



*Departamento de Física*

Tese Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

# **Medição e cálculo, utilizando simulações Monte Carlo, das doses em exames de Tomografia Computorizada**

**Catarina Marques de Sousa Duarte Figueira**

Tese orientada por:

Professor Doutor Pedro Vaz – Instituto Tecnológico e Nuclear

Mestre Paula Madeira – Centro Hospitalar Lisboa Central: Hospital de São José

Lisboa, 2010



## *Agradecimentos*

Agradeço a um conjunto de pessoas com as quais me cruzei ao longo destes meses e que, directa ou indirectamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos meus orientadores, Prof. Doutor Pedro Vaz e Mestre Paula Madeira, por todo o apoio, orientação e motivação, pela experiência transmitida e pelos ensinamentos que me proporcionaram.

Aos meus colegas do ITN, pela disponibilidade, interesse e ajuda inesgotáveis que me prestaram todos os dias. Em particular, agradeço à Ana Belchior, companheira de gabinete, não só pela preciosa ajuda e contribuição para o meu trabalho, mas também por todos os bons momentos de descontração essenciais.

Aos Professores Nuno Machado e Nuno Teixeira, pela disponibilização do fantoma e da câmara de ionização, sem os quais a realização deste trabalho não teria sido possível.

Agradeço ao Centro Hospitalar Lisboa Central, à Área de Diagnóstico por Imagem, na pessoa do seu Director Dr. João Reis e da Coordenadora Técnica Dra. Cristina Almeida, que permitiram a concretização da componente prática deste estudo em ambiente hospitalar, no serviço de Imagiologia do pólo do Hospital de São José, em Lisboa

Aos meus pais, que sempre me apoiaram, mesmo sem o saberem... Que me proporcionaram tudo e me ensinaram que se deve lutar até ao fim, para atingir os nossos objectivos.

À minha família e amigos, por toda a força que me deram.

*Muito Obrigada!*



## *Lista de Abreviaturas*

*ALARA* – As Low As Reasonably Achievable

*BEIR* – Biological Effects of Ionizing Radiation

*BSS* – Basic Safety Standards

*CTDI* – Computed Tomography Dose Index

*DLP* – Producto Dose-Comprimento

*DPI* – Dose Profile Integral

*EURATOM* – EURopean ATOMIC Energy Community

*FLUKA* – FLUKtuierende KAskade<sup>1</sup>

*FOV* – Field Of View

*GE* – General Electrics

*GEANT* – GEometry ANd Tracking<sup>2</sup>

*IAEA* – Internacional Atomic Energy Agency

*ICRP* – International Commission of Radiological Protection

*IPEM* – Institute of Physics and Engineering in Medicine

*KERMA* – Kinetic Energy Released per unit MAss

*MCNPX* – Monte Carlo N-Particle eXtended<sup>3</sup>

*MSAD* – Multiple Scan Average Dose

*NCRP* – National Council on Radiation Protection and Measurements

*PENELOPE* – PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons<sup>4</sup>

*PMMA* – PolyMetilMetacrilAto

*RC* – Radiologia Convencional

*TC* – Tomografia Computorizada

---

<sup>1</sup> Programa de simulação Monte Carlo

<sup>2</sup> Programa de simulação Monte Carlo

<sup>3</sup> Programa de simulação Monte Carlo

<sup>4</sup> Programa de simulação Monte Carlo

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

## Lista de Figuras

FIGURA 1 - FREQUÊNCIA DE EXAMES DE TC AO LONGOS DOS ANOS NOS ESTADOS UNIDOS E NO REINO UNIDO (2).....	1
FIGURA 2 - EVOLUÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO NOS EUA (3).....	2
FIGURA 3 - CATEGORIAS DE EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO EM 2006 NOS ESTADOS UNIDOS (RF - RADIAÇÃO DE FUNDO; M - MÉDICA)....	2
FIGURA 4 - RISCO RADIOLÓGICO EM FUNÇÃO DA IDADE DE EXPOSIÇÃO DOS INDIVÍDUOS E DO SEXO. DADOS DO RELATÓRIO BIER-VII, EXTRAÍDOS DA REFERÊNCIA (4). .....	3
FIGURA 5 - EFEITO FOTOELÉCTRICO (ADAPTADO DE (6)). .....	8
FIGURA 6 - EFEITO DE COMPTON (ADAPTADO DE (6)). .....	9
FIGURA 7 – PRODUÇÃO DE PARES (6).....	10
FIGURA 8 - IMPORTÂNCIA RELATIVA DE CADA UM DOS EFEITOS DE INTERACÇÃO COM A ENERGIA DOS FOTÕES DO FEIXE, EM FUNÇÃO DO NÚMERO ATÓMICO DO MATERIAL IRRADIADO (6). .....	11
FIGURA 9 - FEIXE DE FOTÕES, ESTREITO E COLIMADO (PARALELO), INCIDINDO NUM MATERIAL DE ESPESSURA INFINITESIMAL, ESTANDO O DETECTOR SUFICIENTEMENTE DISTANTE PARA QUE OS FOTÕES DISPERSOS (···) NÃO O ATINJAM.....	11
FIGURA 10 - PARÂMETROS IMPORTANTES EM COLISÕES COM PARTÍCULAS CARREGADAS: A É O RAIOS ATÓMICO CLÁSSICO; B É O PARÂMETRO DE IMPACTO CLÁSSICO (ADAPTADO DE (10)). .....	13
FIGURA 11- ESQUEMA DE UMA AMPOLA DE RAIOS-X DE UM EQUIPAMENTO DE TC (14). .....	16
FIGURA 12 - ESPECTRO DE RAIOS-X PARA ALVO DE TUNGSTÊNIO PARA 80 kV, 100 kV, 120 kV E 140 kV (15). .....	17
FIGURA 13 - EFEITO DA VARIAÇÃO DE CORRENTE NA AMOLA DE RAIOS-X (16). .....	18
FIGURA 14 - EFEITO DA VARIAÇÃO DO POTENCIAL NA AMPOLA DE RAIOS-X (16). .....	18
FIGURA 15 - EFEITO DA ALTERAÇÃO DO MATERIAL DO ÂNODO NA AMPOLA DE RAIOS-X (16).....	19
FIGURA 16 - EFEITO DA FILTRAÇÃO INERENTE (B) E ADICIONAL (C) NUM FEIXE DE RAIOS-X PRODUZIDO NO ALVO (A) (16).....	19
FIGURA 17 - GODFREY NEWBOLD HOUSFIELD (ESQUERDA) E ALLAN MACLEOD CORMACK (DIREITA) (17). .....	21
FIGURA 18 - EQUIPAMENTO DE TC.....	22
FIGURA 19 - DR. ROBERT LEDLEY. ....	23
FIGURA 20 - REPRESENTAÇÃO DE UM TOMÓGRAFO DE PRIMEIRA GERAÇÃO (19). .....	23
FIGURA 21 - REPRESENTAÇÃO DE UM TOMÓGRAFO DE SEGUNDA GERAÇÃO (19). .....	24
FIGURA 22 - REPRESENTAÇÃO DE UM TOMÓGRAFO DE TERCEIRA GERAÇÃO (19). .....	24
FIGURA 23 - REPRESENTAÇÃO DE UM TOMÓGRAFO DE QUARTA GERAÇÃO (19).....	25
FIGURA 24 – REPRESENTAÇÃO DE UM TOMÓGRAFO DE QUINTA GERAÇÃO (6).....	26
FIGURA 25 - TC HELICOIDAL (21). .....	27
FIGURA 26 - FEIXE NUM TC MULTICORTE. ....	29
FIGURA 27 – ORGANIZAÇÃO DOS DETECTORES EM LINHA PARA OS TRÊS TIPOS CONSIDERADOS (20). .....	30
FIGURA 28 - EXEMPLO DE UM SENOGRAMA E OBJECTO RESPECTIVO (22). .....	32
FIGURA 29 – ESFERA DE VOLUME $dV$ , MASSA $DM$ CENTRADA NO PONTO P. ....	37
FIGURA 30 - PROCESSO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA DE UM FOTÃO PARA UM MEIO MATERIAL: NO PONTO P. ....	39
FIGURA 31 - ESQUEMA DA MEDIÇÃO DO CTDI PONDERADO NO PLANO DO CORTE. ....	43
FIGURA 32- MONTAGEM EXPERIMENTAL (FANTOMA + CÂMARA DE IONIZAÇÃO).....	47
FIGURA 33 - ESQUEMA DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO (32). .....	48
FIGURA 34 - FANTOMAS DE PMMA E RESPECTIVOS TUBOS, USADOS PARA MEDIÇÃO. ....	49
FIGURA 35 - EQUIPAMENTO DE TC UTILIZADO (SÉRIE BRIGHTSPEED SELECT). .....	49
FIGURA 36 – MÉTODO DE MONTE CARLO. ....	56
FIGURA 37 - MESH TALLY, VISTA FRONTAL. ....	61
FIGURA 38 - MESH TALLY, VISTA LATERAL. ....	61
FIGURA 39 – INTERIOR DA “GANTRY”. .....	62
FIGURA 40 - ESPECTRO DE RAIOS-X SIMULADO. ....	63
FIGURA 41 - ESQUEMA DO TOMÓGRAFO USADO. ....	64
FIGURA 42 – PORMENOR DE GEOMETRIA: FILTRO BOWTIE. ....	64

FIGURA 43 - PORMENOR DA GEOMETRIA: COLIMADOR (VERDE).....	65
FIGURA 44- ESQUEMA DA GEOMETRIA DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO (VISTA FRONTAL) IMPLEMENTADA E SIMULADA EM MCNPX.....	66
FIGURA 45 – VISUALIZAÇÃO GRÁFICA DA GEOMETRIA IMPLEMENTADA EM MCNPX PARA O FANTOMA E A CÂMARA DE IONIZAÇÃO (INSERIDA NO ORIFÍCIO CORRESPONDENTE ÀS “12H”). .....	66
FIGURA 46 - PORMENOR DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO. A AZUL - PMMA, A COR DE LARANJA - C552 E A VERMELHO - POLYACETAL...	67
FIGURA 47 - REPRESENTAÇÃO DA METODOLOGIA ADOPTADA. ....	68
FIGURA 48 - FACTORES DE PONDERAÇÃO DO CONTRIBUTO DO ÂNGULO DE ROTAÇÃO. ....	70
FIGURA 49 - TRÊS DAS GEOMETRIAS SIMULADAS E UTILIZADAS PARA O ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA CURVA DO <i>FILTRO BOWTIE</i> . A GEOMETRIA C SURGE DA OPTIMIZAÇÃO DOS PARÂMETROS (FOCO E RAIOS), TENDO EM CONTA OS RESULTADOS OBTIDOS COM AS GEOMETRIAS ANTERIORES. ....	73
FIGURA 50 - GRÁFICO DA COMPARAÇÃO ENTRE A RAZÃO RESULTADOS COMPUTACIONAIS VS EXPERIMENTAIS, PARA AS TRÊS GEOMETRIAS APRESENTADAS. ....	75
FIGURA 51 - GRÁFICO DA RAZÃO C/E PARA DIFERENTES VALORES DE $E_{-}(E-\gamma)$ . ....	77



## Lista de Tabelas

TABELA 1- DETECTORES USADOS EM TC MULTICORTE.....	30
TABELA 2 - FACTORES TÉCNICOS EM TC MULTICORTE.....	31
TABELA 3 - VANTAGENS E DESVANTAGENS DA TC EM RELAÇÃO À RC. ....	33
TABELA 4- FACTOR DE PONDERAÇÃO DA RADIAÇÃO PARA DIFERENTES TIPOS DE RADIAÇÃO E GAMAS DE ENERGIA (30). ....	41
TABELA 5 - FACTORES DE PONDERAÇÃO TECIDULAR PARA DIFERENTES ÓRGÃOS OU TECIDOS (30). ....	42
TABELA 6 - DOSES EFECTIVAS (mSv) EM ALGUNS EXAMES DE TC E RC (20). ....	45
TABELA 7 - MEDIÇÕES COM O FANTOMA DE CORPO. ....	50
TABELA 8 – MÉDIA DAS MEDIÇÕES COM O FANTOMA CORPO. ....	51
TABELA 9 - MEDIÇÕES CTDI E RESPECTIVA INCERTEZA. ....	53
TABELA 10 - IDENTIFICAÇÃO DE <i>TALLIES</i> PELO TIPO, DESCRIÇÃO E UNIDADES. ....	59
TABELA 11 - COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS COMPUTACIONAIS OBTIDOS POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO E AS MEDIÇÕES EFECTUADAS, PARA UMA ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8 CM. ....	71
TABELA 12 - COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS COMPUTACIONAIS OBTIDOS POR SIMULAÇÃO MONTE CARLO E AS MEDIÇÕES EFECTUADAS, PARA UMA ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8,2 CM. ....	72
TABELA 13. - CTDI'S DE DOIS FILTRO BOWTIES SIMULADOS E MEDIDOS ....	74
TABELA 14 - COMPARAÇÃO ENTRE CTDI DA GEOMETRIA C E CTDI MEDIDO. ....	74
TABELA 15 - RAZÃO ENTRE CTDI <sub>w</sub> SIMULADO E MEDIDO. ....	75
TABELA 16 – RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO CENTRAL (ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8 CM). ....	88
TABELA 17 – RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 0° (ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8 CM).....	89
TABELA 18 – RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 90° (ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8 CM).....	90
TABELA 19 – RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 180° (ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8 CM).....	91
TABELA 20 – RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 270° (ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8 CM).....	92
TABELA 21 – RESULTADO DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO CENTRAL, PARA UMA ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE DE 8.2 CM (GEOMETRIA A).....	93
TABELA 22 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 0° (GEOMETRIA A).....	94
TABELA 23 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 90° (GEOMETRIA A).....	95
TABELA 24 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 180° (GEOMETRIA A).....	96
TABELA 25 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 270° (GEOMETRIA A).....	97
TABELA 26 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO CENTRAL (GEOMETRIA B).....	98
TABELA 27 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 0° (GEOMETRIA B).....	99
TABELA 28 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 90° (GEOMETRIA B).....	100
TABELA 29 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 180° (GEOMETRIA B).....	101
TABELA 30 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 270° (GEOMETRIA B).....	102
TABELA 31 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO CENTRAL (GEOMETRIA C). ....	103
TABELA 32 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 0° (GEOMETRIA C).....	104
TABELA 33 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 90° (GEOMETRIA C).....	105
TABELA 34 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 180° (GEOMETRIA C).....	106
TABELA 35 - RESULTADOS DA TALLY F6 PARA ORIFÍCIO 270° (GEOMETRIA C).....	107



## RESUMO

A Tomografia Computorizada (TC) é actualmente um dos principais métodos de diagnóstico médico. O número crescente de exames de Tomografia Computorizada para fins médicos é um dos principais responsáveis pelo dramático aumento, durante as últimas décadas, da exposição da população às radiações ionizantes de origem artificial, constituindo uma das maiores contribuições para a dose efectiva colectiva.

Os objectivos do trabalho que seguidamente se apresenta consistiram na modelação e simulação, utilizando métodos de Monte Carlo, de um tomógrafo de TC e das condições de irradiação associadas, nomeadamente das doses de radiação resultantes. Para tal, foram efectuadas medições em meio hospitalar, utilizando um fantoma apropriado e equipamento de detecção de radiação associado, que permitiram validar os resultados obtidos por simulação.

Alguns dos aspectos cruciais da modelação são o conhecimento e a descrição exacta da geometria e materiais constituintes da “gantry” e das diversas componentes (filtros, colimadores) do tomógrafo, assim como o conhecimento do espectro de energia da radiação-X emitida. Na quase total ausência de informação fornecida pelo fabricante do equipamento, as incertezas associadas à geometria, materiais e feixe de radiação traduzem-se por incertezas nos resultados obtidos através das simulações Monte Carlo efectuadas e por discrepâncias entre os valores simulados e as medições efectuadas. Para minimizar as discrepâncias entre os valores simulados e os valores medidos, foram utilizados métodos de análise de sensibilidade que consistiram na variação dos parâmetros geométricos previamente mencionados.

O programa MCNPX, ferramenta computacional representativa do estado da arte em simulações por métodos de Monte Carlo para modelar equipamentos e infraestruturas envolvendo aplicações de feixes de partículas, de fontes de radiação e de materiais radioactivos, foi utilizado com sucesso permitindo obter um razoável acordo, à luz das incertezas referidas, entre os valores computacionais e as medições efectuadas.

A validação dos resultados obtidos utilizando simulação por métodos de Monte Carlo foi efectuada através de medições com fantoma e câmara de ionização.

**Palavras-Chave:** Simulações Monte Carlo, MCNPX, Tomografia Computorizada, Radiação-X, Dose, Radiações ionizantes.

## ***ABSTRACT***

Computed Tomography (CT) is nowadays one of the main methods of medical imaging. The growing number of CT scans for medical purposes is one of the main causes of the dramatic increase, over the last decades, of the exposure of the population to artificial sources of ionizing radiation and one of the main contributors to the collective effective dose.

The objectives of the work here reported consisted in the modeling and simulation, using Monte Carlo methods, of a CT tomograph and of the associated irradiation conditions, namely the resulting radiation doses. In order to achieve these objectives, measurements using an appropriate phantom and associated radiation detection equipment were performed in an hospital, to validate the results obtained by simulation.

Some of the crucial modeling issues are the exact knowledge and accurate description of the geometry and constituent materials of the tomograph gantry and multiple components (filters, collimators), as well as the knowledge of the energy spectrum of the emitted X-radiation. In the almost complete absence of information provided by the equipment manufacturer, the uncertainties associated to the geometry, materials and radiation beam, translate into uncertainties affecting the Monte Carlo simulation results and in discrepancies between the simulated results and the measurements. In order to minimize such discrepancies, sensitivity analysis studies were performed, varying some of the geometric parameters of the aforementioned components.

The program MCNPX, a computational tool representative of the state-of-the-art in Monte Carlo simulations to model equipments and infrastructures involving particle beams, radiation sources and radioactive materials was successfully used to obtain a reasonable agreement, in view of the sources of uncertainty previously identified, between the computational values and the measurements performed.

**Keywords:** Monte Carlo Simulations, MCNPX, Computed Tomography, Dose, Ionizing Radiation.

# ÍNDICE

AGRADECIMENTOS .....	I
LISTA DE ABREVIATURAS .....	III
LISTA DE FIGURAS .....	V
LISTA DE TABELAS.....	VII
RESUMO.....	IX
ABSTRACT.....	X
INTRODUÇÃO .....	1
CAPÍTULO 1 – INTERACÇÃO DE FOTÕES, POSITRÕES E ELECTRÕES COM A MATÉRIA .....	7
1.1. INTERACÇÃO FOTÕES COM A MATÉRIA.....	7
1.1.1. <i>Dispersão de Rayleigh</i> .....	7
1.1.2. <i>Efeito Fotoeléctrico</i> .....	8
1.1.3. <i>Dispersão de Compton</i> .....	9
1.1.4. <i>Produção de Pares</i> .....	10
1.2. ATENUAÇÃO DE UM FEIXE DE FOTÕES.....	11
1.2.1. <i>Coefficientes de atenuação</i> .....	12
1.3. INTERACÇÕES DE ELECTRÕES COM A MATÉRIA .....	13
1.3.1. <i>Colisões Inelásticas Coulombianas</i> .....	13
1.3.1.1. <i>Colisões “ligeiras” (<math>b \gg a</math>)</i> .....	14
1.3.1.2. <i>Colisões Fortes – raios <math>\delta</math> (<math>b \sim a</math>)</i> .....	14
1.3.2. <i>“Colisões” Radiativas</i> .....	15
1.3.2.1. <i>Bremsstrahlung</i> .....	15
1.3.2.2. <i>Dispersão Elástica</i> .....	15
1.4. PRODUÇÃO DE RAIOS-X .....	16
1.4.1. <i>Factores que afectam o espectro de raios-X</i> .....	17
CAPÍTULO 2 – TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA (TC).....	21
2.1. CARACTERÍSTICAS E EVOLUÇÃO DA TC.....	21
2.1.1. <i>TC Espiral/Helicoidal</i> .....	26
2.1.1.1. <i>Características dos equipamentos Helicoidais</i> .....	27
2.1.1.2. <i>Factores técnicos que influenciam a aquisição num equipamento helicoidal</i> .....	28
2.2. TC MULTICORTE .....	29
2.2.1. <i>Componentes de um TC Multicorte</i> .....	29

2.2.1.1.	<b>Filtros</b> .....	29
2.2.1.2.	<b>Sistema de colimação</b> .....	29
2.2.1.3.	<b>Detectores</b> .....	30
2.2.1.4.	<b>Factores técnicos em TC Multicorte</b> .....	31
2.3.	<b>FORMAÇÃO DE IMAGEM EM TC HELICOIDAL E TC MULTICORTE</b> .....	31
2.4.	<b>VANTAGENS E LIMITAÇÕES DA TC</b> .....	33
<b>CAPÍTULO 3 – ASPECTOS DE PROTECÇÃO RADIOLÓGICA E DOSIMETRIA EM TC</b> .....		35
3.1.	<b>O SISTEMA INTERNACIONAL DE PROTECÇÃO RADIOLÓGICA</b> .....	35
3.2.	<b>GRANDEZAS RADIOMÉTRICAS</b> .....	36
3.3.	<b>GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS</b> .....	38
3.3.1.	<b>Kerma (K)</b> .....	38
3.3.2.	<b>Exposição (X)</b> .....	39
3.3.3.	<b>Dose absorvida (D)</b> .....	40
3.3.4.	<b>Dose equivalente (H)</b> .....	41
3.3.5.	<b>Dose efectiva (E)</b> .....	42
3.4.	<b>GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS EM TC</b> .....	43
3.4.1.	<b>DPI</b> .....	43
3.4.2.	<b>CTDI</b> .....	43
3.4.3.	<b>DLP</b> .....	44
3.4.4.	<b>MSAD</b> .....	44
3.5.	<b>DOSE NO PACIENTE</b> .....	45
3.5.1.	<b>Valores típicos de dose</b> .....	45
3.5.2.	<b>Factores que influenciam a dose</b> .....	46
<b>CAPÍTULO 4 – MEDIÇÕES</b> .....		47
4.1.	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	47
4.1.1.	<b>Câmara de Ionização e Electrómetro</b> .....	48
4.1.2.	<b>Fantoma</b> .....	48
4.1.3.	<b>Equipamento de TC</b> .....	49
4.2.	<b>VALORES OBTIDOS NAS MEDIÇÕES</b> .....	49
4.2.1.	<b>Incerteza associada às medições</b> .....	52
<b>CAPÍTULO 5 – SIMULAÇÕES UTILIZANDO MÉTODOS DE MONTE CARLO</b> .....		55
5.1.	<b>MÉTODOS DE MONTE CARLO</b> .....	55
5.2.	<b>O PROGRAMA MCNPX</b> .....	56
5.2.1.	<b>Estrutura do MCNPX</b> .....	57
5.2.2.	<b>Tallies</b> .....	58
5.2.2.1.	<b>Tally F6</b> .....	60
5.2.2.2.	<b>Mesh Tally</b> .....	60

5.3.	<b>IMPLEMENTAÇÃO</b> .....	<b>62</b>
5.3.1.	<b>Definição da fonte de raios-X</b> .....	<b>62</b>
5.3.2.	<b>Definições do Materiale Geometria</b> .....	<b>63</b>
5.3.2.1.	<b>Tomógrafo</b> .....	<b>63</b>
5.3.2.2.	<b>Filtro Bowtie</b> .....	<b>64</b>
5.3.2.3.	<b>Colimador</b> .....	<b>65</b>
5.3.2.4.	<b>Fantoma e Câmara de Ionização</b> .....	<b>66</b>
5.3.3.	<b>Metodologia</b> .....	<b>67</b>
	<b>CAPÍTULO 6 – RESULTADOS COMPUTACIONAIS, SUA ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO</b> .....	<b>69</b>
6.1.	<b>CONVERSÃO DOS RESULTADOS DO MCNPX EM UNIDADES DE DOSE</b> .....	<b>69</b>
6.2.	<b>ANÁLISE DA ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE</b> .....	<b>71</b>
6.3.	<b>ANÁLISE DA CURVA DO FILTRO BOWTIE</b> .....	<b>73</b>
6.4.	<b>DESCRIÇÃO DAS INCERTEZAS ASSOCIADAS</b> .....	<b>76</b>
	<b>CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO</b> .....	<b>79</b>
	<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>83</b>
	<b>ANEXOS</b> .....	<b>87</b>





## INTRODUÇÃO

Os avanços tecnológicos da Tomografia Computorizada (TC) revolucionaram o diagnóstico por imagem nas aplicações médicas. Desde a introdução da TC nos anos 70 que a sua utilização tem vindo a aumentar rapidamente. Estima-se que são realizados anualmente nos Estados Unidos da América (USA), mais de 62 milhões de exames de TC, sendo que cerca de 4 milhões são exames pediátricos (1).

Esta tendência está representada graficamente na Figura 1 e são dados relativos aos USA e ao Reino Unido (UK):

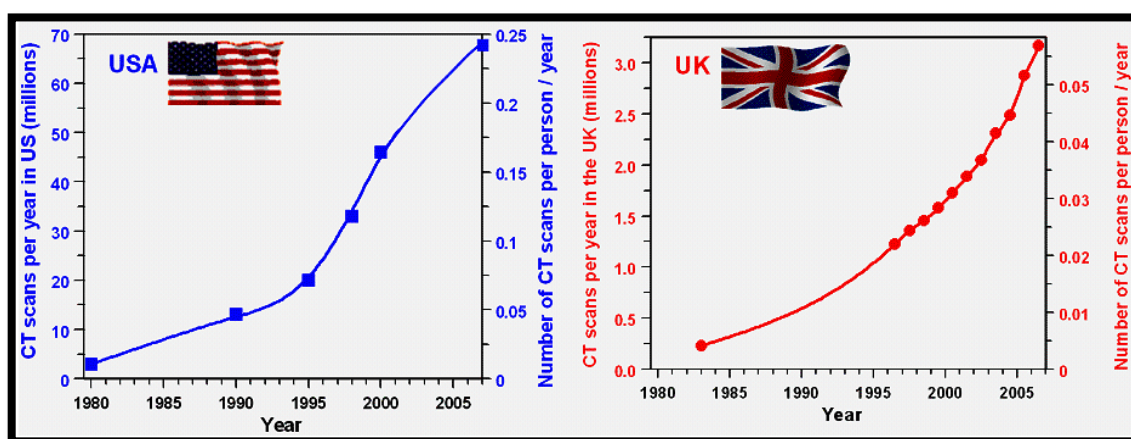


Figura 1 - Frequência de exames de TC ao longos dos anos nos Estados Unidos e no Reino Unido (2).

Dados disponíveis confirmam a disseminação da utilização da TC como método de eleição em imagiologia para fins médicos. Nos últimos 20 anos, a percentagem de exames de radiodiagnóstico utilizando TC passou de 2% em 1989 (representando em termos dosimétricos, cerca de 20% da exposição total em exames de radiologia) para cerca de 8% em 2009 (e cerca de 80% da exposição total correspondente) (3).

O “National Council on Radiation Protection and Measurements” (NCRP) nos Estados Unidos da América, publicou em 2009 o seu relatório 160 (NCRP-160), no qual compara em termos percentuais, a repartição da distribuição da exposição às radiações ionizantes, entre o início dos anos 80 e em 2006, nos Estados Unidos, tal como se mostra na Figura 2:

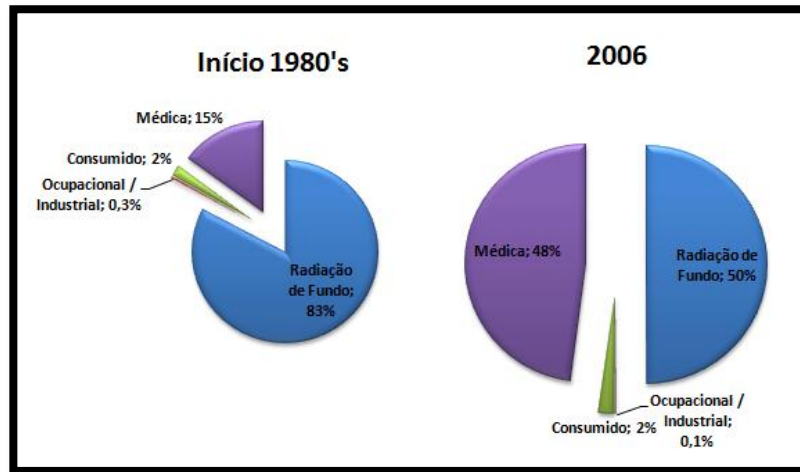


Figura 2 - Evolução da distribuição da exposição à radiação nos EUA (3).

De acordo com o que está detalhado na Figura 3, verificou-se um claro aumento da contribuição, devida às exposições no âmbito das aplicações médicas das radiações ionizantes que representava, em 2006, cerca de metade (48%) do total, tendo a exposição média da dose efectiva por habitante variado de cerca de 3.2 mSv/ano nos anos 1980 para quase o dobro (6 mSv/ano em 2006) (2). Tendências similares foram observadas em diversos países europeus.

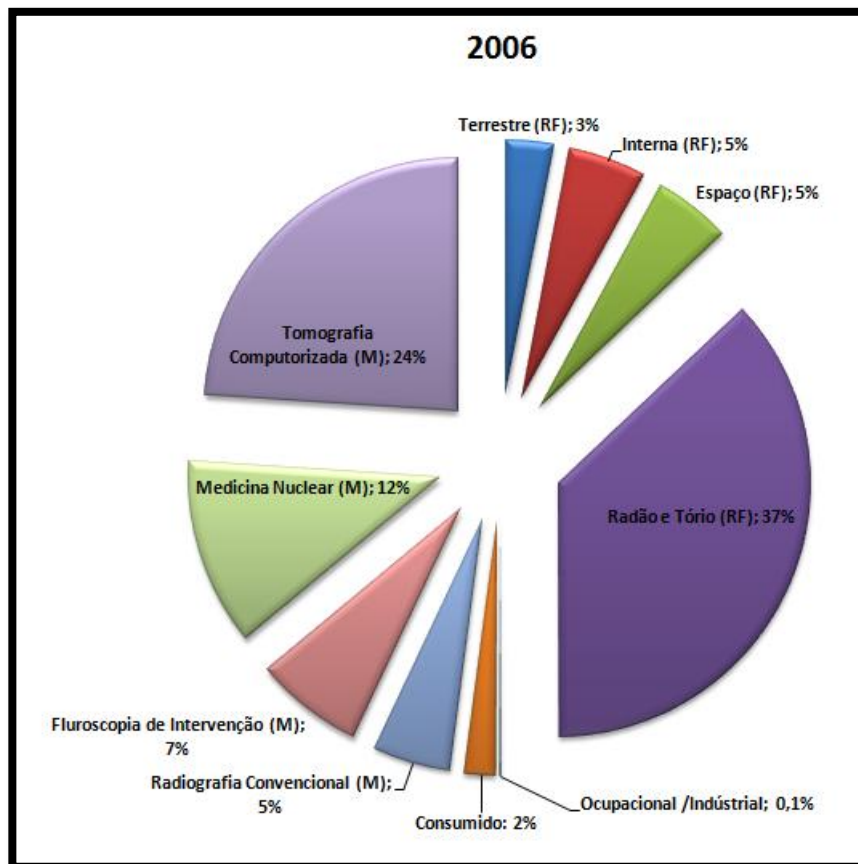


Figura 3 - Categorias de Exposição à radiação em 2006 nos Estados Unidos (RF - Radiação de Fundo; M - Médica).

Como se pode ver na figura 3, obtida a partir de dados do relatório NCRP-160, a Tomografia Computorizada representava 24% do total da exposição a radiações ionizantes que um indivíduo nos EUA estava anualmente exposto. Dessa exposição, 50% são do âmbito do diagnóstico médico por imagem.

Tal como previamente referido, uma parte não desprezável da exposição a radiações ionizantes é de foro pediátrico, afectando bebés, crianças e adolescentes. A exposição de âmbito pediátrico assume-se pois como um problema de Protecção Radiológica do Paciente e de Saúde Pública, levantando problemas do foro ético e societal. Com efeito, dados disponibilizados pelo grupo de especialistas BEIR (“Biological Effects of Ionizing Radiation”) da Academia das Ciências dos Estados Unidos da América no seu relatório BEIR-VII, mostrados na Figura 4, demonstram que a radiosensibilidade de órgãos e tecidos de bebés, crianças e adolescentes é significativamente superior à radiosensibilidade de adultos, sendo o risco radiológico associado às exposições pediátricas substancialmente superior e potenciando o desenvolvimento de neoplasias e outras doenças crónicas durante as várias décadas de tempo expectável de vida dos indivíduos expostos, após a exposição.

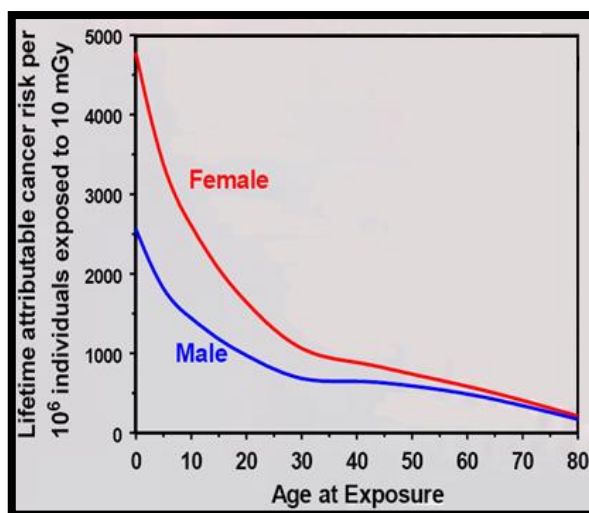


Figura 4 - Risco radiológico em função da idade de exposição dos indivíduos e do sexo. Dados do relatório BEIR-VII, extraídos da referência (4).

A disseminação a partir da década 1990, de métodos computacionais utilizados para a simulação de sistemas físicos e do comportamento de equipamentos e infraestruturas utilizando feixes de partículas, fontes de radiação e fontes radioactivas, deveu-se ao advento de modernos e rápidos processadores e arquitecturas de computação. Neste contexto, a simulação utilizando métodos de Monte Carlo adquiriu uma importância crescente e cada vez mais importante, tendo em paralelo sido desenvolvidas ferramentas e programas de cálculo científico que incorporam o estado da arte do conhecimento da Física das radiações e das interacções da radiação com a matéria, assim como modernas linguagens de programação e tecnologias de informação. Um conjunto de programas tais como MCNP(X), FLUKA, GEANT, PENELOPE foram desenvolvidos ao longo da última década e meia, com o objectivo de

- i) Permitir a modelação com elevada exactidão de sofisticados sistemas físicos, de geometria complexa, com materiais diversos;
- ii) Descrever as fontes de radiação, feixes de partículas (distribuições em energia, distribuição angular, etc.), comumente referidos como o “termo fonte”;
- iii) Simular o transporte de partículas e radiação através de materiais, considerando a natureza estocástica das interações das partículas e radiação com a matéria;
- iv) Disponibilizar ao utilizador um conjunto de técnicas e métodos de análise, tratamento e interpretação de resultados.

Os programas previamente referidos são utilizados por diversas dezenas de milhares de especialistas em todo o Mundo, com o intuito de modelar e descrever diversos sistemas utilizados em aplicações tecnológicas inovadoras, em investigação fundamental, na agricultura, na indústria, em Segurança e, em particular, nas aplicações médicas das radiações ionizantes.

A utilização destes programas para avaliar e calcular fluxos de partículas e doses de radiação ionizante tornou-se de importância fulcral, para avaliar e calcular as doses de radiação (nomeadamente radiação-X e radiação gama) a que estão expostos pacientes em Diagnóstico e Terapia e inferir sobre questões de Protecção Radiológica e risco radiológico decorrente da exposição a radiações ionizantes no âmbito das exposições de âmbito médico.

