este não se encontra concordante com os outros, pois apresenta uma energia de 20 keV.

As opções MSIMPA, acima descritas, incluem uma “energia de absorção” de 5 keV para os fótons, o que corresponde ao programa “deixar de seguir” os fótons quando estes têm uma energia abaixo deste valor, considerando, assim, que são completamente absorvidos pelo material.

3.2. Calibração dos espectros simulados

Como já mencionámos, o PENELOPE vai fornecer as energias depositadas em cada corpo da simulação por partícula primária simulada. Para fazer a ponte entre a intensidade real da radiação produzida por um equipamento de TC e os espectros simulados usados neste trabalho, aplicou-se um processo de calibração, recorrendo aos dados obtidos com recurso a Fantomas de acrílico mencionados no subcapítulo 2.7.1.

Recorde-se que, nas sessões de controlo de qualidade de equipamentos de TC são efetuadas medições de doses com câmaras de ionização em Fantomas PMMA que pretendem simular, neste caso concreto, um crânio humano.

Resumindo os resultados apresentados no subcapítulo 2.7.1. temos, no que respeita a dose absorvida por mAs (que definimos como DmAs) os valores apresentados na tabela 10.

Tabela 10 - Valores de dose absorvida num Fantoma de crânio por mAs (DmAs)

Fonte	DmAs (mGy/mAs)
<i>Azevedo et al</i> ²¹	0.16
Medical Consult (valor de referência)	0.18
Medical Consult (valor medido)	0.16
Gyrad (valor de referência)	0.19
Gyrad (valor medido)	0.21

O valor apresentado para o estudo de *Azevedo et al*²¹ corresponde ao declive do gráfico da figura 31, onde se mostra a evolução dos valores apresentados para a grandeza $CTDI_{vol}$, que constitui uma boa aproximação à dose, em função da intensidade de corrente (mAs) para uma tensão de funcionamento de 130 kV. Como seria de esperar verifica-se que a dose absorvida aumenta com o valor da intensidade de corrente.

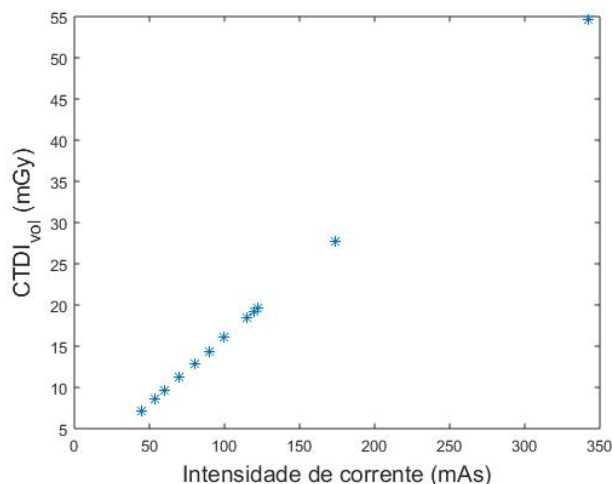


Figura 31 - Relação da intensidade de corrente (mAs) com o CTDI_{vol} do estudo de Azevedo *et al* ²¹.

Note-se que os valores obtidos nos diferentes estudos para a dose por intensidade de corrente (DmAs) não são concordantes entre si. Embora alguns deles estejam razoavelmente próximos, podemos ter variações da ordem dos 30% para os valores de DmAs.

Quer o estudo de Azevedo *et al*, quer os estudos da Medical Consult e Gyrad apresentam valores de dose obtidos no Fantoma de acrílico, simulando um crânio para o feixe de radiação de um equipamento de TC, com tensão de funcionamento de 130 kV. Os dados da tabela 11 indicam-nos assim o valor que deveríamos obter quando fizermos uma simulação com cada um dos três espectros ao nosso dispor, num Fantoma de acrílico análogo aos Fantomas utilizados nos estudos supracitados.

Procedeu-se à geração de um Fantoma de acrílico e, dada a geometria simples a ser simulada, foi apenas necessário usar o programa Pencil. Gerou-se um ficheiro de material PMMA, com o executável material.exe do PENELOPE, sendo que este é um dos materiais pré-definidos na base de dados. Os Fantomas dos estudos de Azevedo *et al*, da Medical Consult e da Gyrad têm todos as mesmas dimensões, logo assumimos de igual modo, 15 cm de comprimento ou altura e 16 cm de diâmetro, ou seja, 8 cm de raio. Essa geometria foi simulada no programa Pencil, incluindo no ficheiro “fantoma_acrilico.in” as instruções, mostradas na figura 32.

```

GSTART >>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER      0.00 +15.00 1
CYLIND    1  0.00  8.00
GEND      <<<<<<< End of the geometry definition list.
.
>>>>>>> Source definition.
SKPAR    2      [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR   1.05E+04      1.27E-07
SPECTR   1.15E+04      1.92E-07
SPECTR   1.25E+04      7.67E-08
SPECTR   1.35E+04      8.00E-08
SPECTR   1.45E+04      8.42E-08
SPECTR   1.55E+04      8.70E-08
SPECTR   1.65E+04      8.96E-08
SPECTR   1.75E+04      9.23E-08
SPECTR   1.85E+04      9.34E-08
SPECTR   1.95E+04      9.45E-08
SPECTR   2.05E+04      9.47E-08
SPECTR   2.15E+04      9.37E-08

```

Figura 32 - Início do ficheiro fantoma_acrilico.in.

Na instrução LAYER especificamos a altura do cilindro – veja-se que o cilindro está compreendido entre 0 e 15 cm, segundo a coordenada z. Com a instrução CYLIND especificámos que o raio interno é 0 cm e o raio externo é 8 cm, o diâmetro desejado é de 16 cm. A definição da fonte tem a opção de escolher as partículas primárias, neste caso são fótons, opção 2.

As instruções SPECTR são utilizadas para descrever um espectro contínuo, como os que estamos a usar – em cada linha SPECTR o primeiro valor indica uma energia em eV e o segundo, uma intensidade relativa dos fótons para essa energia.

```

SPECTR  1.21E+05      2.88E-09
SPECTR  1.22E+05      2.59E-09
SPECTR  1.23E+05      2.25E-09
SPECTR  1.24E+05      2.05E-09
SPECTR  1.25E+05      1.73E-09
SPECTR  1.26E+05      1.39E-09
SPECTR  1.27E+05      1.16E-09
SPECTR  1.28E+05      8.30E-10
SPECTR  1.29E+05      5.30E-10
SPECTR  1.30E+05      2.90E-10
SPECTR  1.31E+05      -1

SPOSIT  0.0 100.0 0      [Coordinates of the source centre]
SCONE   90 270 0.3      [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME  pmetilacrilato.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA  1.0e4 1.0e4 1.0e4 0.1 0.1 1e3 1e3      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

```

Figura 33 - Final do ficheiro fantoma_acrilico.in.

A última instrução SPECTR deve incluir uma intensidade relativa “-1” para a maior das energias, assinalando assim ao *Pencil* que o espectro termina.

Com a instrução SPOSIT estamos a especificar as coordenadas x, y e z da origem da fonte de radiação. No exemplo assinalado, figura 33, a fonte está sobre o eixo dos yy, a um metro de distância do centro do cilindro PMMA, à altura de z=0 cm.

Com a instrução SCONE especificamos o tipo de feixe correspondente à fonte de radiação. Neste caso escolhemos coordenadas angulares esféricas THETA =90° (ou seja, o eixo do feixe faz um angulo de 90° com o eixo dos zz), PHI= 270° (ou seja, a projeção do eixo do feixe no plano XY faz um angulo de 270° com o eixo dos X), e uma semiabertura ALPHA = 0.3° para o cone que este feixe forma. Temos assim um feixe cónico colocado a um metro de distancia do centro do cilindro, que aponta no sentido negativo no eixo dos Y. Note-se que esta semiabertura de 0.3° foi escolhida para que as dimensões do feixe quando embate no Fantoma fossem comparáveis com um feixe real de TC.

Ainda na figura 33 visualizamos o ficheiro de material PMMA especificado, informando o *Pencil* o material que constitui o cilindro acima descrito.

