

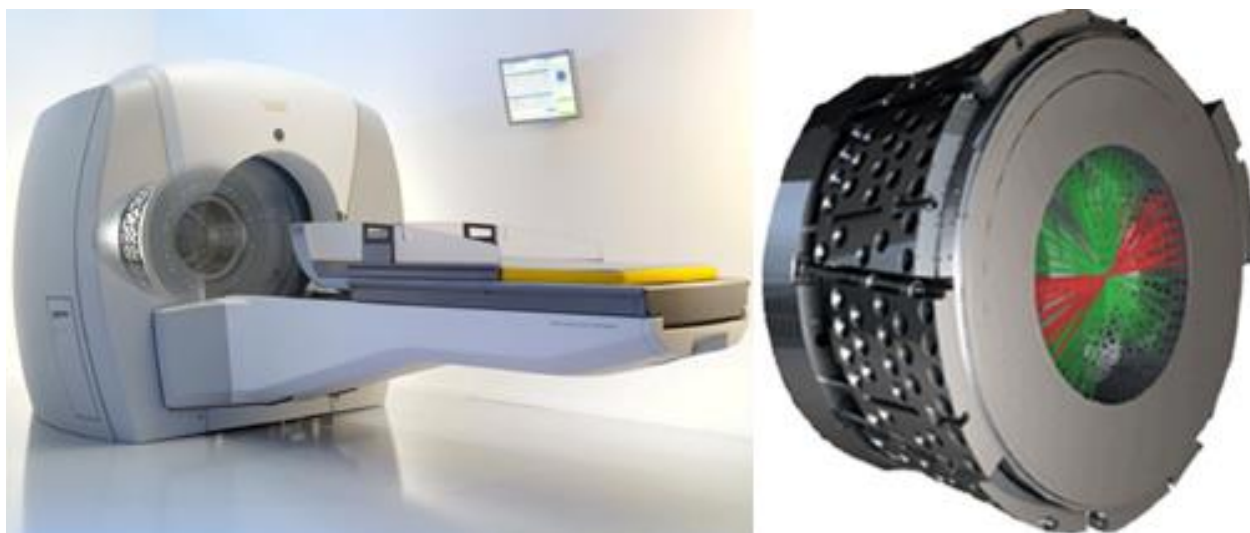
## **Estudo de cálculos dosimétricos em tratamentos com o equipamento *Gamma Knife***

Tatiana Filipa Corsino Fernandes

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

Orientador

Professor Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/FCUL)



## **Estudo de cálculos dosimétricos em tratamentos com o equipamento *Gamma Kife***

Tatiana Filipa Corsino Fernandes

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

### Orientadores

Professor Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/FCUL)

### Júri

Presidente: Lina Vieira (ESTeSL)

Vogais: Nuno Matela (Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa)

Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/FCUL)

## Agradecimentos

---

Não poderia deixar de agradecer às pessoas que, através da sua ajuda e apoio, tornaram possível a realização deste trabalho.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Pedro Ferreira, por propor o tema deste trabalho, pelo apoio incansável ao longo dos últimos meses, pela paciência nos momentos de maior frustração e por todas as explicações dadas nas inúmeras horas de trabalho.

Ao Professor Cristóvão Dias do Centro de Física Teórica e Computacional da Universidade de Lisboa pelo desenvolvimento do programa que permitiu automatizar as simulações dando um apoio essencial à realização das mesmas.

À minha família, em especial aos meus pais, por sempre me terem dado a oportunidade de seguir os meus objetivos, e à minha irmã, por todo o apoio e incentivo nos momentos mais difíceis.

Ao meu namorado, por todo o apoio e força que me deu e principalmente pela paciência para ouvir as minhas preocupações.

À doutora Julieta Silva e ao físico Pedro Carvoeiras do Centro Gamma Knife do Hospital CUF Infante Santo pelos esclarecimentos dados e pela disponibilidade.

Por fim, a todos os meus amigos, que partilharam este momento comigo e me incentivaram ao longo de todo o processo.

A radiocirurgia estereotáxica (SRS) realizada em tumores intracranianos consiste num procedimento não cirúrgico utilizado como alternativa à cirurgia convencional onde são administradas altas doses de radiação no tumor, em uma única fração, atingindo um elevado gradiente de dose fora da zona alvo.

A *Gamma Knife* (GK) consiste num equipamento médico desenvolvido para realizar SRS em tumores intracranianos. Esta técnica utiliza feixes convergentes, provenientes de um grande número de fontes de Cobalto-60, extremamente colimados, para administrar uma elevada dose de radiação num alvo localizado do cérebro definido através da realização de imagens como a ressonância magnética (RM). O seu principal objetivo é atingir uma elevada taxa de controlo tumoral a longo prazo, mantendo a condição física do paciente, ao mesmo tempo que se diminui a possibilidade de novos tratamentos relacionados com a morbilidade provocada pela radiação.

A realização deste trabalho foca-se essencialmente na comparação dos resultados de simulações realizadas com o programa *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE), com especial enfoque na energia depositada, para dois fantasmas computacionais diferentes.

Os dois fantasmas computacionais foram realizados com o objetivo de avaliar as possíveis diferenças resultantes na prática clínica ao aplicar diferentes algoritmos de dose, tentando reproduzir e comparar os algoritmos que modelam a cabeça humana como um meio homogéneo com os algoritmos que têm em conta as heterogeneidades.

O primeiro fantoma foi realizado com o objetivo de representar um algoritmo de dose mais simples que modela toda a cabeça de um paciente como água, é constituído por 2 corpos apenas e foi por isso denominado fantoma simplificado. Já o segundo fantoma realizado, fantoma real, permite ter em consideração as heterogeneidades dos diferentes tecidos presentes na cabeça do paciente e foi realizado com o objetivo de efetuar simulações com um fantoma que represente a cabeça humana de uma forma o mais realista possível. Cada um destes fantasmas foi utilizado para a realização de várias simulações, para as quais foi necessária a sua alteração e a aplicação de uma translação ao tumor realizada de maneira a perceber quais seriam os efeitos desta alteração nos resultados.

Os resultados das simulações realizadas são comparados, não só entre si, mas também com os resultados encontrados na literatura presente para a realização deste trabalho.

A comparação dos resultados para os diferentes fantasmas demonstra uma subestimação da dose, por vezes superior a 5%, em simulações realizadas com o fantoma heterogéneo, quando comparadas com os resultados obtidos com o fantoma homogéneo. Estes resultados vão de encontro aos apresentados na literatura como se verifica nos estudos apresentados.

**Palavras-chave:** *Gamma knife Perfexion (PFX)*; *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons (PENELOPE)*; Energia depositada; Tumores intracranianos

Stereotactical radiosurgery (SRS) for intracranial tumors is a non-surgical procedure used as an alternative to conventional surgery where high doses of radiation are delivered to the tumor in a single fraction, reaching a high dose gradient outside the target area.

The Gamma Knife (GK) is a medical equipment developed to perform SRS on intracranial tumors. This technique uses convergent beams from a large number of extremely collimated Cobalt-60 sources, to deliver a high dose of radiation to a localized target on the brain defined by, for instance, magnetic resonance (RM) imaging. Its main goal is to achieve a high rate of long-term tumor control, maintaining the patient's physical condition, while decreasing the possibility of further treatments related to radiation morbidity.

This work focuses essentially on comparing the results of simulations performed with the *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE) program, with special focus on the deposited energy, for two different computational phantoms.

The two computational phantoms were created to evaluate possible differences in clinical practice by applying different dose algorithms, trying to reproduce and compare the algorithms that model the human head as an homogenous medium with the algorithms that take into account heterogeneities.

The first phantom was realized in order to represent a simpler dose algorithm that models a patient's entire head as water, it consists of two bodies only and was therefore named simplified phantom. The second phantom, called real phantom, allows to take into consideration the heterogeneities of the different tissues present in the patient's head and was used with the aim of performing simulations with a phantom that represents the human head in the most realistic way possible. Each of these phantoms was used to perform various simulations, for wich it was necessary its modificating and application of a translation, performed in order to understand what would be the effects of this change on the results.

The results of the simulations performed are compared, not only with each other, but also with the results found in the literature.

The comparison of the results for the different phantoms demonstrates an underdosage, sometimes greate than 5%, in simulations performed with the heterogenous phantom, when compared with the results obtained with the homogenous phantom. This results are in agreement with those presented in the literature as verified in the presented studies.