Neste trabalho, foi utilizado o programa de cálculo científico MCNPX, representativo do estado da arte em simulações utilizando métodos de Monte Carlo para modelação da Física da interacção das radiações ionizantes com a matéria e do transporte de partículas e radiação nos materiais constituintes dos sistemas físicos que se pretende modelar. Os objectivos deste trabalho são:

- Descrever, utilizando simulações Monte Carlo, um feixe de radiação-X associado ao funcionamento de um equipamento de Tomografia Computorizada, a sua distribuição espacial e em energia considerando colimadores, filtros e outras componentes;
- Calcular, utilizando simulações por métodos de Monte Carlo, as doses de radiação num fantoma representativo da exposição dos pacientes no âmbito da Tomografia Computorizada;
- Validar os resultados das simulações Monte Carlo comparando os resultados computacionais com medições efectuadas num hospital em Lisboa utilizando um tomógrafo, um fantoma e uma câmara de ionização.

Considerando a exiguidade das informações providenciadas e/ou disponibilizadas pelo fabricante, diversos parâmetros associados à geometria dos sistemas de filtros e colimadores, à energia do feixe de raios-X produzido, às distâncias, etc., foram utilizados para a modelação do sistema valores típicos, extraídos de bibliografia, dos parâmetros correspondentes.

Em tais condições e como seria de esperar, um dos principais desafios consistiu em fazer coincidir os resultados computacionais com as medições efectuadas, tarefa que se conseguiu com 3,2% de diferença (para a grandeza  $CTDI_W$ ). Para tal, foi necessário manipular todas as incertezas relativas à geometria e posicionamento dos componentes simulados.

A organização do documento é a seguinte:

No Capítulo 1 encontra-se uma explicação sobre a Física das interacções de fótons e electrões com a matéria, para que no Capítulo 3 se percebam as grandezas dosimétricas inerentes à Tomografia Computorizada (TC) e à Radiologia de Diagnóstico em geral.

No Capítulo 2 descreve-se em detalhe os princípios de funcionamento da Tomografia Computorizada e o seu desenvolvimento ao longo dos anos, sustentado em avanços tecnológicos, sendo discutidas as vantagens e limitações da Tomografia Computorizada relativamente à radiologia convencional.

No Capítulo 4 explicam-se os métodos e procedimentos experimentais utilizados para efectuar as medições efectuadas utilizando um fantoma e uma câmara de ionização. Apresentam-se os valores medidos assim como se faz uma reflexão sobre as incertezas intrínsecas ao processo de medição.

O Capítulo 5 é um dos capítulos mais importantes deste trabalho. É nele que se explicam os princípios da utilização dos métodos de Monte Carlo para modelar sistemas físicos e simular o transporte de partículas e as interacções da radiação com a matéria. Descreve-se o programa de cálculo científico MCNPX utilizado para modelar o tomógrafo e para simular, utilizando métodos de Monte Carlo, o funcionamento do mesmo, as irradiações do fantoma e a dose na câmara de ionização. É também neste capítulo que se descreve a implementação feita para a descrição do tomógrafo, assim como se explica a metodologia realizada.

No Capítulo 6 apresentam-se os resultados obtidos nas simulações, efectua-se a sua análise e faz-se a comparação entre eles e as medições realizadas, sendo discutidas as incertezas inerentes aos métodos e procedimentos utilizados.

Finalmente, no Capítulo 7 apresentam-se as conclusões do estudo efectuado.



## ***CAPÍTULO 1 – INTERACÇÃO DE FOTÕES, POSITRÕES E ELECTRÕES COM A MATÉRIA***

### **1.1. INTERACÇÃO DE FOTÕES COM A MATÉRIA**

A interacção de um feixe de fotões ionizantes com a matéria depende não só da sua energia, mas também da densidade e do número atómico do meio. As principais interacções dos fotões com a matéria são a **dispersão de Rayleigh**, o **efeito fotoeléctrico**, a **dispersão de Compton** e a **produção de pares**. Estes processos transferem total ou parcialmente a energia de um fóton para um electrão do meio irradiado, provocando normalmente uma mudança na história da partícula incidente. O electrão em causa, uma vez em movimento, vai depositar ao longo do seu percurso parte dessa energia.

Para se proceder à simulação do transporte das partículas que são emitidas por uma fonte de radiação ionizante, como um raio-X, e das partículas secundárias que se formam durante sucessivas interacções, é fundamental determinar, para cada interacção, qual a probabilidade de ocorrência de cada processo. À escala nuclear, designa-se por **secção eficaz microscópica**  $\sigma$  a probabilidade de uma dada reacção ocorrer entre uma dada partícula incidente com uma dada energia e um átomo. A secção eficaz microscópica  $\sigma$  pode, igualmente, ser definida como a área efectiva que um determinado núcleo apresenta a uma dada partícula, numa dada reacção, sendo expressa em  $cm^2$ . Assim, a determinação da secção eficaz microscópica é importante para a descrição dos processos de interacção da radiação com a matéria, pelo que serão descritas as secções eficazes de cada um dos mecanismos de interacção mencionados.

#### ***1.1.1. Dispersão de Rayleigh***

A dispersão de Rayleigh (dispersão coerente) é uma dispersão elástica, mantendo o fóton incidente no átomo a sua energia inicial, sendo deslocado com um ângulo muito pequeno. Esta dispersão ocorre, essencialmente, com fotões de baixa energia em materiais de elevado número atómico  $Z$ .

A secção eficaz da dispersão de Rayleigh num ângulo sólido  $d\Omega$ , é dada por,

$$\frac{d\sigma_R}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) [F(q, Z)]^2, \quad (1.1)$$

expressa em  $cm^2 sr^{-1} atomo^{-1}$ , onde  $d\Omega = 2\pi \sin \theta d\theta$ ,  $r_e$  é o raio clássico do electrão, definido por  $r_e = \frac{e^2}{4\pi\epsilon_0 m e^2}$ ,  $q = 2k \sin \frac{\theta}{2}$ , com  $k = \frac{h\nu}{c}$ , é o momento transferido correspondente a um ângulo  $\theta$  de dispersão do fotão relativamente à sua direcção inicial,  $h$  é a constante de Planck,  $c$  é a velocidade da luz,  $\nu$  é a frequência do fotão,  $m$  é a massa em repouso do electrão e  $F(q, Z)$  é o factor de forma atómica (5).

### 1.1.2. Efeito Fotoeléctrico

O efeito fotoeléctrico ocorre quando um fotão incidente transfere quase toda a sua energia ( $k_o$ ) para um electrão de um átomo, o qual é ejectado com uma energia cinética  $T_{e^-}$ , juntamente com fotões de baixa energia (devido à fluorescência), como mostra a Figura 5.

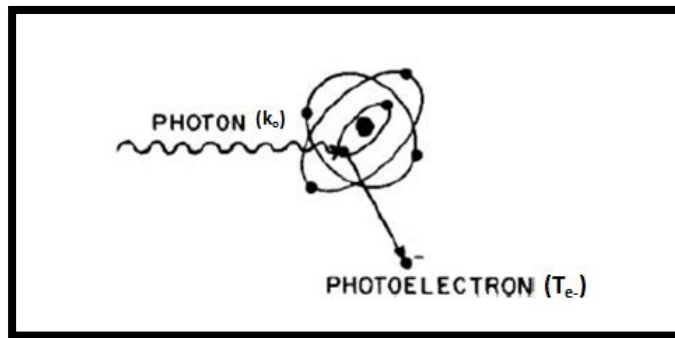


Figura 5 - Efeito fotoeléctrico (Adaptado de (6)).

O valor de  $T_{e^-}$  é dado por:  $T_{e^-} = k_o - E_b$ , sendo  $E_b$  a energia de ligação do electrão.

A secção eficaz de ocorrência do efeito fotoeléctrico por átomo é dada por,

$$\sigma_p^a \approx \sqrt{2} \frac{32\pi r_e^2 \alpha^4}{3} \left( \frac{3m_o c^2}{k_o} \right)^m Z^n \quad (1.2)$$

onde  $\alpha = \frac{1}{137}$  é a constante de estrutura fina,  $m_o$  e  $r_e$  são a massa e o raio clássico do electrão, respectivamente,  $k_o$  é a energia do fotão incidente e  $Z$  é o número atómico do material alvo. O expoente  $n$  varia entre 4 (baixas energias, abaixo dos 100 keV) e 4.6 (altas energias, acima dos 500 keV) e o expoente  $m$  varia entre 3 (baixas energias, abaixo dos 100 keV) e 1 (altas energias, acima dos 500 keV) (7).



### 1.1.3. Dispersão de Compton

A dispersão de Compton ocorre quando um fóton de energia  $E_\gamma$  interage com um electrão da camada orbital mais externa do átomo, onde a energia de ligação dos electrões é menor que a energia do fóton incidente ( $E_b \ll h\nu$ ), sendo disperso (com uma energia  $E'_\gamma$ ) com um ângulo  $\theta$  e transmitindo, ao electrão ejectado segundo um ângulo  $\theta_{el}$ , parte da sua energia ( $E_{cin}^e$ ). A Figura 6 mostra o Efeito de Compton.

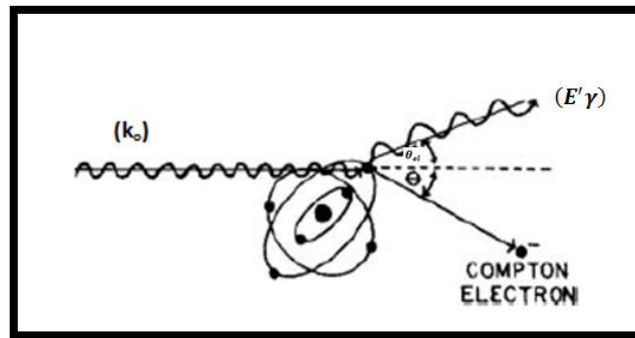


Figura 6 - Efeito de Compton (Adaptado de (6)).

A cinemática do processo de Compton, com a aplicação das leis de conservação de energia e momento linear, permite calcular as energias do fóton disperso ( $E'_\gamma$ ) segundo um ângulo  $\theta$  e do electrão ejectado ( $E_{cin}^e$ ) segundo um ângulo  $\theta_{el}$ , as quais são dadas pelas seguintes equações:

$$E'_\gamma = \frac{h\nu_o}{1 + \frac{h\nu_o}{m_e \cdot c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (1.3)$$

$$E_{cin}^e = h\nu_o \left( 1 - \frac{1}{1 + \frac{h\nu_o}{m_e \cdot c^2} (1 - \cos \theta_{el})} \right) \quad (1.4)$$

$$\tan \theta_{el} = \frac{1}{\left( 1 + \frac{k_o}{m_e \cdot c^2} \right) \tan \frac{\theta}{2}} \quad (1.5)$$

onde  $h$  é a constante de Planck e  $m_e \cdot c^2$  é a energia do electrão em repouso, que corresponde a 0,511MeV<sup>5</sup>.

A secção eficaz diferencial  $d\sigma_c$  calculada por Klein-Nishina, para um dado ângulo sólido  $d\Omega$ , é dada pela fórmula (8),

<sup>5</sup> O electrão-Volt (eV) é uma unidade de energia, sendo 1 eV = 1,6 x 10<sup>-19</sup>J.

$$\frac{d\sigma_c}{d\Omega} = r_0^2 \left[ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right]^3 \left[ \frac{1 + \cos\theta}{2} \right] \cdot \left[ 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta)[1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right] \quad (1.6)$$

onde  $\alpha = \frac{k_0}{mc^2}$  e  $r_0$  é o raio clássico do electrão.

A secção eficaz por electrão  $\sigma_c$ , obtém-se através da integração da equação 1.6, sobre todos os ângulos de dispersão,

$$\sigma_c = \frac{\pi r_0^2}{\alpha} \left\{ \left[ 1 - \frac{2(\alpha+1)}{\alpha^2} \right] \ln(2\alpha+1) + \frac{1}{2} + \frac{4}{\alpha} - \frac{1}{2(2\alpha+1)^2} \right\} \quad (1.7)$$

expressa em  $cm^2 \cdot \text{electrão}^{-1}$ . A secção eficaz atómica de Klein-Nishina  $\sigma_c^a$ , é proporcional ao número atómico  $Z$  do material, desde que se assuma que o electrão esteja livre. Assim  $\sigma_c^a = Z \times \sigma_c$ , expressa em  $cm^2 \cdot \text{electrão}^{-1}$ .

#### 1.1.4. Produção de Pares

Este processo consiste na conversão de um fotão num par electrão-positrão. A sua ocorrência está condicionada pela energia do fotão incidente, que deve ser superior a 1,022 MeV. O processo de Produção de Pares acontece, geralmente, na presença de um campo coulombiano forte, tal como o existente nas proximidades dos núcleos atómicos. A Figura 7 representa o processo de Produção de Pares.

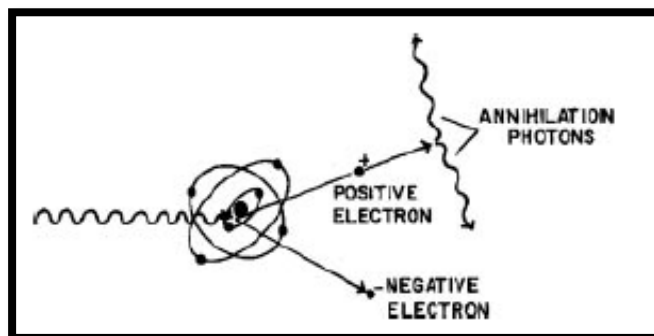


Figura 7 – Produção de pares (6).

Devido à elevada massa do núcleo, a energia transferida para este é desprezável, sendo parte da energia do fotão inicial convertida em energia de repouso do electrão e positrão (1.022 MeV), enquanto que a restante energia é partilhada pelas energias cinéticas do electrão e do positrão,  $T$  e  $T_+$ , respectivamente (9).

A secção eficaz total da produção de pares é proporcional a  $Z^2$  e aumenta com o logaritmo da energia do fóton incidente (7),

$$\sigma_{pp} \propto Z^2 \ln \left( \frac{2k}{m_0 c^2} \right) \quad (1.8)$$

Uma vez que este efeito está relacionado com as altas energias (acima de 1MeV), ele não ocorre em Tomografia Computorizada.

A figura 8 mostra a ocorrência dos mecanismos de interacção de acordo com o número atómico Z do material e com a energia dos fótons incidentes.

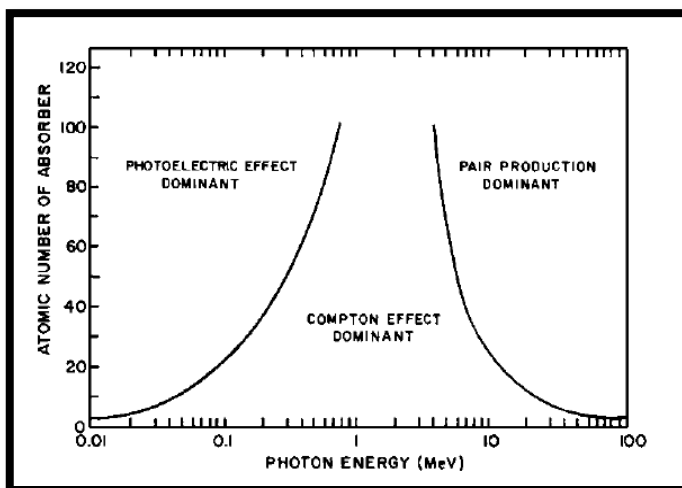


Figura 8 - Importância relativa de cada um dos efeitos de interacção com a energia dos fótons do feixe, em função do número atómico do material irradiado (6).

## 1.2. ATENUAÇÃO DE UM FEIXE DE FOTÕES

Considera-se um feixe colimado monoenergético de N fótons que se deslocam paralelamente, incidindo perpendicularmente numa lâmina de material de espessura infinitesimal  $dx$  (Figura 9).

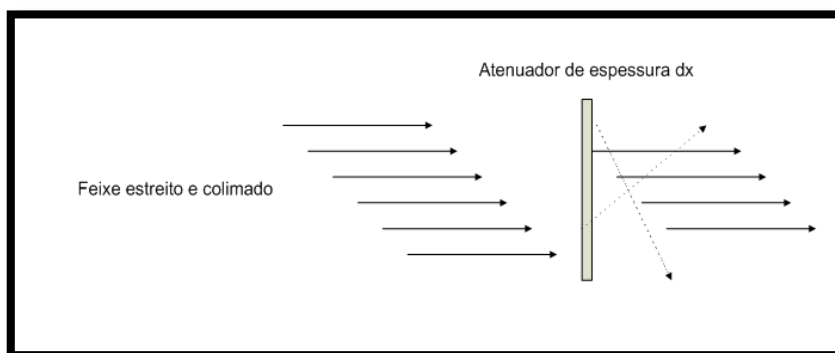


Figura 9 - Feixe de fótons, estreito e colimado (paralelo), incidindo num material de espessura infinitesimal, estando o detector suficientemente distante para que os fótons dispersos (...) não o atinjam.

Partindo do princípio que os átomos do material alvo estão distribuídos uniformemente, com uma densidade de  $m$  átomos por unidade de volume, o número de átomos ir-se-á ter na lâmina de espessura  $dx$  será dado por  $m \cdot dx \cdot A$ , sendo  $A$  a superfície da lâmina que se está a irradiar.

Se  $\sigma$  for a secção eficaz atómica para que ocorra uma interacção com um fóton do feixe, ter-se-á uma área efectiva total apresentada ao fóton do feixe dada por  $m \cdot dx \cdot A \cdot \sigma$ . Sendo  $N$  o número de partículas no feixe incidente, o número de fótons que interagem na espessura  $dx$  do alvo obedece à relação:

$$\frac{-dN}{N} = \frac{m \cdot dx \cdot A \cdot \sigma}{A} = m \cdot dx \cdot \sigma \quad (1.9)$$

onde o sinal  $(-)$  indica que os fótons são retirados ao feixe. Integrando a expressão anterior, obtém-se,

$$N_{(x)} = N_0 \cdot e^{-m \cdot \sigma \cdot x} \quad (1.10)$$

sendo  $N_{(x)}$  o número de partículas que atravessam o material de espessura  $x$ . Se se designar  $(m \cdot \sigma)$  por  $\mu$ , a expressão anterior transforma-se em,

$$N_{(x)} = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (1.11)$$

A grandeza  $\mu$  é denominada **coeficiente de atenuação linear** e exprime-se em  $m^{-1}$ .

### 1.2.1. Coeficientes de atenuação

O coeficiente de atenuação linear  $\mu$ , definido anteriormente, traduz a probabilidade de um fóton do feixe incidente interagir com o meio material por unidade de espessura atravessada. Essa interacção poderá dar-se sobre a forma de um qualquer dos processos anteriormente citados.

Sendo as secções eficazes dos processos de interacção independentes umas das outras, pode afirmar-se que a probabilidade total de interacção é igual à soma das probabilidades de interacção através de cada um dos processos. Assim, sendo  $\rho$  a densidade do material percorrido pelos fótons, o **coeficiente mássico de atenuação total**,  $\frac{\mu}{\rho}$ , é dado por:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_r}{\rho} + \frac{\mu_p}{\rho} + \frac{\mu_c}{\rho} + \frac{\mu_{pp}}{\rho} \quad (1.12)$$

onde as diferentes parcelas se referem à contribuição da dispersão de Rayleigh, do efeito fotoeléctrico, do dispersão de Compton e da produção de pares. Esta grandeza exprime-se em  $cm^2 \cdot g^{-1}$ .

## 1.3. INTERACÇÃO DE ELECTRÕES COM A MATÉRIA

### 1.3.1. Colisões Inelásticas Coulombianas

As partículas carregadas perdem energia de uma forma completamente distinta das não carregadas. Um fóton (ou neutrão) individual que incidente num meio pode atravessá-lo sem realizar qualquer tipo de interacção e, conseqüentemente, sem perder qualquer energia. Ou, pode interagir perdendo, assim, energia em um ou em alguns eventos nefastos, com conseqüências imprevisíveis.

Uma partícula carregada, devido ao campo de Coulomb que a envolve, interage com um ou mais electrões ou com o núcleo de praticamente todos os átomos que se encontram na proximidade da sua trajectória.

Do ponto de vista estocástico, é impossível prever o quanto um fóton (ou neutrão) individual penetra na matéria, uma vez que a ocorrência de apenas uma, ou algumas, interacções aleatórias são necessárias para dissipar toda a energia. Já as partículas carregadas (electrões ou positrões), devido ao elevado número de interacções que ocorrem num determinado meio, o seu trajecto tende a ser um valor espectável, que é observado como uma média para uma elevada população de partículas idênticas. Esse valor expectável é denominado por *alcance*.

As forças de interacção de Coulomb entre o electrão (ou o positrão) que percorre a matéria e o electrão atómico podem ser descritas em função do raio atómico clássico  $a$  e do parâmetro de impacto clássico  $b$ , como ilustrado na figura seguinte.

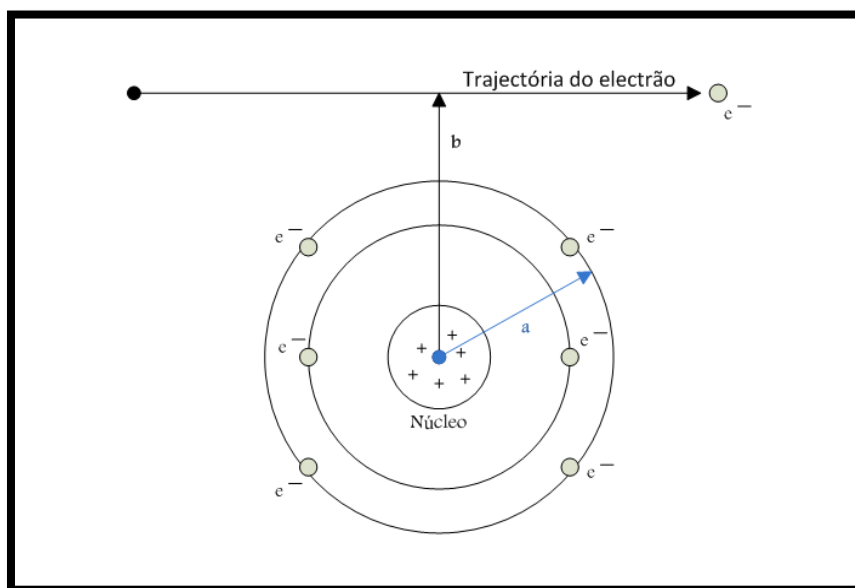


Figura 10 - Parâmetros importantes em colisões com partículas carregadas:  $a$  é o raio atómico clássico;  $b$  é o parâmetro de impacto clássico (adaptado de (10)).

### 1.3.1.1. Colisões “ligeiras” ( $b \gg a$ )

Quando uma partícula carregada passa um átomo a uma distância considerável, a influência das forças do campo de Coulomb da partícula afecta todo o átomo, distorcendo-o, excitando-o para um nível de energia mais elevado e, por vezes, ionizando-o, ejectando um electrão de valência. Ocorre também a transferência de uma pequena parte da energia do electrão (poucos eV) para o átomo.

Este tipo de colisões são as mais prováveis de ocorrer, uma vez que existe uma grande probabilidade do parâmetro de impacto ser maior que o raio atómico.

### 1.3.1.2. Colisões Fortes – raios $\delta$ ( $b \sim a$ )

Quando o parâmetro  $b$  é da mesma ordem de grandeza do raio atómico  $a$ , dá-se uma interacção entre o electrão incidente e o electrão atómico transferindo-lhe parte substancial da sua energia cinética. Se o electrão incidente tem energia suficiente para remover um electrão de uma orbital, dá-se o processo de ionização do átomo. O electrão removido é denominado por raio delta ( $\delta$ ), cuja energia cinética pode ser considerável.

A probabilidade deste tipo de interacção é bastante inferior às colisões fracas, no entanto a transmissão de energia do electrão para o meio entre estes dois tipos de colisões é comparável.

Nas interacções electrão – electrão, o electrão primário transfere parte da sua energia ( $w$ ) para o electrão do átomo considerado como estando em repouso. A energia transferida é definida pela seguinte equação (11):

$$w = \frac{2e^4}{m_0 b^4 v^2} \quad (1.13)$$

onde  $e$  é a carga do electrão,  $m_0$  a sua massa de repouso,  $b$  o parâmetro de impacto e  $v$  a velocidade do electrão primário. Neste tipo de colisões, a secção eficaz diferencial  $d\sigma_{col}$  no intervalo diferencial de energia cinética ( $T$ ) designada por *Moller*, é dada pela seguinte equação:

$$\frac{d\sigma_{col}}{dT} = \frac{2\pi r_e^2 m_0}{\beta^2} \cdot \frac{1}{T^2} \left[ 1 + \frac{T^2}{(T_0 - T)^2} + \frac{\tau^2}{(\tau + 1)^2} \left( \frac{T}{T_0} \right)^2 - \frac{2\tau + 1}{(\tau + 1)^2} \cdot \frac{T}{T_0 - T} \right] \quad (1.14)$$

onde,  $\beta = v/c$ ,  $T_0$  é a energia cinética do electrão incidente e  $\tau = T_0/m_0 \cdot c^2$  a energia cinética do electrão em unidades de massa de electrão. Dado que, não se consegue

distinguir os dois electrões, a equação 1. 14 é simétrica em relação à troca de energia das duas partículas dispersas, e a energia máxima transferida é  $T_o/2$ . A secção eficaz descrita pela equação 1. 14 é válida somente para electrões primários com energia cinética muito superior à energia de ligação, sendo necessária uma correcção quando estas energias são próximas.

### 1.3.2. “Colisões” radiativas

#### 1.3.2.1. Bremsstrahlung

O processo de colisão inelástica é o resultado de uma interacção de um electrão com elevada velocidade com um núcleo. Sob a influência das forças de Coulomb o electrão é deflectido da sua trajectória perdendo energia. Esta perda de energia é emitida sob a forma de radiação<sup>6</sup>, sendo que, a energia dos fotões resultantes pode ser, assintoticamente, até 100% da energia cinética dos electrões. Isto significa, que as perdas de energia devido a colisões radiativas são mais significativas que as colisões coulombianas. A secção eficaz diferencial em energia  $k$  do fotão radiado, para um electrão incidente com energia total  $E_0$  num átomo de número atómico  $Z$ , é dada pela equação:

$$\frac{d\sigma_b}{dk} = \frac{4r_e^4 Z^2}{137k} \left\{ (1 + \varepsilon^2) \left[ \frac{\varphi_1(\xi)}{4} - \frac{1}{3} \ln Z - f(Z) \right] - \frac{2}{3} \varepsilon \left[ \frac{\varphi_2(\xi)}{4} - \frac{1}{3} \ln Z - f(Z) \right] \right\} \quad (1. 15)$$

onde  $\varepsilon = E/E_0$  representa a energia total dispersa pelo electrão,  $f(Z)$  é o factor de correcção de Coulomb. A equação 1. 15 é o resultado da aproximação de Born, não sendo válida para electrões incidentes de baixa energia. A secção eficaz,  $d\sigma_b/dk$ , varia aproximadamente com  $1/k$  e devido à sua dependência com  $Z^2$ , este efeito é mais relevante em materiais com elevado numero atómico. A distribuição angular dos fotões da radiação de travagem é importante.

#### 1.3.2.2. Dispersão elástica

Quando ocorre uma interacção elástica, o electrão incidente é deflectido sem que ocorra excitação do núcleo, perdendo só uma pequena quantidade de energia cinética de modo a que haja conservação do momento e da energia cinética total entre as duas partículas (12). As colisões elásticas com o núcleo são significativas somente para o caso em

<sup>6</sup> “Bremsstrahlung” ou radiação de travagem

que a energia dos electrões incidentes é baixa ( $< 100$  eV). Dado que a massa do átomo é muito maior do que a massa do electrão incidente, a energia perdida por este é muito pequena comparada com a sua energia inicial sendo normalmente desprezada, o que é equivalente a assumir que o átomo tem uma massa infinita. Sendo assim, a secção eficaz diferencial angular,  $d\sigma_R/d\Omega$ , é descrita pela equação de Rutherford:

$$\frac{d\sigma_R}{d\Omega} = \frac{r_e^4 Z^2 e^4 m_o c / \beta p}{4 \sin^4(\theta/2)} \quad (1.16)$$

onde  $p$  é o momento do electrão incidente,  $\theta$  é o ângulo de dispersão,  $\beta$  é a velocidade do electrão incidente em termos da velocidade da luz,  $Z$  é o número atómico do átomo dispersor,  $m_o$  é a massa em repouso do electrão,  $c$  é a velocidade da luz e  $r_e = e^2/4\pi\epsilon_o mc^2$  é o raio clássico do electrão. Devido, à dependência com  $1/\sin^4(\theta/2)$ , a maior parte destas interacções resultam numa pequena deflexão angular por parte do electrão.

## 1.4. PRODUÇÃO DE RAIOS-X

Os Raios-X são produzidos num tubo, em vácuo, chamado ampola de Raios-X (Figura 11), quando electrões acelerados do cátodo (filamento) colidem com um alvo metálico (ânodo) existente na outra extremidade da ampola, como se pode ver na Figura 11. O alvo, em TC, é feito de tungsténio que tem como características: elevado número atómico, o que lhe confere uma grande eficiência de produção de raios-X assim como maior energia; boa condutividade térmica (semelhante à do cobre), o que resulta numa rápida dissipação do calor produzido; alto ponto de fusão ( $3370^\circ\text{C}$ ), alta resistência física quando aquecido e baixa taxa de evaporação, para evitar a metalização do vidro da ampola (13).

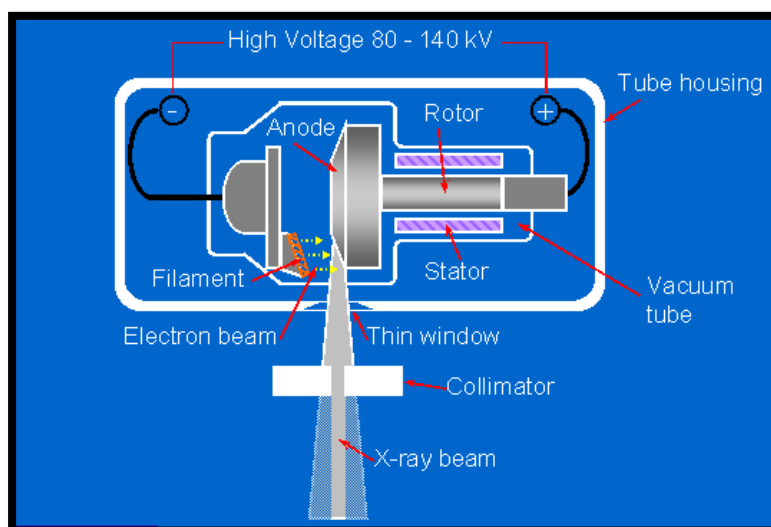


Figura 11- Esquema de uma ampola de Raios-X de um equipamento de TC (14).



É aplicada uma corrente eléctrica ao filamento (“filament” na figura 11), fazendo então com que este aqueça e liberte electrões, que são acelerados através da diferença de potencial (em kilovolts) aplicada entre o cátodo e o ânodo. Ao colidir com os átomos do alvo, dois tipos de interacções são possíveis: os electrões provenientes do cátodo interagem com o núcleo dos átomos do ânodo ou interagem deslocando os electrões de camadas internas do alvo, fazendo com que electrões de camadas mais externas tenham que “saltar” para os substituírem. Estas transições electrónicas que resultam na produção dos raios-X em dois tipos de radiação X diferentes, *bremstrahlung* e Característica, produzindo dois tipos de espectros: espectro contínuo e espectro característico, respectivamente.

Na figura que se apresenta a seguir (Figura 12), está representado um espectro de raios-X para um alvo de tungsténio, em função da diferença de potencial (Neste trabalho usou-se 120 kV). As linhas a tracejado representam o espectro de *bremstrahlung* teórico. As baixas energias não são desejadas uma vez que nada contribuem para a imagem e são simplesmente absorvidas pelos tecidos, aumentando assim a dose. Assim sendo, é necessário adicionar um filtro para “endurecer” o feixe. No caso deste trabalho, o filtro é de alumínio, com uma espessura de 2,5mm.

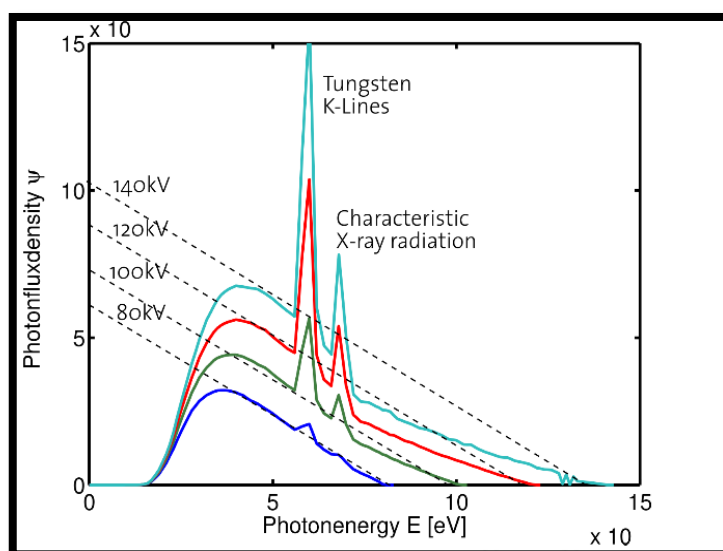


Figura 12 - Espectro de raios-X para alvo de tungsténio para 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV (15).

### 1.4.1. Factores que afectam o espectro de raios-X

Os factores que podem afectar um espectro de emissão de raios-X são a corrente na ampola, o potencial da ampola, o material do ânodo e a filtração.

A **corrente na ampola** (mA) influencia a intensidade do feixe de radiação, ou seja, afecta o número de electrões emitido pelo filamento de tungsténio por unidade de tempo. Assim, se a corrente na ampola fosse diminuída para metade, o número de electrões no

tubo também seria reduzido para metade. Uma vez que todos os outros parâmetros permanecem inalterados, e cada electrão tem a mesma probabilidade de criar radiação X, então o número de fótons de cada energia produzido será igualmente metade. Se a corrente fosse o dobro, o mesmo aconteceria ao número de electrões e raios X produzidos. Diz-se que a intensidade de um feixe de radiação é proporcional à corrente no tubo ( $I \propto mA$ ) (16).

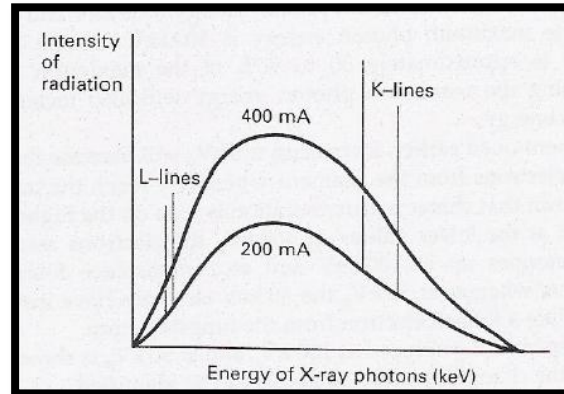


Figura 13 - Efeito da variação de corrente na ampola de raios-X (16).

A **diferença de potencial na ampola** (kV) de raios X influencia a força de atracção, e consequentemente, a aceleração de um electrão do filamento na direcção do ânodo. Um aumento no potencial do tubo vai provocar um aumento na energia cinética dos electrões, tornando mais eficiente a produção de radiação *bremstrahlung*. Esta variação reflecte-se na energia máxima e média do feixe de radiação. Pelo que se pode dizer que o potencial afecta a qualidade do feixe de radiação, que está relacionada com a energia média dos fótons produzidos, e afecta também a intensidade do feixe, sendo esta proporcional ao quadrado do potencial ( $I \propto kV^2$ ). Um aspecto importante, é o facto de um aumento no potencial poder tornar visíveis no espectro de emissão radiação característica, que a potenciais mais baixos não era possível de obter (16).