3.3. Simulações com Fantomas

3.3.1. Simulações com o cilindro de PMMA

Pretendemos simular o movimento de uma fonte de radiação com um espectro como o que simulámos, análogo ao que se verificaria num exame TC. Como no PENELOPE a fonte está estática iremos realizar 7 simulações em diferentes alturas do Fantoma, isto é, variando a coordenada Z especificada na instrução SCONE. As posições escolhidas foram de 0 cm, 2.5 cm, 5 cm, 7.5 cm, 10 cm, 12.5 cm e 15 cm. Como o cilindro é perfeitamente simétrico o movimento angular da fonte poderá ser levado em conta *a posteriori* de uma forma muito simples.

Utilizou-se o espectro gerado no PENELOPE de 130 kV e, posteriormente, repetiram-se as mesmas simulações com o espectro da Siemens e com o da SpekCalc. Os resultados encontram-se na tabela 11, que representamos na figura 34. Note-se que estes valores, em eV, representam as energias depositadas por cada fóton primário do feixe.

Tabela 11 - Resultados das energias depositadas por cada partícula primária no Fantoma de acrílico usando os espectros simulados

Coordenada Z da fonte (cm)	Energia depositada (eV)		
	Espectro Penelope	Espectro Siemens	Espectro SpekCalc
0	8.23×10^3	8.75×10^3	8.65×10^3
2.5	2.10×10^4	2.35×10^4	2.28×10^4
5	2.26×10^4	2.57×10^4	2.47×10^4
7.5	2.30×10^4	2.63×10^4	2.52×10^4
10	2.26×10^4	2.57×10^4	2.47×10^4
12.5	2.10×10^4	2.35×10^4	2.28×10^4
15	8.22×10^3	8.75×10^3	8.67×10^3

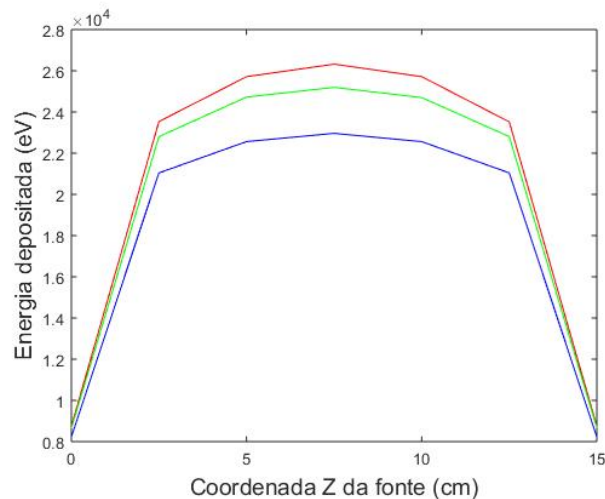


Figura 34 - Energia depositada num Fantoma de acrílico em função da coordenada da fonte, com um espectro PENELope (azul), SpekCalc (verde) e Siemens (vermelho).

Note-se que, dos três espectros, o do PENELope é aquele que denota uma menor deposição de energia e o da Siemens, pelo contrário, revela a maior.

3.3.2. Simulações com Fantoma antropomórfico

Seguidamente, passámos para um Fantoma virtual antropomórfico, constituído pelos seguintes materiais: cérebro, osso compacto, músculo esquelético, tecido adiposo, pele, músculo estriado, osso cortical, ar, pulmões, água, sangue e cristalino. Este Fantoma foi gerado de raiz no programa Penmain, pela colega Margarida Queiroga, que gentilmente cedeu o modelo para utilizar neste estudo.

Este Fantoma foi construído com recurso a geometrias quádricas, e permite o cálculo das doses absorvidas em cada órgão. É composto por:

Sistema respiratório, constituído por dois pulmões, traqueia, faringe, laringe e uma modelação dos brônquios principais.

Sistema digestivo, composto por glândulas salivares, esófago, estomago, intestino delgado dividido em duodeno, íleo e jejuno, e intestino grosso, dividido em cego, colon ascendente, colon transversal, colon descendente, colon sigmoide anterior e posterior, reto e ânus.

Sistema hepatobiliar, constituído por fígado e vesícula.

Sistema cardíaco, com as aurículas e ventrículos.

Sistema urinário, composto por dois rins, ureteres, bexiga e uretra.

Sistema reprodutor, o Fantoma é hermafrodita e apresenta o aparelho reprodutor feminino, com ovários e útero e o aparelho reprodutor masculino, com testículos e próstata.

Sistema endócrino, com glândulas supra-renais, baço, tiroide e pâncreas.

Sistema nervoso central constituído por cérebro e medula espinhal.

Sistema ósseo, muscular, tegumentar e adiposo.

O Fantoma tem na sua totalidade uma massa correspondente a 87.01 kg. No presente estudo, a zona de interesse é apenas o crânio. Poder-se-ia, no entanto, calcular a dose depositada em cada um dos órgãos aqui mencionados, pois para todos eles temos disponíveis a sua massa, volume e densidade, e cada simulação do Penmain fornece-nos a energia depositada em cada órgão.

Em relação ao crânio, na sua constituição abrange: cérebro, dois cristalinos, crânio ósseo, ossos faciais, músculo do crânio, gordura do crânio, pele do crânio, gordura facial, pele facial, medula da coluna cervical, um pouco da coluna cervical, dois lobos da tiroide, um pouco da faringe, laringe e traqueia com as suas respectivas paredes, duas glândulas salivares e músculo facial. A massa do crânio corresponde a 5.58 kg.

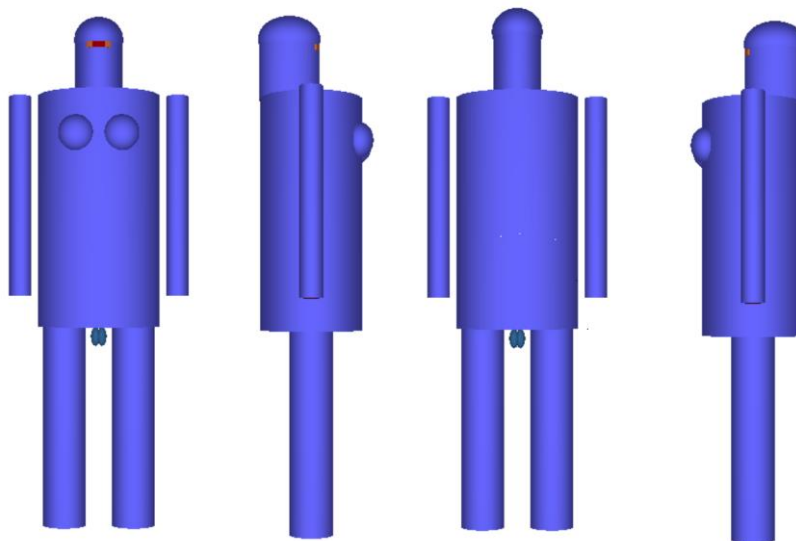


Figura 35 - Representação do Fantoma no Gview3D.

Foi colocada uma fonte de radiação a 1m de distância, com 0,3 graus de abertura e realizou-se uma série de simulações de estudo ao crânio, com a fonte a rodar de 45 em 45 graus em diferentes alturas do Fantoma, ou seja, com variação de Z.

Para cada um dos três espectros (PENELOPE, Siemens e SpekCalc), fizeram-se 96 simulações, com 8 graus diferentes de rotação da posição da fonte, 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270° e 315°, sendo que 360° para a volta completa assume o valor igual aos 0° e para 12 posições de Z (altura) diferentes.

Verificaram-se os valores de Z onde se situa o crânio no Fantoma e fez-se então o estudo dos 74 aos 96 cm, de dois em dois cm.

Devido à geometria elipsoide do Fantoma, corrigiu-se a posição da fonte em cada rotação, para que a mesma ficasse sempre à mesma distância do centro do eixo do crânio. Isto deve-se ao facto de os planos X e Y terem as coordenadas na origem centradas com o centro do corpo do Fantoma e a cabeça estar centrada para trás 7.3 cm, valor retirado do ficheiro de geometria do Fantoma. Na figura 36, percebemos, de modo mais rigoroso e efetivo, num corte sagital, este facto.

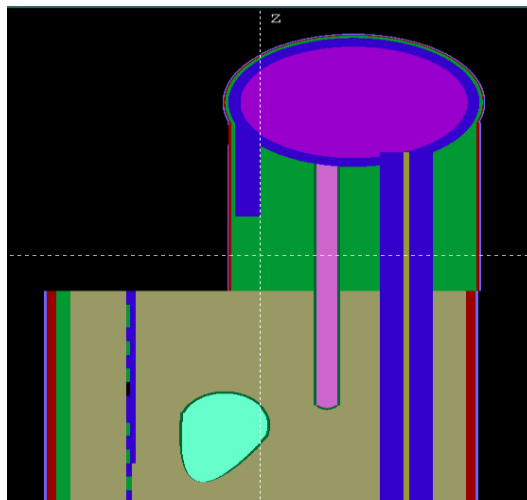


Figura 36 - Visualização do Fantoma no plano y e vista sagital na rotina *Gview2D*, com os respetivos materiais, osso, cérebro, músculo, tecido adiposo, pele, esófago e traqueia.