**Keywords:** Gamma Knife Perfexion (PFX); *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE); Deposited energy; Intracranial tumors

|  |    |
|--|----|
| <b>1. Introdução</b> .....   | 1  |
| <b>2. Fundamentação teórica do decaimento radioativo e interação da radiação com a matéria</b> ... | 6  |
| <b>2.1 Decaimento radioativo</b> .....   | 6  |
| 2.1.1 Decaimentos Radioativos do Cobalto-60.....   | 8  |
| <b>2.2 Interação dos fótons com a matéria</b> .....  | 10 |
| 2.2.1 Efeito fotoelétrico.....   | 11 |
| 2.2.2 Efeito de Compton.....   | 11 |
| 2.2.3 Dispersão de <i>Rayleigh</i> .....   | 13 |
| 2.2.4 Produção de pares.....   | 13 |
| 2.2.5 Reações fotonucleares .....  | 14 |
| <b>2.3 Coeficientes de atenuação</b> .....   | 14 |
| <b>2.4 Dosimetria da radiação</b> .....  | 17 |
| <b>2.5 Grandezas e Unidades</b> .....  | 18 |
| 2.5.1 Exposição.....   | 18 |
| 2.5.2 Dose absorvida.....  | 18 |
| 2.5.3 Dose equivalente .....   | 19 |
| 2.5.4 Dose efetiva.....  | 20 |
| 2.5.5 Kerma .....  | 21 |
| <b>2.5.6 Gradiente de dose</b> .....   | 22 |
| <b>3. Radiocirurgia estereotáxica</b> .....  | 24 |
| <b>3.1 Comparação das técnicas de Radiocirurgia estereotáxica</b> .....                            | 25 |
| <b>3.2 Princípios radiobiológicos da Radiocirurgia estereotáxica</b> .....                         | 28 |
| <b>3.3 Indicações para Radiocirurgia estereotáxica</b> .....                                       | 29 |
| <b>4. <i>Gamma Knife</i></b> .....   | 31 |
| <b>4.1 Técnica <i>Gamma Knife</i></b> .....  | 31 |
| <b>4.2 Equipamento</b> .....   | 35 |
| <b>4.2 Planeamento</b> .....   | 39 |
| <b>4.3 Controlo de qualidade</b> .....   | 42 |
| <b>5. Fantomas antropomórficos</b> .....   | 44 |
| <b>5.1 Evolução dos fantomas computacionais</b> .....  | 45 |
| 5.1.1 Fantomas estilizados baseados em equações quádricas .....                                    | 45 |
| 5.2.1 Fantomas-voxel baseados em imagens tomográficas.....   | 46 |
| 5.2.2 Fantomas BREP.....   | 47 |
| <b>6. Conceitos fundamentais das simulações de Monte Carlo</b> .....                               | 48 |

|            |   |     |
|------------|---|-----|
| <b>7</b>   | <b>PENELOPE</b> .....   | 51  |
|            | <b>7.1 Desenvolvimento de um fantoma computacional com recurso a geometria construtiva quádrica</b> ..... | 51  |
|            | 7.1.1 Construção de superfícies quádricas.....  | 52  |
|            | <b>7.2 Ficheiro de definição de geometria</b> .....   | 55  |
|            | <b>7.3 Definição dos materiais</b> .....  | 57  |
| <b>8</b>   | <b>Metodologia</b> .....  | 59  |
|            | <b>8.1 Descrição dos fantasmas</b> .....  | 59  |
|            | 8.1.1 Fantoma simplificado .....  | 59  |
|            | 8.1.2 Fantoma real.....   | 70  |
|            | <b>8.3 Definição dos materiais a utilizar nos fantasmas</b> .....   | 76  |
|            | <b>8.4 Ficheiro de definição das simulações</b> .....   | 76  |
| <b>9</b>   | <b>Resultados</b> .....   | 81  |
|            | <b>9.1 Otimização das simulações</b> .....  | 81  |
|            | <b>9.2 Distribuição de dose e tumor descentrado para o fantoma simplificado</b> .....                     | 96  |
|            | <b>9.3 Comparação entre fantoma simplificado e fantoma real</b> .....                                     | 100 |
|            | <b>9.4 Distribuição de dose para o fantoma real</b> .....   | 105 |
|            | <b>9.5 Tumor descentrado para o fantoma real - Cristalino</b> .....                                       | 113 |
|            | <b>9.6 Tumor descentrado para o fantoma real – Massa de ar</b> .....                                      | 120 |
| <b>10.</b> | <b>Discussão</b> .....  | 122 |
| <b>11.</b> | <b>Conclusões</b> .....   | 126 |
| <b>12.</b> | <b>Referências bibliográficas</b> .....   | 129 |

## Índice de figuras

---

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 2.1:</b> Esquematização do decaimento de atividade de acordo com o tempo de semi-vida <sup>36</sup> .....  | 7  |
| <b>Figura 2.2:</b> Esquematização do decaimento do Cobalto-60 <sup>36</sup> .....  | 9  |
| <b>Figura 2.3:</b> Principais processos de interação de fótons com a matéria em função da energia do mesmo e do material atômico do meio <sup>40</sup> .....                             | 10 |
| <b>Figura 2.4:</b> Esquema representativo do efeito fotoelétrico <sup>39</sup> .....   | 11 |
| <b>Figura 2.5:</b> Esquema representativo do Efeito de Compton <sup>33</sup> .....   | 12 |
| <b>Figura 2.6:</b> Esquema representativo de a) produção de pares e b) produção de tripletos <sup>39</sup> .....   | 14 |
| <b>Figura 2.7:</b> Representação de um feixe de fótons incidentes monoenergéticos numa placa <sup>36</sup> .....   | 15 |
| <b>Figura 2.8:</b> Coeficientes de atenuação mássicos da água para o efeito de Compton, a dispersão de Rayleigh e o efeito fotoelétrico <sup>41</sup> .....                              | 16 |
| <b>Figura 3.1:</b> Acelerador linear <sup>47</sup> .....   | 25 |
| <b>Figura 3.2:</b> Equipamento CK <sup>50</sup> .....  | 26 |
| <b>Figura 3.3:</b> Equipamento de terapia com prótons <sup>51</sup> .....  | 26 |
| <b>Figura 4.1:</b> Esquematização da convergência dos feixes no equipamento GK <sup>11</sup> .....   | 31 |
| <b>Figura 4.2:</b> Tomoterapia <sup>58</sup> .....   | 34 |
| <b>Figura 4.3:</b> Equipamento Leksell Gamma Unit Model-U, à esquerda, e Model 4C à direita <sup>60</sup> .....  | 36 |
| <b>Figura 5.1:</b> Três gerações de fantasmas computacionais, na primeira imagem um fantoma estilizado, na segunda imagem um fantoma-voxel e por fim um fantoma BREP <sup>30</sup> ..... | 45 |
| <b>Figura 5.2:</b> Fantoma adulto Fisher-Snyer <sup>30</sup> .....   | 46 |
| <b>Figura 5.3:</b> Processo de criação de um fantoma-voxel a partir de imagens de um cadáver <sup>30</sup> .....   | 47 |
| <b>Figura 5.4:</b> Fantoma de referência masculino, esquerda, e feminino, direita, do ICRP <sup>30</sup> .....   | 47 |
| <b>Figura 7.1:</b> Superfícies quádricas reduzidas não-planares e os seus respetivos índices <sup>32</sup> .....   | 53 |
| <b>Figura 7.2:</b> Representação das rotações realizadas através da definição dos ângulos de Euler <sup>32</sup> .....   | 54 |
| <b>Figura 7.3:</b> Ficheiro de input para definir uma superfície na sua forma reduzida.....  | 55 |
| <b>Figura 7.4:</b> Ficheiros de input de definição de um corpo à esquerda e de um módulo à direita.....  | 56 |
| <b>Figura 7.5:</b> Ficheiro input para definição de um módulo.....   | 56 |
| <b>Figura 7.6:</b> Programa material para criação de um ficheiro de material.....  | 57 |
| <b>Figura 8.1:</b> Instruções para a definição da SURFACE (1).....   | 59 |
| <b>Figura 8.2:</b> Instruções para a definição do BODY (1).....  | 60 |
| <b>Figura 8.3:</b> Instruções para a definição da SURFACE (2).....   | 60 |
| <b>Figura 8.4:</b> Instruções para a definição do BODY (2).....  | 61 |
| <b>Figura 8.5:</b> Instruções para a definição da SURFACE (3).....   | 61 |
| <b>Figura 8.6:</b> Instruções para a definição do BODY (3).....  | 62 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Figura 8.7:</b> Representação do fantoma simplificado onde a violeta se encontra representado o tumor, a laranja a cabeça e a azul a esfera de ar.....   | 62 |
| <b>Figura 8.8:</b> Instruções para a definição do primeiro setor.....   | 63 |
| <b>Figura 8.9:</b> Representação tridimensional do primeiro setor e das superfícies quádricas que o compõem.<br>.....   | 64 |
| <b>Figura 8.10:</b> Representação do fantoma simplificado e do primeiro setor do equipamento com o mesmo esquema de cores referido anteriormente e com o primeiro setor, constituído por tungsténio, a verde.   | 65 |
| <b>Figura 8.11:</b> Esquematisação da distribuição dos colimadores. ....  | 65 |
| <b>Figura 8.12:</b> Instruções para a criação dos dois primeiros furos. ....  | 66 |
| <b>Figura 8.13:</b> Representação do primeiro setor com os 24 furos. ....   | 67 |
| <b>Figura 8.14:</b> Ficheiro de definição da geometria com a definição dos 8 setores do equipamento. ....   | 68 |
| <b>Figura 8.15:</b> Representação do fantoma simplificado e dos oito setores representados por diferentes cores. ....   | 68 |
| <b>Figura 8.16:</b> Instruções para a definição da SURFACE (1). ....  | 69 |
| <b>Figura 8.17:</b> Representação do fantoma simplificado com o tumor descentrado definido para o primeiro setor com o mesmo esquema de cores já mencionado. ....   | 70 |
| <b>Figura 8.18:</b> Fantoma de corpo inteiro A) sem pele, gordura e músculo e B) completo <sup>66</sup> .....   | 71 |
| <b>Figura 8.19:</b> Instruções para a definição da SURFACE (1). ....  | 71 |
| <b>Figura 8.20:</b> Representação do fantoma real em cortes coronal, sagital e axial respetivamente, onde a roxo se encontra o cérebro, a azul claro a pele, a vermelho a gordura, a verde o músculo, a azul escuro o osso, a cor de rosa a faringe/laringe e, por fim, também a azul, as glândulas salivares. .... | 72 |
| <b>Figura 8.21:</b> Representação do fantoma real com sete setores do equipamento representados por diferentes cores, a laranja podemos visualizar o cérebro e a azul claro o osso. ....  | 72 |
| <b>Figura 8.22:</b> Instruções para a definição da SURFACE (1). ....  | 73 |
| <b>Figura 8.23:</b> Representação do fantoma real descentrado, a azul claro encontra-se representada a pele, a vermelho a gordura, a verde o músculo, a azul o osso, a roxo o cérebro, a laranja os cristalinos, e o tumor encontra-se assinalado pela seta preta.....  | 74 |
| <b>Figura 8.24:</b> Instruções para a definição da SURFACE (1). ....  | 74 |
| <b>Figura 8.25:</b> Instruções para a definição da SURFACE (2). ....  | 75 |
| <b>Figura 8.26:</b> Representação do fantoma real descentrado, a violeta está representado o ar, a azul claro a pele, a vermelho a gordura, a verde o músculo, a azul o osso, a roxo o cérebro, também a azul as glândulas salivares, a rosa a massa de are a preto o tumor.....                                    | 75 |
| <b>Figura 8.27:</b> Ficheiro input de definição da simulação do fantoma simplificado.....   | 77 |
| <b>Figura 8.28:</b> Ilustração dos ângulos THETA, PHI e ALPHA <sup>32</sup> .....   | 78 |
| <b>Figura 8.29:</b> Ficheiro input de definição da simulação do fantoma real. ....  | 80 |
| <b>Figura 9.1:</b> Esquematisação da abertura do feixe das fontes.....  | 81 |