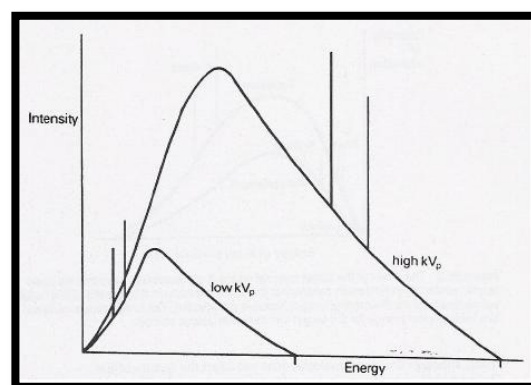


Figura 14 - Efeito da variação do potencial na ampola de raios-X (16).

A importância do **material do ânodo** está no seu número atómico ( $Z$ ). Quanto maior for o número atómico, mais positivo é o núcleo dos átomos do material, e portanto a sua força de atracção será maior. O aumento do poder atractivo do núcleo, aumenta a probabilidade de produção de radiação *bremstrahlung*, pelo que a intensidade do feixe

aumenta, mas as energias máxima e mínima do feixe não sofrem alteração. O material do ânodo afecta também a radiação característica, pois esta é específica para cada material. Uma variação do material do alvo afecta portanto a intensidade e qualidade do feixe de radiação (16).

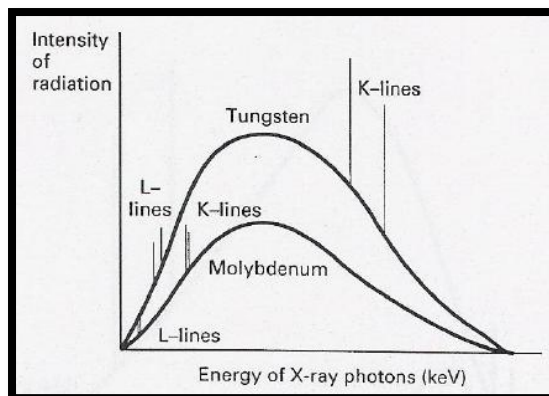


Figura 15 - Efeito da alteração do material do ânodo na ampola de raios-X (16).

Até agora os três factores analisados, tinham em conta o feixe de radiação produzido no alvo. No entanto, para que os raios X possam ser utilizados em diagnóstico, é necessário que o feixe saia da ampola. Este facto, implica que o feixe de radiação tenha de atravessar uma série de estruturas que revestem/protegem a ampola: o vidro que envolve o tubo, o óleo de arrefecimento e por último a janela de saída. Ao atravessar estas estruturas o feixe de radiação vai ser atenuado, ou seja, alguns fótons vão ser absorvidos ou dispersos ao atravessarem o material, o que reduz a intensidade do feixe, essencialmente nas energias mais baixas. Por outro lado, a qualidade do feixe é aumentada, pois ao absorver os fótons de mais baixa energia, evita que estes sejam absorvidos pelo paciente, sem utilidade de diagnóstico. Como estas estruturas são parte do equipamento de raios X, esta filtração é designada de **filtração inerente**. Pode ser ainda adicionada uma filtração extra, designada de filtração adicional, de forma a reduzir o número de fótons de baixa energia, caso seja necessário (16).

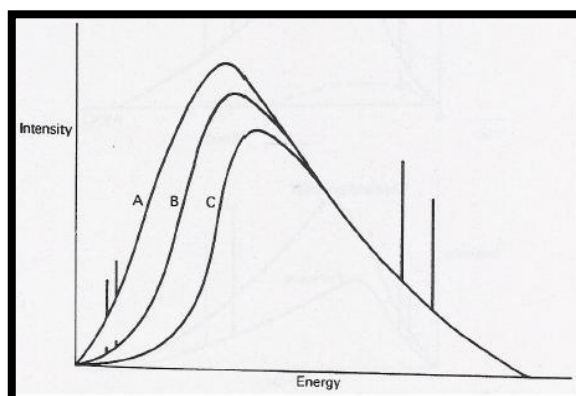


Figura 16 - Efeito da filtração inerente (B) e adicional (C) num feixe de raios-X produzido no alvo (A) (16).

Neste trabalho, usou-se uma corrente na ampola de 350 mA com um potencial de 120kV. O material do ânodo é tungsténio, com um número atómico  $Z=74$ .



## CAPÍTULO 2 - TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA (TC)

### 2.1. CARACTERÍSTICAS E EVOLUÇÃO DA TC

A descoberta da TC revolucionou a prática clínica no diagnóstico por imagem. A tecnologia aplicada em Tomografia Computorizada expandiu-se rapidamente em contínuas inovações, conduzindo a uma explosão de informação do diagnóstico médico, de forma mais célere e precisa quando comparada com o obtido pela radiologia convencional. Esta excepcional invenção, só foi possível com o contributo de valiosos estudos, mas principalmente devido ao trabalho pioneiro de Godfrey Newbold Hounsfield e Allan MacLeod Cormack (Representados na figura seguinte).

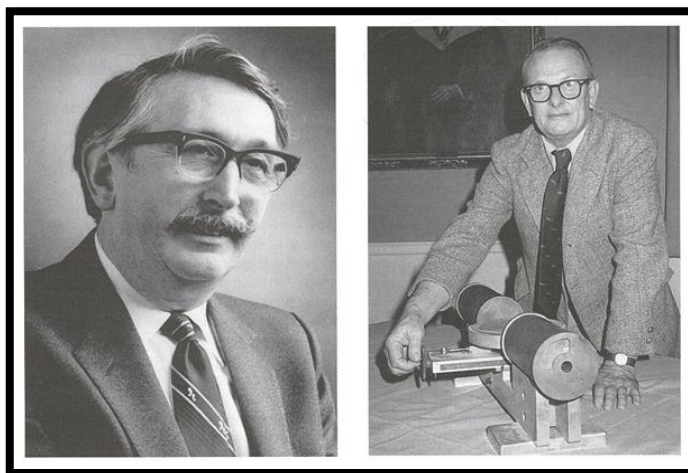


Figura 17 - Godfrey Newbold Housfield (esquerda) e Allan MacLeod Cormack (direita) (17).

A TC é um método de imagem estruturalmente constituído por uma *gantry*, uma mesa para o paciente e um sistema de computação associado, que possibilita a reconstrução e a visualização das imagens adquiridas em conformidade com a especificidade de cada situação clínica (Figura 18).

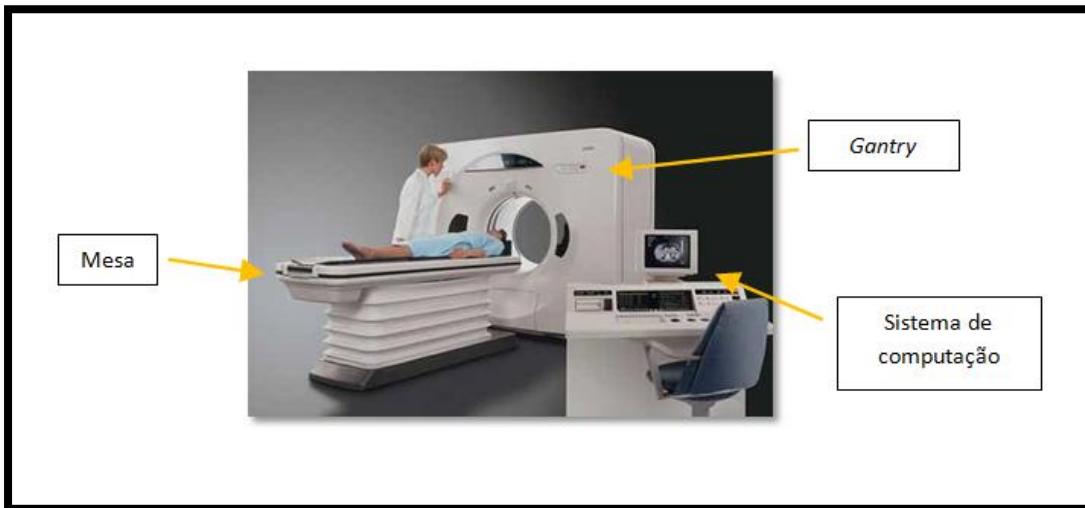


Figura 18 - Equipamento de TC.

A *gantry* tem no seu interior a ampola, fonte de emissão de radiação X, o gerador, os detectores, colimadores de feixe, conversor analógico digital, fontes e componentes mecânicos necessários para accionar as movimentações de varrimento que possibilitam a aquisição de dados e parte do sistema electrónico utilizado no controlo desses elementos. A radiação X interage com o corpo humano, sofrendo atenuações, de modo que a intensidade da radiação emergente é convertida em sinais eléctricos que são enviados para um computador, onde múltiplas projecções serão processadas através da aplicação de algoritmos ou outras aplicações matemáticas, como por exemplo a Transformada de Fourier, da qual o processamento digital de imagens usufrui, contribuindo assim para a posterior conversão numa matriz tridimensional contendo as coordenadas espaciais da estrutura analisada. Os valores de densidade teciduais correspondentes, representam-se em unidades de *Hounsfield* (HU) e são expressos na imagem através de uma escala de cinzentos. Depois de terminado o processamento, as imagens podem ser reformatadas e visualizadas em qualquer desses planos, sem sobreposições da anatomia em estudo.

Em 1971, o primeiro protótipo clínico de TC cerebral foi instalado no *Atkinson-Morley's Hospital*. Em 1972, realizou-se o primeiro exame em TC num paciente, uma mulher com uma suspeita de lesão cerebral.

O primeiro avanço técnico mais significativo ocorreu em 1974, quando o Dr. Robert Ledley (Figura 19), professor de radiologia, fisiologia e biofísica da Universidade de Georgetown, desenvolveu o primeiro equipamento de corpo inteiro.



Figura 19 - Dr. Robert Ledley.

O primeiro tomógrafo foi chamado de TC de primeira geração, no qual um feixe contínuo era medido de cada vez. No tomógrafo de cabeça original, a fonte de raios-X era colimada num feixe estreito de 3mm de largura (ao longo do plano de aquisição) e de 13mm de comprimento (através do plano de aquisição). A ampola de raios-X e o detector realizavam um movimento de translação linear para adquirir um conjunto de medições individuais e adquirir projecções segundo uma dada direcção. Depois de efectuar as medições lineares, o conjunto ampola de raios-X e detector rodavam para a posição angular seguinte para adquirir a próxima serie de medições (Figura 20) (18).

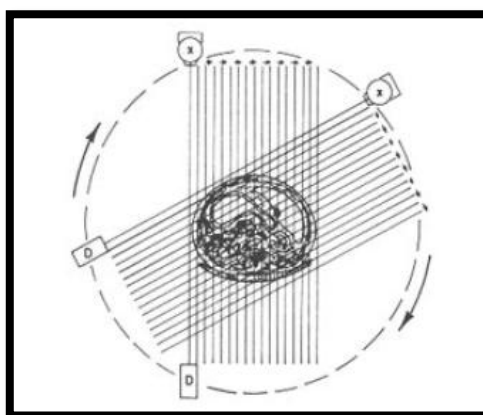


Figura 20 - Representação de um tomógrafo de primeira geração (19).

Apesar dos avanços clínicos potenciados pelos tomógrafos de primeira geração serem promissores, existia ainda, um problema sério com a qualidade da imagem, associado ao movimento do paciente que durante os cerca de 4 minutos necessários para a aquisição dos dados, deveria permanecer imóvel. O tempo de aquisição de dados tinha de ser diminuído. Esta situação levou ao desenvolvimento do tomógrafo de segunda geração, ilustrado na figura seguinte. Em 1974 a firma americana OHIO NUCLEAR lança os equipamentos de segunda geração, que ao longo do tempo foram aperfeiçoados e com maior número de canais de detecção, apareceram no mercado dando um impulso muito grande à TC de corpo inteiro, pois eram mais rápidos e diminuía acentuadamente os artefactos de movimento.

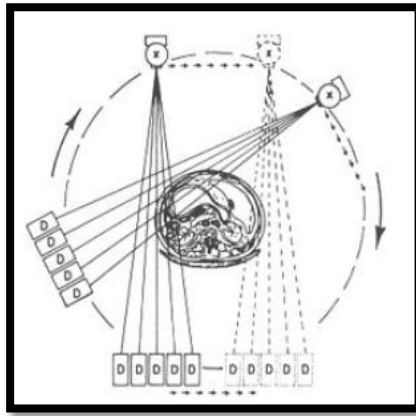


Figura 21 - Representação de um tomógrafo de segunda geração (19).

Apesar de este novo tomógrafo ser igualmente do tipo traslação-rotação, o número de passos de rotação é reduzido pelo uso de múltiplos canais de detecção. O tempo de rotação reduz-se para 20 – 60 segundos (20). O feixe de radiação X é em forma de leque sendo a sua abertura, normalmente, de cerca de 6 graus, reduzindo o tempo de corte num factor de 6, uma vez que eram medidas múltiplas projecções em simultâneo.

Um dos tomógrafos mais promissores, e o usado para a execução deste trabalho, é o de terceira geração, ilustrado seguidamente. Nesta nova configuração, um vasto número de canais de detecção encontram-se localizados num arco concêntrico com a fonte de raios-X. O tamanho do detector é suficientemente largo para que todo o objecto esteja sempre contido no campo de visão do detector. Estes equipamentos utilizam o princípio de rotação do conjunto ampola/sistema de detecção. Os sistemas de detecção são numerosos e formam um arco que se move de forma solidária com a ampola. O movimento linear é eliminado significativamente, de forma a se reduzir o tempo de aquisição de dados. A terceira geração de tomógrafos foi desenvolvida em 1974 pela firma Artronix, mas só foi colocada em prática em 1975 pela GE®. Posteriormente, em 1977, a Philips® melhorou a terceira geração de tomógrafos introduzindo o princípio do "geometric enlargement" que contribuiu para o desenvolvimento das técnicas de alta resolução nos tomógrafos subsequentes.

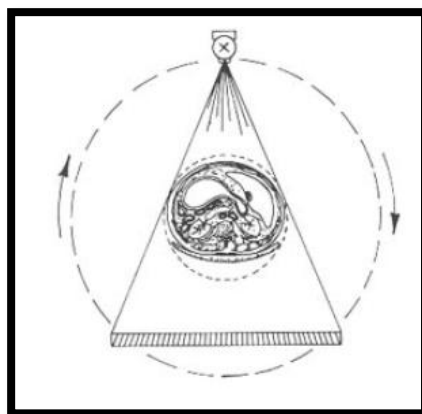


Figura 22 - Representação de um tomógrafo de terceira geração (19).



Devido às vantagens inerentes à tecnologia dos equipamentos de terceira geração, quase todos os tomógrafos existente no mercado, têm como base de funcionamento os de terceira geração.

A quarta geração de TC que apareceu em Abril de 1976 pela firma AS&E® introduziu o conceito que consistia numa ampola de raios X, com movimento de rotação dentro de um conjunto fixo de detectores. Esses tomógrafos, contudo, devido a problemas de tecnologia de software, algoritmos de reconstrução, processamento dos sinais e ampola de raios X e de detectores só puderam entrar efectivamente em funcionamento em 1981, ilustrado na figura seguinte. Na quarta geração de tomógrafos, os detectores estão contidos numa coroa circular estacionária que completa 360°, à medida que a ampola de raios-X roda em torno do paciente. É exigido um número muito superior de detectores em relação às restantes gerações (20).

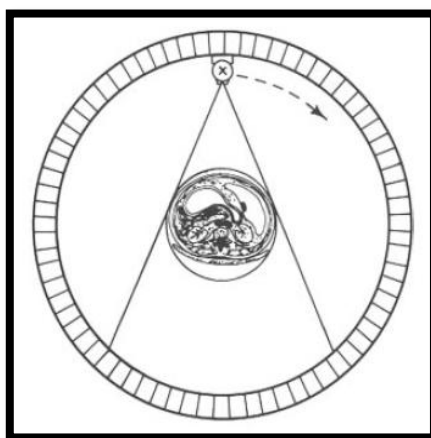


Figura 23 - Representação de um tomógrafo de quarta geração (19).

TC de quinta geração ou tomógrafos de feixe de electrões (cone beam) foram construídos no início da década de 80, para aplicações cardíacas, caracterizando-se por uma resolução temporal satisfatória com, tempos de varrimento inferiores a 50 ms.

Estes dispositivos não apresentam movimentos de partes mecânicas, e o movimento de rotação do feixe de radiação X é efectuado por uma focagem magnética do feixe de electrões. No *design* dos equipamentos de 5ª geração, os electrões são acelerados e podem ser focados em vários ânodos em forma de arco de cerca de 210°.

É emitido um feixe de electrões e a sua direcção controlada por bobinas existentes ao longo do trajecto do feixe de forma a embater em diversas pistas de focagem existentes no ânodo circular. Assim os electrões atingem todo o alvo produzindo radiação X, em diferentes direcções. A deflexão rápida do feixe de electrões permite que estes equipamentos tenham tempos de varrimento muito baixos.

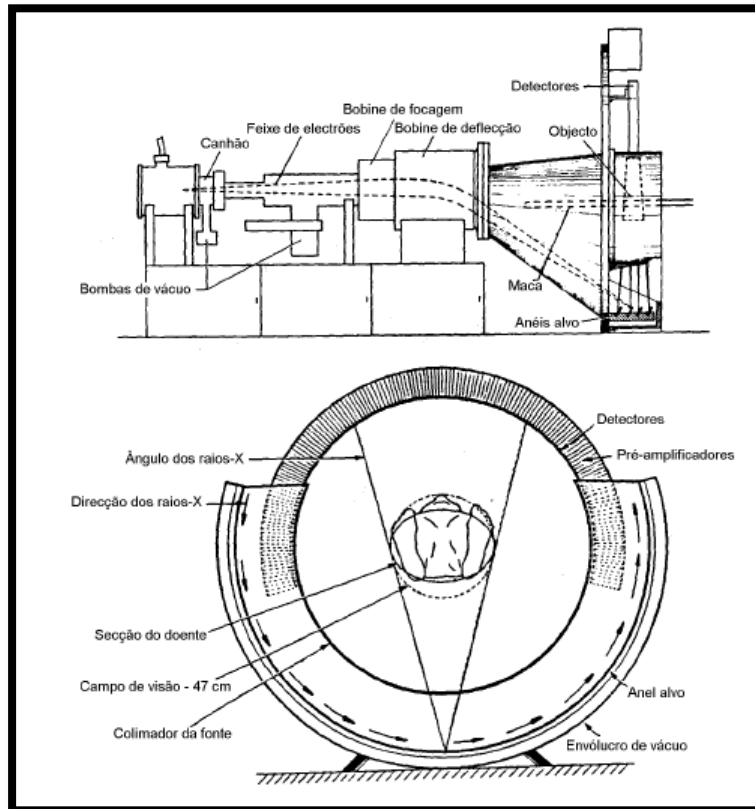


Figura 24 – Representação de um tomógrafo de quinta geração (6).

### 2.1.1. TC Espiral/Helicoidal

A aquisição da imagem em TC, nas primeiras gerações, era apenas sequencial, em que o paciente permanece imóvel na mesa do equipamento, enquanto a aquisição é feita, com a ampola e detectores a rodarem solidariamente em torno desse paciente descrevendo uma rotação de  $360^\circ$ . Esta abordagem em modo sequencial, “slice-by-slice” é morosa, e por isso, foram feitos esforços para se conseguir uma nova técnica onde a mesa se deslocasse continuamente ao longo do eixo dos  $z$ , ao mesmo tempo que a ampola e os detectores rodam continuamente. Como resultado, o feixe de raios-X traça um caminho em hélice à volta do paciente (Figura 25). Esta tecnologia descreve a TC Helicoidal, para a qual também se aplica a terminologia de TC espiral ou volumétrica, para a caracterizar. Acresce ainda referir que, hoje em dia, todos os equipamentos helicoidais podem fazer a aquisição volumétrica ou sequencial, em função do estudo pretendido.

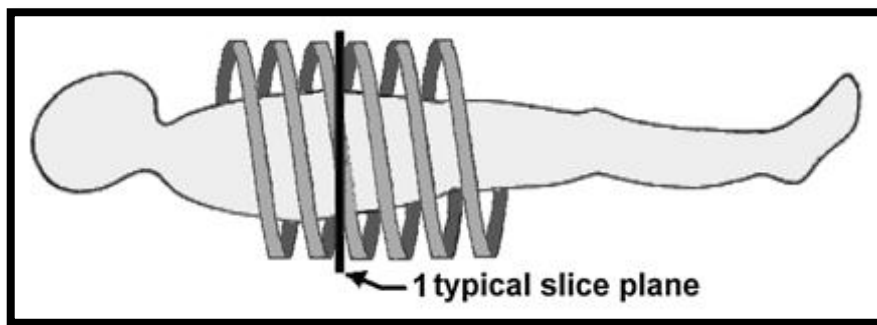


Figura 25 - TC helicoidal (21).

Na TC helicoidal a aquisição de dados é contínua, as projecções são adquiridas ininterruptamente enquanto a mesa do paciente é deslocado a velocidade constante por oposição à TC sequencial, caracterizada por um momento de aquisição de dados em que não há movimentação da mesa do paciente enquanto a ampola e os detectores descrevem um movimento de rotação à sua volta a uma velocidade constante, seguido de outro momento em que não existe aquisição de dados, verificando-se assim um avanço da mesa para a posição seguinte de aquisição.

O *design* da TC helicoidal, estruturalmente baseado nos equipamentos de 3ª geração, permite no entanto que a mesa se mova a uma velocidade constante, combinando os movimentos da mesa e do conjunto solidário da ampola e detectores efectuando múltiplas projecções transversais realizadas no espaço, a um ponto equidistante de um eixo, descrevendo essas projecções em forma de hélice concordante com o eixo do sistema. Estes primeiros sistemas eram constituídos, apenas por um detector, apresentando uma baixa resolução espacial. Nestes tomógrafos, surgiu a tecnologia *slipring* (tecnologia de anel deslizante ou escovas de contacto que permitem a passagem de energia ou de transmissão de dados, sem a intervenção de cabos de ligação entre unidades de comunicação do sistema, existentes na gantry) permitindo desta forma uma aquisição helicoidal com tempos muito baixos, durante uma rotação em torno do isocentro, inferiores a 0,5 segundo.

#### 2.1.1.1. Características dos equipamentos Helicoidais

Um equipamento helicoidal apresenta as seguintes características:

- Feixe divergente;
- Movimento espiral de rotação de 360° à volta do paciente;
- Sistema de rotação contínua Ampola/detectores, com deslocação contínua do sistema mesa/paciente;
- Utilização de tecnologia *Slips-rings* para transmissão de energia e dados;
- Tensões elevadas;
- Intervalo de Tempo de corte por rotação: desde milissegundo até 4 segundo;

- Reconstrução de imagem: inferior a 1 segundo até 10 segundo;
- Espessura mínima de corte: inferior a 1mm;
- Matriz até 1024.

### 2.1.1.2. *Factores técnicos que influenciam a aquisição num equipamento helicoidal*

A imagem obtida na TC helicoidal é influenciada por diferentes factores técnicos, dos quais se destacam, a *colimação*, a *velocidade de avanço da mesa*, o *pitch*, a *duração total de uma rotação*, a *tensão*, a *intensidade de corrente* e a *duração de aquisição*.

**Colimação** – determina a espessura nominal de corte, que pode não ser a espessura real de corte, dado que esta é influenciada pela velocidade de avanço da mesa e pelo modo de interpolação<sup>7</sup>. A colimação nos equipamentos multidetector corresponde ao produto da espessura pelo número de detectores activo.

**Velocidade de avanço da mesa** – determina o comprimento do volume estudado por duração de corte.

**Pitch** – relação entre a distancia percorrida pela mesa durante uma rotação de 360º da ampola e a espessura nominal de corte, por segundo, ou em equipamentos Multidetectors, colimação. O Pitch é representado pela expressão seguinte:

$$Pitch = \frac{V}{T} \times 1 s \quad (2. 1)$$

**Duração total de uma rotação da ampola – detectores** – normalmente 1 segundo.

**Tensão (kV)** – energia dos fotões emitidos, determina a qualidade do feixe. A tensão empregue na produção dos raios-X faz variar a energia dos fotões produzidos.

**Intensidade da corrente (mA)** – intensidade da corrente electrónica que atravessa a ampola. Determina a quantidade de fotões emitidos.

**Duração de Aquisição (s)** – duração de aquisição mais curta conduz a um aumento da intensidade da corrente, e uma melhor relação sinal ruído.

---

<sup>7</sup> Interpolação permite fazer a reconstituição (aproximada) de uma função, apenas conhecendo algumas das suas abcissas e respectivas ordenadas (imagens). É um método que permite construir um novo conjunto de dados a partir de um conjunto discreto de dados pontuais conhecidos.

## 2.2. TC MULTICORTE

### 2.2.1. Componentes de um TC Multicorte

Uma vez que foi num destes equipamentos que se realizaram as medições neste trabalho, há uma necessidade de destacar os principais componentes de um TC Multicorte que estão relacionados com a Dose no paciente. Por essa razão, de seguida apresenta-se uma breve descrição do sistema de filtração, colimação e detecção deste tipo de equipamentos, assim como considerações relativas aos factores técnicos seleccionados. Uma descrição mais pormenorizada será feita no capítulo 6 deste trabalho. De salientar que qualquer informação sobre estes sistemas é propriedade do fabricante.

#### 2.2.1.1. Filtros

O sistema de filtragem do feixe serve para minimizar a energia que chega ao paciente e aos detectores, fazendo com que a dose também seja menor. Assim, existem normalmente dois tipos de filtros: o *flat filter* e o *bowtie filter*. A sua forma será abordada mais a frente (Capítulo 6).

#### 2.2.1.2. Sistema de colimação

O sistema de colimação serve para moldar o feixe inicialmente cónico. Como se pode ver na figura seguinte, o feixe é colimado como que “fatiado”, por um sistema de colimação não revelado pelo fabricante. No entanto, através de cálculos de trigonometria é possível saber qual a abertura necessária a determinada distância do foco da fonte, para se ter as dimensões do feixe no iso-centro (considerado o ponto central da *gantry*).

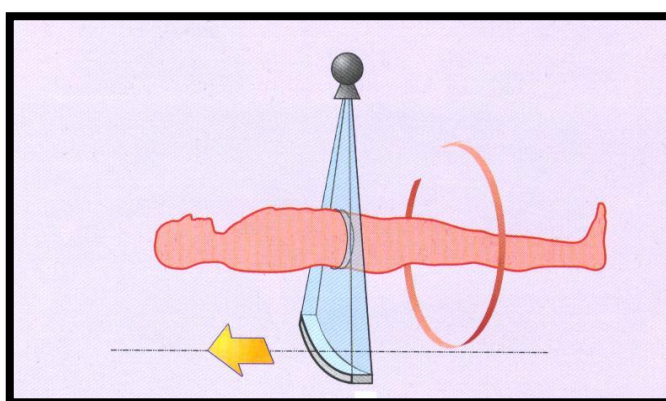


Figura 26 - Feixe num TC Multicorte.

### 2.2.1.3. Detectores

Tendencialmente, a evolução em TC passa pela optimização da resolução espacial e temporal e, também, pelos equipamentos com a capacidade de adquirir múltiplos cortes com velocidades de rotação elevadas. Os tomógrafos helicoidais multicorte utilizam múltiplos detectores muito próximos entre si (em forma de matriz) segundo a direcção do eixo dos ZZ (perpendicular ao plano axial) e permitem efectuar o estudo de um volume anatómico, de 10mm ou 20mm, em simultâneo, numa única rotação (num equipamento de 16 cortes). Nestes equipamentos são, assim, produzidas várias imagens por cada rotação realizada.

Normalmente o número real de filas de detectores é superior ao número de detectores activos, permitindo, assim, ajustar convenientemente a colimação ao protocolo que se pretende efectuar. Este ajuste da colimação é conseguido pelo facto de se poder somar os sinais de detectores justapostos.

Os detectores podem ser de três tipos, descritos na tabela seguinte:

Tabela 1- Detectores usados em TC multicorte.

Tipo	Matriz Fixa	Matriz Adaptativa Assimétrica ou Anisotrópica	Matriz Híbrida
Descrição	Detectores de elementos iguais. Esta configuração permite a adaptação do sistema à aquisição de um maior número de cortes por rotação	Consiste em elementos de detectores que aumentam em comprimento com a distância ao longo dos ZZ a partir do centro e nos dois sentidos  Maior eficiência	Detectores com elementos iguais com a excepção de alguns elementos centrais de menores dimensões

Na imagem seguinte, apresentam-se os três tipos de detectores:

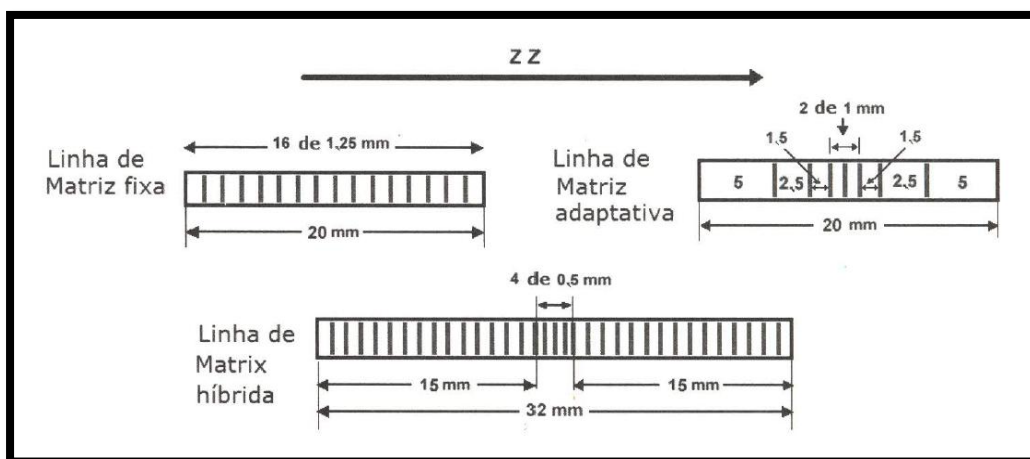


Figura 27 – Organização dos detectores em linha para os três tipos considerados (20).

### 2.2.1.4. Factores técnicos em TC Multicorte

Existem dois tipos de factores técnicos: um relacionado com a dose aplicada ao paciente e o outro relacionado com o processamento e visualização da imagem tomográfica. Estes factores estão resumidos na tabela seguinte:

Tabela 2 - Factores técnicos em TC Multicorte.

	Factores Técnicos
Dose aplicada ao paciente	Intensidade da corrente, tensão, tempo, distância entre cortes, <i>pitch</i> , colimação e volume que se pretende investigar
Processamento e visualização de imagem	Campo de visão, tamanho da matriz de reconstrução, algoritmo de reconstrução e janela de visualização (nível e janela)

## 2.3. FORMAÇÃO DA IMAGEM EM TC HELICOIDAL E TC MULTICORTE

O princípio da TC, consiste em obter a distribuição espacial de uma grandeza física a partir de dados de projecção medidos exteriormente ao objecto, imaginando o corpo humano como um conjunto finito de secções discretizadas em elementos volumétricos (voxel)

A obtenção de imagem em TC inclui um feixe de radiação X que gira à volta do paciente e que o aborda em todo o seu perímetro. A radiação emergente do paciente e que corresponde à radiação atenuada de acordo com o coeficiente de absorção das estruturas em estudo vai estimular um conjunto de detectores que por sua vez darão origem a sinais eléctricos que conduzem a informação para um computador.

A informação da superfície irradiada, que chega aos detectores é a soma de todas as projecções (conjunto de raios soma que possuem direcções paralelas) para abordar um plano para que este seja estudado na sua totalidade.

Considerando um conjunto de projecções adquiridas em geometria paralela, numa região angular de 360°, a forma mais frequente de apresentar as projecções corresponde a um senograma, cujo nome deriva do facto da projecção de um único ponto produzir uma curva sinusoidal no domínio do senograma. No espaço do senograma, ou espaço de Rádon, os eixos horizontal e vertical representam os canais do detector e o ângulo das projecções, representado na figura seguinte:

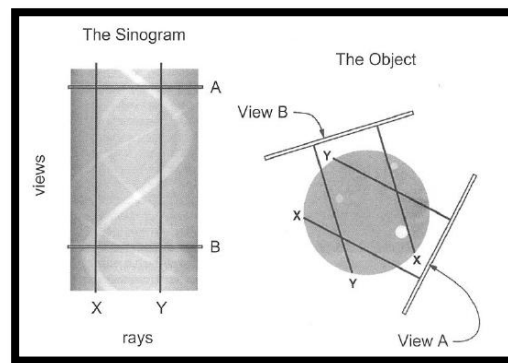


Figura 28 - Exemplo de um senograma e objecto respectivo (22).

Os valores de atenuação registados são esquematizados por perfis de corte que através de um método de retro projecção permitem a reconstrução da imagem. Esta soma de todas as projecções sairia com irregularidades se a ela não aplica-se-mos um algoritmo de convolução que se conhece com filtro.

Os filtros podem ser duros se queremos acentuar diferenças na imagem (*boa resolução espacial - capacidade de distinguir dois detalhes de dimensões muito reduzidas e de forte densidade*) ou suaves se queremos atenuar diferenças (*boa resolução de densidades - capacidade de distinguir estruturas de densidade próxima*).

O sinal eléctrico é convertido num sinal digital originando uma matriz, sendo que cada valor unitário da matriz corresponde a um pixel (*unidade de superfície elementar da imagem matricial*), referente ao coeficiente de atenuação de cada voxel (*unidade de volume do volume estudado*).

As densidades encontradas na imagem vão corresponder a valores que se incluem numa escala de cinzentos que se ajusta para cada estrutura e para cada patologia.

Cada step da escala de cinzentos corresponde a 100 unidades de Hounsfield (UH) ou seja um tom de cinzento. Este procedimento diz respeito ao pós-processamento de imagem e à utilização de janelas (que são função dos coeficientes de atenuação dos tecidos e fluidos orgânicos) e de níveis (que correspondem à intensidade média numa imagem de TC e que varia entre “+1000 UH” que corresponde ao osso e depois de forma decrescente os músculos, a água”0 UH”, a gordura e o ar“-1000 UH”, estão disponíveis 4096 valores distintos, compreendidos entre -1024 e +3071 UH)

Os órgãos do corpo Humano podem ser caracterizados directamente pelos coeficientes de atenuação linear ou indirectamente pelos valores de TC, em unidades de Hounsfield, determinados a partir dos coeficientes de atenuação linear  $\mu(x,y)$ . Para um tecido genérico T, com coeficiente de atenuação  $\mu_T$ , o valor TC é definido, por:

$$TC = \frac{\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (2.)$$

2)



A aquisição de imagem pode ser como uma radiografia digitalizada (scanograma) em que o paciente se desloca ficando o sistema (ampola/detectores) fixo. É a partir desta imagem que se fazem as orientações dos cortes transversais a adquirir.

Os modos de aquisição dos cortes transversais, podem ser obtidos em sequencial (corte a corte) ou helicoidal (aquisição contínua).

Um feixe de radiação X atravessa o organismo e é atenuado por absorção e difusão (efeito fotoeléctrico e de Compton), esta atenuação dependerá da densidade do meio, da sua composição atómica e da energia do feixe de Raios X.

Assim a imagem em tomografia computadorizada é a exibição da estrutura interna de uma secção do corpo adquirida através de múltiplas medições de absorção de raios X efectuadas por abordagem rotacional à volta desse mesmo corpo (20).

## 2.4. VANTAGENS E LIMITAÇÕES DA TC

Os estudos realizados em TC têm vantagens e limitações comparativamente com a radiologia convencional<sup>8</sup>, mas de modo algum estas limitações impediram o desenvolvimento da TC ou restringiram a sua utilização. Na verdade, tais limitações abriram caminhos para a resolução de problemas e para a investigação. Actualmente, a TC continua a ser uma ferramenta útil para o diagnóstico em medicina e existem estudo em curso para melhorar o seu desempenho.

Tabela 3 - Vantagens e Desvantagens da TC em relação à RC<sup>9</sup>.