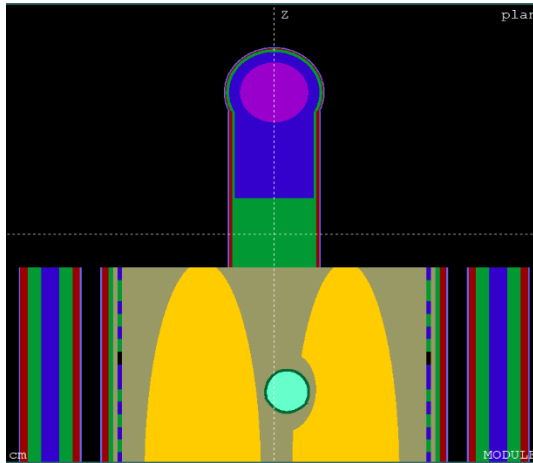


Figura 37 - Visualização do Fantoma no plano X vista coronal na rotina *Gview2D*.

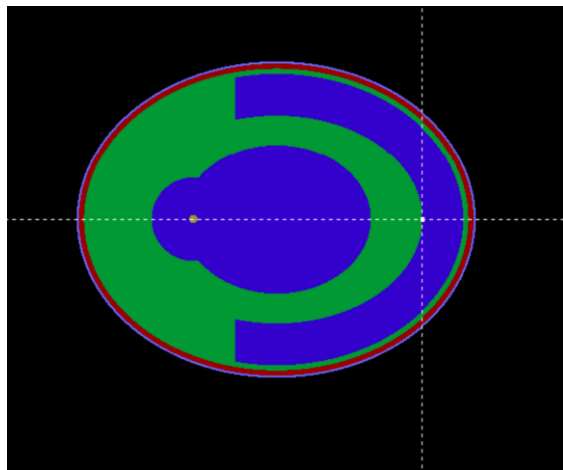


Figura 38 - Visualização do Fantoma no plano Z vista axial na rotina *Gview2D*, com os respectivos materiais, osso (azul), músculo (verde), medula óssea (amarelo), gordura (vermelho) e pele (roxo).

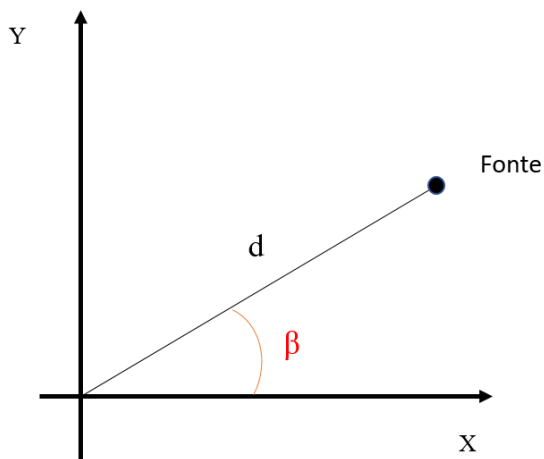


Figura 39 - Coordenadas da fonte e ângulos do feixe de radiação, SPOSIT e SCONE.

$d=100\text{cm}$ SPOSIT X Y Z

$\Theta= 90^\circ$ SCONE Θ φ α

$\varphi=\beta+180^\circ$ (se resultado > 360 subtraia-se 360)

$\alpha = 0.3$

$$X_{\text{Fonte}}= d \cos \beta - (7.3)$$

$$Y_{\text{Fonte}}= d \sin \beta$$

A figura 39 representa como se calcularam as coordenadas da fonte para este estudo, sendo que o ângulo β , é o ângulo produzido pelo vetor do feixe com o eixo das coordenadas X e d, a distância à fonte. Posteriormente, substituíram-se todos os valores das variáveis e obtivemos os resultados.

Tabela 12 - Exemplo das coordenadas da fonte para as primeiras simulações com $Z = 74$ cm

$\beta(\text{graus})$	X(cm)	Y(cm)	Z (cm)	$\Theta(\text{graus})$	φ (graus)	$\alpha(\text{graus})$
0	92.7	0	74	90	180	0.3
45	63.4	70.7	74	90	225	0.3
90	-7.3	100	74	90	270	0.3
135	-78	70.7	74	90	315	0.3
180	-107.3	0	74	90	0	0.3
225	-78	-70.7	74	90	45	0.3
270	-7.3	-100	74	90	90	0.3
315	63.4	-70.7	74	90	135	0.3

Criaram-se, então, 96 ficheiros com estas variáveis devidamente preenchidas, com o valor de Z compreendido entre 74 e 96 e fizemo-los correr no *cluster* do Centro de Física Teórica e Computacional da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa (FCUL). Obtiveram-se diversos resultados da distribuição de energia para cada posição da fonte, mediante o ângulo β , tal como é mostrado na Figura 40 para a altura da fonte igual a 74 cm. Analisando esta figura vemos que o máximo de energia depositada ocorre para um ângulo de 180° - isto corresponde, na figura 36, à fonte colocada à direita do Fantoma. Nesta posição, o feixe atravessa menos tecido até embater na coluna cervical do que se estivesse a incidir frontalmente no Fantoma ($\beta = 0^\circ$). Vemos ainda, na Figura 40, a interpolação (linha vermelha) entre os resultados da simulação e o valor médio (linha amarela) da energia depositada.

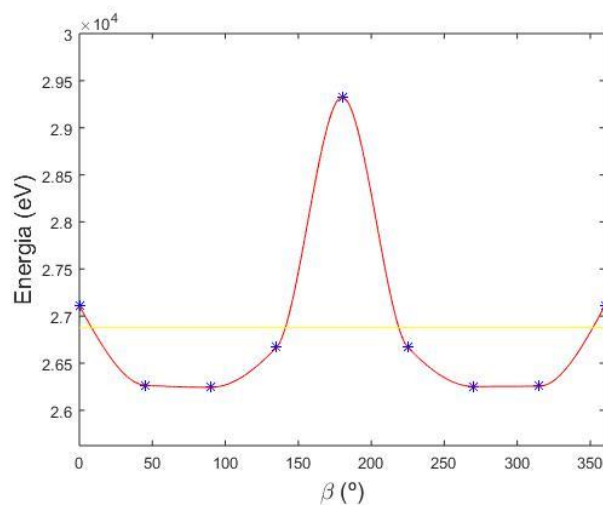


Figura 40 - Distribuição da energia em eV segundo o ângulo β para $Z=74$ cm com o espectro PENELOPE. Interpolação (linha vermelha) e valor médio (linha amarela).

A distribuição angular de energias depositadas representada na Figura 40 não é igual aquelas que foram obtidas para alturas diferentes da fonte, devido fundamentalmente à diferente composição óssea do Fantoma para valores diferentes de Z. Como exemplo veja-se a Figura 41, em que se apresenta a distribuição angular de energias depositadas para Z igual a 80 cm. Note-se que a distribuição energética mais elevada está concentrada nos três primeiros ângulos e nos últimos três, em que o feixe incide quase diretamente nos ossos da face (ou seja isto corresponderia a um feixe a incidir a partir da direita na Figura 38).

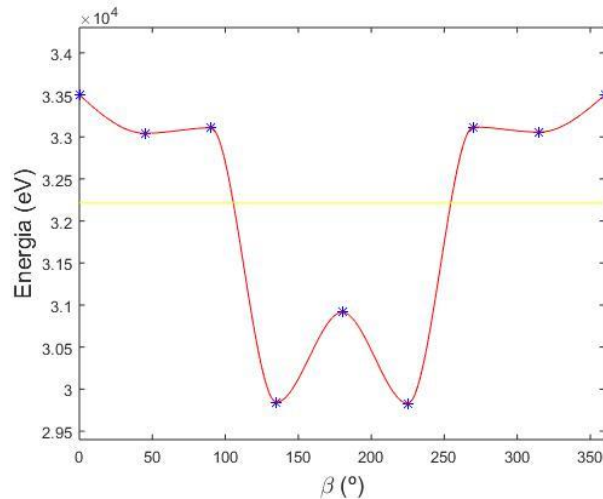


Figura 41 - Distribuição de energia em função do ângulo β com o espectro PENELOPE para $Z=80$ cm.