|  |    |
|--|----|
| <b>Figura 9.2:</b> Esquemática dos paralelepípedos paralelos aos eixos onde a esfera representa a cabeça do paciente.....  | 82 |
| <b>Figura 9.3:</b> Esquemática da simulação com um único feixe representada pela linha amarela.....  | 83 |
| <b>Figura 9.4:</b> Perfil de dose de uma única fonte segundo o eixo dos XX. ....   | 84 |
| <b>Figura 9.5:</b> Perfil de dose de uma única fonte segundo o eixo dos YY. ....   | 84 |
| <b>Figura 9.6:</b> Perfil de dose de uma única fonte segundo o eixo dos ZZ. ....   | 84 |
| <b>Figura 9.7:</b> Esquemática da simulação com o primeiro setor. ....   | 85 |
| <b>Figura 9.8:</b> Perfil de dose do primeiro setor segundo o eixo dos XX. ....  | 86 |
| <b>Figura 9.9:</b> Perfil de dose do primeiro setor segundo o eixo dos YY. ....  | 86 |
| <b>Figura 9.10:</b> Perfil de dose do primeiro setor segundo o eixo dos ZZ. ....   | 87 |
| <b>Figura 9.11:</b> Esquemática da simulação com os setores 1 e 5.....   | 87 |
| <b>Figura 9.12:</b> Perfil de dose para os setores 1 e 5 segundo o eixo dos XX. ....   | 88 |
| <b>Figura 9.13:</b> Perfil de dose para os setores 1 e 5 segundo o eixo dos ZZ. ....   | 88 |
| <b>Figura 9.14:</b> Valores pré-definidos dos parâmetros de MSIMPA.....  | 89 |
| <b>Figura 9.15:</b> Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos XX, de simulações com valores de MSIMPA pré-definidos a azul e alterados a vermelho. ....   | 90 |
| <b>Figura 9.16:</b> Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos ZZ, de simulações com valores de MSIMPA pré-definidos a azul e alterados a vermelho. ....   | 90 |
| <b>Figura 9.17:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX para os colimadores de 4 mm a azul, 8 mm a vermelho e 16 mm a verde. ....   | 91 |
| <b>Figura 9.18:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos ZZ para os colimadores de 4 mm a azul, 8 mm a vermelho e 16 mm a verde. ....   | 92 |
| <b>Figura 9.19:</b> Representação da equação (9.2).....  | 93 |
| <b>Figura 9.20:</b> Gráfico dos valores do manual do PFX que relaciona a dose com a distância ao centro a preto para os setores bloqueados, a azul para o colimador de 4 mm, a vermelho para o colimador de 8 mm e a verde para o colimador de 16 mm. .... | 94 |
| <b>Figura 9.21:</b> Comparação dos valores apresentados no manual com os resultados da simulação com o colimador de 4 mm. ....   | 95 |
| <b>Figura 9.22:</b> Comparação dos valores apresentados no manual com os resultados da simulação com o colimador de 8 mm. ....   | 95 |
| <b>Figura 9.23:</b> Comparação dos valores apresentados no manual com os resultados da simulação com o colimador de 16 mm. ....  | 96 |
| <b>Figura 9.24:</b> Distribuição de dose para o colimador de 4 mm onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. ....   | 96 |
| <b>Figura 9.25:</b> Distribuição de dose para o colimador de 8 mm com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior. ....   | 97 |

|  |     |
|--|-----|
| <b>Figura 9.26:</b> Distribuição de dose para o colimador de 16 mm com o mesmo esquema de cores do gráfico na figura (9.24). .....   | 97  |
| <b>Figura 9.27:</b> Distribuição de dose com o colimador de 16 mm com 7 setores ativos com o mesmo esquema de cores dos gráficos anteriores.....   | 98  |
| <b>Figura 9.28:</b> Representação do fantoma simplificado com o tumor centrado, à esquerda, e descentrado, à direita.....  | 98  |
| <b>Figura 9.29:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul, para o fantoma com o tumor descentrado para o colimador de 4 mm.....                            | 99  |
| <b>Figura 9.30:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul, para o fantoma com o tumor descentrado para o colimador de 8 mm.....                            | 99  |
| <b>Figura 9.31:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul, para o fantoma com o tumor descentrado para o colimador de 16 mm.....                           | 99  |
| <b>Figura 9.32:</b> Representação do fantoma real .....  | 101 |
| <b>Figura 9.33:</b> Comparação do perfil de dose segundo o eixo dos XX de simulações com fantoma simplificado a azul e real constituído por água a vermelho. ....                                    | 101 |
| <b>Figura 9.34:</b> Comparação do perfil de dose segundo o eixo dos YY de simulações com fantoma simplificado a azul e real constituído por água a vermelho. ....                                    | 102 |
| <b>Figura 9.35:</b> Comparação do perfil de dose segundo o eixo dos ZZ de simulações com fantoma simplificado a azul e real constituído por água a vermelho. ....                                    | 102 |
| <b>Figura 9.36:</b> Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos XX, de simulações com o fantoma real constituído por água a azul e por materiais do corpo humano a vermelho. ....               | 103 |
| <b>Figura 9.37:</b> Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos YY, de simulações com o fantoma real constituído por água a azul e por materiais do corpo humano a vermelho. ....               | 104 |
| <b>Figura 9.38:</b> Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos ZZ, de simulações com o fantoma real constituído por água a azul e por materiais do corpo humano a vermelho. ....               | 104 |
| <b>Figura 9.39:</b> Dose depositada por fotão segundo o eixo dos YY com todos os colimadores a 8 mm. ....  | 106 |
| <b>Figura 9.40:</b> Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60,50, 25 e 15% <sup>29</sup> .....                                    | 106 |
| <b>Figura 9.41:</b> Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. .... | 107 |
| <b>Figura 9.42:</b> Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma BOX inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.....   | 107 |
| <b>Figura 9.43:</b> Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60,50, 25 e 15% <sup>29</sup> .....                                    | 108 |
| <b>Figura 9.44:</b> Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. .... | 108 |