Vantagens	Desvantagens
Excelente resolução de baixo contraste;	Baixa resolução espacial;
Feixe altamente colimado;	Dose mais elevada para regiões anatómicas semelhantes
Detectores eficientes;	A presença de objectos metálicos produz artefactos conhecidos (“streak artifacts <sup>10</sup> ”) nas imagens de TC
Estudos angiográficos;	
Contributo no planeamento cirúrgico e terapêutico;	
Análise optimizada de forma, contornos, número e densidade de lesões.	

<sup>8</sup> Tabela (2)

<sup>9</sup> Radiografia Convencional.

<sup>10</sup> Tradução à letra: *artefactos risca*.

A radiologia convencional é uma projecção bidimensional de uma estrutura que é tridimensional.

Assim, a imagem obtida é uma sobreposição de infinitos planos. Estão comprometidas as informações em profundidade e a valorização ou não, de possíveis lesões.

O aparecimento da TC veio colmatar esta limitação contribuindo ainda, com a sua posterior evolução através da TC Helicoidal e da TC Multicorte, para estudos realizados de forma ágil, aproveitando uma só apneia quando se investigam estruturas com movimento involuntário, credenciou de forma menos invasiva estudos angiográficos e avaliações com uma melhor compreensão fisiológica.

A evolução tem-se vindo a traduzir na optimização da resolução espacial e temporal, quer com o contributo da aquisição, quer com a optimização da reconstrução da imagem e pós processamento. Apesar da radiologia convencional ser ainda o exame de 1ª linha com menor custo, mais disponível e com menos dose dada ao paciente, a TC permite de forma mais fidedigna tornar esclarecedor um provável diagnóstico por imagem, prestando assim, desde que justificado e com a menor dose possível um meio facilitador de intervenção rápida em medicina.

## **CAPÍTULO 3 – ASPECTOS DE PROTECÇÃO RADIOLÓGICA E DOSIMETRIA EM TC**

### **3.1. O SISTEMA INTERNACIONAL DE PROTECÇÃO RADIOLÓGICA**

O sistema internacional de Protecção Radiológica cujo embrião foi lançado em 1925 baseia-se nas recomendações da Comissão Internacional de Protecção Radiológica (ICRP<sup>11</sup>) (23). Os “Basic Safety Standards” (BSS) da Agência Internacional para a Energia Atómica (IAEA<sup>12</sup>) são os padrões de base de segurança que regulamentam e determinam, utilizando as recomendações do ICRP, as práticas radiológicas em todos os sectores de actividade que envolvam a manipulação de radiações ionizantes (24).

A evolução, ao longo das décadas, do conhecimento científico sobre os efeitos biológicos das radiações ionizantes e da percepção do risco associado à exposição (normal ou na sequência de acidentes radiológicos, na sequência da deflagração das bombas atómicas em Hiroshima e Nagasaki) de indivíduos a radiações ionizantes, determina o carácter dinâmico e evolutivo do sistema internacional de Protecção Radiológica. Tal conhecimento científico é compilado e analisado pela Comissão Científica das Nações Unidas para os Efeitos da Radiação Atómica (UNSCEAR) e materializado nos seus relatórios (25).

No espaço da União Europeia, as recomendações do ICRP e os regulamentos e padrões de segurança da IAEA traduzem-se em Directivas comunitárias, das quais se destacam a Directiva EURATOM 96/29 (de 1996) (26) e para as aplicações médicas a Directiva EURATOM 97/43 (de 1997) (27). Tais Directivas são de aplicação obrigatória nos países membros da União Europeia e visam contribuir para a utilização segura das radiações ionizantes sendo transpostas para o ordenamento jurídico nacional através de Decretos-Lei, Decretos regulamentos e outra legislação.

O relatório ICRP-60 (28), publicado em 1990, estabeleceu as fundações do moderno sistema internacional de Protecção Radiológica, determinando que os três princípios basilares do sistema internacional de Protecção Radiológica são:

---

<sup>11</sup> *International Commission of Radiological Protection*

<sup>12</sup> *International Atomic Energy Agency, organização da Nações Unidas sediada em Viena, Áustria*

- Justificação (das práticas radiológicas)
- Optimização (das doses de radiações e correspondente exposição), com o estabelecimento do princípio ALARA (“As Low AS Reasonably Achievable”)
- Limitação de doses (estabelecendo valores máximos das doses a que devem estar expostos profissionais e membros do público, no âmbito das aplicações das radiações ionizantes e práticas associadas)

Estes três princípios revestem-se de importância fulcral no âmbito das aplicações médicas das radiações ionizantes, ditando a necessidade de justificar a realização de exames médicos, a optimização das doses decorrentes e a limitação da dose total a que estão expostos profissionais e utentes/pacientes. A quantificação das relação entre a dose e a qualidade de imagem é um dos principais tópicos que devem ser abordados em Radiologia.

Em anos recentes, o conhecimento científico sobre a radiosensibilidade de órgãos e tecidos associado à disseminação da utilização das radiações ionizantes nas práticas médicas, determinou, nomeadamente em Tomografia Computorizada, a emergência da avaliação da exposição de âmbito pediátrico. Em outras valências, nomeadamente em Radiologia de Intervenção e em Cardiologia de Intervenção a exposição dos utentes/pacientes adquiriu também uma importância sem precedentes.

Pelo que os aspectos dosimétricos associados à exposição de âmbito médico a radiações ionizantes são da maior importância. A medição, cálculo e avaliação de doses constitui uma etapa crucial para a Protecção Radiológica em Medicina.

O sistema internacional de Protecção Radiológica rege-se actualmente pelas recomendações vertidas no relatório ICRP-103 (29) que consolidou as recomendações do relatório ICRP-60 dando destaque a aspectos diversos (actualização de valores de factores de ponderação das radiações, de valores de factores de ponderação tecidular, clarificação de conceitos diversos, ênfase aos aspectos de limites de dose, níveis de intervenção, etc.) e determinou a necessidade de efectuar e avaliar também a Protecção Radiológica do Ambiente e das espécies não-humanas.

## 3.2. GRANDEZAS RADIOMÉTRICAS

Considerando que um ponto P no centro de uma esfera que é atravessada por um feixe de radiação electromagnética ionizante e que a esse ponto está associada uma esfera (centrada em P), de volume  $dV$  e círculo máximo de área  $dA$ , como mostra a Figura 29, podem ser definidas várias grandezas.

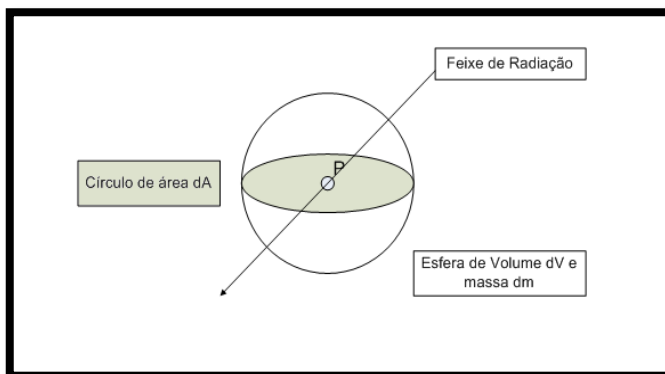


Figura 29 – Esfera de volume  $dV$ , massa  $dm$  centrada no ponto  $P$ .

**Fluência de partículas ( $\Phi$ ):** é o quociente entre o número de partículas  $dN$  incidentes na esfera que cruzam a secção transversa  $dA$ ,

$$\Phi = dN/dA , \quad (3.1)$$

exprime-se em  $m^{-2}$ . O número de partículas  $dN$  corresponde a partículas emitidas, transferidas ou recebidas.

**Fluência energética ( $\Psi$ ):** é o quociente entre a energia de todos os fótons incidentes  $dR$  e a secção transversa  $dA$  da esfera,

$$\Psi = dR/dA , \quad (3.2)$$

exprime-se em  $J \cdot m^{-2}$ <sup>13</sup>.

**Taxa de fluência de partículas ( $\phi$ ) ou fluxo:** é a fluência de partículas por unidade de tempo  $dt$  ( $dt$  é um intervalo de tempo),

$$\phi = d\Phi/dt , \quad (3.3)$$

exprime-se em  $m^{-2} \cdot s^{-1}$ .

**Taxa de fluência energética ( $\varphi$ ):** é a fluência energética por unidade de tempo, ( $dt$  é um intervalo de tempo),

$$\varphi = d\Psi/dt , \quad (3.4)$$

exprime-se em  $W \cdot m^{-2}$ .

<sup>13</sup>  $J$  de Joule.

### 3.3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Desde a descoberta dos raios-X, em 1895 por Röntgen, que surgiram várias grandezas dosimétricas e respectivas unidades. Estas grandezas têm como objectivo descrever, de uma forma rigorosa, a quantidade de energia que um determinado feixe de radiação deposita num dado meio material.

Em dosimetria de radiações ionizantes é fundamental considerar-se que a energia é depositada no meio material em duas etapas. A primeira diz respeito à transferência de energia dos fotões para os electrões atómicos, originando a sua libertação e consequente movimentação através do próprio meio. A segunda etapa relaciona-se com a perda de energia desses electrões ao longo do seu percurso, através de múltiplas interacções que envolvem outras excitações e ionizações.

#### 3.3.1. Kerma (K)

*Kerma (K)*, acrónimo para *Kinetic Energy Released per unit of MAss*<sup>14</sup>, é uma grandeza que quantifica a energia média transferida pelos fotões para os electrões quando um feixe de radiação incide num dado meio material, sem ter em conta o que se passa após essa transferência. O *Kerma* define-se por:

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm} , \quad (3.5)$$

onde  $\overline{E}_{tr}$  é o valor médio da energia transferida no volume  $dV$ , sendo  $dm$  a massa contida nesse volume. O *Kerma* exprime-se em  $J \cdot kg^{-1}$  ou  $Gy$ . Pode, igualmente, expressar-se o *kerma* em termos de fluência energética  $\Psi$ ,

$$K = \Psi \cdot \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) , \quad (3.6)$$

onde,  $\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$  é o coeficiente mássico de transferência de energia. Na figura seguinte está ilustrado o conceito de *Kerma*.

<sup>14</sup> Energia Cinética libertada por unidade de massa.

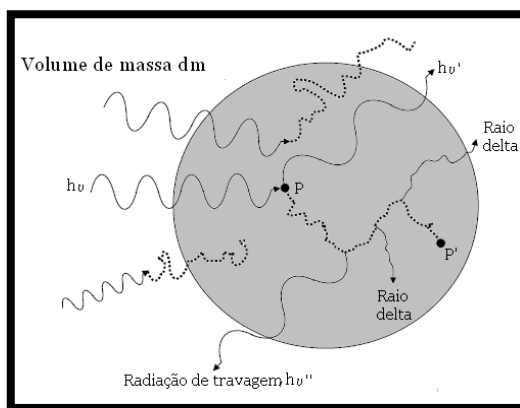


Figura 30 - Processo de transferência de energia de um fóton para um meio material: no ponto P.

No Processo de transferência de energia de um fóton para um meio material representado na imagem acima, o fóton interage com electrões de átomos do meio material, dando origem à libertação de fótons secundários ( $h\nu'$ ) e electrões em movimento; estes, ao sofrerem interações vão perder energia ao longo do trajecto (entre P e P') por colisões com outros electrões do meio ou por emissão de radiação de travagem  $h\nu''$ . A energia transferida por unidade de massa, em P, é designada por *kerma*.

Quando ocorre transferência de energia para os electrões, estes irão dissipá-la, essencialmente, devido a colisões (fracas e fortes) com outros electrões do meio e a “colisões” radiativas. Assim, pode fazer-se uma decomposição da grandeza *Kerma* em duas componentes: **Kerma de colisão**,  $K_c$  e **Kerma radiativo**,  $K_r$ ,

$$K = K_c + K_r , \quad (3.7)$$

onde o *Kerma* de colisão quantifica a energia que é dissipada pelos electrões ao colidirem com outros electrões, através de ionizações e excitações ao longo do seu percurso, e o *Kerma* radiativo refere-se à radiação de travagem produzida enquanto as partículas secundárias são desaceleradas no meio.

### 3.3.2. Exposição (X)

A expressão que define a grandeza dosimétrica *Exposição* é:

$$X = \left( \frac{dQ}{dm} \right)_{ar} , \quad (3.8)$$

onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga eléctrica total dos iões de um só sinal produzidos pelas interações dos fótons incidentes na massa de ar  $dm$ .

No sistema internacional esta grandeza exprime-se em  $C \cdot kg^{-1}$ , mas outra unidade muito usada é o roentgen ( $R$ ), sendo que  $1R = 2,580 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$  ou  $1C \cdot kg^{-1} = 3876R$ .

Pode também relacionar-se a *exposição* com a *fluência energética*  $\Psi$  de um feixe através da seguinte expressão:

$$X = \Psi \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{ar} \left( \frac{e}{W_{ar}} \right), \quad (3.9)$$

onde  $\left( \frac{e}{W_{ar}} \right)$  corresponde ao quociente entre a carga do electrão e o valor médio da energia necessária à formação de uma ionização no ar  $(33,97 \text{ J/C})$ <sup>15</sup>.

Pode, ainda, relacionar-se a *exposição* com a grandeza *kerma* no ar, pela seguinte expressão:

$$X = (K_c)_{ar} \cdot \left( \frac{e}{W_{ar}} \right), \quad (3.10)$$

### 3.3.3. Dose absorvida (D)

Do ponto de vista de protecção radiológica, usa-se o termo *Dose absorvida (D)* para exprimir directamente a energia absorvida, independentemente do meio e do tipo de radiação.

Esta grandeza dosimétrica é aplicável tanto à radiação ionizante directa (partículas carregadas, tais como electrões, prótons, etc.) como à indirecta (partículas neutras, tais como fotões, neutrões, etc.). É a Dose absorvida que se define como a energia cedida por unidade de massa de material irradiado, para qualquer radiação ionizante e qualquer material irradiado.

A energia cedida,  $\bar{\varepsilon}$ , ao meio material é dada pela seguinte expressão:

$$\bar{\varepsilon} = E_{in} - E_{out} + \sum Q, \quad (3.11)$$

onde  $E_{in}$  é a soma da energia cedida ao meio material pelas partículas que penetram o volume  $V$ ,  $E_{out}$  é a soma de energia das partículas que abandonam o mesmo volume e  $\sum Q$  diz respeito às conversões massa-energia dentro do mesmo volume.

A *Dose absorvida (D)* é, então, dada pela seguinte expressão:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (3.12)$$

Pode, então, definir-se dose absorvida (D) como sendo o valor esperado da energia cedida ao meio material por unidade de massa do mesmo.

<sup>15</sup> Este valor é proposto por Boutillon e Perroche e pelo Comité Consultatif pour les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionizants [CCEM85], tendo sido aceite pela Agência Internacional de Energia Atómica em 1987 [IAEA87].



A unidade, do sistema internacional, de dose absorvida é o Gray (Gy). Um Gray equivale à quantidade de radiação que provoca a absorção de  $1J$  por  $kg$  de matéria exposta à radiação,

$$1Gy = 1 J/kg$$

A unidade antiga de dose é o  $rad^{16}$ . Um  $rad$  equivale à quantidade de radiação que provoca a absorção de  $10^{-5} J$  de energia por grama de matéria, ou seja,

$$1 rad = 10^{-2} Gy$$

### 3.3.4. Dose equivalente (H)

Para se ter em conta as diferentes capacidades de interações biológicas dos diferentes tipos de radiação, foi criada a grandeza *Dose equivalente (H)*. Em protecção radiológica, para o caso de um órgão, ou tecido, irradiado por radiações de diversos tipos, a definição de *Dose equivalente (H)* num órgão  $T$  exprime-se:

$$H = \sum W_R \cdot D , \quad (3.13)$$

representando o produto da soma das doses absorvidas num órgão, ou tecido, multiplicadas pelos factores de ponderação das diferentes radiações, sendo  $D$  a dose absorvida devido à radiação  $R$  recebida pelo órgão  $T$  e  $W_R$  o factor de ponderação da radiação<sup>17</sup>  $R$  para aquele órgão. Para o caso de fótons e electrões, de qualquer energia,  $W_R = 1$ , como mostra a tabela seguinte:

Tabela 4- Factor de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia (30).

Tipo e gama de energia	Factor de ponderação da radiação, $w_R$
Fótons, todas as energias .....	1
Electrões e muões, todas as energias .....	1
<b>Neutrões, energias:</b>	
< 10 keV .....	5
10 eV a 100 keV .....	10
> 100 keV a 2 MeV .....	20
> 2 MeV a 20 MeV .....	10
> 20 MeV .....	5
<b>Protões, excepto protões de recuo (energia &gt; 2 MeV) .....</b>	<b>5</b>
<b>Partículas alfa, fragmentos de cisão, núcleos pesados .....</b>	<b>2</b>

<sup>16</sup> Sigla de *Radiation Absorbed Dose*.

<sup>17</sup> Os factores de ponderação são definidos pela ICRP (*International Commission on Radiological Protection*).

Em resumo, dose equivalente é uma dose de radiação ionizante, medida em Sv<sup>18</sup>, absorvida por uma parte específica do corpo e ajustada para o tipo de radiação usada.

### 3.3.5. Dose Efectiva (E)

Diversos órgãos ou tecidos têm diferentes radiosensibilidades. A *Dose efectiva (E)* é a grandeza da protecção radiológica que toma em consideração este facto e representa a soma das doses equivalentes *H*, resultantes de irradiação interna e externa, ponderada para todos os tecidos e órgãos, através de factores de ponderação,

$$E = \sum W_T \cdot H \quad , \quad (3.14)$$

onde  $W_T$  são os factores de ponderação tecidulares contabilizando o detrimento para efeitos estocásticos referentes ao órgão *T*. Estes factores de ponderação são independentes do tipo de radiação e da energia utilizada.

Tabela 5 - Factores de ponderação tecidular para diferentes órgãos ou tecidos (30).

Tecido ou órgão	Factores de ponderação tecidular, wT
Gónadas	0.20
Medula óssea (vermelha)	0.12
Cólon	0.12
Pulmão	0.12
Estômago	0.12
Bexiga	0.05
Mama	0.05
Fígado	0.05
Esófago	0.05
Tiróide	0.05
Pele	0.01
Superfície óssea	0.01
Restantes	0.05

<sup>18</sup> Sievert (Sv) é uma unidade do SI, em que  $1 Sv = 1 J/kg$ .

## 3.4. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS EM TC

### 3.4.1. *DPI*<sup>19</sup>

O Integral do Perfil de Dose (*DPI*) mede dose (mGy) por *cm* de colimação do feixe de radiação à saída da câmara de ionização, tendo, assim, esta unidade *mGy·cm*, expressa no electrómetro. Através desta grandeza consegue-se chegar ao *CTDI*, explicado seguidamente.

### 3.4.2. *CTDI*<sup>20</sup>

A principal grandeza dosimétrica utilizada em TC é o *CTDI*. Este é definido como a razão existente entre o integral ao longo da linha paralela ao eixo de rotação (*z*) do perfil de dose [*D(z)*] para um único corte e a espessura nominal do corte *T*,

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad , \quad (3.15)$$

expresso em *mGy*.

Na prática, uma boa estimativa do *CTDI* pode ser feita com uma câmara de ionização tipo lápis, com um comprimento activo de 100mm, de modo a fornecer uma medida de *CTDI*<sub>100</sub> expressa em termos de dose absorvida no ar (mGy). Essas medições podem ser realizadas “free-in-air” com o eixo de rotação do scanner (*CTDI*<sub>100,air</sub>) ou no centro (*CTDI*<sub>100,c</sub>) e periferia (*CTDI*<sub>100,p</sub>) de típicos fantasmas de dosimetria de TC. Na figura seguinte, está um esquema representativo da medição do *CTDI* efectuada neste trabalho:

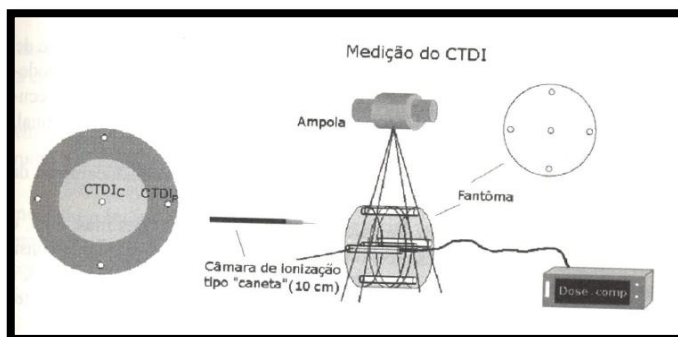


Figura 31 - Esquema da medição do *CTDI* ponderado no plano do corte.

<sup>19</sup> Sigla para *Dose Profile Integral*.

<sup>20</sup> Sigla para *Computed Tomography Dose Index*.

As medições do *CTDI*, com fantomas padrão (cabeça e corpo) de dosimetria, podem ser usadas no sentido de fornecer uma indicação da dose média num único corte, para cada configuração de espessura nominal de uma dada fatia. Partindo do princípio que a dose num determinado fantoma diminui linearmente com a posição radial a partir da superfície para o centro do fantoma, o *CTDI* ponderado,  $CTDI_w$  (Weighted), é o valor ponderado da dose média e é calculado da seguinte forma:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} , \quad (3.16)$$

expresso em *mGy*. O valor  $CTDI_w$  pode ser normalizado,  $nCTDI$ , onde  $n$  representa a unidade radiográfica de exposição (mAs) ( $c$ ), sendo:

$$nCTDI_w = \frac{1}{c}CTDI_w , \quad (3.17)$$

expresso em  $mGy(mAs)^{-1}$  (31).

O *DPI* (explicado na secção 3.4.1) obtém-se do *CTDI*, através da seguinte relação:

$$DPI = CTDI \times colimação , \quad (3.18)$$

sendo que a *colimação* é expressa em *cm* e *CTDI* em *mGy*.

### 3.4.3. *DLP*<sup>21</sup>

Outra grandeza referenciada pela EC<sup>22</sup> é o Produto Dose-Comprimento (DLP) que inclui o volume irradiado do paciente (ou fantoma) durante um exame completo:

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot T \cdot N \cdot C , \quad (3.19)$$

onde  $i$  representa cada série de uma sequencia que forma um exame,  $N$  é o número de cortes, cada uma com uma espessura  $T$  (cm) e  $C$  representa a exposição radiográfica (mAs). *DLP* é expresso em  $mGy \cdot cm$  (31).

### 3.4.4. *MSAD*<sup>23</sup>

O valor médio da dose para múltiplas aquisições, designado por *MSAD*, é uma medida da dose média absorvida (*mGy*) na zona irradiada pelo paciente após a exposição realizada para obtenção das imagens adquiridas.

<sup>21</sup> Sigla para *Dose-Length Product*.

<sup>22</sup> European Commission.

<sup>23</sup> Sigla para *Multiple Scan Average Dose*.

O valor do *MSAD* e do *CTDI* estão relacionados pela equação:

$$MSAD = CTDI \frac{h}{d} = \frac{1}{d} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad , \quad (3.20)$$

onde *d* é o intervalo entre os cortes, ou seja, o deslocamento da mesa.

A *MSAD* é directamente proporcional à corrente anódica e ao tempo de varrimento, aumenta com a tensão, aumenta com o decréscimo da espessura do corte. Para a cabeça, tem valor idêntico no isocentro e na periferia. Para o corpo tem valor significativamente menor no isocentro do que na periferia (20).

### 3.5. DOSE NO PACIENTE

Seria expectável pensar que, com os avanços na tecnologia da TC e na dosimetria (com a introdução de novos conceitos que incluem informação sobre o presumível risco biológico), a dose de radiação em TC tivesse diminuído. No entanto, a diminuição de dose em TC, não corresponde ao que seria esperado.

#### 3.5.1. Valores típicos de dose

Na tabela que se apresenta a seguir, estão expostos alguns valores para a dose efectiva entre exames de TC e exames feitos aos mesmos órgãos em RC. É de realçar as diferenças consideráveis:

Tabela 6 - Doses efectivas (mSv) em alguns exames de TC e RC (20).

Exame	Tomografia Computorizada	Radiografia Convencional
Cabeça	3,6	0,3
Coluna lombar	6,0	2,1
Coluna torácica	7,8	0,9
Tronco	9,3	0,05
Abdómen	8,8	1,4
Pélvis	9,4	1,2

### 3.5.2. Factores que influenciam a dose

Muitos são os factores que afectam a dose a que são expostos os pacientes em exames de TC. Diferenças nos equipamentos entre modelos e fabricantes, diferentes processos de filtração, diferentes distâncias entre o foco (“point source”) e o isocentro, diferenças no sistema de colimação e, ainda, a eficiência do detector (entre outras) têm um papel determinante na dose “aplicada” ao paciente. Assim, é extremamente importante uma avaliação individual de todos os factores de exposição inerentes a cada equipamento TC.

Para além destes factores, existem outros parâmetros técnicos que influenciam igualmente a dose (20). São eles:

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

## CAPÍTULO 4 – MEDIÇÕES

### 4.1. MATERIAIS E MÉTODOS

As medições foram executadas no Hospital de São José, em Lisboa. Até se obterem as derradeiras medições, utilizadas para validar os resultados de Monte Carlo, foram não só realizadas várias tentativas, que tiveram lugar em vários dias (algumas horas por dia), como, também, foram passadas algumas tardes no próprio serviço, com a finalidade observar e familiarizar com serviço.

A montagem experimental incluía a colocação do fantoma na mesa do paciente (o centro do fantoma foi alinhado com o isocentro do equipamento, com o auxílio dos lasers – Figura 32), uma câmara de ionização, inserida num dos cinco orifícios do fantoma, um electrómetro e a manipulação do equipamento a partir da sala de controlo. A imagem seguinte (Figura 32) representa um fantoma de corpo com câmara de ionização colocada às 12h, a ser posicionado no equipamento de TC, com o auxílio do feixe de localização (a vermelho na figura).

Como referido anteriormente, para a execução das medições foram necessários: uma câmara de ionização e respectivo electrómetro, fantasmas (corpo e crânio) e o equipamento de TC. De seguida, detalha-se cada um deles.

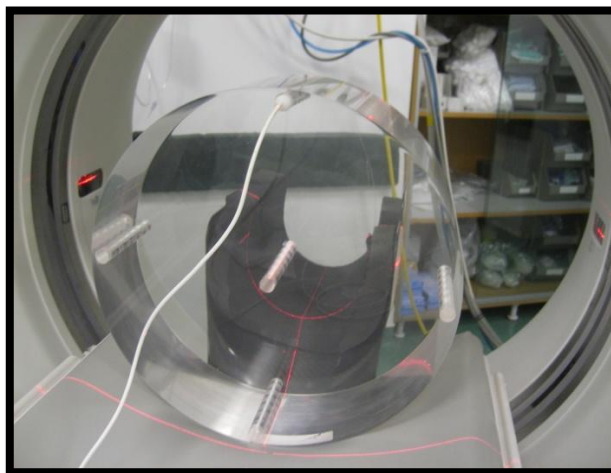


Figura 32- Montagem experimental (fantoma + câmara de ionização).

### 4.1.1. Câmara de Ionização e Electrômetro

A câmara de ionização e respectivo electrômetro utilizados, da marca Radcal®, estão calibrados para raios-X até 150 keV, para temperatura e pressão de 22°C e 101.3kPa, respectivamente.

Em todas as medições, utilizou-se um adaptador da câmara de ionização ao orifício do fantoma, por forma preencher o espaço entre ambos do mesmo material que o fantoma (PMMA<sup>24</sup>) – uma vez que a câmara tem um diâmetro de 0,9cm de diâmetro e o orifício tem 1,37cm.

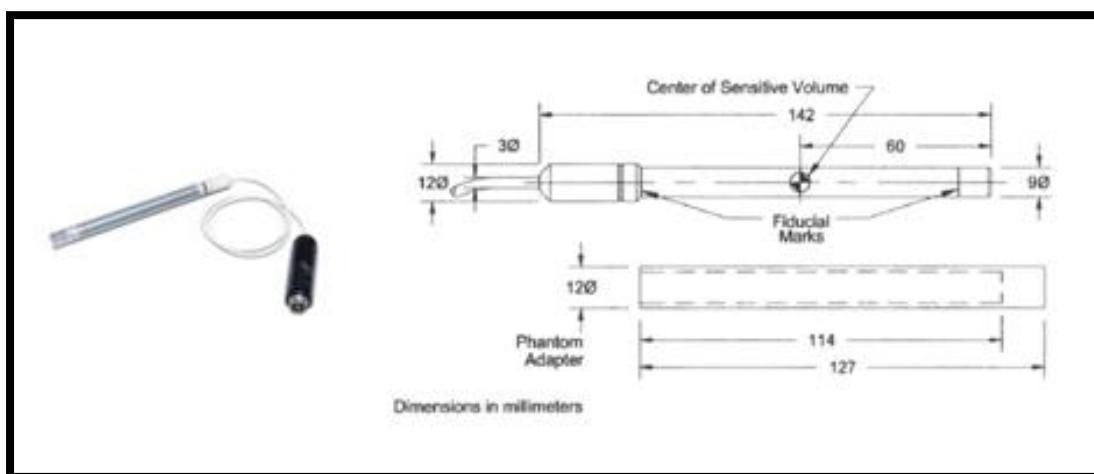


Figura 33 - Esquema da câmara de ionização (32).

### 4.1.2. Fantoma

O fantoma utilizado nas medições é um cilindro de PMMA, um termoplástico com uma densidade de 1.19 g/cm<sup>3</sup>. O fantoma de corpo tem um diâmetro de 32 cm e uma profundidade de 15cm. O fantoma tem cinco orifícios de 1,37cm de diâmetro e 15cm de profundidade. Aquando da medição, colocava-se a câmara de ionização (com o respectivo adaptador) dentro de um dos orifícios, e os restantes 4 foram preenchidos com os respectivos tubos, do mesmo material do fantoma, com o mesmo diâmetro (1,37cm) e comprimento (15cm). Na figura seguinte, podem ver-se os dois fantasmas e os tubos de PMMA utilizados.

<sup>24</sup> Sigla para PoliMetil-MetAcrilato



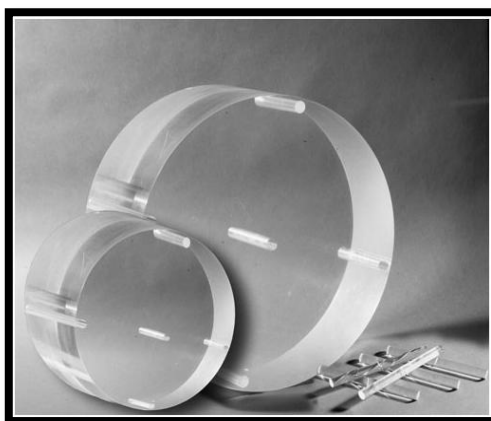


Figura 34 - Fantomas de PMMA e respectivos tubos, usados para medição.

### 4.1.3. Equipamento de TC

O equipamento de TC utilizado no Hospital de São José é da marca General Electric Company® (GE), da série BrightSpeed Select, multicorte, representado na figura abaixo.



Figura 35 - Equipamento de TC utilizado (Série BrightSpeed Select).

## 4.2. VALORES OBTIDOS NAS MEDIÇÕES

Os valores de  $DPI$  (em  $mGy.cm$ ) foram obtidos com a câmara de ionização e respectivo electrómetro, modelo 9010 da Radcal Corporation®, na opção Auto Dose. A esta câmara de ionização estava associado um factor de calibração (FC) que também tinha em conta a variação de pressão e temperatura, com o valor nominal de 1,024.

Uma vez que foram feitas 5 medições para cada orifício, é necessário apresentar o desvio padrão da média,  $s$ , calculado através da expressão:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^5 (x_i - \bar{x})^2}{(n-1)}}, \quad (5.1)$$

onde  $\bar{x}$  é a média e  $n$  é o número de medições.

Os valores medidos encontram-se na tabela seguinte. Todas as medições foram efectuadas com 350mAs, 120kV 2 1s de aquisição:

**Tabela 7 - Medições com o fantoma de corpo.**

<b>Orifício</b>	<b>DPI (mGy.cm)</b>	<b>DPI*FC (mGy.cm)</b>
<b>0° (12h)</b>	4,385	<b>4.490</b>
	4,525	<b>4.634</b>
	4,523	<b>4.632</b>
	4,527	<b>4.636</b>
	4,526	<b>4.635</b>
<b>90° (3h)</b>	4,316	<b>4.420</b>
	4,311	<b>4.414</b>
	4,350	<b>4.454</b>
	4,348	<b>4.452</b>
	4,347	<b>4.451</b>
<b>180° (6h)</b>	3,176	<b>3.252</b>
	3,048	<b>3.121</b>
	3,048	<b>3.121</b>
	3,050	<b>3.123</b>
	3,048	<b>3.121</b>
<b>270° (9h)</b>	4,234	<b>4.336</b>
	4,234	<b>4.336</b>
	4,244	<b>4.346</b>
	4,245	<b>4.347</b>
	4,245	<b>4.347</b>
<b>centro</b>	1,969	<b>2.016</b>
	1,978	<b>2.025</b>
	1,971	<b>2.018</b>
	1,977	<b>2.024</b>
	1,979	<b>2.026</b>

Para calcular o  $CTDI_w$  para o fantoma de corpo, é necessário, em primeiro lugar, calcular a razão existente entre os valores obtidos e a colimação usada (10mm), seguidamente calcula-se a média das 5 medições efectuadas para cada orifício e, por fim, aplica-se a fórmula 4.16.

Tabela 8 – Média das medições com o fantoma corpo.

Orifício	DPI*FC (mGy.cm)	CTDI (mGy)	Média CTDI (mGy)	Desvio padrão da média
0° (12h)	4.490	44.902	46.051	0,642
	4.634	46.336		
	4.632	46.316		
	4.636	46.356		
	4.635	46.346		
90° (3h)	4.420	44.196	44.384	0,197
	4.414	44.145		
	4.454	44.544		
	4.452	44.524		
	4.451	44.513		
180° (6h)	3.252	32.522	31.478	0,584
	3.121	31.212		
	3.121	31.212		
	3.123	31.232		
	3.121	31.212		
270°(9h)	4.336	43.356	43.422	0,060
	4.336	43.356		
	4.346	43.459		
	4.347	43.469		
	4.347	43.469		
centro	2.016	20.163	20.222	0,046
	2.025	20.255		
	2.018	20.183		
	2.024	20.244		
	2.026	20.265		

Com estes valores, pode calcular-se o  $CTDI_w$  para o fantoma de corpo:

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow CTDI_{W,medido} = \frac{1}{3} \times 20,222 + \frac{2}{3} \times \left( \frac{46,051 + 44,384 + 31,478 + 43,422}{4} \right)$$

$$\Leftrightarrow CTDI_{W,medido} = 34,296 \pm 0,263 \text{ mGy}$$

### 4.2.1. Incerteza associada às medições

Como o factor de calibração já tem presente a variação de temperatura e pressão, as incertezas associadas às medições prendem-se com a incerteza dada com o factor de calibração. A esta incerteza atribui-se a sigla  $u_{F_c}$ . Esta incerteza é dada por:

$$u_{F_c} = \frac{1}{F_c} \times 0,0102 ,$$

sendo 0,0102 a incerteza do parâmetro  $F_c$  e  $F_c = 1,024$ . Estes valores foram cedidos juntamente com a câmara de ionização.

Para além disso, existem também incertezas relacionadas não só com a correcta colocação da câmara de ionização no orifício do fantoma como também no correcto alinhamento do mesmo sob o feixe de raios-X. Tais incertezas prendem-se com a distância da câmara à fonte de raios-X. A esta incerteza atribui-se a sigla  $u_d$ . Esta incerteza é dada por (33):

$$u_d = \frac{2}{d} \times 0,3$$

onde 2 e  $\sqrt{3}$  são constantes,  $d$  representa a distância entre a fonte e a câmara de ionização e 0,3 represente a margem de variação máxima de erro na colocação e estabilização do fantoma.

A incerteza ( $u_{V_m}$ ) associada aos valores medidos tem a ver com o desvio padrão da média.