Analisando as simulações feitas para as 12 diferentes alturas, verificou-se que o máximo desvio do valor médio (para cada Z) relativamente aos valores obtidos foi de menos de 8%. É este desvio reduzido que justifica o facto de nos cálculos que se vão seguir tomarmos o valor médio da energia depositada em função de β para cada Z .

Porém, antes de se proceder à análise de resultados, surgiu a necessidade de calibrar o nosso feixe, ou seja, no estudo realizado, o que obtivemos foi a energia depositada por cada partícula do feixe, permanecendo em aberto uma questão, cuja resposta não encontrámos na literatura disponível, relativa ao número de partículas pelas quais é constituído um feixe de um equipamento de TC. É conhecido o facto de a intensidade do feixe variar com a corrente que se aplica, mas o número exato de fotões que o constituem não é uma informação facilmente disponível, nem sequer através do recurso à consulta dos manuais que acompanham os equipamentos.

Como fazer, então, a ponte entre a energia depositada por partícula da nossa simulação e uma dose realista? Recorremos aos valores calculados no capítulo 3.2, calibração dos espectros, mais precisamente à tabela 10, valores de DmAs.

De modo a permitir a articulação entre dados, tornou-se necessário criar um fator de conversão que demonstrasse uma relação entre os mesmos. Desta forma, temos de conhecer a energia total depositada no corpo.

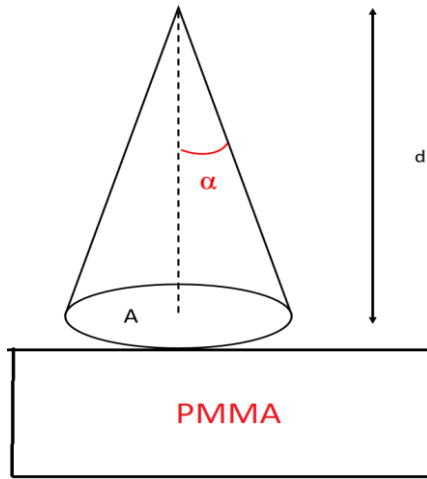


Figura 42 - Feixe de radiação a incidir numa área A do Fantoma de PMMA, a uma distância $d = 1$ m.

A figura 42 mostra A, uma área do feixe que incide numa determinada área do Fantoma cilíndrico de PMMA, no qual foram efetuadas as medições de calibração. A área desse Fantoma cilíndrico, de altura h e raio r , é dada pela seguinte fórmula:

$$A_F = 2\pi r h \quad (10)$$

Definindo E_T como a energia total depositada no Fantoma, se a energia depositada pelo feixe por unidade de área, E/A , fosse constante ao longo de todo o Fantoma, teríamos:

$$E_T = \frac{E}{A} \times 2\pi r h \quad (11)$$

Mas como isso não se verifica temos que fazer a integração de todas as energias depositadas no Fantoma, em toda a sua área, para todas as posições da fonte.

Para cada posição da fonte, as simulações no PENELOPE, mostram o valor da energia depositada no Fantoma, por cada partícula primária, correspondente à incidência do feixe na área A do cone. Podemos então referir que a Energia/área/partícula primária é dada por: $\frac{E(Z, \beta)}{A}$, sendo $E(Z, \beta)$, o resultado do PENELOPE em cada simulação e A, a área do feixe ao embater no Fantoma. Então:

$$E_T \approx \left(\int_S \frac{E(Z, \beta)}{A} dS \right) \times (n^\circ \text{ total de fotões do feixe no exame}) \quad (12)$$

S é a superfície do Fantoma; como a área A do feixe é constante, podemos escrever a energia total depositada da seguinte maneira

$$E_T = \left(\int_S E(Z, \beta) dS \right) \times \frac{n^\circ \text{ total de fotões do feixe no exame}}{A} \quad (13)$$

Se definirmos $\frac{E_T}{mAs}$ como a energia total depositada no Fantoma durante um exame de TC por unidade de mAs, temos que

$$\frac{E_T}{mAs} = \left(\int_S E(Z, \beta) dS \right) \times n^\circ \text{ total de fotões do feixe por unidade de área e por mAs}$$

Este número total de fotões do feixe durante o exame por unidade de área e por mAs, vamos denominá-lo de F. Este valor corresponde às características do feixe que desconhecemos, tal como número de partículas, interações, entre outras. Podemos reescrever a fórmula:

$$\frac{E_T}{mAs} = F \int_S E(Z, \beta) dS \quad (14)$$

Em relação ao Fantoma de PMMA, a função $E(Z, \beta)$ não tem dependência angular, ou seja, é igual para todos os valores de β , logo só vai depender de Z, pelo que

$$E(Z, \beta) = E(Z)$$

Em relação ao Fantoma Antropomórfico, $E(Z, \beta) \cong \bar{E}(Z)$, onde $\bar{E}(Z)$ é o valor médio no ângulo β , para cada valor de Z.

A integração no elemento de superfície dS pode ser descrita, nas coordenadas cilíndricas Z e β , como $dS = r d\beta dz$, então:

$$\frac{E_T}{mAs} = F \int_0^{2\pi} \int_{Z_{min}}^{Z_{max}} r \bar{E}(Z) dz d\beta \quad (15)$$

O integral no ângulo β é trivial porque $E(Z)$ não depende de β , $\int_0^{2\pi} d\beta = 2\pi$, logo:

$$\frac{E_T}{mAs} = F 2\pi r \int_{Z_{min}}^{Z_{max}} \bar{E}(Z) dz \quad (16)$$

Como iremos relacionar esta expressão com os dados de Azevedo *et al*, da Medical Consult e da Gyrad?

Na Tabela 10, do capítulo 3.2, apresentamos os nossos dados de DmAs e recorrendo aos mesmos:

$$DmAs = \frac{Dose}{mAs} = \left(\frac{E_T}{M}\right) \times \frac{1}{mAs} = \frac{E_T/mAs}{M} \Leftrightarrow \frac{E_T}{mAs} = M \times DmAs \quad (17)$$

A massa do Fantoma é dada por $M = \rho_{PMMMA} \times V_{Ac}$, sendo V_{Ac} o volume do Fantoma, dado por

$$V_{Ac} = \pi \times (8cm)^2 \times (15cm) \approx 3015.9 \text{ cm}^3.$$

Como $\rho_{PMMMA} = 1.19g/cm^3$, temos que o valor da massa do Fantoma de acrílico é $M = 3.589 \text{ kg}$.

O fator F, que concentra toda a informação relativa à intensidade do feixe, por unidade de área por mAs, informação que desconhecemos, vai ser dado por:

$$F = \frac{M DmAs}{2\pi r \int_{Z_{min}}^{Z_{max}} \bar{E}(z) dz}, \quad (18)$$

onde $\frac{M}{2\pi r}$ tem um valor fixo, $DmAs$ são os nossos valores dos dados dos vários estudos da Medical Consult, Gyrad e Azevedo *et al* e $\bar{E}(z)$ representa os valores médios, para cada valor de Z, da distribuição angular das energias depositadas.

Usando os dados das simulações no programa PENELOPE, que evidenciam a evolução com Z de $\bar{E}(z)$ (veja-se, mais adiante, a Figura 44), podemos calcular o integral da fórmula acima demonstrada e obter o valor do coeficiente de calibração F.

Calculando numericamente os integrais em z presentes na fórmula 18 com os resultados obtidos no PENELOPE para cada um dos três espectros (esse cálculo foi feito executando uma interpolação entre os diversos valores de Z simulados), convertendo as energias de eV em Joule ($1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$) e usando os valores de DmAs de cada um dos estudos discutidos, obtemos, para os fatores de calibração F, os valores apresentados na tabela 13.