|   |     |
|---|-----|
| <b>Figura 9.45:</b> Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma BOX inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.....  | 109 |
| <b>Figura 9.46:</b> Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60,50, 25 e 15% <sup>29</sup> .....   | 109 |
| <b>Figura 9.47:</b> Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. ....  | 109 |
| <b>Figura 9.48:</b> Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma BOX inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.....  | 110 |
| <b>Figura 9.49:</b> Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60,50, 25 e 15% <sup>29</sup> .....   | 110 |
| <b>Figura 9.50:</b> Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. ....  | 111 |
| <b>Figura 9.51:</b> Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma BOX inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.....  | 111 |
| <b>Figura 9.52:</b> Configuração dos setores onde a amarelo está representado o colimador de 4 mm, a verde o colimador de 8 mm e a vermelho o colimador de 16 mm. ....  | 112 |
| <b>Figura 9.53:</b> Distribuição de dose correspondente à configuração na figura anterior onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. ....  | 112 |
| <b>Figura 9.54:</b> Configuração dos setores onde a amarelo está representado o colimador de 4 mm, a verde o colimador de 8 mm e a azul o colimador bloqueado.....  | 113 |
| <b>Figura 9.55:</b> Distribuição de dose correspondente à configuração na figura anterior onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%. ....  | 113 |
| <b>Figura 9.56:</b> Representação do fantoma real com o tumor descentrado assinalado pela seta preta....  | 114 |
| <b>Figura 9.57:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 4 mm. ....  | 114 |
| <b>Figura 9.58:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 8 mm. ....  | 115 |
| <b>Figura 9.59:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 16 mm. ....   | 115 |
| <b>Figura 9.60:</b> Distribuição de dose correspondente a oito setores ativos onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. .... | 117 |
| <b>Figura 9.61:</b> Distribuição de dose correspondente aos sete primeiro setores, à esquerda, e aos sete últimos setores, à direita, onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a   |     |

|   |     |
|---|-----|
| de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino.....  | 118 |
| <b>Figura 9.62:</b> Distribuição de dose com os setores 1 e 8 bloqueados, à esquerda, e com os setores 1 e 5 bloqueados, à direita, onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. .... | 119 |
| <b>Figura 9.63:</b> Distribuição de dose com os setores 1, 5 e 8 bloqueados onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. ....   | 120 |
| <b>Figura 9.64:</b> Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 4 mm, à esquerda, e com o tumor descentrado com uma massa de ar junto ao mesmo, à direita. ....   | 121 |

## Índice de tabelas

---

|   |     |
|---|-----|
| <b>Tabela 2-1:</b> Valores de fator de ponderação, $w_R$ , de acordo com os diferentes tipos de radiação <sup>34</sup> .....  | 20  |
| <b>Tabela 2-2:</b> Fatores de ponderação tecidual para cada órgão do corpo humano <sup>41</sup> .....   | 21  |
| <b>Tabela 4-1:</b> Comparação da Gamma Knife com outras técnicas de tratamento. ....  | 35  |
| <b>Tabela 7-1:</b> Representações possíveis das equações quádricas reduzidas <sup>32</sup> .....  | 53  |
| <b>Tabela 9-1:</b> Valores de energia depositada por fóton no tumor e incerteza com variação dos parâmetros MSIMPA. ....  | 91  |
| <b>Tabela 9-2:</b> Valores de energia depositada por fóton no tumor e incerteza para 1 setor e para todos os setores com os diferentes colimadores. ....  | 93  |
| <b>Tabela 9-3:</b> Valores de energia depositada por fóton incidente no tumor e incerteza para o fantoma simplificado com o tumor descentrado para os diferentes colimadores.....                                   | 100 |
| <b>Tabela 9-4:</b> Valores de energia depositada por fóton incidente no tumor e incertezas para o fantoma simplificado e para o fantoma real constituído por água.....  | 103 |
| <b>Tabela 9-5:</b> Valores de energia depositada por fóton incidente e incertezas para o fantoma real constituído por água e para o fantoma real constituído por diferentes materiais.....                          | 105 |
| <b>Tabela 9-6:</b> Valores de energia depositada por fóton incidente e incerteza para o fantoma real heterogéneo com o tumor centrado e descentrado e para o cristalino quando o tumor se encontra descentrado..... | 116 |
| <b>Tabela 9-7:</b> Valores de energia depositada, no tumor e no cristalino, por fóton incidente, e de incerteza com o colimador de 4 mm para o fantoma real heterogéneo e homogéneo com o tumor descentrado. ....   | 116 |
| <b>Tabela 9-8:</b> Valores de energia depositada por fóton incidente no cristalino e de incerteza com o colimador de 4 mm para as diferentes distribuições apresentadas.....  | 118 |
| <b>Tabela 9-9:</b> Valores de energia depositada no tumor por fóton incidente, e de incerteza com o colimador de 4 mm para o fantoma real heterogéneo com o tumor descentrado com e sem massa de ar. ....           | 121 |
| <b>Tabela 10-1:</b> Comparação dos resultados do estudo de Fallows et al. com os do presente trabalho. .  | 123 |
| <b>Tabela 10-2:</b> Comparação dos resultados do estudo de Moskvina et al. com os do presente trabalho.   | 124 |
| <b>Tabela 10-3:</b> Comparação dos resultados do estudo de Yuan et al. com os do presente trabalho. ....  | 125 |

## Lista de abreviaturas

---

- AAPM-** *American Association of Physicists in Medicine*
- ADN-** Ácido desoxirribonucleico
- SPA-** Sistema de posicionamento automático
- Ar-** Massa atômica
- CK-** *Cyber Knife*
- DCS-** Secção eficaz diferencial (*Differential Cross Section*)
- EGS4-** *Gamma Shower version 4*
- GI-** índice de gradiente de dose
- GK-** *Gamma Knife*
- IAEA-** *International Atomic Energy Agency*
- ICRP-** *International Commission on Radiological Protection*
- ICRU-** *International Commission on Radiation Units and Measurements*
- IMPT-** Prototerapia de intensidade modulada (*Intensity Modulated Proton Therapy*)
- IMRS-** Radiocirurgia de intensidade modulada (*Intensity modulated radiosurgery*)
- IMRT-** Radioterapia de intensidade modulada (*Intensity Modulated Radiotherapy*)
- KERMA-** Energia cinética libertada por unidade de massa (*Kinetic Energy Released per Unit Mass*)
- pkV-** Pico de kilovoltagem
- LET-** Transferência linear de energia
- LGP-** *Leksell GammaPlan*
- Linac-** Acelerador linear
- M-** Massa molar
- MAV-** Malformações arterio-venosas
- MIRD-** *Medical Internal Radiation Dosimetry*
- MLC-** Colimador multi-lâminas (*Multi-leaf colimator*)
- NCRP-** *National Council on Radiation Protection and Measurements*
- NTCP-** Probabilidade de complicações nos tecidos normais (*Normal Tissue Complication Probability*)
- PA-** Adenomas pituitários
- PBS-** *Pencil beam scanning*
- PDF-** Funções de distribuição de probabilidade (*Probability Distribution Function*)
- PENELOPE-** *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*
- PFX-** *Perfexion*
- PMMA-** Polimetil-metacrilato
- SPP-** Sistema de posicionamento do paciente
- PTV-** Volume de planeamento (*Planning Target Volume*)

**RM-** Ressonância magnética

**RT-** Radioterapia

**SI-** Sistema Internacional

**SRS-** Radiocirurgia estereotáxica (*Stereotactic radiosurgery*)

**TCP-** Probabilidade de controlo tumoral (*Tumor Control Probability*)

**TG-51-** *Task Group -51*

**TMR-** *Tissue - Maximum Ratio*

**TPS-** Sistema de planeamento (*Treatment Planning System*)

**TRS-398-** *Technical Report Series 398*

**UCP-** Ponto central do tratamento (*Unit Center Point*)

**VMAS-** Radiocirurgia volumétrica modulada (*Volumetric Modulated Arc Radiosurgery*)

**VMAT-** Arcoterapia volumétrica modulada (*Volumetric Modulated Arc Therapy*)

**VS-** Schwannomas vestibulares

**WBRT-** Radioterapia holocraniana (*Whole Brain Radiotherapy*)

# 1. Introdução

---

A radiocirurgia estereotáxica (SRS, do acrónimo inglês, *Stereotactic radiosurgery*) realizada em tumores intracranianos consiste num tratamento não cirúrgico que é normalmente sugerido como alternativa à cirurgia convencional. Este procedimento permite a administração de elevadas doses de radiação no tumor em apenas uma fração, o que permite a obtenção de um elevado gradiente de dose fora da zona alvo, atingindo, não só uma melhoria dos resultados clínicos, mas também uma poupança dos tecidos normais adjacentes<sup>1-3</sup>. Este procedimento apresenta como principal objetivo a administração de uma dose de radiação destrutiva no volume alvo com uma dose de radiação o mais baixa possível nas estruturas adjacentes saudáveis<sup>4</sup>.

A SRS foi criada por *Lars Leksell* e *Borje Larsson* no instituto *Karolinska* em Estocolmo no início dos anos 50. Esta técnica surgiu com o objetivo de utilizar um elevado número de feixes de radiação convergentes para o tratamento de distúrbios funcionais no cérebro sem a necessidade de realizar um procedimento cirúrgico<sup>4-6</sup>. Após vários anos de desenvolvimento do equipamento surgiu em 1968 a primeira unidade de Cobalto-60 com fontes fixas denominada *Gamma Knife* (GK). Inicialmente este equipamento foi utilizado para o tratamento de várias patologias diferentes tais como o Parkinson, dor, transtornos afetivos, nevralgia do trigémio e, mais tarde, epilepsia<sup>4-8</sup>.