Segundo a lei da propagação das incertezas (33), temos que a incerteza  $u$ , é dada por:

$$u = \sqrt{u_{F_c}^2 + u_d^2 + u_{V_m}^2}$$

Assim, recorrendo à relação anterior, apresentam-se, na tabela seguinte, as incertezas associadas às medidas de cada orifício:

Tabela 9 - Medições CTDI e respectiva incerteza.

Orifício	Média <i>CTDI</i>	<i>u</i>
0°	46,051	0,643
90°	44,384	0,197
180°	31,478	0,584
270°	43,422	0,062
central	20,222	0,048



## ***CAPÍTULO 5 – SIMULAÇÕES UTILIZANDO MÉTODOS DE MONTE CARLO***

### **5.1. MÉTODOS DE MONTE CARLO**

O advento dos modernos processadores, arquitecturas de computação e tecnologias de informação potenciou a implementação computacional dos métodos de Monte Carlo para a simulação do transporte de partículas e das suas interacções com a matéria, e para a modelação de sistemas físicos (equipamentos, instalações e infraestruturas) envolvendo a utilização de feixes de partículas, fontes de radiação e materiais radioactivos.

A utilização dos métodos de Monte Carlo em praticamente todas as áreas de actividade, desde a investigação fundamental em diversos domínios científicos e tecnológicos, até às aplicações das radiações ionizantes na área da Saúde, na Agricultura, na Indústria, etc. e mais recentemente na área da Segurança, é efectuada utilizando um conjunto de técnicas de modelação e métodos numéricos que recorrem aos princípios fundamentais da Teoria das Probabilidades e da Estatística para simular o carácter intrinsecamente estocástico da Física das interacções das radiações ionizantes e da Física de Partículas.

A utilização de geradores de números pseudo-aleatórios e de complexos algoritmos de amostragem de variáveis tais como a energia, ângulos, multiplicidade de partículas produzidas, distâncias até à próxima interacção, selecção do tipo de interacção, etc., são inerentes à utilização dos métodos de Monte Carlo em Física Computacional das Radiações.

O conhecimento com exactidão, das secções eficazes (e das probabilidades) de interacção das partículas com os materiais, para os principais tipos de interacção e materiais diversos é crucial para a utilização dos métodos de Monte Carlo em Física Computacional das Radiações. Tais dados de secções eficazes são disponibilizados em bibliotecas (ficheiros) de secções eficazes que incorporam resultados experimentais obtidos a partir de medições efectuadas e de previsões de modelos teóricos devidamente validados.

A Figura 36 descreve de forma pictórica, o método de Monte Carlo como um domínio de confluência entre diversos domínios científicos (Teoria das Probabilidades, Estatística,

Física das Radiações, Física de Partículas) e métodos numéricos (geração de números aleatórios, algoritmos de amostragem, etc.) que utilizando resultados experimentais e/ou modelos teóricos para obter as secções eficazes de interacção das partículas e radiação com a matéria são utilizados com grande sucesso e exactidão num número crescente de aplicações para simular e modelar o carácter aleatório inerente às histórias (percursos) das partículas ao atravessarem um material.

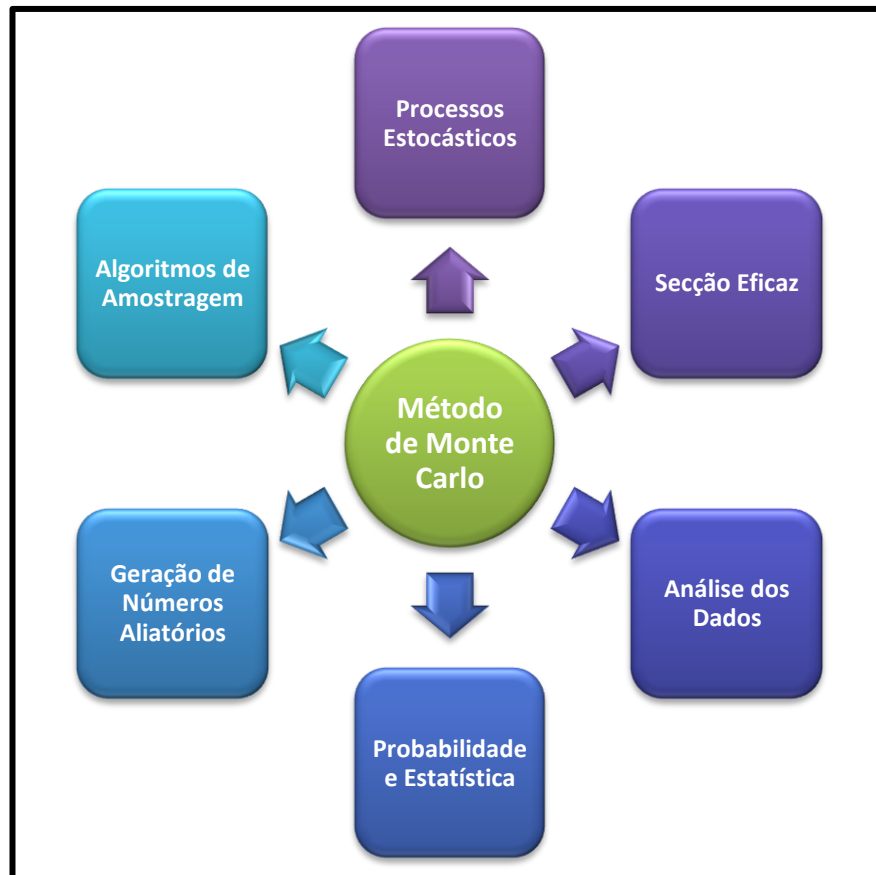


Figura 36 – Método de Monte Carlo.

## 5.2. O PROGRAMA MCNPX

Ao longo dos anos, os diferentes programas de simulação das interacções de partículas e do transporte da radiação utilizando métodos de Monte Carlo (MC) foram sendo gradualmente aperfeiçoados, nomeadamente ao nível das teorias e algoritmos que descrevem o transporte de electrões (34), que tornaram estes códigos numa importante e crucial ferramenta para a compreensão de todos os fenómenos que envolvem a interacção da radiação ionizante com a matéria. Consequentemente, estes métodos são largamente utilizados em diversas áreas e aplicações, tais como; a Protecção Radiológica e Dosimetria (35), (36), (37). Diferentes métodos de simulação de transporte de radiação foram



desenvolvidos. Os programas de simulação por métodos de Monte Carlo actualmente mais utilizados em Física das Radiações são o EGS4 (38), o PENELOPE (39) para o transporte de electrões e fotões, o MCNP (40), o MCNPX e o FLUKA (41) para o transporte de praticamente todas as partículas previamente referidas. A exactidão destes métodos depende dos algoritmos utilizados para efectuar o transporte de partículas, dos algoritmos de amostragem de variáveis aleatórias utilizados, do tipo das partículas a simular, das interacções físicas a considerar, dos intervalos de energia considerados, da exactidão na descrição física e geométrica da fonte e exactidão na descrição da geometria e dos materiais constituintes do sistema físico considerado, entre outros.

Estes métodos diferem dos outros métodos de simulação por ser de carácter estocástico, normalmente utilizando números pseudo – aleatórios, métodos de amostragem de variáveis aleatórias recorrendo a conceitos da Teoria das Probabilidades e da Estatística, por oposição aos métodos determinísticos.

O método de Monte Carlo utilizado neste trabalho foi o código MCNPX (42).

O MCNP<sup>25</sup> é um dos principais programas de cálculo científico para efectuar a simulação por métodos de Monte Carlo do transporte das partículas na matéria e das suas interacções. O seu desenvolvimento foi iniciado na década de 1940 no laboratório LANL (“Los Alamos National Laboratory”), nos Estados Unidos da América. É representativo do estado da arte computacional em Física das Radiações utilizando métodos de Monte Carlo, e utilizado por milhares de utilizadores em todo o Mundo.

O MCNP(X), desenvolvido a partir do MCNP, desde a década de 1990, permite efectuar a simulação do transporte de uma grande variedade de partículas (electrões e positrões, fotões, protões, neutrões, partículas alfa, deuterões, trítio, etc.), num intervalo de energias de 1 keV<sup>26</sup> a 1 GeV<sup>27</sup> (para electrões e fotões) e entre os meV<sup>28</sup> e algumas dezenas de GeV (para neutrões e protões).

### 5.2.1. Estrutura do MCNPX

A especificação de um problema utilizando o programa MCNPX é efectuada num único ficheiro de entrada (*input file*). Esse ficheiro, definido pelo utilizador, contém informações sobre:

---

<sup>25</sup> Sigla para *Monte Carlo N-Particle*.

<sup>26</sup> 1 KeV = 10<sup>3</sup> eV.

<sup>27</sup> 1 GeV = 10<sup>9</sup> eV.

<sup>28</sup> 1 meV = 10<sup>-3</sup> eV

- A geometria do sistema, definida utilizando superfícies “standard” (planos, esferas, cilindros, cones, superfícies curvas, etc.);
- Os volumes (“cells”) constituintes do sistema, obtidos por operações booleanas (reunião e intersecção) das superfícies acima mencionadas;
- A descrição dos materiais, (elementos químicos e seus isótopos, compostos ou misturas) constituintes de cada volume do sistema;
- O “termo fonte” – caracterização angular e em energia das partículas emitidas pela fonte de radiação, feixe de partículas, etc;
- A Física do problema, através da especificação do tipo de partículas cujo transporte é pretendido, valores de corte (“cutoffs”) para a energia mínima das partículas a serem consideradas e outros parâmetros de relevância para a simulação do transporte de partículas e algoritmos associados e para o tipo de processos físicos a serem simulados;
- O tipo de resultados que se pretende obter, através da utilização de *tallies* que permitem especificar quais as grandezas (fluxos, deposição de energia, doses, etc.) a serem calculadas em superfícies e volumes especificados pelo utilizador e para que tipo de partículas;
- Parâmetros de controlo da execução das simulações.

No anexo A, é fornecido um dos ficheiros de input usados neste trabalho, onde se poderá observar a descrição acima feita.

O funcionamento dos programas de simulação por métodos de Monte Carlo está dependente da existência de ficheiros de dados<sup>29</sup> de secções eficazes de interacção para as diferentes partículas a transportar, para todos os materiais constituintes do sistema e para as gamas de energia consideradas. Na ausência de dados experimentais para um determinado nuclido ou material, o programa utiliza um sofisticado conjunto de modelos teóricos que permitem efectuar o transporte das partículas e simular as suas interacções no referido nuclido ou material.

### 5.2.2. *Tallies*

A *tally* é um conceito usado neste código, e que serve para especificar o tipo de informação e as quantidades físicas que o programa deve calcular para o utilizador, tais como fluxos de partículas através de superfícies ou energia depositada ou a dose absorvida

---

<sup>29</sup> Comumente referidos como “bibliotecas”

em determinada célula (volume), etc. Tais informações podem ser requeridas com uma ou mais cartas de *tally* e a informação será dada num ficheiro de saída, no fim de cada simulação. Os resultados obtidos são impressos no ficheiro de saída e os dados correspondentes podem ser facilmente analisados, interpretados, histogramados e visualizados.

O código MCNPX permite especificar diferentes tipos de *tallies*, nomeadamente, seis *tallies* para fotões (Fx:P) e quatro para electrões (Fx:E), todas normalizadas para darem o resultado por partícula emitida. Na tabela seguinte, encontram-se listadas os tipos de *tallies*:

Tabela 10 - Identificação de *Tallies* pelo tipo, descrição e unidades.

<b>Tally</b>	<b>Descrição</b>	<b>Unidades</b>
<b>F1:P F1:E</b>	Corrente numa superfície	<i>Partículas</i>
<b>F2:P F2:E</b>	Fluxo médio numa superfície	<i>Partículas / cm<sup>2</sup></i>
<b>F4:P F4:E</b>	Fluxo médio numa célula	<i>Partículas / cm<sup>2</sup></i>
<b>F5a:P</b>	Fluxo num ponto ou num detector em forma de anel	<i>Partículas / cm<sup>2</sup></i>
<b>F6:P</b>	Energia média depositada numa célula	<i>MeV / g</i>
<b>F8:P F8:E</b>	Energia depositada em pulsos num detector	<i>pulsos</i>

Para além destas *tallies*, o programa MCNPX disponibiliza uma outra potente ferramenta denominada *Mesh Tally*. A *Mesh Tally* é um método que consiste em disponibilizar quantidades tais como o fluxo de partículas, a dose ou outras quantidades, calculados numa malha (grelha) sob a geometria implementada. A *Mesh Tally* permite efectuar o mapeamento bi-dimensional e tri-dimensional de tais quantidades e a sua visualização gráfica, permitindo obter um maior e melhor poder de análise e interpretação de resultados. Essa malha (grelha) pode ter uma forma rectangular, cilíndrica ou esférica, tendo neste trabalho sido utilizada uma grelha de geometria rectangular para cobrir o feixe.

As *mesh tallies* podem ser visualizadas através do *MCNPX tally plotter*, *MCPLLOT*, ou através de outros programas de visualização como o Mortiz (programa utilizado neste trabalho). A análise da data referente à *Mesh Tally* está limitada apenas pelas capacidades do programa gráfico de visualização utilizado.

Nas secções seguintes explicar-se-ão mais detalhadamente a *tally* F6 e a *mesh tally*, usadas neste trabalho.

### 5.2.2.1. Tally F6

A *tally* F6 descreve a deposição de energia, sendo determinada através da seguinte equação:

$$Tally\ F6 = \frac{\rho_a}{\rho_b} \int_V \int_t \int_E H(E) \Phi(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} \quad (6.1)$$

expressa em MeV/g, onde  $\rho_a$  é a densidade atómica (em átomo/barn-cm),  $\rho_g$  é a densidade (em  $g/cm^3$ ) e  $H(E)$  é a resposta térmica que, para fótons, se define da seguinte forma:

$$H(E) = \sigma_T(E) H_{média}(E) , \quad (6.2)$$

onde,

$$H_{média}(E) = \sum_{i=1}^3 p_i(E) \times (E - \bar{E}_{out}) , \quad (6.3)$$

Onde  $p_i$  é a probabilidade da reacção  $i$  ,  $i=1$  corresponde à Dispersão de Compton,  $i=2$  corresponde à Produção de Pares (onde  $\bar{E}_{out} = 1,022016 = 2m_0c^2$ ) e  $i=3$  corresponde ao efeito fotoeléctrico.

### 5.2.2.2. Mesh Tally

Tal como referido anteriormente a *Mesh Tally* é uma potente ferramenta disponibilizada pelo programa MCNPX para efectuar a caracterização e mapeamento tri-dimensional de fluxos de partículas, de deposição de energia, das doses e de outras quantidades, em superfícies e volumes nos sistemas físicos a serem simulados.

Para se definir uma *Mesh Tally* num ficheiro de input, são necessários alguns comandos que se iniciam com a palavra TMesh e terminam com a palavra ENDMD. Depois de se definir o tipo de *Mesh tally* (se rectangular, cilíndrica ou esférica), são necessários 3 comandos, um para cada direcção de coordenadas que, no caso deste trabalho, correspondem as variáveis cartesianas x, y e z. Neste trabalho foi definida uma *mesh tally* do tipo 3, correspondente à deposição de energia. A figura seguinte mostra a Mesh Tally recorrendo ao programa X-Server:

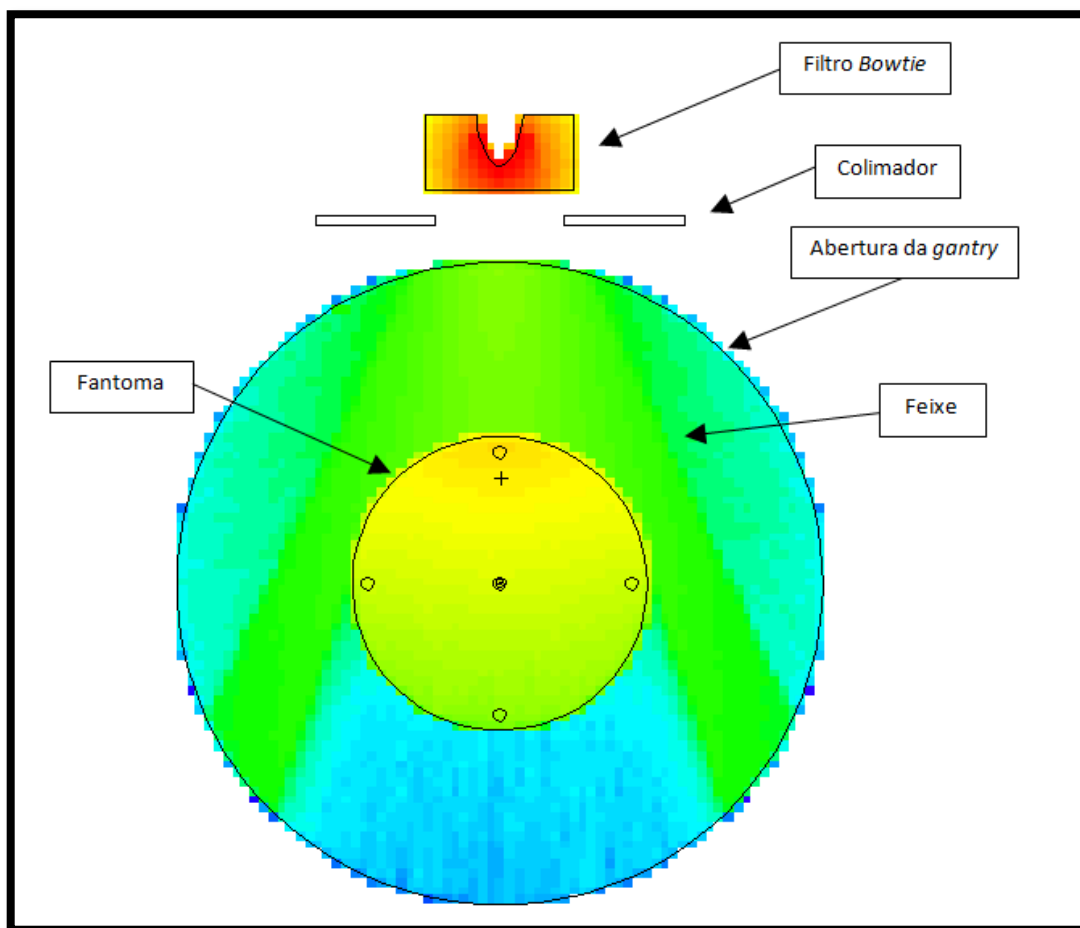


Figura 37 - Mesh Tally, vista frontal.

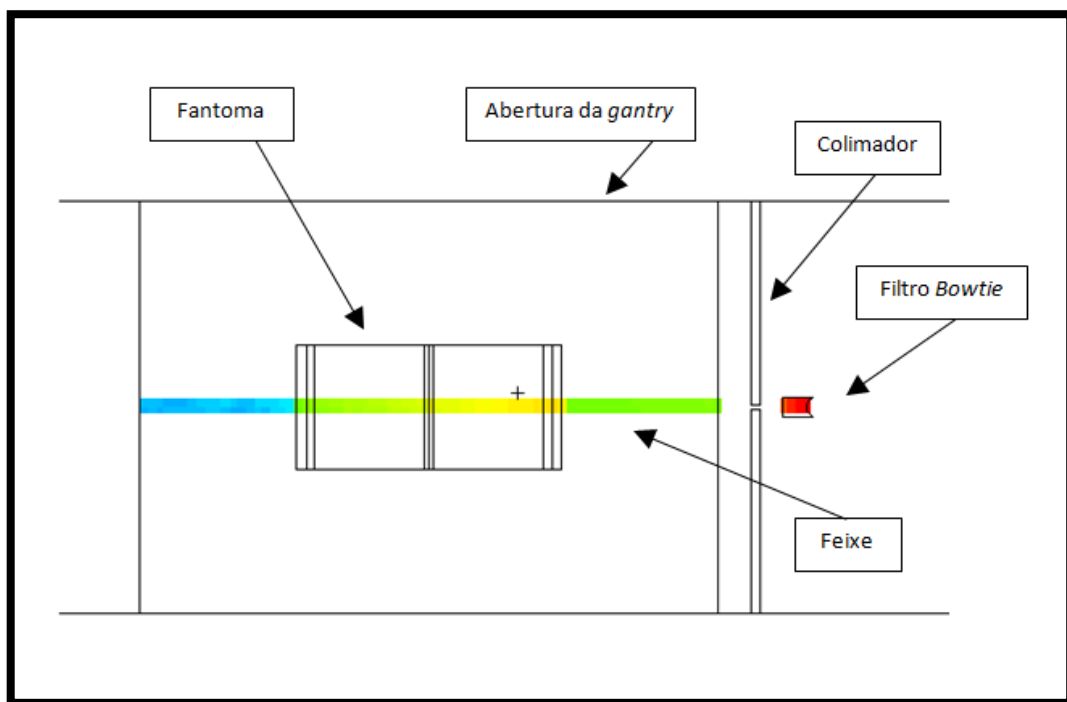


Figura 38 - Mesh Tally, vista lateral.

### 5.3. IMPLEMENTAÇÃO

Para a implementação, em Monte Carlo, do equipamento de TC usado nas medições (Figura 39) é necessário, em primeiro lugar, definir quais as estruturas necessárias simular. Tendo em conta que a Dose no paciente tem a ver com a energia proveniente do feixe de raios-X, as estruturas para simulação são aquelas que se encontram no caminho do feixe. São elas: os filtros (flat<sup>30</sup> e filtro bowtie<sup>31</sup>), o colimador e, neste caso, o fantoma (com a câmara de ionização). Na secção seguinte, apresentam-se as estruturas referidas.

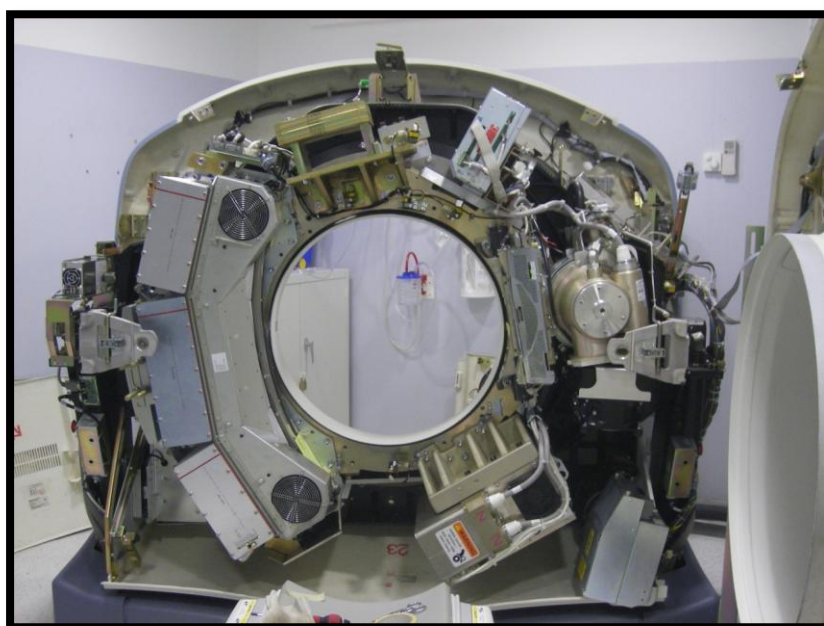


Figura 39 – Interior da “Gantry”.

#### 5.3.1. Definição da fonte de raios-X

O espectro de raios-X do feixe usado nas simulações foi encontrado numa referência bibliográfica (43), uma vez que o fabricante não forneceu qualquer tipo de informação. O espectro encontra-se representado na figura seguinte, e já tem em conta o *flat filter* de 2,5mm de alumínio:

---

<sup>30</sup> “Filtro plano”.

<sup>31</sup> “Filtro laço-de-gravata”.

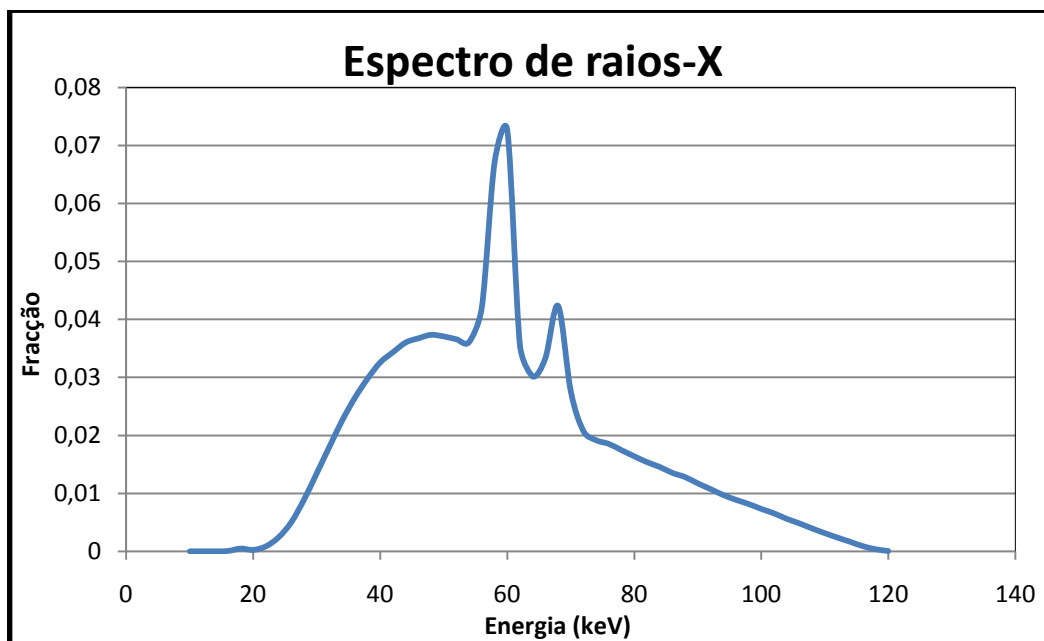


Figura 40 - Espectro de raios-X simulado.

Pode observar-se que este espectro de raios-X já se encontra filtrado para as baixas energias (abaixo dos 20 keV) e que os picos de energia característica se encontram pelos 60 e 70 keV. Uma vez que se trata de um espectro bastante semelhante ao usado por Gu et al. (44), com os picos de radiação característica nas mesmas energias e filtrado com o mesmo *flat filter* de 2,5 mm, este foi então o espectro escolhido para ser implementado neste trabalho.

### 5.3.2. Definições do Material e Geometria

Uma vez que o fabricante não disponibilizou quaisquer informações sobre o equipamento, todas as medidas usadas nas simulações (tanto dimensões como distâncias) são resultado da observação visual e, também, de alguma bibliografia.

#### 5.3.2.1. Tomógrafo

O equipamento de TC simulado (GE® série BrightSpeed Select) tem a abertura da *gantry* de 70 cm, a distância do ponto focal do feixe ao isocentro é de 54 cm, sendo a distância do ponto focal do feixe aos detectores de 95 cm (45), como se pode ver na figura que se segue:

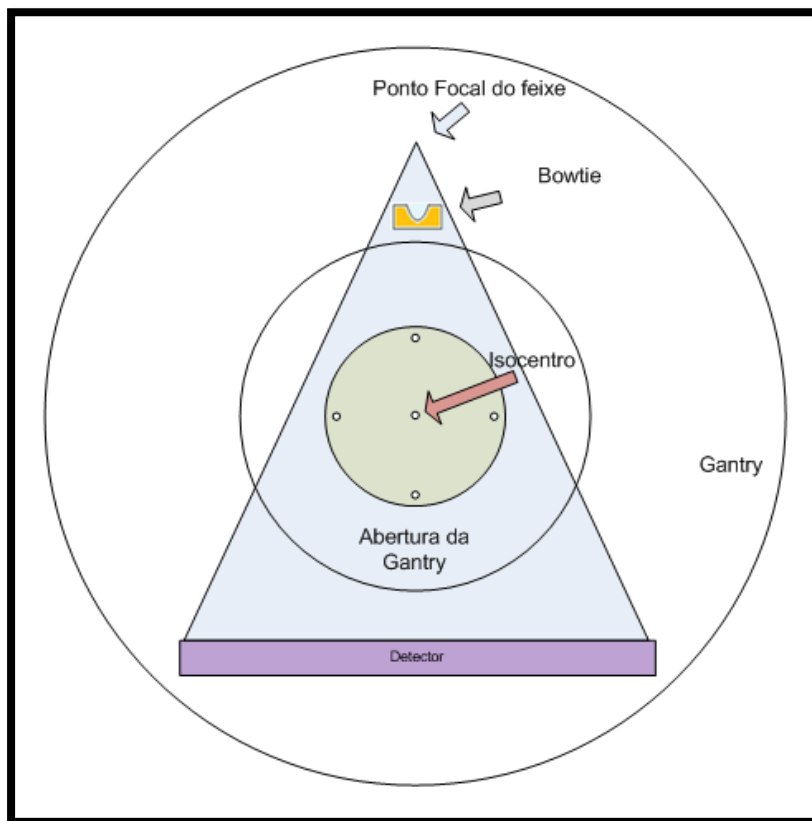


Figura 41 - Esquema do tomógrafo usado.

### 5.3.2.2. Filtro bowtie

O feixe de radiação X produzido incide sobre e atravessa um outro filtro designado filtro *bowtie*. O filtro *bowtie* é feito de grafite coberta de alumínio e contribui para melhorar a qualidade de imagem através da modulação de fluência, da redução da radiação dispersa e redução da dose ao paciente, resultando numa melhoria global na precisão dos números CT, uniformidade de imagem e detectabilidade de baixo contraste. Com uma forma um pouco complexa e, na ausência do conhecimento exacto da sua geometria (o fabricante não disponibilizou), fez-se uma aproximação à sua forma real, implementando-se uma geometria aproximada que consta de um paralelepípedo de 8cm de altura, cortado por uma elipsóide no seu interior (44), tal como representado na figura seguinte:

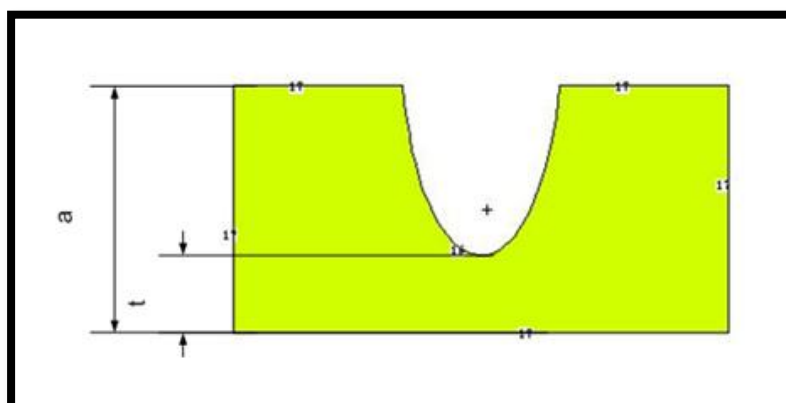


Figura 42 – Pormenor de geometria: Filtro *bowtie*.



A razão pela qual se escolheu uma altura de 8 cm para o filtro *bowtie* foi determinada pelo facto de se ter tido acesso a um filtro similar usado num modelo mais antigo de Tomógrafo o qual tinha uma altura de 8cm. Foi o filtro *bowtie* representado na figura 42 o ponto de partida.

### 5.3.2.3. Colimador

O colimador é uma das componentes que dá forma ao feixe, limitando-o espacialmente. Para implementar um equivalente ao colimador presente no equipamento de TC usado (a informação sobre as características geométricas e materiais constituintes não foi disponibilizada pelo fabricante), foram feitas cálculos trigonométricos no sentido de, a partir do FOV<sup>32</sup> (ou seja, a dimensão do campo do feixe no isocentro) se descobrir qual a abertura do feixe a 39 cm do isocentro. Estes 39 cm correspondem à distância estimada entre o colimador e o isocentro no equipamento utilizado, mas tal informação também não foi cedida pelo fabricante.

Implementou-se então nas simulações efectuadas, um colimador paralelepípedo com uma abertura central com as dimensões necessárias para se ter o FOV desejado. O colimador usado nas simulações encontra-se representado na figura seguinte:

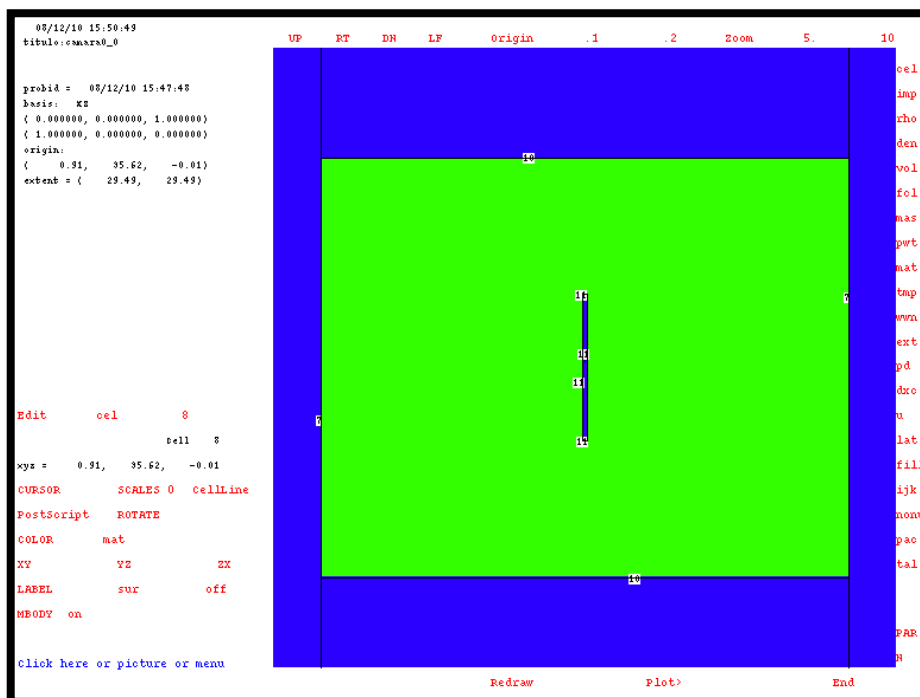


Figura 43 - Pormenor da geometria: colimador (verde).

<sup>32</sup> Sigla para *Field of View*

### 5.3.2.4. Fantoma e Câmara de Ionização

O fantoma e a câmara de ionização simulados em Monte Carlo são os mencionados na secção 5. O fantoma é de PMMA, com uma densidade de  $1,19 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ . Tem 15cm de comprimento, com 32cm de diâmetro. Tem 5 orifícios que poderão conter a câmara de ionização (e respectivo adaptador de PMMA) ou tubos de PMMA com as dimensões dos orifícios. Um dos orifícios encontra-se no centro e os restantes 4 encontram-se a 1cm da superfície do fantoma, com uma separação de  $90^\circ$  entre eles. Na figura seguinte encontra-se a geometria implementada da câmara de ionização simulada:

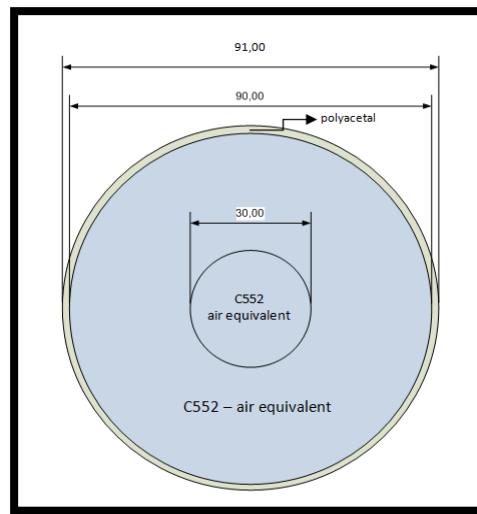


Figura 44- Esquema da geometria da câmara de ionização (vista frontal) implementada e simulada em MCNPX.

Nas figuras seguintes, encontram-se *zooms* da geometria implementada, com incidência no fantoma e na câmara de ionização, colocada às 12h ( $0^\circ$ ).