Tabela 13 - valores do coeficiente de calibração F, para os três espectros e para os estudos: Azevedo *et al*, Medical Consult e Gyrad respectivamente valores medidos e de referência. Em unidades de n° de fótons/cm²/mAs

DADOS	ESPECTROS		
	PENELOPE	SPECK	SIEMENS
Azevedo <i>et al</i> ²¹	2.35×10 ⁸	2.15×10 ⁸	2.08×10 ⁸
Med Con (Ref)	2.64×10 ⁸	2.42×10 ⁸	2.34×10 ⁸
Med Con (Med)	2.35×10 ⁸	2.15×10 ⁸	2.08×10 ⁸
Gyrad (Ref)	2.78×10 ⁸	2.55×10 ⁸	2.47×10 ⁸
Gyrad (Med)	3.08×10 ⁸	2.82×10 ⁸	2.73×10 ⁸

Estes fatores de calibração foram obtidos do estudo de medições num Fantoma de acrílico, mas serão depois passíveis de serem usados em simulações com Fantoma antropomórfico.

Efetuámos uma estimativa grosseira com o intuito de verificar a ordem de grandeza dos nossos F's, confirmando (ou não) a obtenção de números aceitáveis. A relação entre dose (D) e fluência energética é, para um feixe monoenergético,²⁵

$$D = \frac{\mu_{en}}{\rho} \times \Psi, \quad (19)$$

em que a fluência energética é definida como $\Psi = E \times \frac{dN}{dA}$, sendo E a energia do feixe e dN/dA o número de fótons por unidade de área. μ_{en} é o coeficiente de atenuação de energia do material considerado. Assim, a dose por valor de mAs aplicado – a grandeza DmAs definida atrás – será dada por

$$DmAs = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \frac{\Psi}{mAs} = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) E \times \left(\frac{dN}{dA} \right) = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) E \times F, \quad (20)$$

visto que o fator de calibração F foi definido como o número de fótons por unidade de área e por valor de mAs do feixe. Assim, temos que

$$F = \frac{DmAs}{E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)}$$

Perante a natureza polienergética do feixe, a equação 19 envolveria uma integração na energia do feixe para levar em linha de conta as diferentes intensidades dos espectros. Mas para obter uma estimativa para F optou-se por simplificar o processo – considerando os três

espectros gerados descritos na secção 3.1, estimámos que o valor médio de energia dos fótons fosse cerca de 60 keV. Vamos também assumir que o corpo humano é fundamentalmente constituído por água e através do gráfico da figura 43 – obtido da base de dados do NIST²⁶- retirámos o valor do coeficiente de absorção de energia para fótons de energia igual a 60 keV para a água. Assim vamos tomar como valor médio do coeficiente de absorção de energia mássico $\frac{\mu_{en}}{\rho}$, aproximadamente, $5 \times 10^{-2} \text{ cm}^2/\text{g}$.

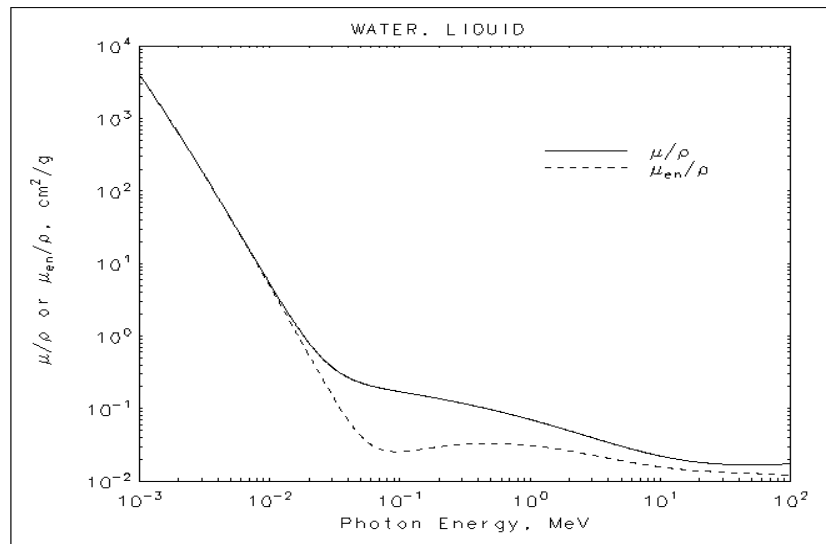


Figura 43 - Coeficiente de absorção de energia mássico da água²⁶.

Consequentemente, usando o valor de DmAs do estudo de Azevedo *et al* e substituindo os valores estimados para a energia média do feixe e correspondente coeficiente de absorção, vamos obter:

$$F = \frac{0.16 \times 10^{-3} \text{ J kg}^{-1}}{(60 \times 10^3 \times 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}) \times 5 \times 10^{-2} \text{ cm}^2 / (10^{-3} \text{ kg})} / \text{mAs} \cong 3.33 \times 10^8 \text{ fótons/cm}^2/\text{mAs}$$

Comparando a ordem de grandeza deste valor com os obtidos das nossas simulações, verificamos que estamos no mesmo patamar, ou seja, na mesma ordem de grandeza dos 10^8 .

4. Resultados/ Discussão

Até agora discutimos essencialmente simulações efetuadas com o programa Pencyl no Fantoma de acrílico, a partir deste momento todos os resultados apresentados dirão respeito a simulações com o programa Penmain, em que se faz incidir um feixe de raios X (com os três espectros já discutidos) sobre o Fantoma antropomórfico discutido na secção 3.3.2, simulando um exame TC sequencial.

Na metodologia, foram anteriormente mostrados alguns resultados obtidos para melhor entendimento da mesma. Nomeadamente o que denominámos de fator de calibração F , que de uma forma global nos indica, para cada espectro o número de fotões do feixe por unidade de área e valor de mAs utilizado. Aplicando a equação (18) ao estudo de um Fantoma antropomórfico teremos então

$$DmAs = \frac{2\pi r F}{M} \int_{Z_{min}}^{Z_{max}} \bar{E}(Z) dZ, \quad (18)$$

em que $DmAs$ é o valor da dose absorvida num dado órgão por valor de mAs aplicado; r é o raio médio da zona em análise (no nosso caso tomámos este raio como sendo uma constante por estarmos a lidar com uma geometria aproximadamente cilíndrica, mas no caso de órgãos irregulares a integração na fórmula acima seria mais complexa); F é o valor do fator de calibração apresentado para diversas situações na Tabela 13; M é o valor da massa do órgão analisado; e $\bar{E}(Z)$ é o valor médio da energia depositada para cada rotação completa da fonte de radiação (como já tínhamos discutido, tomar este valor médio introduz um erro no máximo de 8%). Tendo em conta a forma elipsoide do crânio, no Fantoma antropomórfico, considerou-se que o seu raio médio (r) é de 8.6 cm e a sua massa (M) de 5.58 kg.

As nossas simulações prestam-se a diversas análises, como por exemplo, a visualização do modo como se distribui a energia em função da posição em Z da fonte, para os vários espectros, como se verifica na Figura 44. Todos os espectros apresentam um comportamento similar, variando apenas o valor da energia depositada para cada posição. O espectro da Siemens deposita a maior energia e o espectro criado no programa PENELOPE regista o menor valor desta variável, situando-se o do SpekCalc num nível intermédio.

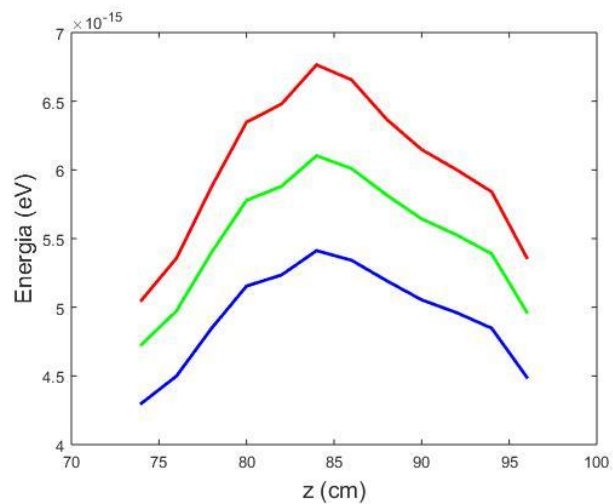


Figura 44 - Distribuição energética de $\bar{E}(Z)$ em função de Z dos três espectros (PENELOPE - azul, SpekCalc - verde, Siemens - vermelho).

Ao analisarmos a distribuição energética em função de Z, verificamos que Z = 84 cm é o ponto onde ficou mais energia depositada; tal deve-se ao facto de a esta altura o feixe passar a incidir nos ossos faciais (na parte anterior) e na coluna cervical (na parte posterior), ou seja, osso - um material mais compacto e que absorve mais energia, como podemos verificar na figura 45.