Em meados da década de 80 o crescimento e desenvolvimento das tecnologias de aquisição de imagem, em especial da ressonância magnética (RM), possibilitaram a localização de outras lesões no cérebro passando a serem tratadas outro tipo de patologias como as malformações arterio-venosas (MAV) e tumores, e permitindo um aumento da segurança e eficácia da GK<sup>7,8</sup>.

A GK consiste então num equipamento médico para a realização de SRS em tumores intracranianos que combina técnicas de localização estereotáxica da neurocirurgia com princípios fundamentais da física da radiação para administrar energia, através de um elevado número de fontes de Cobalto-60, num alvo localizado do cérebro definido através de imagem<sup>4,9,10</sup>.

Assim, com o passar dos anos a GK passou a ser reconhecida como a modalidade mais precisa de SRS intracraniana e como uma importante modalidade no tratamento de tumores cerebrais, MAV e disfunções cerebrais<sup>11,12</sup>.

A técnica GK recorre a feixes convergentes de Cobalto-60, extremamente colimados, direcionados para um ponto comum localizado na parte central do crânio do paciente permitindo tratar pacientes com tumores cerebrais profundos cuja localização impossibilita a realização de cirurgia<sup>1,13,14</sup>. O seu principal objetivo é então atingir uma elevada taxa de controlo tumoral a longo prazo enquanto se mantém a condição física e neurológica do paciente e diminui a probabilidade de novos tratamentos relacionados com a morbilidade provocada pela radiação<sup>15</sup>.

Para a realização do tratamento o volume alvo é centrado no ponto geométrico mencionado, sendo que ao longo do tratamento o paciente é reposicionado várias vezes com o objetivo de criar distribuições de dose conformadas<sup>1</sup>.

Os resultados dos tratamentos GK podem ser comparados para uma grande variedade de patologias e com um elevado número de modalidades de tratamento tais como, a cirurgia, radioterapia convencional (RT), em especial as técnicas mais avançadas como a Radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do acrónimo inglês, *Intensity Modulated Radiotherapy*) e a Arcoterapia volumétrica modulada (VMAT, do acrónimo inglês, *Volumetric Modulated Arc Therapy*), e também com outras modalidades de SRS.

A GK pode, por exemplo, ser utilizada em casos de neurinomas do acústico, nos quais é possível atingir uma inibição do crescimento tumoral em 81-100% dos pacientes e uma preservação da audição em 20 a 57%<sup>14</sup>. Pode também ser utilizada para o alívio de dor em casos de nevralgia do trigémio atingindo um alívio da dor em cerca de 65 a 90% dos pacientes, com um alívio completo em aproximadamente 30% dos casos<sup>16</sup>.

Relativamente às modalidades de tratamento com as quais a GK pode ser comparada, em primeiro lugar surge a ressecção cirúrgica. Os estudos de comparação destas modalidades demonstram que a GK apresenta taxas de controlo tumoral e de recorrência livre de doença superiores<sup>17</sup>. Se compararmos a GK e a Radiocirurgia de intensidade modulada (IMRS, do acrónimo inglês, *Intensity modulated radiosurgery*), a GK apresenta uma conformidade superior quando comparada com tratamentos de IMRS realizados sem colimador multi-lâminas (MLC, do acrónimo inglês, *multi-leaf colimator*), resultados semelhantes relativamente à poupança dos órgãos de risco, com uma ligeira superioridade para a GK e também uma vantagem relativamente ao gradiente de dose<sup>18,19</sup>. Já em comparação com a VMAT a GK produz planos semelhantes com uma melhor conformidade, isodoses baixas com volumes inferiores e um gradiente de dose mais acentuado, tal como quando comparada com a Radiocirurgia volumétrica modulada (VMAS, do acrónimo inglês, *Volumetric Modulated Arc Radiosurgery*) e com a Tomoterapia, tendo a VMAT como principal vantagem o menor tempo de tratamento<sup>2,9,10,20,21</sup>. Por fim a GK é por muitas vezes comparada com uma outra modalidade de SRS denominada *Cyber Knife* (CK). Tal como mencionado para as modalidades anteriores a GK apresenta um gradiente de dose mais acentuado, em comparação com a CK, uma redução no volume de tecido cerebral a receber doses baixas e médias e ainda uma maior conformidade<sup>3,22</sup>.

Assim, é possível concluir que a GK tem como vantagens uma menor dose de radiação nos tecidos cerebrais normais do que as outras modalidades apresentadas devido a um gradiente de dose mais acentuado.

Até aos dias de hoje foram desenvolvidas quatro gerações de equipamentos GK, o *Model-U*, *Model-B*, *Model-C* e o *Model Perfexion* (PFX), sendo que nos baseamos neste último para a realização deste trabalho<sup>23</sup>.

O modelo mais recente de GK desenvolvido em 2006 denomina-se PFX e foi idealizado com o objetivo de aumentar o alcance anatómico de lesões múltiplas, reduzir os tempos de tratamento e

melhorar o conforto do paciente<sup>11,24</sup>. Este equipamento contém 192 fontes de Cobalto-60 distribuídas em 8 setores, com 24 fontes em cada um que podem ser colimadas individualmente com diâmetros de 4, 8 ou 16 mm<sup>3,9,11,19,25-29</sup>. A utilização deste equipamento tornou possível a realização de tratamentos com isocentros múltiplos e de planeamentos com *shots* múltiplos compostos<sup>3,12,24,28</sup>.

Quando comparados os vários modelos existentes de GK verifica-se que o equipamento PFX é superior aos seus antecessores relativamente à cobertura do volume e às doses extracranianas, mas com um aumento do tempo de “*beam-on*”, que não se traduz num aumento do tempo total de tratamento devido à diminuição do tempo de *set-up*<sup>7,20,29</sup>.

De maneira a ser possível a realização de uma avaliação das doses de radiação com recurso a modelos computacionais do corpo humano, para garantir não só a segurança dos trabalhadores como a do público em geral, é necessária uma compreensão da forma como a radiação interage com o corpo humano<sup>30</sup>.

Existem vários fatores inerentes à exposição à radiação que impossibilitam a sua medição direta. Por isso, para estimar a dose administrada aos pacientes expostos ou aos trabalhadores é necessário recorrer à utilização de modelos anatómicos, físicos ou computacionais, que reproduzem as características do corpo humano denominados fantomas<sup>30</sup>.

Para além dos fantomas físicos podem ser utilizados fantomas computacionais, através dos métodos de simulação de Monte Carlo, que simulam detalhadamente as principais características externas e internas do corpo humano<sup>30</sup>.

Os métodos de simulação de Monte Carlo são bastante utilizados na resolução de problemas com processos estatísticos, físicos e matemáticos complexos que não podem ser modelados por códigos computacionais com métodos determinísticos, devido à natureza estocástica da emissão de radiação e dos processos de transporte e de deteção<sup>31,32</sup>.

Neste método de simulação do transporte de radiação o transporte de cada partícula inicial é visto como uma sequência aleatória de trajetórias livres que terminam com uma interação em que a partícula inicial altera a sua direção, perde energia e pode ainda produzir partículas secundárias<sup>32</sup>.

Um dos programas que recorre aos métodos de Monte Carlo para realizar a simulação do transporte de eletrões-fotões acoplados em materiais aleatórios é o PENELOPE (do acrónimo inglês “*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*”). O PENELOPE é um programa de código computacional no qual os fotões, os eletrões e os positrões sofrem múltiplas interações que provocam uma transferência de energia e a criação de partículas secundárias. Este algoritmo de simulação é baseado num modelo de interações resultante da combinação de bases de dados numéricas com modelos de secção eficaz analítica para os diferentes mecanismos de interação da radiação. A simulação que pretendemos realizar é definida a partir do programa de geometria *pengeom* que recorre a sistemas de materiais constituídos por corpos homogêneos e limitados por superfícies quádricas, tais como, planos, esferas ou cilindros<sup>32</sup>.

Este trabalho tem como principal objetivo a comparação dos resultados das simulações realizadas com o programa PENELOPE, especialmente em relação à energia absorvida, para dois fantomas

diferentes, sendo que o primeiro fantoma representa um algoritmo de dose simplificado que modela toda a cabeça do paciente como água e o segundo fantoma tem em conta as heterogeneidades dos tecidos presentes na cabeça do paciente. Estes resultados são comparados entre si e também com os resultados encontrados na literatura.

Este trabalho encontra-se dividido em doze pontos, sendo que o primeiro corresponde à introdução, onde é feita uma introdução teórica do que será apresentado nos seguintes e se explica o objetivo da realização do trabalho.

O segundo ponto corresponde à Fundamentação teórica do decaimento radioativo e interação da radiação com a matéria e contém uma explicação dos conceitos básicos do decaimento radioativo e da interação dos fótons com a matéria e são ainda mencionadas e descritas as principais grandezas físicas utilizadas em dosimetria.