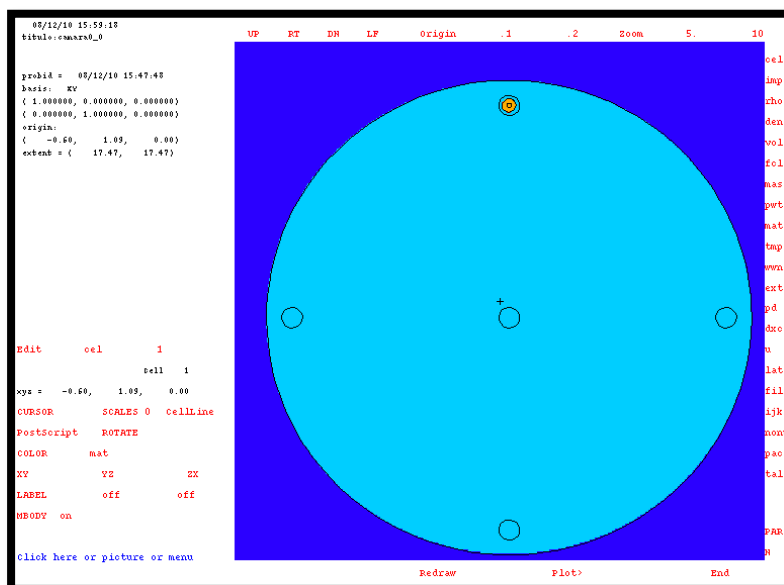


Figura 45 – Visualização gráfica da geometria implementada em MCNPX para o fantoma e a câmara de ionização (inserida no orifício correspondente às "12h").

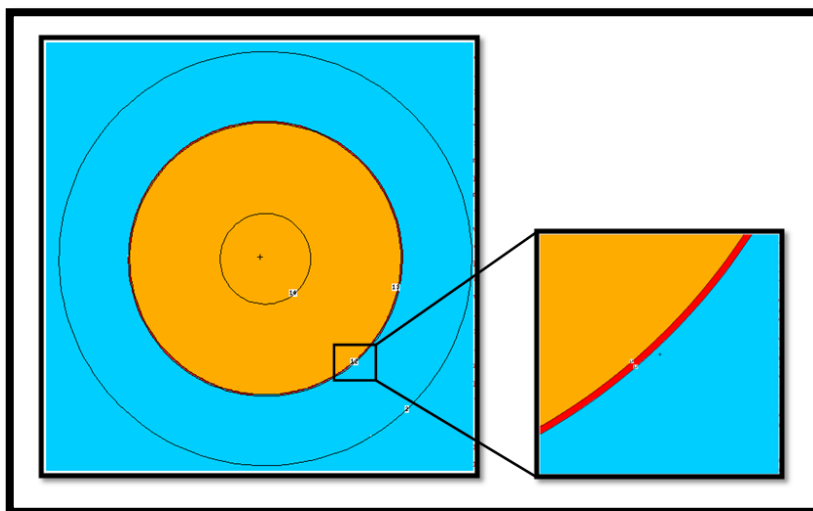


Figura 46 - Pormenor da câmara de ionização. A Azul - PMMA, a cor de laranja - C552 e a vermelho - polyacetal.

### 5.3.3. Metodologia

O conjunto, ponto focal do feixe, filtros e colimador (CFFC), do equipamento de TC usado nas medições, efectua uma rotação de  $360^\circ$  num segundo, sendo que o feixe é contínuo ao longo do tempo. Como no programa MCNPX não é possível simular de forma contínua o movimento de rotação do sistema, a estratégia usada nas simulações consistiu em simular 36 posições do CFFC (em passos de  $10^\circ$ ), ao longo do eixo de rotação. Ou seja, aproximou-se o movimento contínuo de rotação durante 1 s, como correspondendo à sobreposição de 36 situações/posições estáticas de irradiação ao longo de 1 s, correspondendo a cada uma destas 36 situações/posições:

- Um tempo de exposição de  $1/36$  s
- Uma cobertura angular de  $10^\circ$ , entre 0 e  $360^\circ$
- Uma posição angular do feixe e sistema correspondendo a  $0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ, 40^\circ, 50^\circ, \dots, 360^\circ$

Na figura que se segue estão representados 8 dos 36 filtros *bowties* implementados. Por impossibilidade técnica de representação (devido à sobreposição de superfícies), as restantes posições não se mostram na figura.

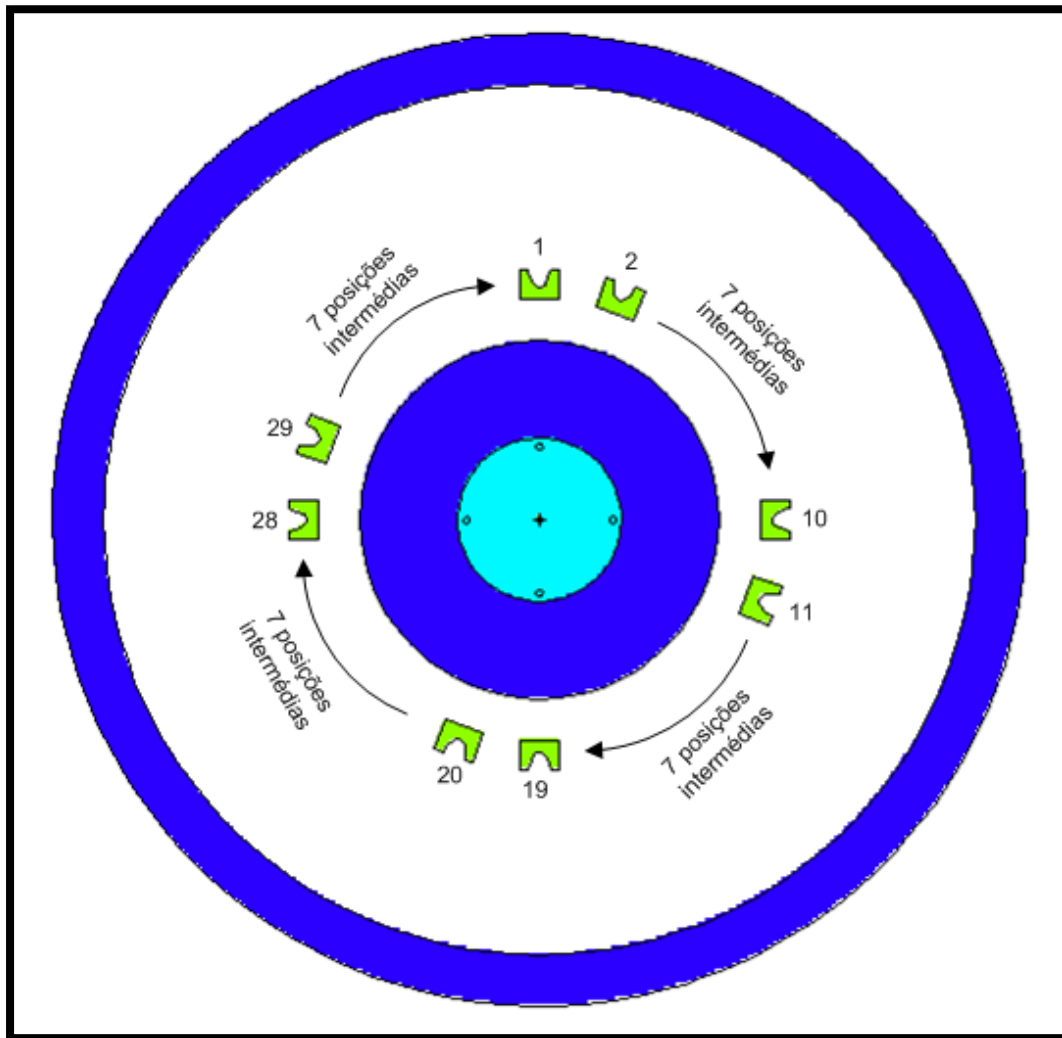


Figura 47 - Representação da metodologia adoptada.

Após simular cada posição do CFFC, retiraram-se do ficheiro de saída de cada simulação os valores correspondentes à *tally* F6 e ao erro relativo e a cada valor da *tally* F6 aplicou-se um Factor de Conversão explicado no Capítulo 7 (secção 7. 1), para se transformar o resultado da *Tally* F6 em Dose (J/kg). De seguida, somam-se os 36 valores correspondentes às 36 posições e obtém-se, assim, um valor para cada posição da câmara de ionização. Por fim, aplica-se a fórmula 4. 16 aos 5 valores encontrados e chegava-se ao valor do CTDI.

Em resumo: para cada posição da câmara de ionização (colocada num dos orifícios do fantoma), efectua-se 36 simulações para cada uma das posições acima referidas e para o tempo de exposição referido (1/36 s), sendo o valor da dose obtido somando-se os 36 resultados computacionais obtidos. Este procedimento requer um tempo de CPU considerável devido ao elevado número de simulações (36) e à necessidade de serem simuladas várias centenas de milhões de partículas para cada simulação.

## CAPÍTULO 6 – RESULTADOS COMPUTACIONAIS, SUA ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO.

### 6.1. CONVERSÃO DOS RESULTADOS DO MCNPX EM UNIDADES DE DOSE

Uma vez que os resultados da *tally* F6 são expressos em unidades [MeV/g por partícula emitida pela fonte], é necessário, em primeiro lugar, converter MeV/g para J/kg (a unidade de dose é o Gray (Gy) com  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ ), sendo que:

$$1 \frac{\text{MeV}}{\text{g}} = 1,6 \times 10^{-10} \frac{\text{J}}{\text{kg}}, \quad (\text{A})$$

Conhecida a dose por partícula emitida pela fonte (fotão) há que normalizar os resultados ao número total de partículas emitidas pela fonte de radiação X. Para se determinar o número total de fótons durante o funcionamento do equipamento, ter-se-á em conta o produto entre a corrente do feixe de electrões (mA) e o tempo de exposição (s), utilizando o parâmetro *mAs* cujo valor nominal é característico do modo de funcionamento do tomógrafo.

Sabendo que,

$$\blacksquare \quad 1 \text{ A} = \frac{1 \text{ Coulomb}}{1 \text{ s}}$$

E que,

$$\blacksquare \quad 1 \text{ Coulomb} = \frac{1}{1,6 \times 10^{-19}} \text{ electrões} = 6,25 \times 10^{18} \text{ electrões}$$

Então tem-se que,

$$1A = \frac{6,25 \times 10^{18}}{1s} \text{electrões} \Leftrightarrow 1mAs = 6,25 \times 10^{15} \text{electrões} \quad (B)$$

As irradiações foram efectuadas para um valor nominal de funcionamento do tomógrafo de 350 mAs.

Tendo chegado a estas duas constantes de conversão (A e B), dever-se-á ainda ter em conta a eficiência de conversão  $e \rightarrow \gamma$  ( $\varepsilon_{e-\gamma}$ ) no ânodo. Este é um dos parâmetros que contribui para o cálculo das incertezas, cujo valor também não é disponibilizado pelo fabricante. Na literatura existem, para a mesma gama de valores de energia (120 kV) e número atómico ( $Z=74$ ), valores entre os 0,88% (46) e os 1,08% (47). Uma vez que também se encontra na literatura que 99% de energia é convertida sobre a forma de calor (48), o valor escolhido para o factor de conversão  $\varepsilon_{e-\gamma}$  foi de 1% (0,01), que também corresponde aproximadamente à média dos valores acima mencionados.

Tendo em conta as constantes e factores mencionados anteriormente, a Dose é calculada através da soma das 36 simulações efectuadas para cada orifício, através da seguinte fórmula:

$$Dose_{Total} = \sum_{i=1}^{36} \left[ (tally F6)_i \times 1,6 \times 10^{-10} \times 6,25 \times 10^{15} \times 350mAs \times 0,01 \times (FP)_i \right] \quad (6.1)$$

em que  $(tally F6)_i$  corresponde ao resultado do Monte Carlo para cada Tally F6 e  $FP$  é o seu factor de ponderação correspondente, ilustrado na figura:

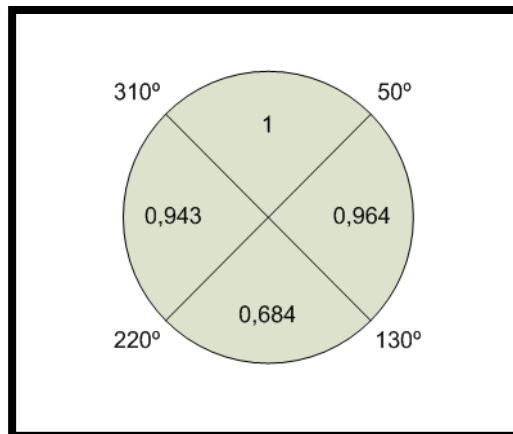


Figura 48 - Factores de ponderação do contributo do ângulo de rotação.

Estes valores foram obtidos dividindo cada uma das médias de  $CTDI$  pelo valor máximo medido ( $46,051 mGy$ ), para minimizar as fontes de incerteza relacionadas com a rotação da *gantry* ao longo da medição.

Nas secções seguintes mostram-se as simulações da manipulação dos parâmetros do filtro *bowtie*, a fim de se conseguir uma concordância dos valores simulados com os valores medidos.

## 6.2. ANÁLISE DA ESPESSURA DO FILTRO BOWTIE

Como referido anteriormente, não foi disponibilizada pelo fabricante qualquer informação relativa à geometria e materiais constituintes dos filtros e colimadores, às distâncias entre as diversas componentes do sistema e à eficiência de conversão de electrão em fóton no ânodo. Este desconhecimento traduz-se em fontes de incerteza de difícil quantificação.

Uma das principais fontes de incerteza é a dimensão do filtro *bowtie*. Com recurso à observação visual estimou-se que a espessura do filtro *bowtie* ( $a$  na figura 42) era aproximadamente 8 cm. Assim, seguidamente apresentam-se os primeiros resultados obtidos para a curva inicial implementada (Figura 42). De notar que nesta secção não se alterou a curva do Filtro *bowtie*, para se conseguir fazer uma análise de sensibilidade da espessura do filtro.

Na tabela seguinte, apresentam-se os valores de dose obtidos por simulação (C), os valores de dose medidos (E) e o quociente de ambos. Os valores de dose simulados obtiveram-se aplicando a equação 6. 1 às 5 tabelas do ANEXO B, correspondentes às 36 posições de cada um dos 5 orifícios do fantoma. Na tabela 11 também se apresenta a incerteza relativa do quociente C/E, calculada segunda a seguinte expressão:

$$\frac{\sigma\left(\frac{C}{E}\right)}{\frac{C}{E}} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_C}{C}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_E}{E}\right)^2}, \quad (6.2)$$

Tabela 11 - Comparação entre os resultados computacionais obtidos por simulação Monte Carlo e as medições efectuadas, para uma espessura do Filtro *bowtie* de 8 cm.

Orifício	Dose Simulada (mGy) (C)	Dose Medida (mGy) (E)	Razão C/E
Central	22,289 ± 0,598	20,222 ± 0,046	1,102 ± 0,027
0°	40,340 ± 1,061	46,051 ± 0,642	0,876 ± 0,030
90°	38,650 ± 0,987	44,384 ± 0,197	0,871 ± 0,026
180°	30,126 ± 0,755	31,478 ± 0,584	0,957 ± 0,031
270°	37,686 ± 1,019	43,422 ± 0,060	0,868 ± 0,027

Dada a geometria e posição do filtro *filtro bowtie* (Figuras 41 e 42), facilmente se percebe que o orifício central é o mais influenciado tendo em conta uma variação na espessura  $t$ . Por essa razão, a análise de sensibilidade da espessura do filtro foi elaborada somente para o furo central. Através da tabela 11, é possível verificar que o valor de dose simulado se encontra acima do valor medido. O desvio relativamente à unidade, expresso em termos de desvio padrão, é de  $3\sigma$ .

No sentido de aproximar os resultados computacionais aos medidos, fez-se variar a espessura do filtro *bowtie* ( $a$ ) mantendo a curva do filtro, ou seja, alterar a espessura  $t$  (Figura 42). Para isso, teve-se em conta o HVL<sup>33</sup> do alumínio, que para energias de 110kV é de 3mm (49). Assim, fez-se uma primeira tentativa de aumento de  $t$  em 2mm (passar de 8 para 8,2 cm de espessura  $a$ ), de forma a diminuir a dose simulada.

Aplicando a equação 6. 1 à tabela do ANEXO C, correspondente à nova simulação para os 8,2 cm de  $a$ , obtém-se o valor da dose simulada (C) e o quociente entre C/E, com a respectiva incerteza calculada pela equação 6. 2, apresentados na tabela 12:

Tabela 12 - Comparação entre os resultados computacionais obtidos por simulação Monte Carlo e as medições efectuadas, para uma espessura do Filtro bowtie de 8,2 cm.

Orifício	Dose simulada (mGy) (C)	Dose Medida (mGy) (E)	Razão C/E
Central	19,802 ± 0,811	20,222 ± 0,046	0,98 ± 0,03

Analisando a razão entre os valores médios de dose, experimental e computacional, pode inferir-se que os valores não são estatisticamente diferentes, dado que o desvio relativamente à unidade, expresso em termos de desvio padrão, não excede  $1\sigma$ .

Dada esta concordância entre os valores de dose, experimental e computacional, para o orifício central, procedeu-se de seguida à análise da influência da curva do filtro *bowtie*. A espessura de  $t$  deve ser mantida constante (igual à encontrada), mas tal como está referido de seguida, tal operação é difícil, devido à forma de implementação da curva do filtro *bowtie* no MCNPX.

<sup>33</sup> Half-Value Layer, espessura de semi-redução, ou seja, espessura de material necessária para reduzir para metade o fluxo de partículas incidentes.



### 6.3. ANÁLISE DA CURVA DO FILTRO BOWTIE

A alteração da curva do filtro *bowtie*, curva essa que no código MCNPX é implementada através da intersecção de uma elipsóide com um paralelepípedo, não é de fácil manipulação quando se pretende manter  $t$  (Figura 42). Isto porque não se consegue implementar a elipsóide manipulando a sua posição no eixo dos Y, apenas se consegue manipular os seus parâmetros *focos* e *comprimento do raio principal* (42).

Na figura seguinte, está representado o filtro *bowtie* implementado com a primeira elipsóide e 8,2 cm de espessura (**A** – Figura 49). Após a implementação da primeira elipsóide, fez-se uma manipulação dos seus parâmetros (focos e comprimento do raio principal) e simulou-se uma segunda (**B** – Figura 49).

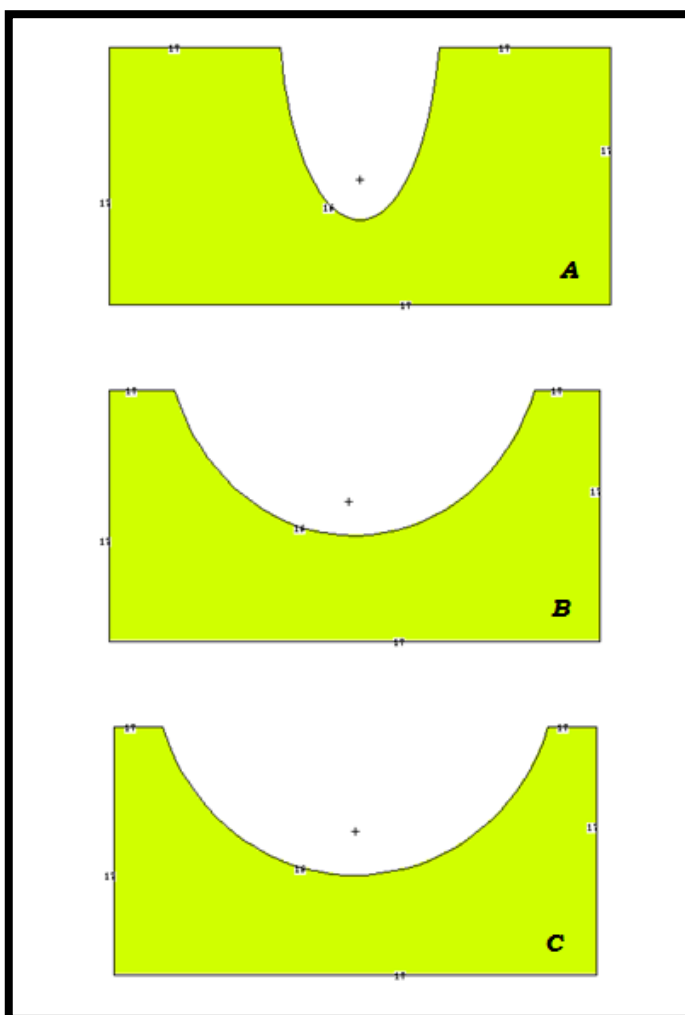


Figura 49 - Três das geometrias simuladas e utilizadas para o estudo da influência da curva do *filtro bowtie*. A geometria **C** surge da otimização dos parâmetros (foco e raio), tendo em conta os resultados obtidos com as geometrias anteriores.

Nesta análise, apenas serão considerados os orifícios periféricos do fantoma, uma vez que estes são os que sofrem maior alteração com a manipulação da curva do filtro Bowtie.

Na tabela 13 podem observar-se os valores de dose, de cada orifício, tendo em conta a implementação da geometria **A** e **B** (Figura 49) do filtro *bowtie*, com a aplicação da equação 7.1 às tabelas do ANEXO D, assim como para os valores correspondentes de dose medidos.

Tabela 13. - CTDI's de dois Filtro *bowties* simulados e medidos

Orifício	Dose de A (mGy)	Dose de B (mGy)	Dose Medida (mGy)
0°	38.412 ± 0,468	37.713 ± 1,190	46,051 ± 0,642
90°	34.268 ± 0,854	35.050 ± 1,012	44,384 ± 0,197
180°	26.911 ± 0,774	28.538 ± 0,888	31,478 ± 0,584
270°	33.688 ± 0,964	35.079 ± 0,994	43,422 ± 0,060

Como se pode constatar, os valores de dose para os orifícios periféricos, utilizando o esquema **B** como geometria do filtro *bowtie*, aproximaram-se mais dos valores medidos quando comparados com os valores obtidos com a geometria **A**.

Depois de várias iterações, conseguiu-se chegar a uma geometria com a qual a diferença entre simulado e medido fosse igual ou inferior a 5% (44), a geometria **C**, representada na Figura 49. Esta diferença teve uma única excepção, como se pode ser na tabela 14.

Tabela 14 - Comparação entre CTDI da geometria C e CTDI medido.

Orifício	Dose de C (mGy)	Dose Medida	Razão C/E
0°	46.851 ± 1,476	46.051 ± 0,642	1,017 ± 0,034
90°	43.964 ± 1,163	44.384 ± 0,197	0,991 ± 0,027
180°	35.387 ± 0,995	31.478 ± 0,584	1,124 ± 0,034
270°	43.685 ± 1,203	43.422 ± 1,203	1,006 ± 0,028

Analisando a tabela, verifica-se que a diferença em relação ao valor de dose para o orifício dos 180° pode ser explicada pela existência da mesa (Figura 18) que interfere directamente com o feixe quando este se encontra na proximidade da câmara de ionização naquela posição (orifício dos 180°). Este facto não invalida o factor de ponderação utilizado (Página 52), uma vez que para os restantes orifícios, as proporções entre os valores de dose simulados se mantém semelhantes às proporções dos valores medidos. Contudo, esta

diferença realça o facto de o factor de ponderação encontrado ser apenas uma aproximação.

No gráfico seguinte, mostram-se, em gráfico, as razões entre os valores simulados e os medidos, em comparação para as três geometrias referidas:

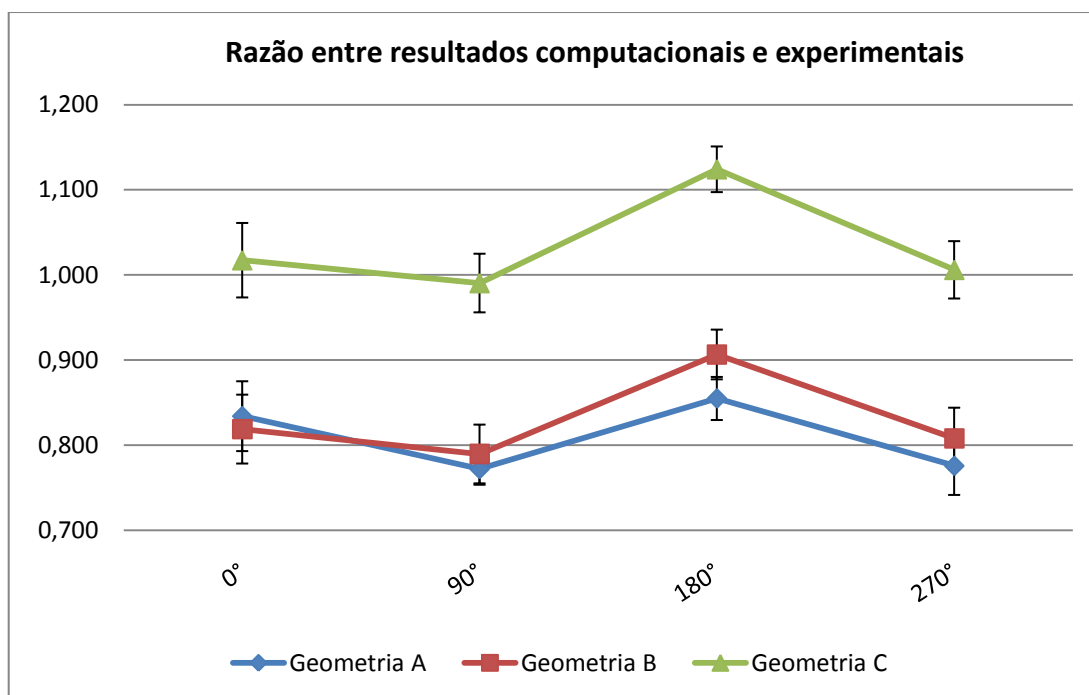


Figura 50 - Gráfico da comparação entre a razão resultados computacionais vs experimentais, para as três geometrias apresentadas.

Usando a fórmula 4. 16, calcula-se de seguida o  $CTDI_W$  para a geometria C:

$$CTDI_{W,simulado} = \frac{1}{3}CTDI_C + \frac{2}{3}CTDI_p \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow CTDI_{W,simulado} = \frac{1}{3} \times 21,238 + \frac{2}{3} \times \left( \frac{46,851 + 43,964 + 35,387 + 43,685}{4} \right) \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow CTDI_{W,simulado} = 35,394 \pm 1,116 \text{ mGy}$$

Na tabela seguinte, comparam-se os  $CTDI_W$ , simulado e medido, através da razão entre ambos.

Tabela 15 - Razão entre  $CTDI_W$  simulado e medido.

$CTDI_{W,simulado}$ (mGy)	$CTDI_{W,medido}$ (mGy)	Razão
35,394 ± 1,116	34,296 ± 0,293	1,032 ± 0,032

Analisando a razão entre os valores de  $CTDI_w$ , simulado e medido, pode inferir-se que os valores não são estatisticamente diferentes, dado que o desvio relativamente à unidade, expresso em termos de desvio padrão, não excede  $1\sigma$ .

Assim, com a geometria **C**, conseguiu-se chegar a uma diferença inferior a 5% (3,2%), como era pretendido.

## 6.4. DESCRIÇÃO DAS INCERTEZAS ASSOCIADAS

Nesta secção pretende-se descrever as fontes de incertezas ao longo do trabalho de modelação e simulação, que envolveu diversas iterações da geometria do tomógrafo.

Uma das fontes de incerteza neste trabalho diz respeito ao conhecimento da distribuição em energia do feixe de radiação X. Uma vez que não se teve acesso a informação da parte do fabricante, assumiu-se, como referido anteriormente, para o termo fonte, um feixe encontrado na literatura. A distribuição utilizada para a fluência em energia diz respeito a um feixe filtrado com 2,5 mm de alumínio, com os picos de energia (correspondentes aos raios-X característicos) em valores coincidentes com aqueles do feixe descrito e usado por *Gu et al.* (44). Foi também utilizado, para confirmação, um programa de simulação de feixes de radiação-X, *IPEM<sup>34</sup> report 78*, no qual se introduziram as referências dadas por *Gu et al.* (44) e se confirmou não só que os picos de energia coincidiam com os dois espectros anteriormente mencionados, como, também, se confirmou a filtração dos 2,5 mm de alumínio.

Outra fonte de incerteza está relacionada com o sistema de filtração. Sabia-se da existência de um filtro, designado *bowtie*, mas a geometria e a posição desta componente é desconhecida e não foram disponibilizadas pelo fabricante. Recorde-se que o filtro *bowtie* contribui para melhorar a qualidade de imagem em TC, através da modulação de fluência, da redução da radiação dispersa e redução da dose ao paciente, resultando numa melhoria global na precisão dos números CT, uniformidade de imagem e detectabilidade de baixo contraste.

Verifica-se também outra fonte de incerteza relacionada com a geometria exacta do sistema de colimação. Em relação à sua geometria, dada a sua complexidade e, uma vez

---

<sup>34</sup> *Institute of Physics and Engineering in Medicine.*

mais, na ausência de informação por parte do fabricante, fez-se uma simplificação implementando computacionalmente um colimador (cuja geometria é descrita no Capítulo 6) e assumiu-se uma posição (a 15 cm do ponto focal da a fonte), por forma a modelar o feixe útil de radiação X, tendo como base o tamanho do feixe medido no isocentro.

As incertezas associadas aos resultados obtidos com o Monte Carlo prendem-se na fórmula  $Dose_{Total}$ , usada para a conversão dos resultados obtidos pela *Tally F6* em Dose. Existem incertezas sistemáticas relacionadas com o parâmetro *Tally F6*: geometrias, posições e materiais das estruturas implementadas, que se mantiveram, até ao final deste trabalho, sem confirmação da parte do fabricante. Ainda no parâmetro *Tally F6*, temos incertezas relacionadas com os algoritmos utilizados para o transporte das partículas (nomeadamente electrões). No entanto, as incertezas expectáveis relativamente aos algoritmos de transporte são muito inferiores àquelas decorrentes do insuficiente conhecimento da geometria e posição das componentes (filtros e colimadores) do sistema.

Outra fonte de incertezas está relacionada com o parâmetro  $\epsilon_{e-\gamma}$ , que traduz a eficiência de conversão no alvo da ampola de um electrão do feixe num fóton do feixe útil de radiação X. Uma vez que o fabricante não revelou qualquer informação sobre a conversão *electrão – raios-X* e visto que não se conseguiu encontrar na bibliografia um valor exacto e concordante efectuaram-se estudos para outros valores de  $\epsilon_{e-\gamma}$ , encontrados na bibliografia, para a geometria **C**. No gráfico seguinte, mostra-se a razão entre os valores simulados (C) e os medidos (E), para três valores de  $\epsilon_{e-\gamma}$ : 0,88%, 1% e 1,08%. Em virtude dos resultados obtidos, foi decidido utilizar um valor de 1% para este parâmetro. Contudo o desconhecimento do seu valor exacto introduz uma fonte de incerteza considerável e de difícil quantificação no contexto deste estudo e á luz de todas as outras fontes de incertezas previamente identificadas.

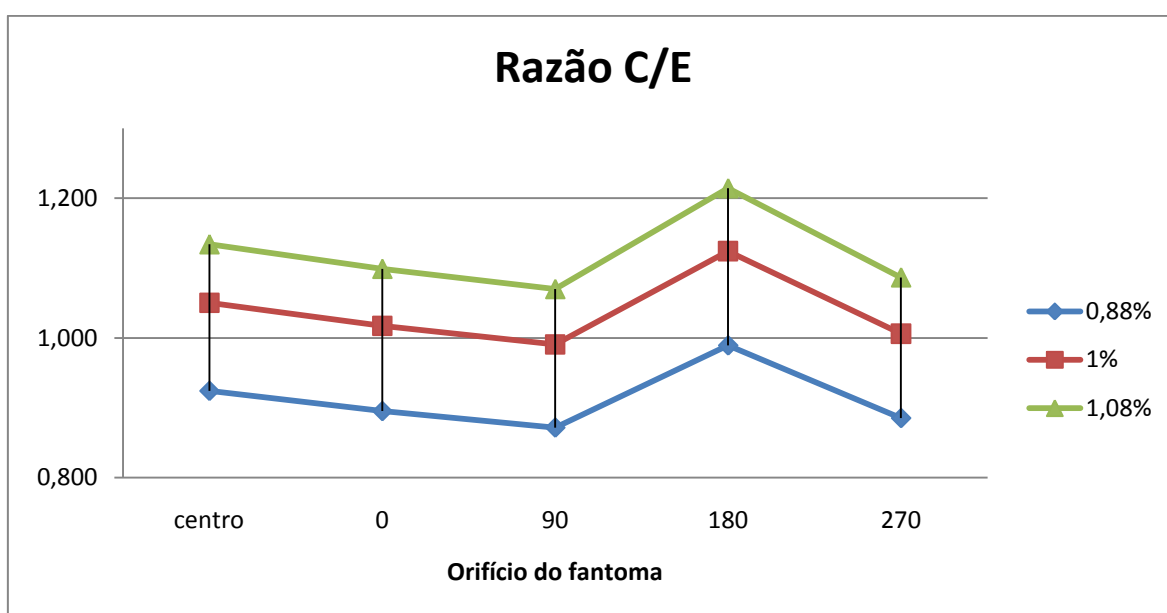


Figura 51 - Gráfico da razão C/E para diferentes valores de  $\epsilon_{e-\gamma}$ .



## ***CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO***

A Tomografia Computorizada (TC) é hoje um dos principais métodos de diagnóstico médico. O aumento da sua utilização, ao longo das últimas décadas, é o principal responsável pelo significativo aumento da dose efectiva colectiva e da exposição dos pacientes e dos profissionais envolvidos às radiações ionizantes de origem artificial. Por esta razão, tornou-se importante a quantificação quer da dose a que está exposto cada paciente por exame de TC, quer a dose a que estão expostos os profissionais (técnicos no âmbito de exames de TC, médicos no âmbito de modalidades híbridas, ou quaisquer outros trabalhadores no âmbito da sua exposição ocupacional).

A disseminação e utilização crescente da prescrição de exames de diagnóstico médico utilizando a Tomografia Computorizada, nomeadamente de âmbito pediátrico, associada à incerteza do conhecimento científico relativamente aos efeitos biológicos das baixas doses (alguns mSv<sup>35</sup>) de radiação ionizante e da quantificação do binómio risco radiológico versus benefício, suscitam actualmente ao nível internacional grande preocupação sobre os efeitos potencialmente induzidos a longo prazo devido à exposição a estas doses de radiação. Dados do relatório *BEIR-VII* mostram um dramático aumento do risco radiológico de indução de cancro para indivíduos expostos durante a fase neo-natal, infância ou adolescência, relativamente ao mesmo risco para adultos.

A crescente aplicação das radiações ionizante em praticamente todos os sectores de actividade, implica a necessidade de modelar e simular o comportamento de equipamentos, infraestruturas e sistemas utilizando fontes de radiação, feixes de partículas e fontes radioactivas. Um dos objectivos da modelização e simulação de tais equipamentos, infraestruturas e sistemas consiste na caracterização dosimétrica (cálculo de doses e de débitos de dose, mapeamento de doses, etc.), para melhor caracterizar e justificar as práticas radiológicas e otimizar a protecção radiológica limitando as doses a que estão expostos os trabalhadores e os membros do público e no caso das práticas radiológicas médicas, os pacientes. As simulações utilizando métodos de Monte Carlo revestem-se neste contexto de uma importância crucial, tendo sido desenvolvidas e disponibilizadas para utilização pública ao longo das últimas décadas poderosas ferramentas computacionais.

A validação dos resultados computacionais deve contudo ser sempre que possível efectuada recorrendo a medições utilizando equipamentos de detecção de radiação e fantasmas apropriados.