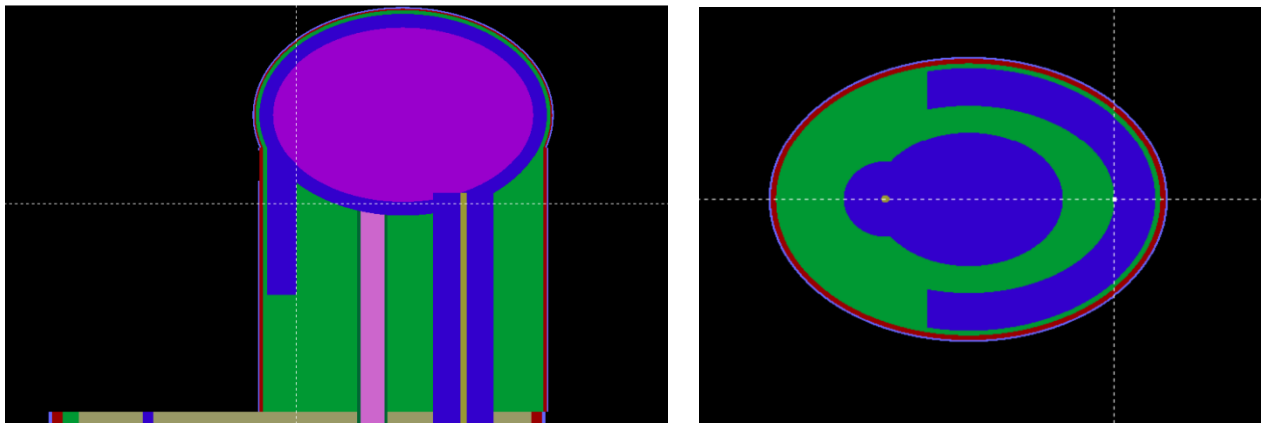


Figura 45 - Plano sagital (Y) e Plano axial (Z = 84 cm) do Fantoma antropomórfico obtidos na rotina Gview 2D, visualizando ossos da face e coluna cervical a azul.

Procedeu-se então ao cálculo do integral da equação 18 executando uma interpolação das energias depositadas em função de Z representadas na Figura 44, obtendo-se assim a energia total (E_T) depositada no crânio, por cada um dos nossos espectros. Finalmente, consideramos os diferentes valores do fator de calibração F apresentados na Tabela 13 para calcular a dose absorvida (por valor de mAs do exame) pelo crânio.

Na Tabela 14 apresentam-se assim os valores de DmAs para o crânio do Fantoma antropomórfico, tendo-se considerado um exame de TC entre as alturas $Z = 74$ e $Z = 96$ cm. Tomaram-se as diferentes calibrações já discutidas correspondendo a cada um dos espectros usados e aos dados provenientes do estudo de Azevedo *et al*, da Medical Consult e da Gyrad (quer os valores por eles medidos, quer os valores de referência por eles citados).

Usámos igualmente os dados obtidos pela autora do trabalho durante a realização de exames reais a pacientes, em dois locais distintos – Centro Hospitalar Barreiro-Montijo (CHBM) e Clínica Radiológica do Rosário (CRR) – mas com aparelho semelhante, um TC Siemens sensation 16, apresentados nas Tabelas 7 e 8.

Tabela 14 - Resultados da dose medida e de referência para cada espectro e com diferentes calibrações

DADOS	Dose por mAs (mGy/mAs), “z” de 74 a 96 cm		
	SIEMENS	PENELOPE	SPEK
Azevedo <i>et al</i>	0.25 ± 0.02	0.23 ± 0.02	0.23 ± 0.02
Med. Cons. (Med)	0.25 ± 0.02	0.23 ± 0.02	0.23 ± 0.02
Med. Cons. (Ref)	0.28 ± 0.02	0.26 ± 0.02	0.26 ± 0.02
Gyrad (Med)	0.33 ± 0.03	0.30 ± 0.02	0.31 ± 0.02
Gyrad (Ref)	0.30 ± 0.02	0.27 ± 0.02	0.28 ± 0.02
CHBM	0.18 – 0.25 (0.22 valor médio)		
CRR	0.14 - 0.21 (0.20 valor médio)		

Dada a imprecisão estabelecida pela aproximação de se ter tomado o valor médio da distribuição angular de energia, introduziu-se, para cada valor de DmAs apresentado uma barra de erro de 8%. Comparando os valores calculados com os obtidos pela autora, verificamos que os resultados das simulações são sistematicamente superiores, embora alguns estejam concordantes, considerando as incertezas envolvidas. De notar ainda, como se pode observar nas Tabelas 7 e 8, que há uma grande variação do valor de DmAs de exame para exame e de paciente para paciente, pelo que estas discrepâncias não são de estranhar e podemos afirmar que no global temos um acordo razoável entre simulações e medições.

No entanto, surge uma questão: na realidade, o que consideramos como crânio? Quais as estruturas abrangidas pelo exame? Nos exames, dependendo da extensão do pescoço que o paciente apresenta, isto é, se tem hiperextensão ou não, ao ser posicionado para efetuar o exame, é assumida a opção entre um estudo volumétrico ou sequencial. Em síntese, é pertinente afirmar que um estudo de crânio tanto pode abranger a área compreendida entre o mento e a calote craniana (como exemplificado na figura 46), como ser realizado apenas da órbita à calote (como ilustra a figura 47), dependendo de diversas condicionantes e, conseqüentemente, fazendo variar, de modo expressivo, o nosso Z.



Figura 46 - Estudo efetuado do mento até à calote craniana.

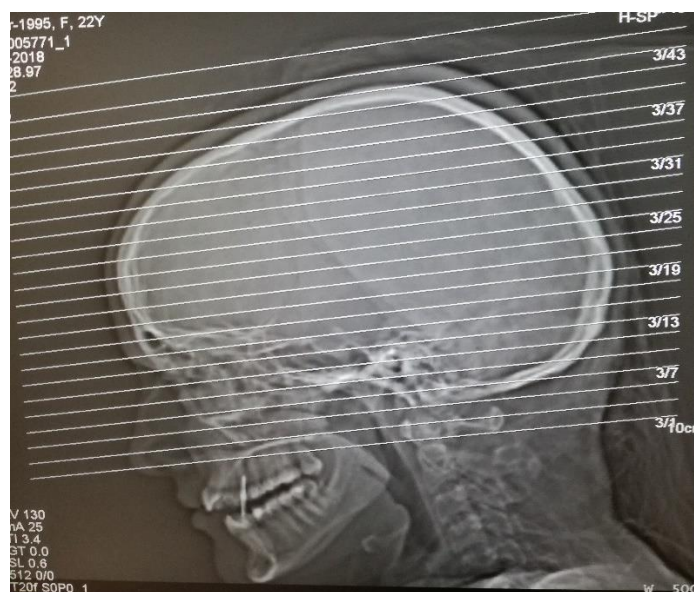


Figura 47 - Estudo efetuado da órbita até à calote craniana.

Devido à estrutura do nosso Fantoma, inicialmente optou-se por fazer as simulações das glândulas salivares até à calote, ou seja, a partir de $Z = 74$ cm, embora nos estudos sequenciais o mais comum seja o estudo exemplificado na Figura 47. Experimentou-se então considerar, para o cálculo das doses, os dados das simulações a partir de um Z mais elevado, $Z = 78$ cm. Repetindo os procedimentos que levaram aos resultados da Tabela 14 obtiveram-se os valores apresentados na Tabela 15, onde também considerámos um erro de 8% para todos os DmAs calculados. Como se verifica, os valores obtidos usando as simulações com esta “nova definição” de crânio ainda se aproximaram mais dos relativos às doses dos exames reais. Todos os valores se encontram dentro dos limites dos valores obtidos no CHBM, com exceção dos valores de medição da Gyrad, que os excedem em 0.02 mGy. Vemos assim que o Fantoma utilizado permite uma descrição já algo realista das doses em exames TC ao crânio. Verificamos que a escolha das dimensões do varrimento, em que o feixe de radiação incide no pescoço (valor inicial de $Z = 74$ cm) ou antes pelo contrário incide já diretamente nos ossos faciais (valor inicial de $Z > 78$ cm), produz doses diferentes, sendo que as segundas simulações originam valores mais concordantes com os obtidos em exames reais. Isto constitui uma validação adicional destes resultados, visto que as simulações com Z inicial de 78 cm deveriam reproduzir exames como os mostrados na Figura 47, e os dados mostrados nas Tabelas 7 e 8 foram obtidos nesse tipo de exames.