O terceiro ponto deste trabalho tem como nome Radiocirurgia Estereotáxica e contém uma explicação do princípio de funcionamento da mesma, uma comparação das técnicas de tratamento que se enquadram nesta modalidade de tratamento, os princípios radiobiológicos da mesma e ainda as principais indicações para a sua realização.

No quarto ponto, *Gamma Knife*, é dada uma explicação desta mesma técnica de SRS, da constituição do equipamento utilizado para a realização dos tratamentos e ainda de como são feitos, tanto o planeamento, como o controlo de qualidade do equipamento descrito anteriormente.

No ponto cinco, Fantomas antropomórficos, é explicado o que são e quais os tipos de fantomas antropomórficos utilizados para a simulação do transporte da radiação bem como a evolução dos mesmos ao longo dos anos.

O ponto seis, denominado Conceitos fundamentais das simulações de Monte Carlo, contém uma explicação dos principais conceitos de funcionamento das simulações de Monte Carlo.

O sétimo ponto denomina-se PENELOPE e fornece uma explicação do funcionamento do programa, do desenvolvimento de um fantoma computacional com recurso à construção de superfícies quádricas através do programa PENELOPE, como é realizada a definição da geometria e como são definidos os materiais utilizados para o fantoma.

O ponto oito, Metodologia, corresponde à metodologia do trabalho e neste capítulo é explicada a realização de ambos os fantomas utilizados para a realização das simulações, a definição dos materiais utilizados e ainda como são definidos os ficheiros de simulação.

No nono ponto, Resultados, são apresentados os resultados das simulações para ambos os fantomas realizados, simplificado e real. São ainda apresentadas duas situações especiais em que os fantomas desenvolvidos foram alterados, através da aplicação de uma translação ao tumor e aos setores que constituem o equipamento, para estudar os efeitos que a existência de um tumor descentrado e, para o caso do fantoma real, localizado próximo a uma estrutura considerada de risco, o cristalino esquerdo, poderá ter nos resultados anteriormente demonstrados.

No décimo ponto, denominado Discussão, é feita uma discussão dos resultados apresentados bem como uma comparação dos mesmos com a literatura disponível relativa ao tema apresentado.

No penúltimo ponto, Conclusões, são apresentadas algumas conclusões retiradas da realização deste trabalho.

Por fim, no décimo segundo ponto são enumeradas as referências bibliográficas utilizadas para a realização do presente trabalho.

## 2. Fundamentação teórica do decaimento radioativo e interação da radiação com a matéria

---

Ao longo deste capítulo será feita uma breve introdução teórica ao decaimento radioativo, com especial enfoque no tipo de decaimento das fontes radioativas do equipamento GK, dos vários processos de interação da radiação com a matéria, nomeadamente da interação dos fotões com a matéria, e por fim das grandezas dosimétricas relevantes.

### 2.1 Decaimento radioativo

A lei do decaimento radioativo diz-nos que um dado material radioativo apresenta um número  $dN$  de desintegrações espontâneas num determinado período de tempo  $dt$  proporcional a três fatores: 1) ao número de átomos radioativos presentes na amostra de material radioativo; 2) ao intervalo de tempo  $dt$ ; e 3) à constante  $\lambda$ , denominada constante de decaimento<sup>33</sup>. Sendo esta lei descrita através da seguinte equação:

$$dN = -\lambda N dt. \quad (2.1)$$

Esta equação apresenta o sinal negativo por se tratar de uma desintegração e por isso o número de núcleos estar a diminuir. A solução desta equação dá-nos o número de núcleos radioativos em ordem ao tempo,

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.2)$$

onde  $N_0$  representa o valor inicial de átomos radioativos da amostra,  $N(t)$  o número de átomos presente no tempo  $t$  e  $\lambda$  a constante de decaimento do radionuclídeo<sup>33-35</sup>.

O número de átomos de um radionuclídeo que decaem por unidade de tempo, ou seja, a sua taxa de decaimento ou de transformação é denominada Atividade ( $A$ ), que é definida como o produto do número de núcleos radioativos num dado instante pela constante de decaimento,  $A(t) = \lambda N(t)$ . A unidade do sistema internacional (SI) de atividade é o Becquerel ( $Bq$ ) e define-se como um decaimento por segundo,  $1 Bq = 1 s^{-1}$ <sup>36,37</sup>. No entanto, a unidade de atividade mais usada é o Curie ( $Ci$ ),  $1 Ci = 3,7 \times 10^{10} Bq$ <sup>33,37</sup>. O cálculo da atividade de um radionuclídeo é feito através da equação (2.3):

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2.3)$$

onde  $A_0$  representa a atividade inicial do radionuclídeo,  $A(t)$  a atividade em determinado tempo  $t$  e  $\lambda$  a constante de decaimento<sup>34</sup>.

A constante de decaimento de um radionuclídeo corresponde ao coeficiente entre  $dp$  e  $dt$ , onde  $dp$  representa a probabilidade de um núcleo radioativo decair de um determinado estado de energia para um estado de energia inferior, num intervalo de tempo  $dt$ . A constante de decaimento tem como unidade SI o  $s^{-1}$  é calculada pela equação (2.4)<sup>35</sup>:

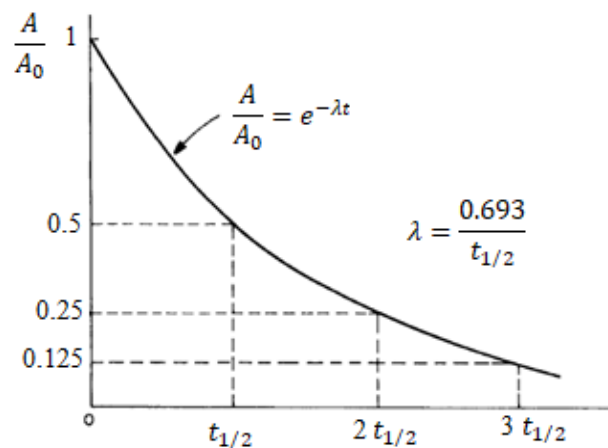
$$\lambda = \frac{dp}{dt}, \quad (2.4)$$

e é assumida como independente em relação ao tempo ou ao número de núcleos presentes<sup>34</sup>.

Para o mesmo tipo de radionuclídeo, ao tempo que deve passar para que metade dos seus núcleos radioativos decaiam damos o nome de tempo de semi-vida física,  $t_{1/2}$ , que se relaciona com a constante de decaimento através da equação (2.5)<sup>35,36</sup>.

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0.693}{\lambda}. \quad (2.5)$$

A redução da atividade ao longo do tempo está esquematizada na figura (2.1).



**Figura 2.1:** Esquematização do decaimento de atividade de acordo com o tempo de semi-vida<sup>36</sup>.

Existem vários tipos de decaimentos radioativos através dos quais um núcleo-pai (P) com um número atômico  $Z$  e massa atômica  $A$  se transforma num núcleo-filho (D), nomeadamente o decaimento alfa ( $\alpha$ ), os decaimentos beta mais ( $\beta^+$ ) e menos ( $\beta^-$ ), a captura eletrônica e a conversão interna<sup>38,39</sup>. De seguida serão apenas abordados os decaimentos radioativos do Cobalto-60 por ser o radionuclídeo utilizado no funcionamento da GK.

### 2.1.1 Decaimentos Radioativos do Cobalto-60

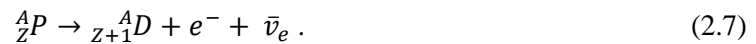
Neste t3pico ser3 explicado o processo de decaimento radioativo do Cobalto-60 por ser o is3topo radioativo utilizado nas fontes do equipamento GK. O Cobalto-60 decai principalmente por decaimento  $\beta^-$ .

Os decaimentos beta incluem os tipos de decaimento radioativos nos quais o n3mero at3mico  $Z$  do n3cleo-pai aumenta uma unidade e o n3mero de massa  $A$  se mant3m constante. No decaimento  $\beta^-$  um n3cleo radioativo transforma um neutr3o num pr3tio e ejeta um eletr3o e um antineutrino. Este decaimento apenas 3 poss3vel uma vez que a massa de repouso dos neutr3es 3 superior 3 dos pr3t3es<sup>39</sup>.