Neste trabalho, foram efectuadas simulações por métodos Monte Carlo utilizando o programa MCNPX, representativo do estado da arte na utilização dos métodos de Monte

---

<sup>35</sup> mSv – mili-Sievert, unidade de dose efectiva de radiação ionizante

Carlo em Física das Radiações, para modelar e descrever um tomógrafo GE Brightspeed®. Os passos cruciais na modelação e simulação consistem na descrição precisa e exacta:

- a) Da geometria e materiais constituintes das diversas componentes (filtros, colimadores) e das distâncias entre as mesmas
- b) Da distribuição em energia e da intensidade do feixe de radiação X
- c) Das dimensões do feixe de radiação X na *gantry*
- d) Do equipamento de detecção de radiação utilizado (câmara de ionização)
- e) Do transporte de fotões e electrões e das suas interacções nos materiais constituintes do sistema
- f) Do movimento de rotação da ampola de raios X durante o funcionamento do tomógrafo

O objectivo primordial deste trabalho consiste na validação da modelização e simulação do tomógrafo efectuadas utilizando métodos de Monte Carlo por comparação dos resultados computacionais obtidos com medições efectuadas em meio hospitalar, para dois fantasmas: cabeça e corpo. De notar que as simulações efectuadas são bastantes morosas (como exemplo, para a realização dos resultados da tabela 18 no ANEXO B foram necessários 3405 minutos de tempo real num PC dedicado).

Para uma correcta comparação e inferência da qualidade do acordo entre os resultados computacionais obtidos e as medições efectuadas e identificação de eventuais discrepâncias, é necessário identificar as fontes de incerteza e contabilizar a sua importância. As principais fontes de incerteza introduzidas na modelação e simulação do tomógrafo estão associadas aos factores previamente identificados a) a f). As fontes de incerteza associadas às medições efectuadas em meio hospitalar estão relacionadas com o factor de calibração da câmara de ionização e com a correcta colocação e alinhamento do fantoma (como mencionado no Capítulo 4).

De referir que as condições da implementação computacional foram difíceis, com limitações inerentes à opacidade da informação sobre os parâmetros geométricos e as características do feixe de radiação X, que não foram disponibilizadas pelo fabricante do tomógrafo. Parte da informação utilizada foi extraída – quando disponível - da bibliografia, não sendo contudo específica do equipamento utilizado e introduzindo uma fonte de incerteza.

O feixe implementado já estava filtrado para as baixas energias, equivalente ao *flat filter* de 2,5mm de Alumínio (44).

O colimador implementado foi desenhado a partir das dimensões conhecidas do campo (na zona do isocentro), através de cálculos trigonométricos. No entanto, sabia-se que a forma real era bem mais complexa, constituindo assim, o colimador implementado, numa simplificação.



Em relação à incerteza associada à descrição do sistema de filtração, como o feixe implementado já se encontrava filtrado para as baixas energias (*flat filter*), uma das principais fontes de incerteza é devida à implementação do filtro *bowtie*. A principal incógnita era a sua geometria, de que se conhece apenas a forma aproximada. Foi contudo efectuada uma “análise de sensibilidade” dois resultados computacionais para diversas configurações e geometrias do mesmo. Ao fim de várias tentativas de manipulação das suas características (espessura e curva – Figura 42), conseguiu-se chegar a uma geometria (Geometria **C** – Figura 49) para a qual, e juntamente com os restantes parâmetros assumidos, se conseguiu obter um desvio entre os resultados computacionais e as medições de cerca de 3,2%.

Outro aspecto crítico da validação, consistiu na modelação e simulação do movimento contínuo de rotação do conjunto CFFC<sup>36</sup> ao longo de toda a rotação da *gantry*. A implementação de tal movimento contínuo não é (ainda) possível para os programas de simulação Monte Carlo actualmente disponíveis. Alternativamente, aproximou-se o movimento contínuo de rotação durante 1 s, como correspondendo à sobreposição de 36 situações/posições estáticas de irradiação ao longo de 1 s, correspondendo a cada uma destas 36 situações/posições:

- Um tempo de exposição de 1/36 s
- Uma cobertura angular de 10°, entre 0 e 360°
- Uma posição angular do feixe e sistema correspondendo a 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 50°, ... 360°

Ou seja, para cada posição da câmara de ionização (colocada num dos orifícios do fantoma), efectua-se 36 simulações para cada uma das posições acima referidas e para o tempo de exposição referido (1/36 s), sendo o valor da dose obtido somando-se os 36 resultados computacionais obtidos. Este procedimento requer um tempo de CPU considerável devido ao elevado número de simulações (36) e à necessidade de serem simuladas várias centenas de milhões de partículas para cada simulação. A incerteza estatística (associada ao elevado número de partículas simuladas) é desprezável (inferior a 1% para a maioria das posições).

Outra fonte de incerteza decorre da incerteza da eficiência de conversão de um electrão incidente no alvo da ampola de raios-X, em um fotão do feixe útil de radiação (parâmetro  $\varepsilon_{e-\gamma}$ ). O valor utilizado, obtido da literatura e que não disponibilizado pelo fabricante, foi de 1%.

Como já referido anteriormente neste trabalho, o fabricante não forneceu qualquer informação, pelo que todos os parâmetros (feixe, filtros e colimador) foram implementados a partir da observação visual do equipamento e da bibliografia.

---

<sup>36</sup> Conjunto, ponto focal do Feixe, Filtros e Colimador.

Apesar destes constrangimentos e adversidades, com a realização deste trabalho, demonstrou-se que é possível descrever e simular um sistema de TC utilizando métodos de Monte Carlo, utilizando o código MCNPX, tendo sido obtido um acordo entre os resultados computacionais e as medições efectuadas da ordem de 3%.

Como trabalho futuro, uma das linhas de investigação e desenvolvimentos consistirá na implementação de fantasmas de voxel (50), a fim de estudar com maior rigor, as doses em órgãos, tecidos e diferentes estruturas constituintes do corpo humano.

## BIBLIOGRAFIA

1. **Brenner, David J. e Hall, Eric J.** Computed Tomography - An increasing source of radiation exposure. *The New England Journal of Medicine*. 2007.
2. [Online] <http://sciencewatch.com/inter/aut/2010/10-mar/10marBren/>.
3. **National Council on Radiation Protection and Measurements.** *Report No. 160*. Maryland : NCRP, 2009.
4. **Brenner, David J.** Potential Risks Associated with CT scans: Should we be Concerned? New York : s.n., 2007.
5. **Hubbell, J. H. e Overbo, I.** *Relativistic atomic form factors and photon coherent scattering cross sections*. s.l. : J. Phys. Chem. Ref., 1979.
6. **Hendee, William R. e Ritenour, E. Russell.** *Medical Imaging Physics*. New York : Wiley-Liss, Inc., 2002.
7. **Bielajew, A. F.** *Photon Monte Carlo Simulation, Chapter 12 in Fundamentals of Monte Carlo Method for Neutral and Charged Particle Transport*, pp 161-178. University of Michigan : s.n., 2000.
8. **Krane, K. S.** *Introductory Nuclear Physics*. New York : John Wiley & Sons, 1988.
9. **Belchior, Ana.** Contributo para um sistema de automação e robótica na fonte experimental de  $^{60}\text{Co}$  – Distribuição de dose por simulação monte carlo e sua validação por dosimetria física e química. 2007.
10. **Attix, F.** *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. USA : John Wiley & Sons, 1986.
11. **Leo, W. R.** "Passage of Radiation through Matter", Chapter 2 in *Techniques for Nuclear and Particles Physics Experiments*. Germany : Springer – Verlag, 1986.
12. **Evans, R. D.** *The atomic nucleus*. New York : McGraw-Hill Book Company, 1955.
13. [Online] <http://www.slideshare.net/HeraldoSaude/produto-e-equipamentos-de-raios-x>.
14. [Online] <http://impactscan.org/slides/xrayct/sld033.htm>.
15. [Online] <http://miac.unibas.ch/BIA/06-Xray.html#%283%29>.
16. **Graham, D. T.** *Principles of Radiological Physics*. China : Elsevier Limited, 2003.
17. **Seeram, Euclid.** *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. Philadelphia : Saunders, 2001.

18. **Hsieh, Jiang.** *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances.* Bellingham : SPIE Optical Engineering Press, 2003.
19. **Hendee, W. R. e Ritenour, E.R.** *Medical Imaging Physics.* New York : Wiley-liss, 2002.
20. **Pedroso Lima, J. J.** *Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos.* Coimbra : Imprensa da Universidade, 2005.
21. [Online] <http://tech.snmjournals.org/cgi/content-nw/full/35/3/115/FIG11>.
22. [Online] [http://www.incor.usp.br/spdweb/cursos/downloads/RX\\_principios.pdf](http://www.incor.usp.br/spdweb/cursos/downloads/RX_principios.pdf).
23. [Online] <http://www.icrp.org>.
24. [Online] <http://www.iaea.org/>.
25. [Online] <http://www.unscear.org/>.
26. [Online] [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9629\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9629_en.pdf).
27. [Online] [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf).
28. **International Commission on Radiological Protection.** *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.* Oxford : Pergamon Press, 1990.
29. **International Commission on Radiological Protection.** *Recommendations of the ICRP.* Oxford : Pergamon Press, 2007.
30. [Online] <http://www.sg.min-saude.pt/NR/rdonlyres/6BCFA75A-508B-4CFF-B3BB-726FF2CFC244/16999/0800008076.pdf>.
31. **European Commission.** *European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262.* 1999.
32. **Radcal Corporation®.** *Manual: Model 9010 Radiation Monitor Controller.* Monrovia : Radcal Corporation, 2002.
33. **Bell, Stephanie.** *A Beginner's Guide to Uncertainty of Measurement.* Teddington, Middlesex, United Kingdom : Crown Copyright, 1999.
34. **Sempau, J., et al.** An algorithm for Monte Carlo simulation of coupled electron-photon transport. s.l. : Nucl. Instrum. Methods Physics B, 1997.
35. **Belchior, A., Vaz, P. e Botelho, M. L.** Monte Carlo simulation and dosimetric studies of an irradiation facility. Portugal : Nucl. Instrum. Methods Physics A, 2007.
36. **Oliveira, C. e Salgado, J.** Isodose distributions and dose uniformity in the Portuguese gamma irradiation facility calculated using the MCNP code. Portugal : Radiation Physics and Chemistry, 2001.
37. **Oliveira, C., et al.** Dose determination by Monte Carlo - A useful tool in gamma irradiation process. Australia : Meeting on Radiation Processing, 1999.
38. **Nelson, W. R. e Rogers, D. W.** *Structure and operation of the EGS4 code system.* New York : Plenum Press, 1998.

39. **Salvat, F., Fernandez-Varea, J. M. e Sempau, J.** Penélope - 2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of electron and photon transport. Barcelona, Spain : Workshop proceedings, 2006.
40. **Briesmeister, J.** MCNP - A general Monte Carlo N-Particle Transport Code version 4C. *Report LA 1265-M*. New Mexico, USA : Los Alamos Laboratory, 2000.
41. **Pastircak, B.** FLUKA Monte Carlo Simulation Code As Used for Radiation Studies in the Alice Experiment. Slovak Republic : Pleiades Publishing, Ltd, 2008.
42. **Pelonitz, D. B.** MCNPX User's Manual. *Report LA - CP - 05 - 0369, versão 2.0.5*. USA : Los Alamos International Laboratory, 2005.
43. **Bushberg et al.** *The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed.* Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
44. **Gu, J., et al.** The development, validation and application of a multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations. UK : IOP Publishing, 2009.
45. **GE®.** Série BrightSpeed - Guia de Aprendizagem e Referência. USA : General Electric Company, 2007.
46. [Online] <http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/#KV%20Effect>.
47. [Online] <http://www.scribd.com/doc/27684209/Mini-Curso-Dose-em-Pacientes-em-Radiografia-Digital>.
48. **Khan, Faiz M.** *The Physics of Radiation therapy*. USA : Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
49. [Online] <http://www.sprawls.org/ppmi2/RADPEN/#FILTRATION>.
50. [Online] [http://www-rsicc.ornl.gov/rsiccnew/MC2005\\_Presentations/taranenko.pdf](http://www-rsicc.ornl.gov/rsiccnew/MC2005_Presentations/taranenko.pdf).



## ANEXOS

## ANEXO A

```

camC_0_8g - Bloco de notas
Ficheiro Editar Formatar Ver Ajuda
titulo:camaraC_0
c celulas
1 2 -1.19 -1 2 3 4 5 6 imp:p=1 $fantoma
2 2 -1.19 -2 imp:p=1 $furo a 0°
3 2 -1.19 -3 imp:p=1 $furo a 90°
4 2 -1.19 -4 12 imp:p=1 $furo central
5 2 -1.19 -5 imp:p=1 $furo a 270°
6 2 -1.19 -6 imp:p=1 $furo a 180°
7 1 -1.2e-3 -7 1 imp:p=1 $"abertura" da gantry
8 0 -8 7 #15 #18 imp:p=1 $gantry
9 6 -1.425 -12 13 imp:p=1 $camara
10 5 -1.76 -13 14 imp:p=1 $camara
11 5 -1.76 -14 imp:p=1 $camara
13 1 -1.2e-3 -19 8 imp:p=1 $exterior
15 3 -11.35 -10 11 imp:p=0 $colimador de chumbo
18 4 -2.6989 -17 16 imp:p=1 $bowtie
19 0 19 imp:p=0

c superficies
1 rcc 0 0 -7.5 0 0 15 16 $fantoma
2 rcc 0 14.315 -7.5 0 0 15 0.685 $furo a 0°
3 rcc 14.315 0 -7.5 0 0 15 0.685 $furo a 90°
4 rcc 0 0 -7.5 0 0 15 0.685 $furo central
5 rcc -14.315 0 -7.5 0 0 15 0.685 $furo a 270°
6 rcc 0 -14.315 -7.5 0 0 15 0.685 $furo a 180°
7 rcc 0 0 -25 0 0 50 35 $"inicio" da gantry
8 rcc 0 0 -25 0 0 50 85 $"fim" da gantry
10 box -20 39 -25 0 1 0 40 0 0 0 50 $"exterior" do colimador
11 box -6.944 39 -0.278 0 1 0 13.889 0 0 0 0 0.556 $"interior" do colimador
12 rcc 0 0 -7.5 0 0 15 0.455 $"capa de polyacetel", camara
13 rcc 0 0 -7.5 0 0 15 0.45 $camara
14 rcc 0 0 -7.5 0 0 15 0.15 $medição, camara
16 ELL 0 52 0 0 53 0 7 $cut-out
17 rpp -8 8 42.8 51 -1.15 1.15 $bowtie
19 s 0 0 0 95 $esfera envolvente

c data
mode p
m1 7014 -0.755267 8016 -0.231781 6012 -0.000124 18040 -0.012827 $ar
m2 1001 -0.080541 6012 -0.599846 8016 -0.319613 $PMMA
m3 82208 1 $chumbo
m4 13027 1 $Al
m5 1001 -0.024680 6012 -0.501610 8016 -0.004527 9019 -0.465209 14028 -0.003973 $C-552 AEP
m6 1001 -0.067135 6012 -0.400017 8016 -0.532848 $"polyacetel"
sdef par=2 erg=d1 x=0 y=54 z=0 vec=0 -1 0 dir=d2
si1 h 0.01 0.012 0.014 0.016 0.018
0.02 0.022 0.024 0.026 0.028
0.03 0.032 0.034 0.036 0.038
0.04 0.042 0.044 0.046 0.048
0.05 0.052 0.054 0.056 0.058
0.06 0.062 0.064 0.066 0.068
0.07 0.072 0.074 0.076 0.078
0.08 0.082 0.084 0.086 0.088
0.09 0.092 0.094 0.096 0.098
0.1 0.102 0.104 0.106 0.108
0.11 0.112 0.114 0.116 0.118
0.12
sp1 d 0 1.50012E-08 2.12113E-06 5.83269E-05 0.000472075
0.000243544 0.000869083 0.002431426 0.005049916 0.008939717
0.01347581 0.018060074 0.022568068 0.026473925 0.029785675
0.032575573 0.034329796 0.035999721 0.036730313 0.037324421
0.037051452 0.036553686 0.036096063 0.042149539 0.067118124
0.072577493 0.035425684 0.030130899 0.033314193 0.042310109
0.027581856 0.020721516 0.019155962 0.018513683 0.017433852
0.016382121 0.015378561 0.014547612 0.013523981 0.012801417
0.011713558 0.010738097 0.009706437 0.008887531 0.008156939
0.007313949 0.006543214 0.005607896 0.004813076 0.003948810
0.003132714 0.002356360 0.001639015 0.000880323 0.000357227
4.74483E-05
si2 h 0.887 1 $abertura de 55° (teta=27.5°)do beam
sp2 d 0 1 $modelo simplificado com distr uniforme
F6:p 11 $Energia depositada por unidade de massa no furo central
prdmp 2j 1
tmesh
rmesh3 total
cora3 -30 60i 30
corb3 -30 100i 70
corc3 -1 1i 1
endmd
nps 170000000
print

```

## ANEXO B

Tabela 16 – Resultados da Tally F6 para orifício central (espessura do filtro bowtie de 8 cm).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto <sup>37</sup>	Partículas Simuladas
0	1	5.9767E-09	0.0273	1.6316E-10	20000000
10	1	6.4671E-09	0.0267	1.7267E-10	20000000
20	1	6.4707E-09	0.0266	1.7212E-10	20000000
30	1	6.3442E-09	0.0267	1.6939E-10	20000000
40	1	6.5142E-09	0.0268	1.7458E-10	20000000
50	0.964	6.2922E-09	0.0263	1.6548E-10	20000000
60	0.964	6.2842E-09	0.0271	1.7030E-10	20000000
70	0.964	6.3251E-09	0.0263	1.6635E-10	20000000
80	0.964	6.3962E-09	0.0264	1.6886E-10	20000000
90	0.964	6.2742E-09	0.0272	1.7066E-10	20000000
100	0.964	6.4607E-09	0.0269	1.7379E-10	20000000
110	0.964	6.4248E-09	0.0270	1.7347E-10	20000000
120	0.964	6.3667E-09	0.0264	1.6808E-10	20000000
130	0.964	6.4117E-09	0.0265	1.6991E-10	20000000
140	0.684	6.4260E-09	0.0275	1.7672E-10	20000000
150	0.684	6.4094E-09	0.0270	1.7305E-10	20000000
160	0.684	6.5221E-09	0.0270	1.7610E-10	20000000
170	0.684	6.4217E-09	0.0267	1.7146E-10	20000000
180	0.684	6.3887E-09	0.0271	1.7313E-10	20000000
190	0.684	6.4020E-09	0.0267	1.7093E-10	20000000
200	0.684	6.2538E-09	0.0265	1.6573E-10	20000000
210	0.684	6.2161E-09	0.0267	1.6597E-10	20000000
220	0.684	6.2014E-09	0.0264	1.6372E-10	20000000
230	0.943	6.3908E-09	0.0273	1.7447E-10	20000000
240	0.943	6.2051E-09	0.0271	1.6816E-10	20000000
250	0.943	6.3539E-09	0.0266	1.6901E-10	20000000
260	0.943	6.4297E-09	0.0263	1.6910E-10	20000000
270	0.943	6.2642E-09	0.0268	1.6788E-10	20000000
280	0.943	6.3020E-09	0.0266	1.6763E-10	20000000
290	0.943	6.4061E-09	0.0264	1.6912E-10	20000000
300	0.943	6.2637E-09	0.0267	1.6724E-10	20000000
310	0.943	6.4300E-09	0.0267	1.7168E-10	20000000
320	1	6.6011E-09	0.0268	1.7691E-10	20000000
330	1	6.4440E-09	0.0276	1.7785E-10	20000000
340	1	6.3243E-09	0.0269	1.7012E-10	20000000
350	1	6.5931E-09	0.0279	1.8395E-10	20000000

<sup>37</sup> Obtém-se através da multiplicação do erro relativo pelo valor da Tally F6.



Tabela 17 – Resultados da Tally F6 para orifício 0° (espessura do filtro *bowtie* de 8 cm).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	4.7392E-08	0.0238	1.1279E-09	30000000
10	1	4.1142E-08	0.0248	1.0203E-09	30000000
20	1	3.3936E-08	0.0273	9.2645E-10	30000000
30	1	2.5840E-08	0.0332	8.5789E-10	30000000
40	1	1.7696E-08	0.0374	6.6183E-10	30000000
50	0.964	1.3723E-08	0.0345	4.7344E-10	50000000
60	0.964	9.7299E-09	0.0300	2.9190E-10	100000000
70	0.964	6.3871E-09	0.0346	2.2099E-10	100000000
80	0.964	4.3952E-09	0.0243	1.0680E-10	300000000
90	0.964	2.7118E-09	0.0322	8.7320E-11	300000000
100	0.964	1.8022E-09	0.0269	4.8479E-11	700000000
110	0.964	1.2546E-09	0.0303	3.8014E-11	700000000
120	0.964	9.1193E-10	0.0367	3.3468E-11	700000000
130	0.964	7.0945E-10	0.0422	2.9939E-11	700000000
140	0.684	5.5323E-10	0.0335	1.8533E-11	1500000000
150	0.684	4.6417E-10	0.0353	1.6385E-11	1500000000
160	0.684	4.1463E-10	0.0374	1.5507E-11	1500000000
170	0.684	4.2077E-10	0.0391	1.6452E-11	1500000000
180	0.684	3.8584E-10	0.0402	1.5511E-11	1700000000
190	0.684	4.4243E-10	0.0401	1.7741E-11	1500000000
200	0.684	4.4961E-10	0.0373	1.6770E-11	1500000000
210	0.684	4.9578E-10	0.0380	1.8840E-11	1500000000
220	0.684	6.0723E-10	0.0323	1.9614E-11	1500000000
230	0.943	6.9147E-10	0.0290	2.0053E-11	1500000000
240	0.943	9.3617E-10	0.0348	3.2579E-11	800000000
250	0.943	1.2398E-09	0.0282	3.4962E-11	800000000
260	0.943	1.8933E-09	0.0254	4.8090E-11	700000000
270	0.943	2.9259E-09	0.0305	8.9240E-11	300000000
280	0.943	4.2989E-09	0.0259	1.1134E-10	300000000
290	0.943	7.1320E-09	0.0324	2.3108E-10	100000000
300	0.943	9.9072E-09	0.0284	2.8136E-10	100000000
310	0.943	1.4138E-08	0.0238	3.3648E-10	100000000
320	1	1.9105E-08	0.0204	3.8974E-10	100000000
330	1	2.5593E-08	0.0239	6.1167E-10	60000000
340	1	3.4465E-08	0.0218	7.5134E-10	60000000
350	1	4.3543E-08	0.0216	9.4053E-10	40000000

Tabela 18 – Resultados da Tally F6 para orifício 90° (espessura do filtro bowtie de 8 cm).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.0081E-09	0.0299	8.9942E-11	300000000
10	1	4.3851E-09	0.0262	1.1489E-10	300000000
20	1	7.1299E-09	0.0329	2.3457E-10	100000000
30	1	1.0024E-08	0.0280	2.8067E-10	100000000
40	1	1.3958E-08	0.0238	3.3220E-10	100000000
50	0.964	1.9050E-08	0.0259	4.9340E-10	60000000
60	0.964	2.4954E-08	0.0227	5.6646E-10	60000000
70	0.964	3.4522E-08	0.0223	7.6984E-10	60000000
80	0.964	4.4217E-08	0.0244	1.0789E-09	30000000
90	0.964	4.7777E-08	0.0235	1.1228E-09	30000000
100	0.964	4.1866E-08	0.0252	1.0550E-09	30000000
110	0.964	3.4911E-08	0.0272	9.4958E-10	30000000
120	0.964	2.5650E-08	0.0227	5.8226E-10	60000000
130	0.964	1.8613E-08	0.0271	5.0441E-10	60000000
140	0.684	1.3641E-08	0.0318	4.3378E-10	60000000
150	0.684	9.7390E-09	0.0296	2.8827E-10	100000000
160	0.684	6.4322E-09	0.0348	2.2384E-10	100000000
170	0.684	4.3896E-09	0.0246	1.0798E-10	300000000
180	0.684	2.7683E-09	0.0340	9.4122E-11	300000000
190	0.684	1.7725E-09	0.0294	5.2112E-11	600000000
200	0.684	1.2996E-09	0.0332	4.3147E-11	600000000
210	0.684	9.4032E-10	0.0330	3.1031E-11	900000000
220	0.684	6.9707E-10	0.0367	2.5582E-11	900000000
230	0.943	5.5463E-10	0.0326	1.8081E-11	1500000000
240	0.943	4.4424E-10	0.0371	1.6481E-11	1500000000
250	0.943	4.1550E-10	0.0388	1.6121E-11	1500000000
260	0.943	4.0601E-10	0.0395	1.6037E-11	1500000000
270	0.943	4.0938E-10	0.0429	1.7562E-11	1700000000
280	0.943	4.2083E-10	0.0372	1.5655E-11	1500000000
290	0.943	4.4005E-10	0.0373	1.6414E-11	1500000000
300	0.943	5.0271E-10	0.0382	1.9204E-11	1300000000
310	0.943	6.0440E-10	0.0337	2.0368E-11	1300000000
320	1	6.9088E-10	0.0360	2.4872E-11	1000000000
330	1	9.9510E-10	0.0405	4.0302E-11	600000000
340	1	1.2904E-09	0.0322	4.1551E-11	600000000
350	1	1.8846E-09	0.0272	5.1261E-11	600000000

Tabela 19 – Resultados da Tally F6 para orifício 180° (espessura do filtro bowtie de 8 cm.

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.8588E-10	0.0392	1.5126E-11	1600000000
10	1	4.1997E-10	0.0391	1.6421E-11	1400000000
20	1	4.3427E-10	0.0396	1.7197E-11	1400000000
30	1	4.8808E-10	0.0372	1.8157E-11	1400000000
40	1	6.1887E-10	0.0342	2.1165E-11	1300000000
50	0.964	6.7555E-10	0.0306	2.0672E-11	1300000000
60	0.964	9.2862E-10	0.0315	2.9252E-11	900000000
70	0.964	1.2744E-09	0.0266	3.3899E-11	900000000
80	0.964	1.8717E-09	0.0239	4.4734E-11	800000000
90	0.964	2.7307E-09	0.0579	1.5811E-10	900000000
100	0.964	4.1218E-09	0.0480	1.9785E-10	900000000
110	0.964	6.7670E-09	0.0398	2.6933E-10	700000000
120	0.964	9.7703E-09	0.0338	3.3024E-10	700000000
130	0.964	1.4261E-08	0.0372	5.3051E-10	400000000
140	0.684	1.9130E-08	0.0240	4.5912E-10	700000000
150	0.684	2.5985E-08	0.0211	5.4828E-10	700000000
160	0.684	3.3365E-08	0.0281	9.3756E-10	400000000
170	0.684	4.4262E-08	0.0217	9.6049E-10	400000000
180	0.684	4.7204E-08	0.0203	9.5824E-10	400000000
190	0.684	4.2084E-08	0.0211	8.8797E-10	400000000
200	0.684	3.3646E-08	0.0239	8.0414E-10	400000000
210	0.684	2.5702E-08	0.0067	1.7220E-10	700000000
220	0.684	1.8778E-08	0.0077	1.4459E-10	700000000
230	0.943	1.3925E-08	0.0304	4.2332E-10	700000000
240	0.943	4.5249E-09	0.0433	1.9593E-10	1000000000
250	0.943	6.4932E-09	0.0347	2.2531E-10	1000000000
260	0.943	4.4752E-09	0.0439	1.9646E-10	1000000000
270	0.943	2.7690E-09	0.0345	9.5531E-11	3000000000
280	0.943	1.7482E-09	0.0405	7.0802E-11	3000000000
290	0.943	1.2976E-09	0.0326	4.2302E-11	6000000000
300	0.943	8.9901E-10	0.0404	3.6320E-11	6000000000
310	0.943	7.0195E-10	0.0445	3.1237E-11	6000000000
320	1	5.6215E-10	0.0356	2.0013E-11	1300000000
330	1	4.6866E-10	0.0382	1.7903E-11	1300000000
340	1	4.0614E-10	0.0365	1.4824E-11	1500000000
350	1	4.1417E-10	0.0405	1.6774E-11	1500000000

Tabela 20 – Resultados da Tally F6 para orifício 270° (espessura do filtro *bowtie* de 8 cm).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	2.7236E-09	0.0321	8.7428E-11	300000000
10	1	1.7707E-09	0.0344	6.0912E-11	400000000
20	1	1.3262E-09	0.0401	5.3181E-11	400000000
30	1	9.1658E-10	0.0408	3.7396E-11	600000000
40	1	7.2142E-10	0.0396	2.8568E-11	800000000
50	0.964	5.8202E-10	0.0445	2.5900E-11	900000000
60	0.964	4.8289E-10	0.0389	1.8784E-11	1300000000
70	0.964	4.2257E-10	0.0396	1.6734E-11	1400000000
80	0.964	4.0619E-10	0.0377	1.5313E-11	1600000000
90	0.964	3.8881E-10	0.0377	1.4658E-11	1700000000
100	0.964	4.2024E-10	0.0403	1.6936E-11	1500000000
110	0.964	4.4627E-10	0.0376	1.6780E-11	1400000000
120	0.964	4.7580E-10	0.0377	1.7938E-11	1400000000
130	0.964	6.2192E-10	0.0333	2.0710E-11	1300000000
140	0.684	7.0087E-10	0.0299	2.0956E-11	1400000000
150	0.684	9.7981E-10	0.0341	3.3412E-11	800000000
160	0.684	1.2217E-09	0.0300	3.6651E-11	700000000
170	0.684	1.8537E-09	0.0344	6.3767E-11	400000000
180	0.684	2.8735E-09	0.0342	9.8274E-11	250000000
190	0.684	4.2158E-09	0.0315	1.3280E-10	200000000
200	0.684	6.7974E-09	0.0364	2.4743E-10	900000000
210	0.684	1.0088E-08	0.0307	3.0970E-10	900000000
220	0.684	1.4364E-08	0.0260	3.7346E-10	800000000
230	0.943	1.9257E-08	0.0287	5.5268E-10	500000000
240	0.943	2.4251E-08	0.0287	6.9600E-10	400000000
250	0.943	3.3782E-08	0.0282	9.5265E-10	400000000
260	0.943	4.4302E-08	0.0228	1.0101E-09	350000000
270	0.943	4.7444E-08	0.0217	1.0295E-09	350000000
280	0.943	4.1667E-08	0.0230	9.5834E-10	350000000
290	0.943	3.3407E-08	0.0234	7.8172E-10	400000000
300	0.943	2.5926E-08	0.0282	7.3111E-10	400000000
310	0.943	1.8205E-08	0.0295	5.3705E-10	500000000
320	1	1.4070E-08	0.0337	4.7416E-10	600000000
330	1	9.9812E-09	0.0341	3.4036E-10	800000000
340	1	6.6017E-09	0.0366	2.4162E-10	900000000
350	1	4.4777E-09	0.0425	1.9030E-10	1000000000

## ANEXO C

Tabela 21 – Resultado da Tally F6 para orifício central, para uma espessura do filtro *bowtie* de 8.2 cm (Geometria A).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	5.0085E-09	0.0416	2.0835E-10	100000000
10	1	5.8183E-09	0.0404	2.3506E-10	100000000
20	1	5.7984E-09	0.0405	2.3484E-10	100000000
30	1	5.6780E-09	0.0410	2.3280E-10	100000000
40	1	5.8041E-09	0.0411	2.3855E-10	100000000
50	0.964	5.5341E-09	0.0403	2.2302E-10	100000000
60	0.964	5.5963E-09	0.0415	2.3225E-10	100000000
70	0.964	5.4886E-09	0.0402	2.2064E-10	100000000
80	0.964	5.5944E-09	0.0411	2.2993E-10	100000000
90	0.964	5.5723E-09	0.0424	2.3627E-10	100000000
100	0.964	5.7889E-09	0.0398	2.3040E-10	100000000
110	0.964	5.7432E-09	0.0397	2.2801E-10	100000000
120	0.964	5.7318E-09	0.0404	2.3156E-10	100000000
130	0.964	5.5584E-09	0.0404	2.2456E-10	100000000
140	0.684	5.7738E-09	0.0429	2.4770E-10	100000000
150	0.684	5.6646E-09	0.0412	2.3338E-10	100000000
160	0.684	5.8024E-09	0.0405	2.3500E-10	100000000
170	0.684	5.7686E-09	0.0406	2.3421E-10	100000000
180	0.684	5.3939E-09	0.0421	2.2708E-10	100000000
190	0.684	5.7868E-09	0.0405	2.3437E-10	100000000
200	0.684	5.6779E-09	0.0407	2.3109E-10	100000000
210	0.684	5.6571E-09	0.0411	2.3251E-10	100000000
220	0.684	5.4357E-09	0.0404	2.1960E-10	100000000
230	0.943	5.5531E-09	0.0400	2.2212E-10	100000000
240	0.943	5.5895E-09	0.0421	2.3532E-10	100000000
250	0.943	5.5897E-09	0.0411	2.2974E-10	100000000
260	0.943	5.6403E-09	0.0409	2.3069E-10	100000000
270	0.943	5.5227E-09	0.0427	2.3582E-10	100000000
280	0.943	5.6202E-09	0.0402	2.2593E-10	100000000
290	0.943	5.8312E-09	0.0400	2.3325E-10	100000000
300	0.943	5.6911E-09	0.0411	2.3390E-10	100000000
310	0.943	5.7041E-09	0.0404	2.3045E-10	100000000
320	1	5.7209E-09	0.0412	2.3570E-10	100000000
330	1	5.9273E-09	0.0431	2.5547E-10	100000000
340	1	5.6890E-09	0.0400	2.2756E-10	100000000
350	1	5.9120E-09	0.0411	2.4298E-10	100000000

## ANEXO D

Tabela 22 - Resultados da Tally F6 para orifício 0° (Geometria A).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	4.1624E-08	0.0317	8.3621E-11	20000000
10	1	3.6614E-08	0.0331	5.7861E-11	20000000
20	1	3.0549E-08	0.0350	5.0874E-11	20000000
30	1	2.3531E-08	0.0437	3.5226E-11	20000000
40	1	1.6220E-08	0.0432	2.7078E-11	25000000
50	0.964	1.2462E-08	0.0404	2.4580E-11	40000000
60	0.964	8.8549E-09	0.0353	1.7427E-11	80000000
70	0.964	5.5600E-09	0.0406	1.5858E-11	80000000
80	0.964	3.7371E-09	0.0322	1.4466E-11	200000000
90	0.964	2.4713E-09	0.0418	1.3786E-11	200000000
100	0.964	1.5619E-09	0.0312	1.6143E-11	600000000
110	0.964	1.1198E-09	0.0344	1.6000E-11	600000000
120	0.964	8.5662E-10	0.0414	1.5667E-11	600000000
130	0.964	6.4059E-10	0.0476	1.9401E-11	600000000
140	0.684	4.9926E-10	0.0384	1.9837E-11	1300000000
150	0.684	3.9571E-10	0.0401	1.5868E-11	1300000000
160	0.684	3.6584E-10	0.0419	1.5329E-11	1300000000
170	0.684	3.5650E-10	0.0441	1.5722E-11	1400000000
180	0.684	3.3700E-10	0.0460	1.5502E-11	1500000000
190	0.684	4.0450E-10	0.0440	1.7798E-11	1400000000
200	0.684	4.1218E-10	0.0404	1.6652E-11	1400000000
210	0.684	4.4253E-10	0.0413	1.8276E-11	1300000000
220	0.684	5.3982E-10	0.0368	1.9865E-11	1300000000
230	0.943	7.8723E-10	0.0272	2.1413E-11	1500000000
240	0.943	1.0686E-09	0.0327	3.4943E-11	800000000
250	0.943	1.3878E-09	0.0267	3.7054E-11	800000000
260	0.943	2.1031E-09	0.0240	5.0474E-11	700000000
270	0.943	3.3127E-09	0.0294	9.7393E-11	300000000
280	0.943	4.7577E-09	0.0246	1.1704E-10	300000000
290	0.943	7.8476E-09	0.0310	2.4328E-10	100000000
300	0.943	1.1169E-08	0.0271	3.0268E-10	100000000
310	0.943	1.5614E-08	0.0228	3.5600E-10	100000000
320	1	1.7251E-08	0.0242	4.1747E-10	80000000
330	1	2.8641E-08	0.0226	6.4729E-10	60000000
340	1	3.8322E-08	0.0203	7.7794E-10	60000000
350	1	3.8082E-08	0.0205	7.8068E-10	50000000