Tabela 15 - Resultados da dose obtida para cada espectro com z de 78 cm a 96 cm

DADOS	Dose por mAs (mGy/mAs), "z" de 78 a 96 cm		
	SIEMENS	PENELOPE	SPEK
Azevedo <i>et al</i>	0.21 ± 0.02	0.19 ± 0.02	0.20 ± 0.02
Med. Cons. (Med)	0.21 ± 0.02	0.19 ± 0.02	0.20 ± 0.02
Med. Cons. (Ref)	0.23 ± 0.02	0.21 ± 0.02	0.22 ± 0.02
Gyrad (Med)	0.27 ± 0.02	0.25 ± 0.02	0.26 ± 0.02
Gyrad (Ref)	0.25 ± 0.02	0.23 ± 0.02	0.23 ± 0.02
CHBM	0.18 – 0.25 (0.22 valor médio)		
CRR	0.14 - 0.21 (0.20 valor médio)		

Devido à estrutura do Fantoma, existe a possibilidade de determinar a dose depositada em cada órgão. Fizemos então um estudo com o intuito de identificar a dose no cristalino e na tireoide, por serem estes os órgãos mais radiosensíveis do crânio, como aparece demonstrado nas tabelas 16 e 17. Considerou-se, para estes cálculos que o feixe de raios X do exame TC incidiu no crânio entre Z = 74 e Z = 96 cm. Seria interessante comparar estes resultados com doses medidas, mas infelizmente não se conseguiu encontrar tais resultados na literatura.

Tabela 16 - Dose no cristalino

DADOS	Dose por mAs ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$)		
	SIEMENS	PENELOPE	SPEK
<i>Azevedo et al</i>	5.6 ± 0.4	5.3 ± 0.4	5.8 ± 0.5
Med. Cons. (Med)	5.6 ± 0.4	5.3 ± 0.4	5.8 ± 0.5
Med. Cons. (Ref)	6.6 ± 0.5	5.9 ± 0.5	6.5 ± 0.5
Gyrad (Med)	7.3 ± 0.6	6.9 ± 0.6	7.6 ± 0.6
Gyrad (Ref)	6.6 ± 0.5	6.3 ± 0.5	6.9 ± 0.6

Tabela 17 - Dose na tiroide

DADOS	Dose por mAs (mGy/mAs)		
	SIEMENS	PENELOPE	SPEK
<i>Azevedo et al</i>	0.11 ± 0.01	0.09 ± 0.01	0.11 ± 0.01
Med. Cons. (Med)	0.11 ± 0.01	0.09 ± 0.01	0.11 ± 0.01
Med. Cons. (Ref)	0.12 ± 0.01	0.11 ± 0.01	0.12 ± 0.01
Gyrad (Med)	0.14 ± 0.01	0.12 ± 0.01	0.14 ± 0.01
Gyrad (Ref)	0.13 ± 0.01	0.11 ± 0.01	0.14 ± 0.01

As tabelas seguintes representam as diferenças percentuais entre o CHBM e a CRR, em relação aos estudos efetuados.

Para quantificar as diferenças obtidas entre os valores médios dos resultados medidos (CHBM e CRR) e os calculados por simulação apresentam-se diferenças percentuais nas Tabelas 18 e 19. Tomaram-se os resultados da dose de crânio da Tabela 15 para uma irradiação de Z = 78 até Z = 96 cm, sendo as diferenças percentuais dadas por

$$100 \times (DmAs(sim.) - DmAs(med.)) / DmAs(med.)$$

Tabela 18 - Diferenças percentuais relativas ao CHBM

DADOS	SIEMENS	PENELOPE	SPEKCALC
<i>Azevedo et al</i>	0	-9%	-5%
Med.Cons. (Med)	0	-9%	-5%
Med.Cons. (Ref)	9%	0	5%
Gyrad (Med)	29%	19%	24%
Gyrad (Ref)	19%	9%	10%

Tabela 19 - Diferenças percentuais relativas ao CRR

DADOS	SIEMENS	PENELOPE	SPEKCALC
<i>Azevedo et al</i>	5%	-5%	0
Med.Cons. (Med)	5%	-5%	0
Med.Cons. (Ref)	15%	5%	10%
Gyrad (Med)	35%	25%	30%
Gyrad (Ref)	25%	15%	15%

5. Considerações finais

O presente estudo teve como objetivo simular o cálculo de dose para exames de TC de crânio, recorrendo ao programa PENELOPE, usando métodos Monte Carlo, ferramenta essencial para a física das radiações, com vários algoritmos desenvolvidos para simular o transporte de partículas de radiação. Inicialmente, fizeram-se simulações com um cilindro de PMMA para determinar as calibrações necessárias e, posteriormente, com um Fantoma virtual antropomórfico, ambos criados no PENELOPE. Estas simulações permitiram calcular as doses absorvidas do crânio no Fantoma e pretendemos compará-las com outros valores descritos na bibliografia e com valores reais obtidos pela autora do estudo.

Desde o início do trabalho, surgiram certas questões essenciais para o desenvolvimento do mesmo e para a sua compreensão que não foram esclarecidas, apesar de todo o esforço envidado nesse sentido. É notória a existência de forte sigilo por parte das empresas ligadas à produção de equipamentos de TC, fator que limitou – de algum modo – o acesso a informações que poderiam ter enriquecido os cálculos do presente estudo.

Uma das principais dúvidas diz respeito ao número de partículas constituintes de um feixe de um equipamento de TC. Os resultados das nossas simulações permitem-nos conhecer a dose depositada por cada partícula do feixe; posteriormente, seria necessário multiplicar esse valor pelo número de partículas total do feixe, com a finalidade de obter a dose.

Confrontados que fomos com a ausência de informações sobre o tema, tanto na bibliografia consultada, como nos manuais dos equipamentos utilizados, contornámos a situação, criando um fator de conversão que demonstrasse a relação entre os valores das simulações e os valores de que dispúnhamos.

Outra limitação do estudo foi o facto de não termos acesso ao espectro real, o que impediu o conhecimento da normalização do espectro e, por consequência, do número de fótons emitidos – tal como atrás referimos.

De facto - ainda que não tenha comprometido a realização do trabalho -, as limitações que encontrámos acabaram por afetar o grau de fidedignidade de algumas informações.

Usámos três espectros, um criado no PENELOPE, um fornecido pela Siemens e outro por um programa denominado SpekCalc, todos eles distintos e de acordo, tão-só, nos picos

característicos. Nenhum deles se baseia em medições experimentais de um espectro real, incluindo o fornecido pela Siemens, que resulta de um cálculo teórico. Note-se que se observarmos as tabelas de resultados (14 a 17) para as doses absorvidas, verificamos que os valores obtidos com o espectro recomendado no site da Siemens são sistematicamente superiores aos valores de dose reais. Recorremos ao uso de três espectros para verificar as diferenças, pois o estudo dependia de uma calibração adequada.

Os fatores de calibração obtidos através de medições em Fantomas de acrílico foram utilizados para os estudos no Fantoma antropomórfico e verificou-se que, mesmo com as dificuldades sentidas para obter certas informações fulcrais ao estudo, os valores das simulações (com exceção dos da Gyrad) se encontravam dentro dos limites dos resultados obtidos no CHBM; já os valores obtidos no CRR são ligeiramente mais baixos. Portanto existem variações entre os estudos de referência e os resultados que obtivemos. Note-se que com o espectro PENELOPE as doses calculadas são sistematicamente mais baixas, com o espectro da Siemens sistematicamente maiores, dando o espectro da SpekCalc resultados intermédios.

As diferenças percentuais ascendem ao máximo de 35%, entre os valores reais e os valores das simulações, sendo as doses calculadas superiores às médias dos valores reais, considerados na maior parte dos casos. A Gyrad apresenta sempre valores superiores, não querendo, no entanto, afirmar que por este motivo é melhor ou pior, pois não conhecemos os espectros. Estas diferenças podem dever-se à constituição do Fantoma, por este não ser efetivamente idêntico a um humano, podendo daí advir uma sobrestimação da dose depositada (causada por exemplo por um maior conteúdo ósseo do Fantoma comparado com um ser humano). Em alternativa, é igualmente possível que os algoritmos dos equipamentos de TC estejam a fornecer valores subestimados; é difícil retirar uma conclusão devido aos espectros serem desconhecidos e os valores medidos serem diferentes.