As equa33es (2.6) e (2.7) ilustram o decaimento  $\beta^-$ : neste decaimento um neutr3o, dentro de um dado n3cleo radioativo, desintegra-se originando um pr3tio, um eletr3o e um antineutrino,



Ou seja, o n3cleo-pai (P) origina o n3cleo-filho (D) de tal forma que o n3mero at3mico aumenta uma unidade e se d3 a emiss3o de um eletr3o (part3cula  $\beta^-$ ) e de um antineutrino (que escapa sem interagir com a mat3ria),



A energia libertada no processo de decaimento  $\beta^-$  3 dada pela equa33o (2.8) em termos de massas nucleares de cada n3cleo,

$$Q_{\beta^-} = \{m_N(Z, A) - [m_N(Z + 1, A) + m_e]\}c^2. \quad (2.8)$$

Ao adicionar e subtrair  $Zm_e c^2$  ao lado direito da equa33o (2.8) e ao negligenciar a energia de liga33o dos eletr3es ao n3cleo obt3m-se a seguinte equa33o:

$$Q_{\beta^-} = \{m_N(Z, A) + Zm_e - [m_N(Z + 1, A) + m_e + Zm_e]\}c^2 = \{m(Z, A) - m(Z + 1, A)\}c^2, \quad (2.9)$$

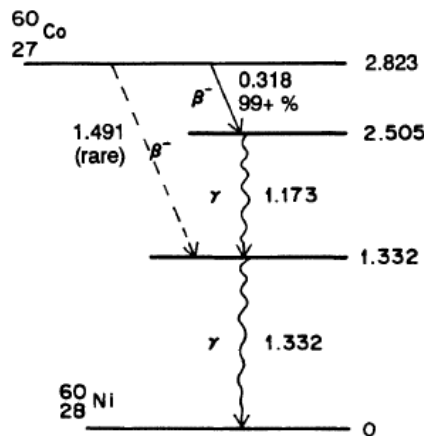
na qual  $m(Z, A)$  e  $m(Z + 1, A)$  representam as massas at3micas dos is3topos-pai e filho respetivamente. Para que ocorra um decaimento  $\beta^-$  a massa at3mica do n3cleo-pai deve ser superior 3 do filho. A diferen3a entre as energias em repouso dos n3cleos pai e filho permite a liberta33o de energia quando ocorre o decaimento  $\beta^-$ . Esta energia normalmente consiste na energia do eletr3o emitido, do antineutrino, e por fim na energia cin3tica de recuo dos n3cleos-filho que 3 normalmente demasiado baixa e por isso negligenci3vel<sup>39</sup>.

Nos tratamentos GK o decaimento que ocorre 3 o do Cobalto-60 representado na equa33o (2.10):



O decaimento do núcleo radioativo  ${}^{60}\text{Co}$  para um estado excitado do  ${}^{60}\text{Ni}$  liberta uma energia de 2,823 MeV partilhada pela partícula beta, antineutrino e energia de recuo do  ${}^{60}\text{Ni}$  <sup>36</sup>.

Ao analisar o esquema de decaimento do  ${}^{60}\text{Co}$  representado na figura (2.2) verificamos que 99% dos decaimentos ocorrem com uma libertação de energia de 0,318 MeV sendo libertados dois fótons gama em praticamente todas as desintegrações, com uma probabilidade de 99,9% para o fóton com uma energia de 1,173 MeV e de 100% para o fóton com uma energia de 1,332 MeV. Verifica-se então que estes decaimentos passam por um estado excitado do núcleo de  ${}^{60}\text{Ni}$  com uma energia mínima de  $1,173 + 1,332 = 2,505$  MeV acima do estado fundamental. Ao adicionar a esta energia mínima a energia beta máxima obtém-se  $2,505 + 0,318 = 2,823$  MeV, ou seja, o valor calculado necessário para uma transição até ao estado fundamental do núcleo de  ${}^{60}\text{Ni}$ . Assim, conclui-se que o núcleo de  ${}^{60}\text{Co}$  começa por emitir uma partícula beta com uma energia máxima  $Q = 0,318$  MeV, ficando o núcleo-filho do  ${}^{60}\text{Ni}$  num estado excitado do qual decai, quase instantaneamente, libertando assim dois raios gama com energias de 1,173 e 1,332 MeV<sup>36</sup>.



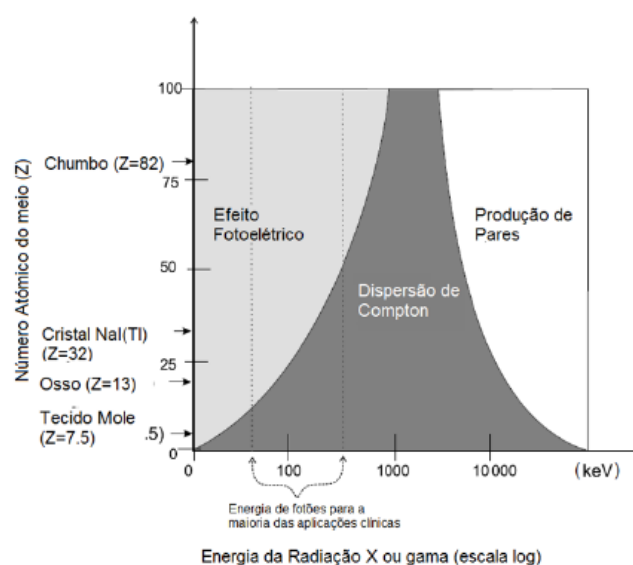
**Figura 2.2:** Esquemática do decaimento do Cobalto-60<sup>36</sup>.

Devido ao decaimento beta mais raro apresentado existem duas formas de emitir fótons com uma energia de 1,332 MeV, assim, a ocorrência de um fóton com esta energia é ligeiramente mais provável do que o fóton de 1,173 MeV, contudo as suas probabilidades são de aproximadamente 50% para cada uma.

## 2.2 Interação dos fótons com a matéria

Os fótons são partículas eletricamente neutras que não possuem massa. Por isso, ao contrário das partículas carregadas apresentam uma interação menos intensa e por isso percorrem alguma distância antes de interagirem com o meio<sup>35,36</sup>. Os fótons são classificados como radiação ionizante, no caso dos raios-x e raios-gama, que deposita energia no meio transferindo-a para uma partícula carregada leve, ou seja, um elétron ou pósitron, que irá posteriormente depositar esta energia no meio. Após a sua interação o fóton pode ser absorvido ou disperso alterando a sua direção, com ou sem perda de energia<sup>39</sup>.

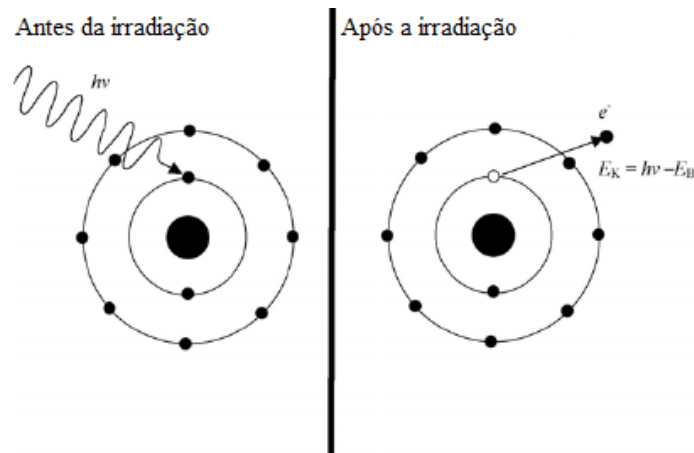
Os principais processos de interação dos fótons, com energias entre 0,1 keV e 1 GeV, são o efeito fotoelétrico, efeito predominante para energias inferiores a 0,1 MeV, o efeito de Compton, que ocorre para energias de 0,1 a 1 MeV, a dispersão de *Rayleigh* e a produção de pares. Como podemos verificar na figura (2.3) a probabilidade de ocorrência de cada uma destas interações varia consoante a energia dos fótons incidentes e com o número atômico,  $Z$ , do material em que estão a incidir. Com fótons de baixa energia a ligação dos elétrons atômicos é importante e a interação dominante é o efeito fotoelétrico. Quando a energia dos fótons é de várias centenas de keV, ou superior, a ligação dos elétrons atômicos perde a sua importância e a interação dominante é o efeito de Compton. O efeito de Compton continua presente com energias acima de 1,022 MeV, o limiar para a ocorrência de produção de pares, até este se tornar mais provável. Para energias mais elevadas existem ainda outros processos, como as reações fotonucleares que ocorrem com uma probabilidade bastante inferior e por isso são normalmente desprezadas<sup>35,36</sup>. Algumas destas interações apenas são de interesse teórico, no entanto outras apresentam uma elevada importância em física médica devido ao seu papel na aquisição de imagens, na RT e em dosimetria<sup>39</sup>.



**Figura 2.3:** Principais processos de interação de fótons com a matéria em função da energia do mesmo e do material atômico do meio<sup>40</sup>.

### 2.2.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico consiste na interação de um fóton com um átomo, na qual o fóton é absorvido. Esta interação acontece entre um fóton de energia  $h\nu$ , onde  $h$  representa a constante de Planck, e  $\nu$  a frequência da radiação eletromagnética, e um elétron atômico fortemente ligado ao núcleo que é posteriormente ejetado com uma energia cinética  $E_c$ , e passa a ser denominado fotoelétrico, como está representado na figura (2.4)<sup>33,36,39</sup>.



**Figura 2.4:** Esquema representativo do efeito fotoelétrico<sup>39</sup>.

A energia cinética desse elétron será igual à energia do fóton incidente,  $h\nu$ , menos a energia de ligação do elétron orbital,  $E_B$ , dada pela equação (2.11)<sup>33,36,39</sup>:

$$E_k = h\nu - E_B \quad (2.11)$$

A energia do fóton incidente,  $h\nu$ , pode ser insuficiente para provocar a ionização do elétron, ou seja, para provocar a sua ejeção, e provocar apenas a sua excitação (passagem a uma órbita superior)<sup>39</sup>.