Tabela 23 - Resultados da Tally F6 para orifício 90° (Geometria A).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	2.6968E-09	0.0317	8.5489E-11	300000000
10	1	3.9132E-09	0.0276	1.0800E-10	300000000
20	1	6.3026E-09	0.0350	2.2059E-10	100000000
30	1	9.0770E-09	0.0293	2.6596E-10	100000000
40	1	1.2384E-08	0.0252	3.1208E-10	100000000
50	0.964	1.7013E-08	0.0274	4.6616E-10	60000000
60	0.964	2.2128E-08	0.0242	5.3550E-10	60000000
70	0.964	3.0456E-08	0.0235	7.1572E-10	60000000
80	0.964	3.8646E-08	0.0223	8.6181E-10	40000000
90	0.964	4.1944E-08	0.0215	9.0180E-10	40000000
100	0.964	3.7558E-08	0.0229	8.6008E-10	40000000
110	0.964	3.0541E-08	0.0206	6.2914E-10	60000000
120	0.964	2.2797E-08	0.0242	5.5169E-10	60000000
130	0.964	1.6745E-08	0.0284	4.7556E-10	60000000
140	0.684	1.2473E-08	0.0336	4.1909E-10	60000000
150	0.684	8.7687E-09	0.0310	2.7183E-10	100000000
160	0.684	5.6747E-09	0.0366	2.0769E-10	100000000
170	0.684	3.8486E-09	0.0258	9.9294E-11	300000000
180	0.684	2.4919E-09	0.0360	8.9708E-11	300000000
190	0.684	1.5836E-09	0.0314	4.9725E-11	600000000
200	0.684	1.1757E-09	0.0350	4.1150E-11	600000000
210	0.684	8.3451E-10	0.0352	2.9375E-11	900000000
220	0.684	6.3032E-10	0.0388	2.4456E-11	900000000
230	0.943	4.8708E-10	0.0348	1.6950E-11	1500000000
240	0.943	3.9709E-10	0.0392	1.5566E-11	1500000000
250	0.943	3.7510E-10	0.0410	1.5379E-11	1500000000
260	0.943	3.5536E-10	0.0421	1.4961E-11	1500000000
270	0.943	3.6746E-10	0.0455	1.6719E-11	1700000000
280	0.943	3.8425E-10	0.0390	1.4986E-11	1500000000
290	0.943	4.0410E-10	0.0390	1.5760E-11	1500000000
300	0.943	4.4166E-10	0.0360	1.5900E-11	1500000000
310	0.943	5.2002E-10	0.0343	1.7837E-11	1500000000
320	1	6.3450E-10	0.0304	1.9289E-11	1500000000
330	1	8.8832E-10	0.0396	3.5177E-11	700000000
340	1	1.1373E-09	0.0315	3.5825E-11	700000000
350	1	1.6918E-09	0.0265	4.4833E-11	700000000

Tabela 24 - Resultados da Tally F6 para orifício 180° (Geometria A).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.3333E-10	0.0412	1.3733E-11	1600000000
10	1	3.8481E-10	0.0410	1.5777E-11	1400000000
20	1	3.9613E-10	0.0416	1.6479E-11	1400000000
30	1	4.3823E-10	0.0381	1.6697E-11	1400000000
40	1	5.4518E-10	0.0371	2.0226E-11	1300000000
50	0.964	6.0621E-10	0.0324	1.9641E-11	1300000000
60	0.964	8.3715E-10	0.0331	2.7710E-11	900000000
70	0.964	1.1384E-09	0.0281	3.1989E-11	900000000
80	0.964	1.6784E-09	0.0251	4.2128E-11	800000000
90	0.964	2.6112E-09	0.0254	6.6324E-11	500000000
100	0.964	3.7441E-09	0.0511	1.9132E-10	90000000
110	0.964	6.0468E-09	0.0419	2.5336E-10	70000000
120	0.964	8.8037E-09	0.0358	3.1517E-10	70000000
130	0.964	1.2886E-08	0.0394	5.0771E-10	40000000
140	0.684	1.6831E-08	0.0277	4.6622E-10	60000000
150	0.684	2.2936E-08	0.0242	5.5505E-10	60000000
160	0.684	2.9811E-08	0.0303	9.0327E-10	40000000
170	0.684	3.9241E-08	0.0225	8.8292E-10	40000000
180	0.684	4.1978E-08	0.0249	1.0453E-09	30000000
190	0.684	3.7051E-08	0.0224	8.2994E-10	40000000
200	0.684	3.0267E-08	0.0253	7.6576E-10	40000000
210	0.684	2.3415E-08	0.0243	5.6898E-10	60000000
220	0.684	1.6665E-08	0.0269	4.4829E-10	70000000
230	0.943	1.2694E-08	0.0321	4.0748E-10	70000000
240	0.943	4.1325E-09	0.0451	1.8638E-10	100000000
250	0.943	5.7640E-09	0.0366	2.1096E-10	100000000
260	0.943	3.8941E-09	0.0460	1.7913E-10	100000000
270	0.943	2.4948E-09	0.0363	9.0561E-11	300000000
280	0.943	1.5445E-09	0.0432	6.6722E-11	300000000
290	0.943	1.1783E-09	0.0343	4.0416E-11	600000000
300	0.943	8.0923E-10	0.0427	3.4554E-11	600000000
310	0.943	6.4234E-10	0.0465	2.9869E-11	600000000
320	1	4.9581E-10	0.0381	1.8890E-11	1300000000
330	1	4.1800E-10	0.0403	1.6845E-11	1300000000
340	1	3.6324E-10	0.0386	1.4021E-11	1500000000
350	1	3.6283E-10	0.0434	1.5747E-11	1500000000



Tabela 25 - Resultados da Tally F6 para orifício 270° (Geometria A).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	2.4740E-09	0.0338	8.3621E-11	300000000
10	1	1.5809E-09	0.0366	5.7861E-11	400000000
20	1	1.2084E-09	0.0421	5.0874E-11	400000000
30	1	8.2884E-10	0.0425	3.5226E-11	600000000
40	1	6.4779E-10	0.0418	2.7078E-11	800000000
50	0.964	5.1423E-10	0.0478	2.4580E-11	900000000
60	0.964	4.2923E-10	0.0406	1.7427E-11	1300000000
70	0.964	3.8028E-10	0.0417	1.5858E-11	1400000000
80	0.964	3.6076E-10	0.0401	1.4466E-11	1600000000
90	0.964	3.4465E-10	0.0400	1.3786E-11	1700000000
100	0.964	3.7629E-10	0.0429	1.6143E-11	1500000000
110	0.964	4.0921E-10	0.0391	1.6000E-11	1400000000
120	0.964	4.1890E-10	0.0374	1.5667E-11	1400000000
130	0.964	5.3892E-10	0.0360	1.9401E-11	1300000000
140	0.684	6.2776E-10	0.0316	1.9837E-11	1400000000
150	0.684	8.7795E-10	0.0360	3.1606E-11	800000000
160	0.684	1.0984E-09	0.0316	3.4709E-11	700000000
170	0.684	1.6566E-09	0.0367	6.0797E-11	400000000
180	0.684	2.5474E-09	0.0364	9.2725E-11	250000000
190	0.684	3.7541E-09	0.0333	1.2501E-10	200000000
200	0.684	6.0473E-09	0.0385	2.3282E-10	900000000
210	0.684	9.1668E-09	0.0323	2.9609E-10	900000000
220	0.684	1.2647E-08	0.0276	3.4906E-10	800000000
230	0.943	1.7364E-08	0.0303	5.2613E-10	500000000
240	0.943	2.1889E-08	0.0304	6.6543E-10	400000000
250	0.943	3.0413E-08	0.0302	9.1847E-10	400000000
260	0.943	3.9200E-08	0.0239	9.3688E-10	350000000
270	0.943	4.2170E-08	0.0231	9.7413E-10	350000000
280	0.943	3.6822E-08	0.0245	9.0214E-10	350000000
290	0.943	2.9974E-08	0.0246	7.3736E-10	400000000
300	0.943	2.3329E-08	0.0298	6.9520E-10	400000000
310	0.943	1.6433E-08	0.0311	5.1107E-10	500000000
320	1	1.2955E-08	0.0356	4.6120E-10	600000000
330	1	8.8555E-09	0.0359	3.1791E-10	800000000
340	1	5.7382E-09	0.0383	2.1977E-10	900000000
350	1	3.9392E-09	0.0452	1.7805E-10	1000000000

Tabela 26 - Resultados da Tally F6 para orifício central (Geometria B)

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	5.0797E-09	0.0458	2.3265E-10	10000000
10	1	5.1674E-09	0.0435	2.2478E-10	10000000
20	1	5.0149E-09	0.0432	2.1664E-10	10000000
30	1	4.8879E-09	0.0445	2.1751E-10	10000000
40	1	5.0627E-09	0.0447	2.2630E-10	10000000
50	0.964	4.7798E-09	0.0432	2.0649E-10	10000000
60	0.964	4.8702E-09	0.0449	2.1867E-10	10000000
70	0.964	4.7958E-09	0.0433	2.0766E-10	10000000
80	0.964	4.9064E-09	0.0435	2.1343E-10	10000000
90	0.964	4.8950E-09	0.0451	2.2076E-10	10000000
100	0.964	4.9832E-09	0.0421	2.0979E-10	10000000
110	0.964	4.5463E-09	0.0444	2.0186E-10	10000000
120	0.964	4.9867E-09	0.0433	2.1592E-10	10000000
130	0.964	4.9505E-09	0.0441	2.1832E-10	10000000
140	0.684	4.9932E-09	0.0444	2.2170E-10	10000000
150	0.684	5.0533E-09	0.0346	1.7484E-10	15000000
160	0.684	5.0013E-09	0.0428	2.1406E-10	10000000
170	0.684	4.9960E-09	0.0429	2.1433E-10	10000000
180	0.684	4.8359E-09	0.0445	2.1520E-10	10000000
190	0.684	4.9957E-09	0.0433	2.1631E-10	10000000
200	0.684	4.9183E-09	0.0428	2.1050E-10	10000000
210	0.684	4.9367E-09	0.0444	2.1919E-10	10000000
220	0.684	4.7419E-09	0.0430	2.0390E-10	10000000
230	0.943	5.0539E-09	0.0435	2.1984E-10	10000000
240	0.943	4.7399E-09	0.0370	1.7538E-10	15000000
250	0.943	5.0338E-09	0.0349	1.7568E-10	15000000
260	0.943	5.0249E-09	0.0341	1.7135E-10	15000000
270	0.943	4.9735E-09	0.0351	1.7457E-10	15000000
280	0.943	4.9545E-09	0.0347	1.7192E-10	15000000
290	0.943	5.1276E-09	0.0341	1.7485E-10	15000000
300	0.943	4.9725E-09	0.0346	1.7205E-10	15000000
310	0.943	5.0710E-09	0.0342	1.7343E-10	15000000
320	1	5.3152E-09	0.0348	1.8497E-10	15000000
330	1	5.0529E-09	0.0354	1.7887E-10	15000000
340	1	5.1367E-09	0.0349	1.7927E-10	15000000
350	1	5.2431E-09	0.0346	1.8141E-10	15000000

Tabela 27 - Resultados da Tally F6 para orifício 0° (Geometria B).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.2176E-08	0.0376	1.2098E-09	20000000
10	1	3.0369E-08	0.0371	1.1267E-09	20000000
20	1	2.9229E-08	0.0389	1.1370E-09	20000000
30	1	2.5192E-08	0.0412	1.0379E-09	20000000
40	1	2.0935E-08	0.0381	7.9762E-10	25000000
50	0.964	1.6482E-08	0.0344	5.6698E-10	40000000
60	0.964	1.2933E-08	0.0284	3.6730E-10	80000000
70	0.964	8.9429E-09	0.0325	2.9064E-10	80000000
80	0.964	5.5971E-09	0.0269	1.5056E-10	200000000
90	0.964	3.5340E-09	0.0338	1.1945E-10	200000000
100	0.964	2.0835E-09	0.0266	5.5421E-11	600000000
110	0.964	1.2913E-09	0.0321	4.1451E-11	600000000
120	0.964	1.0002E-09	0.0381	3.8108E-11	600000000
130	0.964	6.8449E-10	0.0456	3.1213E-11	600000000
140	0.684	5.2155E-10	0.0381	1.9871E-11	1300000000
150	0.684	4.0262E-10	0.0405	1.6306E-11	1300000000
160	0.684	3.4426E-10	0.0444	1.5285E-11	1300000000
170	0.684	3.3958E-10	0.0455	1.5451E-11	1400000000
180	0.684	3.0135E-10	0.0449	1.3531E-11	1500000000
190	0.684	3.5776E-10	0.0415	1.4847E-11	1400000000
200	0.684	3.7951E-10	0.0428	1.6243E-11	1400000000
210	0.684	4.2216E-10	0.0429	1.8111E-11	1300000000
220	0.684	5.5112E-10	0.0367	2.0226E-11	1200000000
230	0.943	6.8776E-10	0.0315	2.1664E-11	1300000000
240	0.943	9.7695E-10	0.0353	3.4486E-11	700000000
250	0.943	1.4165E-09	0.0283	4.0087E-11	700000000
260	0.943	2.1691E-09	0.0253	5.4878E-11	600000000
270	0.943	3.5457E-09	0.0341	1.2091E-10	200000000
280	0.943	5.3626E-09	0.0261	1.3996E-10	200000000
290	0.943	8.8449E-09	0.0334	2.9542E-10	80000000
300	0.943	1.2406E-08	0.0279	3.4613E-10	80000000
310	0.943	1.6961E-08	0.0237	4.0198E-10	80000000
320	1	2.1687E-08	0.0212	4.5976E-10	80000000
330	1	2.5423E-08	0.0258	6.5591E-10	50000000
340	1	2.9297E-08	0.0268	7.8516E-10	50000000
350	1	3.1360E-08	0.0224	7.0246E-10	50000000

Tabela 28 - Resultados da Tally F6 para orifício 90° (Geometria B).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.6487E-09	0.0331	1.2077E-10	200000000
10	1	5.5290E-09	0.0269	1.4873E-10	200000000
20	1	8.9727E-09	0.0210	1.8843E-10	200000000
30	1	1.2788E-08	0.0247	3.1586E-10	100000000
40	1	1.6914E-08	0.0212	3.5858E-10	100000000
50	0.964	2.1546E-08	0.0267	5.7528E-10	50000000
60	0.964	2.5305E-08	0.0249	6.3009E-10	50000000
70	0.964	2.5347E-08	0.0310	7.8576E-10	30000000
80	0.964	3.2240E-08	0.0281	9.0594E-10	30000000
90	0.964	3.2229E-08	0.0355	1.1441E-09	20000000
100	0.964	3.0671E-08	0.0291	8.9253E-10	30000000
110	0.964	2.7181E-08	0.0328	8.9154E-10	30000000
120	0.964	2.4932E-08	0.0248	6.1831E-10	50000000
130	0.964	2.0555E-08	0.0267	5.4882E-10	50000000
140	0.684	1.6505E-08	0.0322	5.3146E-10	50000000
150	0.684	1.2513E-08	0.0299	3.7414E-10	70000000
160	0.684	8.8288E-09	0.0349	3.0813E-10	70000000
170	0.684	5.4880E-09	0.0264	1.4488E-10	200000000
180	0.684	3.5851E-09	0.0354	1.2691E-10	200000000
190	0.684	2.1329E-09	0.0298	6.3560E-11	500000000
200	0.684	1.4867E-09	0.0334	4.9656E-11	500000000
210	0.684	9.6520E-10	0.0370	3.5712E-11	700000000
220	0.684	7.0615E-10	0.0413	2.9164E-11	700000000
230	0.943	5.2426E-10	0.0427	2.2386E-11	1000000000
240	0.943	3.6482E-10	0.0475	1.7329E-11	1100000000
250	0.943	3.3308E-10	0.0496	1.6521E-11	1100000000
260	0.943	3.2036E-10	0.0499	1.5986E-11	1200000000
270	0.943	3.1695E-10	0.0472	1.4960E-11	1400000000
280	0.943	3.3943E-10	0.0439	1.4901E-11	1300000000
290	0.943	3.8587E-10	0.0490	1.8908E-11	1100000000
300	0.943	4.0180E-10	0.0436	1.7518E-11	1100000000
310	0.943	5.4350E-10	0.0404	2.1957E-11	1000000000
320	1	6.8939E-10	0.0421	2.9023E-11	800000000
330	1	1.0271E-09	0.0436	4.4782E-11	500000000
340	1	1.4737E-09	0.0335	4.9369E-11	500000000
350	1	2.2084E-09	0.0272	6.0068E-11	500000000

Tabela 29 - Resultados da Tally F6 para orifício 180° (Geometria B).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.0262E-10	0.0442	1.3376E-11	1500000000
10	1	3.3937E-10	0.0442	1.5000E-11	1300000000
20	1	3.7014E-10	0.0454	1.6804E-11	1300000000
30	1	4.0110E-10	0.0418	1.6766E-11	1200000000
40	1	5.6039E-10	0.0371	2.0790E-11	1200000000
50	0.964	6.7221E-10	0.0367	2.4670E-11	1000000000
60	0.964	9.8865E-10	0.0284	2.8078E-11	1000000000
70	0.964	1.4305E-09	0.0249	3.5619E-11	900000000
80	0.964	2.1562E-09	0.0245	5.2827E-11	600000000
90	0.964	3.5943E-09	0.0277	9.9562E-11	300000000
100	0.964	5.4189E-09	0.0465	2.5198E-10	70000000
110	0.964	8.9116E-09	0.0378	3.3686E-10	60000000
120	0.964	1.2466E-08	0.0325	4.0515E-10	60000000
130	0.964	1.6987E-08	0.0338	5.7416E-10	40000000
140	0.684	2.1138E-08	0.0295	6.2357E-10	40000000
150	0.684	2.4996E-08	0.0277	6.9239E-10	40000000
160	0.684	2.8414E-08	0.0310	8.8083E-10	40000000
170	0.684	3.2195E-08	0.0286	9.2078E-10	30000000
180	0.684	3.1738E-08	0.0355	1.1267E-09	20000000
190	0.684	3.0117E-08	0.0291	8.7640E-10	30000000
200	0.684	2.9308E-08	0.0268	7.8545E-10	40000000
210	0.684	2.5640E-08	0.0251	6.4356E-10	50000000
220	0.684	2.0833E-08	0.0254	5.2916E-10	60000000
230	0.943	1.6937E-08	0.0296	5.0134E-10	60000000
240	0.943	4.4346E-09	0.0490	2.1730E-10	80000000
250	0.943	8.8765E-09	0.0306	2.7162E-10	90000000
260	0.943	5.6175E-09	0.0381	2.1403E-10	100000000
270	0.943	3.6090E-09	0.0351	1.2668E-10	200000000
280	0.943	2.0527E-09	0.0458	9.4014E-11	200000000
290	0.943	1.4838E-09	0.0369	5.4752E-11	400000000
300	0.943	9.2782E-10	0.0427	3.9618E-11	500000000
310	0.943	6.9885E-10	0.0486	3.3964E-11	500000000
320	1	5.2357E-10	0.0431	2.2566E-11	1000000000
330	1	4.2249E-10	0.0432	1.8252E-11	1100000000
340	1	3.3892E-10	0.0436	1.4777E-11	1300000000
350	1	3.5209E-10	0.0443	1.5598E-11	1500000000

Tabela 30 - Resultados da Tally F6 para orifício 270° (Geometria B).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.5620E-09	0.0330	1.1755E-10	200000000
10	1	2.1204E-09	0.0375	7.9515E-11	300000000
20	1	1.5606E-09	0.0406	6.3360E-11	300000000
30	1	9.7554E-10	0.0436	4.2534E-11	500000000
40	1	7.2590E-10	0.0429	3.1141E-11	700000000
50	0.964	5.3222E-10	0.0503	2.6771E-11	800000000
60	0.964	4.2688E-10	0.0467	1.9935E-11	1000000000
70	0.964	3.6225E-10	0.0481	1.7424E-11	1200000000
80	0.964	3.2976E-10	0.0461	1.5202E-11	1400000000
90	0.964	3.1755E-10	0.0455	1.4449E-11	1500000000
100	0.964	3.3963E-10	0.0436	1.4808E-11	1300000000
110	0.964	3.4045E-10	0.0479	1.6308E-11	1200000000
120	0.964	3.9000E-10	0.0441	1.7199E-11	1100000000
130	0.964	5.5321E-10	0.0400	2.2128E-11	1000000000
140	0.684	7.0332E-10	0.0365	2.5671E-11	1000000000
150	0.684	1.0292E-09	0.0314	3.2317E-11	800000000
160	0.684	1.3837E-09	0.0284	3.9297E-11	700000000
170	0.684	2.1775E-09	0.0306	6.6632E-11	400000000
180	0.684	3.4786E-09	0.0307	1.0679E-10	250000000
190	0.684	5.4265E-09	0.0269	1.4597E-10	200000000
200	0.684	8.8425E-09	0.0320	2.8296E-10	90000000
210	0.684	1.2865E-08	0.0268	3.4478E-10	90000000
220	0.684	1.7192E-08	0.0236	4.0573E-10	80000000
230	0.943	2.1585E-08	0.0268	5.7848E-10	50000000
240	0.943	2.3874E-08	0.0286	6.8280E-10	40000000
250	0.943	2.8833E-08	0.0309	8.9094E-10	40000000
260	0.943	3.2020E-08	0.0262	8.3892E-10	35000000
270	0.943	3.2875E-08	0.0259	8.5146E-10	35000000
280	0.943	3.0356E-08	0.0271	8.2265E-10	35000000
290	0.943	2.8924E-08	0.0263	7.6070E-10	40000000
300	0.943	2.5115E-08	0.0284	7.1327E-10	40000000
310	0.943	2.1007E-08	0.0270	5.6719E-10	50000000
320	1	1.7164E-08	0.0304	5.2179E-10	60000000
330	1	1.2712E-08	0.0287	3.6483E-10	80000000
340	1	8.9841E-09	0.0307	2.7581E-10	90000000
350	1	5.6682E-09	0.0372	2.1086E-10	100000000

Tabela 31 - Resultados da Tally F6 para orifício central (Geometria C).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	5.6251E-09	0.0581	3.2682E-10	50000000
10	1	6.1027E-09	0.0430	2.6242E-10	80000000
20	1	6.1055E-09	0.0445	2.7169E-10	80000000
30	1	6.1020E-09	0.0452	2.7581E-10	80000000
40	1	6.3195E-09	0.0447	2.8248E-10	80000000
50	0.964	5.8900E-09	0.0441	2.5975E-10	80000000
60	0.964	5.8340E-09	0.0456	2.6603E-10	80000000
70	0.964	6.0584E-09	0.0270	1.6358E-10	200000000
80	0.964	6.0695E-09	0.0271	1.6448E-10	200000000
90	0.964	5.7621E-09	0.0447	2.5757E-10	80000000
100	0.964	6.0841E-09	0.0428	2.6040E-10	80000000
110	0.964	6.0689E-09	0.0435	2.6400E-10	80000000
120	0.964	6.1376E-09	0.0441	2.7067E-10	80000000
130	0.964	6.0638E-09	0.0442	2.6802E-10	80000000
140	0.684	6.0549E-09	0.0446	2.7005E-10	80000000
150	0.684	5.9027E-09	0.0438	2.5854E-10	80000000
160	0.684	6.2294E-09	0.0429	2.6724E-10	80000000
170	0.684	6.2774E-09	0.0434	2.7244E-10	80000000
180	0.684	5.8346E-09	0.0443	2.5847E-10	80000000
190	0.684	6.1158E-09	0.0439	2.6848E-10	80000000
200	0.684	5.8946E-09	0.0441	2.5995E-10	80000000
210	0.684	6.1067E-09	0.0447	2.7297E-10	80000000
220	0.684	6.0287E-09	0.0428	2.5803E-10	80000000
230	0.943	6.1684E-09	0.0444	2.7388E-10	80000000
240	0.943	6.0745E-09	0.0466	2.8307E-10	80000000
250	0.943	6.0712E-09	0.0448	2.7199E-10	80000000
260	0.943	6.1141E-09	0.0437	2.6719E-10	80000000
270	0.943	5.9440E-09	0.0449	2.6689E-10	80000000
280	0.943	5.7880E-09	0.0445	2.5757E-10	80000000
290	0.943	6.2307E-09	0.0435	2.7104E-10	80000000
300	0.943	6.0173E-09	0.0445	2.6777E-10	80000000
310	0.943	6.1374E-09	0.0438	2.6882E-10	80000000
320	1	6.3158E-09	0.0447	2.8232E-10	80000000
330	1	6.3230E-09	0.0471	2.9781E-10	80000000
340	1	6.0546E-09	0.0433	2.6216E-10	80000000
350	1	6.4645E-09	0.0445	2.8767E-10	80000000

Tabela 32 - Resultados da Tally F6 para orifício 0° (Geometria C).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.8972E-08	0.0455	1.7732E-09	10000000
10	1	3.7539E-08	0.0374	1.4040E-09	15000000
20	1	3.7021E-08	0.0407	1.5068E-09	15000000
30	1	3.1814E-08	0.0363	1.1548E-09	20000000
40	1	2.6069E-08	0.0348	9.0720E-10	25000000
50	0.964	2.0697E-08	0.0308	6.3747E-10	40000000
60	0.964	1.5770E-08	0.0265	4.1791E-10	70000000
70	0.964	1.1035E-08	0.0297	3.2774E-10	80000000
80	0.964	7.1359E-09	0.0335	2.3905E-10	100000000
90	0.964	4.4054E-09	0.0302	1.3304E-10	200000000
100	0.964	2.6051E-09	0.0259	6.7472E-11	500000000
110	0.964	1.7590E-09	0.0295	5.1891E-11	500000000
120	0.964	1.2270E-09	0.0344	4.2209E-11	600000000
130	0.964	8.4793E-10	0.0357	3.0271E-11	800000000
140	0.684	6.4433E-10	0.0349	2.2487E-11	1200000000
150	0.684	4.7934E-10	0.0381	1.8263E-11	1200000000
160	0.684	4.1782E-10	0.0414	1.7298E-11	1200000000
170	0.684	4.1206E-10	0.0431	1.7760E-11	1300000000
180	0.684	3.7734E-10	0.0445	1.6792E-11	1450000000
190	0.684	4.3451E-10	0.0444	1.9292E-11	1300000000
200	0.684	4.6059E-10	0.0374	1.7226E-11	1400000000
210	0.684	5.2160E-10	0.0383	1.9977E-11	1300000000
220	0.684	6.7945E-10	0.0332	2.2558E-11	1200000000
230	0.943	8.4603E-10	0.0307	2.5973E-11	1100000000
240	0.943	1.2190E-09	0.0324	3.9496E-11	700000000
250	0.943	1.7124E-09	0.0279	4.7776E-11	600000000
260	0.943	2.7495E-09	0.0282	7.7536E-11	400000000
270	0.943	4.5253E-09	0.0348	1.5748E-10	150000000
280	0.943	6.8112E-09	0.0325	2.2136E-10	100000000
290	0.943	1.0830E-08	0.0310	3.3573E-10	70000000
300	0.943	1.6151E-08	0.0271	4.3769E-10	70000000
310	0.943	2.1124E-08	0.0257	5.4289E-10	60000000
320	1	2.6437E-08	0.0220	5.8161E-10	60000000
330	1	3.1111E-08	0.0246	7.6533E-10	45000000
340	1	3.6202E-08	0.0253	9.1591E-10	45000000
350	1	3.9019E-08	0.0217	8.4671E-10	45000000



Tabela 33 - Resultados da Tally F6 para orifício 90° (Geometria C).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	4.5623E-09	0.0351	1.6014E-10	140000000
10	1	7.1880E-09	0.0287	2.0630E-10	140000000
20	1	1.1166E-08	0.0263	2.9367E-10	100000000
30	1	1.6367E-08	0.0234	3.8299E-10	90000000
40	1	2.1138E-08	0.0206	4.3544E-10	90000000
50	0.964	2.6298E-08	0.0240	6.3115E-10	50000000
60	0.964	3.1394E-08	0.0227	7.1264E-10	50000000
70	0.964	3.1741E-08	0.0293	9.3001E-10	40000000
80	0.964	3.9646E-08	0.0257	1.0189E-09	30000000
90	0.964	3.9706E-08	0.0319	1.2666E-09	20000000
100	0.964	3.8247E-08	0.0264	1.0097E-09	30000000
110	0.964	3.6259E-08	0.0280	1.0153E-09	30000000
120	0.964	3.1956E-08	0.0223	7.1262E-10	50000000
130	0.964	2.6116E-08	0.0244	6.3723E-10	50000000
140	0.684	2.0379E-08	0.0274	5.5838E-10	50000000
150	0.684	1.5674E-08	0.0261	4.0909E-10	70000000
160	0.684	1.0780E-08	0.0314	3.3849E-10	70000000
170	0.684	6.9470E-09	0.0237	1.6464E-10	200000000
180	0.684	4.4434E-09	0.0316	1.4041E-10	200000000
190	0.684	2.6362E-09	0.0265	6.9859E-11	500000000
200	0.684	1.8044E-09	0.0301	5.4312E-11	500000000
210	0.684	1.1747E-09	0.0330	3.8765E-11	700000000
220	0.684	8.4106E-10	0.0378	3.1792E-11	700000000
230	0.943	6.5513E-10	0.0374	2.4502E-11	1000000000
240	0.943	4.5144E-10	0.0431	1.9457E-11	1100000000
250	0.943	4.0122E-10	0.0446	1.7894E-11	1100000000
260	0.943	3.9363E-10	0.0446	1.7556E-11	1200000000
270	0.943	3.9968E-10	0.0481	1.9225E-11	1400000000
280	0.943	4.1010E-10	0.0407	1.6691E-11	1300000000
290	0.943	4.6445E-10	0.0423	1.9646E-11	1100000000
300	0.943	5.1242E-10	0.0398	2.0394E-11	1100000000
310	0.943	6.6630E-10	0.0365	2.4320E-11	1000000000
320	1	8.7071E-10	0.0365	3.1781E-11	800000000
330	1	1.2625E-09	0.0418	5.2773E-11	500000000
340	1	1.7791E-09	0.0305	5.4263E-11	500000000
350	1	2.7755E-09	0.0247	6.8555E-11	500000000

Tabela 34 - Resultados da Tally F6 para orifício 180° (Geometria C).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	3.8056E-10	0.0392	1.4918E-11	1500000000
10	1	4.1887E-10	0.0406	1.7006E-11	1300000000
20	1	4.4948E-10	0.0397	1.7844E-11	1300000000
30	1	5.0056E-10	0.0380	1.9021E-11	1200000000
40	1	6.7731E-10	0.0336	2.2758E-11	1200000000
50	0.964	8.5621E-10	0.0331	2.8341E-11	1000000000
60	0.964	1.2053E-09	0.0261	3.1458E-11	1000000000
70	0.964	1.7680E-09	0.0227	4.0134E-11	900000000
80	0.964	2.7134E-09	0.0223	6.0509E-11	600000000
90	0.964	4.5058E-09	0.0247	1.1129E-10	300000000
100	0.964	6.7063E-09	0.0404	2.7093E-10	70000000
110	0.964	1.0751E-08	0.0339	3.6446E-10	60000000
120	0.964	1.6110E-08	0.0285	4.5914E-10	60000000
130	0.964	2.1264E-08	0.0303	6.4430E-10	40000000
140	0.684	2.6287E-08	0.0265	6.9661E-10	40000000
150	0.684	3.1190E-08	0.0251	7.8287E-10	40000000
160	0.684	3.5646E-08	0.0272	9.6957E-10	40000000
170	0.684	3.9776E-08	0.0260	1.0342E-09	30000000
180	0.684	3.8722E-08	0.0360	1.3940E-09	15000000
190	0.684	3.7652E-08	0.0258	9.7142E-10	30000000
200	0.684	3.5237E-08	0.0242	8.5274E-10	40000000
210	0.684	3.2738E-08	0.0226	7.3988E-10	50000000
220	0.684	2.6183E-08	0.0228	5.9697E-10	60000000
230	0.943	2.0791E-08	0.0249	5.1770E-10	60000000
240	0.943	5.4825E-09	0.0441	2.4178E-10	80000000
250	0.943	1.0845E-08	0.0275	2.9824E-10	90000000
260	0.943	7.1822E-09	0.0340	2.4419E-10	100000000
270	0.943	4.4193E-09	0.0313	1.3832E-10	200000000
280	0.943	2.5972E-09	0.0411	1.0674E-10	200000000
290	0.943	1.6050E-09	0.0354	5.6817E-11	400000000
300	0.943	1.0139E-09	0.0405	4.1063E-11	500000000
310	0.943	7.5802E-10	0.0471	3.5703E-11	500000000
320	1	5.6913E-10	0.0402	2.2879E-11	1000000000
330	1	4.6021E-10	0.0413	1.9007E-11	1100000000
340	1	3.7600E-10	0.0421	1.5830E-11	1300000000
350	1	3.8733E-10	0.0420	1.6268E-11	1500000000

Tabela 35 - Resultados da Tally F6 para orifício 270° (Geometria C).

Posição (°)	Factor de Ponderação	Tally F6	Erro relativo	Erro absoluto	Partículas Simuladas
0	1	4.3763E-09	0.0296	1.2954E-10	200000000
10	1	2.6276E-09	0.0342	8.9864E-11	300000000
20	1	1.8477E-09	0.0370	6.8365E-11	300000000
30	1	1.1839E-09	0.0388	4.5935E-11	500000000
40	1	8.6981E-10	0.0387	3.3662E-11	700000000
50	0.964	6.4819E-10	0.0438	2.8391E-11	800000000
60	0.964	5.1759E-10	0.0415	2.1480E-11	1000000000
70	0.964	4.2712E-10	0.0430	1.8366E-11	1200000000
80	0.964	3.9901E-10	0.0426	1.6998E-11	1300000000
90	0.964	3.9369E-10	0.0406	1.5984E-11	1500000000
100	0.964	4.1359E-10	0.0406	1.6792E-11	1300000000
110	0.964	4.5835E-10	0.0392	1.7967E-11	1200000000
120	0.964	4.8650E-10	0.0423	2.0579E-11	1000000000
130	0.964	6.7674E-10	0.0362	2.4498E-11	1000000000
140	0.684	8.7688E-10	0.0322	2.8236E-11	1000000000
150	0.684	1.2440E-09	0.0334	4.1550E-11	650000000
160	0.684	1.6831E-09	0.0308	5.1839E-11	500000000
170	0.684	2.7434E-09	0.0329	9.0258E-11	300000000
180	0.684	4.3575E-09	0.0304	1.3247E-10	200000000
190	0.684	6.8051E-09	0.0333	2.2661E-10	100000000
200	0.684	1.0925E-08	0.0304	3.3212E-10	80000000
210	0.684	1.6252E-08	0.0252	4.0955E-10	80000000
220	0.684	2.1038E-08	0.0252	5.3016E-10	60000000
230	0.943	2.6686E-08	0.0268	7.1518E-10	40000000
240	0.943	2.9777E-08	0.0255	7.5931E-10	40000000
250	0.943	3.6475E-08	0.0297	1.0833E-09	35000000
260	0.943	3.9403E-08	0.0257	1.0127E-09	30000000
270	0.943	4.0402E-08	0.0253	1.0222E-09	30000000
280	0.943	3.7774E-08	0.0258	9.7457E-10	30000000
290	0.943	3.5287E-08	0.0277	9.7745E-10	30000000
300	0.943	3.2752E-08	0.0268	8.7775E-10	35000000
310	0.943	2.6453E-08	0.0277	7.3275E-10	40000000
320	1	2.1331E-08	0.0290	6.1860E-10	50000000
330	1	1.5773E-08	0.0251	3.9590E-10	80000000
340	1	1.1231E-08	0.0293	3.2907E-10	80000000
350	1	7.1442E-09	0.0381	2.7219E-10	80000000