Outra questão pertinente prende-se com a impossibilidade do equipamento TC, calcular, com absoluto rigor, a massa do crânio, pois para determinar a dose, é necessário dividir a energia depositada pela massa. É certo que os crânios não possuem diferenças muito acentuadas, diferindo apenas no que respeita a adulto ou criança, contudo, resta a dúvida sobre o débito da dose adequada por parte do equipamento.

Os valores obtidos junto de pacientes reais demonstraram que a dose varia de pessoa para pessoa, mas os equipamentos não incluem sensores de peso para este efeito, apenas um

programa que, de acordo com a estrutura a irradiar, dá indicação da dose a aplicar. Por outro lado, e tal como já referimos, a extensão da área a examinar influi, igualmente, neste processo. Foi demonstrado que quanto maior a extensão do varrimento efetuado maior é a dose.

O estudo no Fantoma subjacente a este trabalho permite calcular a dose para cada órgão, revelando-se este dado muito importante para a elaboração de estudos dirigidos.

Este procedimento permitiu-nos obter valores de dose dentro dos intervalos medidos, sendo que os valores simulados mais próximos dos reais foram os efetuados com um varrimento sensivelmente da base da orbita até à calote craniana, ou seja, de $Z = 78$ a $Z = 96$ cm, correspondente ao espectável, visto que os valores reais foram provenientes de exames com um varrimento semelhante; é de salientar que existe uma grande quantidade de fatores desconhecidos que dificultaram o estudo, mas o facto de os resultados obtidos apesar de discordarem não apresentarem diferenças percentuais muito elevadas, sugere que não estaremos longe das questões sem resposta.

À guisa de conclusão, podemos considerar que o presente trabalho propiciou uma oportunidade de reflexão sobre o grau de fiabilidade dos valores de dose patentes nos monitores dos equipamentos, uma vez que não é possível determinar, com exatidão, se os mesmos são ou não reais.

Acreditamos, pois, que este trabalho possa constituir motivo para futuros desenvolvimentos, por exemplo medições experimentais dos espectros, para tentar obter valores mais fiáveis e próximos da realidade, acompanhando assim a evolução vertiginosa da Medicina – área de importância vital e imensurável -, sem, no entanto, descuidarmos o carácter imperativo da sua prática segura ou, em alternativa, com o menor grau de risco associado.

6. Referências bibliográficas

1. Costa PR. Laboratório de Física Moderna (4300377) Interação da radiação. [Citado em 2017 Ago 7]. Disponível em:
<http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/Public/45/073/45073470.pdf>
2. Navarro MT, Vañó E, Nogueira S, Batista WO. Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. 2014;22(1):87–98.
3. Diretiva 2013/59/EURATOM do Conselho de 5 de dezembro de 2013. jornal oficial da União Europeia. L13/1-72.2014.
4. Salvat F, Fernandez-Varea *et al.* PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon. Barcelona. 2005.
5. Neto FMN *et al.* Desenvolvimento de um simulador de cabeça para estimativas de doses de exposição em pacientes expostos por aparelhos de raios X odontológicos. International Nuclear Atlantic Conference – INAC 2009. Rio de Janeiro, Brasil.
6. Natureza Dualística da Radiação Eletromagnética e-escola, Instituto Superior Técnico [Atualizado em 13/7/2009, Citado em 2017 Jul 3]. Disponível em:
<http://e-escola.tecnico.ulisboa.pt/topico.asp?id=437>
7. Mestrado C, Veludo C. Efeitos da Radiação X e Níveis de Exposição em Exames Imagiológicos Inquéritos a Clínicos Gerais. 2011[Mestrado em Saúde Pública]. Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. 2011.
8. Furquim T. Processo de Produção de raios X. Física Médica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo, Brasil [Citado em 2017 Ago 8]. Disponível em:
<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/fisica/rx.pdf>
9. Bushong SC. Manual de Radiologia para técnicos - Física Biologia e Anatomia Radiologica. 6ª Edição. Brace H, editor. Espanha; 1993.

10. Lopes N, Costa T. Produção de Radiação X, Ampola Digital, Radiologia em Português. Out 4, 2016 [Citado em 2017 Ago 7]. Disponível em:
<https://ampoladigital.wordpress.com/2016/10/04/producao-de-radiacao-x/>
11. Efeitos fotoelétrico e Compton [Citado em 2017 Set 26]. Disponível em:
<https://efeitofotoeletricoecompton.webnode.com.br/sitemap/>
12. Interação dos raios X com a matéria [Citado em 2017 Set 26]. Disponível em:
<http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html>
13. Técnico em Radiologia, Fotodesintegração [Citado em 2017 Set 26]. Disponível em:
<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radiologia-convencional/principios-fisicosrx/interacao-da-radiacao-ionizante-com-a-materia/fotodesintegracao>
14. Radiologia XX, Gerações dos equipamentos de TC [Citado em 2017 Set 27]. Disponível em:
<http://radiologiax.blogspot.pt/2016/02/geracoes-dos-equipamentos-de-tc.html>
15. Lins E. Tomografia Computadorizada. Curso de Engenharia Biomédica [Citado em 2017 Jul 3]. Disponível em:
[Aula-06 TomografiaComputadorizada.pdf](#)
16. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects Vol. I. 2000.
17. Augusto FM. Estudo da qualidade da imagem e índices de dose em Tomografia Computadorizada. (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear. Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2009
18. Miqquelin C. Conceitos de Aquisição de Dados em Tomografia Computadorizada [citado em 2017Set17]. Disponível em:
http://hpc.ct.utfpr.edu.br/~charlie/docs/TOMO/TOMO_AULA_03_Aquisicao.pdf
19. International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Publication 103. Ann ICRP. 2007

20. Whats is dose [Citado em 2017 Jul 1]. Disponível em:
<https://www.slideshare.net/VivekElangovan1/ctdi-42682868>
21. Dalmazo J, Azevedo – Marques *et al.* Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada : estudo de viabilidade em um hospital universitário. *Radiologia Brasileira*. 2010 Jul/Ago;43(4):241–248
22. Rodrigues SI, Ribeiro LP et al. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. *Radiologia Brasileira*. 2012 Nov/Dez;45(6):326–333.
23. Pianoschi T. Avaliação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes de radiodiagnóstico.[Mestrado em Ciências] Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2008.
24. Medeiros J. Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada. (Mestrado em Engenharia Biomédica) Faculdade de Ciências e Tecnologia da Faculdade de Coimbra; 2009.
25. Peralta, L. Aulas de dosimetria. Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa
26. Coeficiente mássico da água [Citado em 2017 Set 26]. Disponível em:
<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/water.html>
27. Costa PR, Yoshimura EM, et al. Correlation between effective dose and radiological risk: general concepts. *Radiologia Brasileira*. 2016 Mai/Jun; 49(3):176-181
28. Shrimpton PC, Wall BF. The increasing importance of X-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat Prot Dosim* 1995;57: 413–415.
29. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. Brenner, David J. e Hall, Eric J. Massachusetts : The new england journal of medicine, 2007.
30. Dance D, Christofides S et al, Diagnostic Radiology Physics. IAEA.Venna .2014

7. Apêndice

Os ficheiros utilizados para desenvolver este trabalho apresentam elevada dimensão, sendo assim, são disponibilizados no CD, podendo desta forma serem reproduzidos. Os ficheiros (quase todos simples ficheiros de texto) estão na diretoria denominada “PENELOPE”, sendo eles:

1 – Bodys - Constituintes do Fantoma utilizado nas simulações, com as linhas correspondentes e os seus corpos (Bodys).

2 – Geometria do Fantoma antropomórfico

3 – Geometria do Fantoma de acrílico

4 – Massas dos bodys em kg

5 – SIMCE1_1 – Exemplo de uma diretoria de uma simulação com o Fantoma antropomórfico, com: um exemplo de um ficheiro (FANTOMA_SIM1_1.in) de execução de simulação, contendo o espectro (proveniente do PENELOPE) de raios X usado com a fonte localizada a $Z = 74$ cm, de frente para o Fantoma; todos os ficheiros de materiais que compõem o Fantoma; o ficheiro FANTOMA_1.geo que descreve a geometria do Fantoma para o programa Penmain; e o ficheiro “penmain-res.dat” onde aparecem as energias depositadas em cada um dos corpos do Fantoma resultantes desta simulação.

6 – Detetorcranio0 – Exemplo de um ficheiro de uma simulação com o Fantoma de acrílico