A probabilidade de produzir um fotoelétrico quando um fóton atinge um átomo não é apenas dependente da energia do fóton, mas também do número atômico,  $Z$ , do material, sendo superior para materiais com elevados valores de  $Z$  e fótons de baixa energia<sup>36</sup>.

A ejeção do fotoelétrico resulta numa vaga que será preenchida por um elétron de uma camada mais externa e a energia dessa transição será emitida sob a forma de radiação de fluorescência ou com a emissão de um elétron (chamado elétron *Auger*)<sup>33,39</sup>.

### 2.2.2 Efeito de Compton

O efeito de Compton, representado na figura (2.5), consiste na interação de um fóton com uma energia  $h\nu$  com um elétron livre e estacionário<sup>33,38,39</sup>. Como resultado desta interação o fóton inicial é

disperso com um ângulo  $\theta$ , tendo uma energia  $h\nu'$  inferior à do fóton original, e é produzido um elétron, denominado elétron de Compton, que é ejetado com uma energia cinética  $E_c$ <sup>36,39</sup>. A energia  $h\nu'$  do fóton disperso é dada pela equação (2.12):

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (2.12)$$

onde  $\alpha$  corresponde a  $h\nu/(m_e c^2)$ , sendo  $m_e$  a massa do elétron em repouso. O ângulo  $\theta$ , formado entre a direção do fóton incidente e a do fóton disperso, pode variar de  $0^\circ$  (dispersão para a frente) até  $180^\circ$  (dispersão para trás)<sup>39</sup>. O elétron de Compton é ejetado com um ângulo  $\varphi$ , formado entre a direção do fóton incidente e do elétron<sup>38,39</sup>.

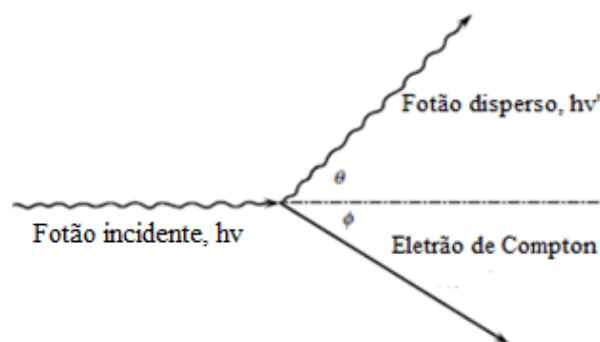
Ao resolver a equação (2.12) verificamos que o fóton não perde energia quando é disperso para a frente, ou seja, quando  $\theta = 0^\circ$  e perde a maior fração de energia quando  $\theta = 180^\circ$ . A fração de energia perdida aumenta com a energia dos fótons e quando estas se aproximam do valor limite de  $m_e c^2/2$  (256 keV)<sup>33</sup>.

A energia cinética transferida para o elétron é dada pela equação (2.13):

$$E_c = h\nu - h\nu' \quad (2.13)$$

Esta energia é nula quando  $\theta = 0^\circ$  e atinge o seu valor máximo quando  $\theta = 180^\circ$ . A energia transferida para o elétron é baixa para baixas energias do fóton incidente e máxima quando o fóton apresenta uma alta energia. O ângulo  $\varphi$  com o qual o elétron é ejetado é dado pela equação (2.14) que nos mostra que este nunca será emitido para trás<sup>33</sup>.

$$\cot \varphi = (1 + \alpha) \tan \frac{\theta}{2} \quad (2.14)$$



**Figura 2.5:** Esquema representativo do Efeito de Compton<sup>33</sup>.

### 2.2.3 Dispersão de *Rayleigh*

A dispersão de *Rayleigh* é um processo de interação no qual um fóton incidente, com energia  $h\nu$ , interage com elétrons orbitais fortemente ligados<sup>38</sup>. Esta interação é considerada elástica uma vez que o fóton incidente praticamente não perde energia, transferindo apenas momento para o átomo e sendo posteriormente disperso com um ângulo  $\theta$  baixo<sup>33,38</sup>. Esta interação não provoca nem ionização nem excitação do átomo contribuindo apenas para o coeficiente de atenuação e não para o de transferência de energia<sup>38,39</sup>. Nos tecidos humanos esta interação tem uma importância muito baixa, quando comparada com outros tipo de interações contribuindo apenas para uma pequena percentagem do coeficiente de atenuação<sup>38</sup>.

Esta interação ocorre principalmente para fótons com energias inferiores a 50 keV e em materiais com elevado número atômico  $Z$ <sup>39</sup>.

### 2.2.4 Produção de pares

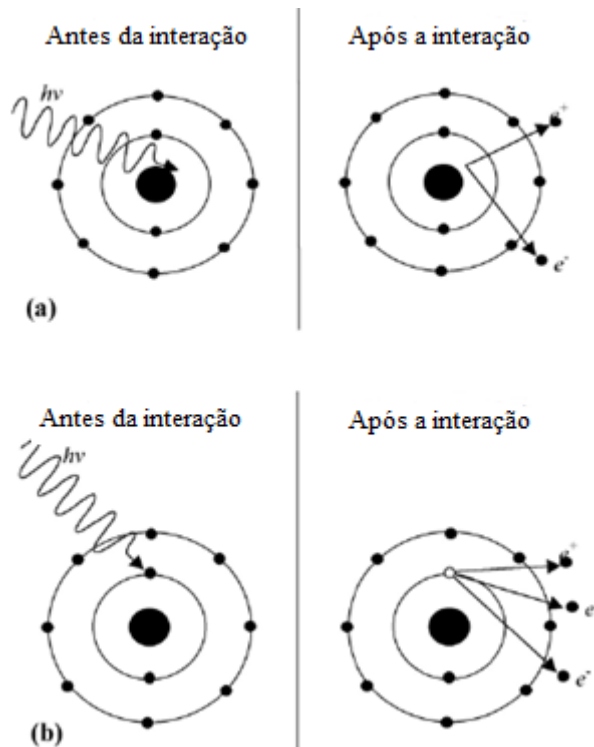
A produção de pares é um processo de interação através do qual um fóton interage com o campo elétrico de um núcleo atômico criando um par elétron-positrão que é emitido com a soma das suas energias cinéticas, e absorvendo completamente o fóton<sup>33,35,39</sup>. Para que esta interação aconteça a energia do fóton incidente,  $h\nu$ , deve exceder  $2m_e c^2$ , onde  $m_e$  representa a massa do elétron em repouso, ou seja, a energia do fóton tem de ser superior a 1.022 MeV. O par criado terá uma energia cinética combinada igual a  $h\nu - 2m_e c^2$  e a energia do fóton incidente é dada pela equação (2.14)<sup>35,36,39</sup>.

$$h\nu = 2m_e c^2 + T_+ + T_-, \quad (2.14)$$

onde  $T_+$  e  $T_-$  representam a energia cinética do positrão e do elétron respetivamente.

Esta interação também pode ocorrer no campo de um elétron atômico, com uma probabilidade consideravelmente inferior, passando a energia limiar a  $4m_e c^2$ . Neste caso, a interação passa a denominar-se produção de tripletos devido à ejeção do elétron para além da produção do par<sup>33,35,36</sup>. A produção de pares e de tripletos encontra-se representada na figura (2.6).

A probabilidade de ocorrência de produção de pares torna-se mais provável com o aumento da energia do fóton e com o aumento do número atômico aproximadamente como  $Z^2$ <sup>36,38</sup>.



**Figura 2.6:** Esquema representativo de a) produção de pares e b) produção de tripletos<sup>39</sup>.

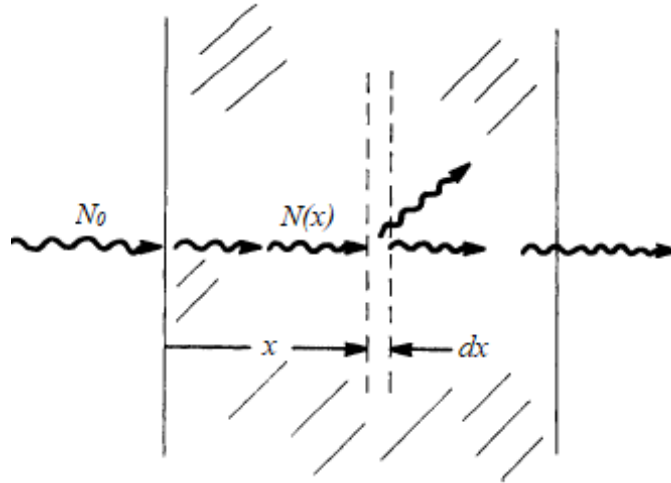
### 2.2.5 Reações fotonucleares

As reações nucleares, também denominadas foto-desintegrações, ocorrem apenas quando um fóton incidente apresenta uma energia superior à energia de ligação de um nucleão, normalmente de alguns MeV, e provoca a ejeção de um ou mais nucleões, sendo esse fóton totalmente absorvido<sup>33,35,36,39</sup>. O nucleão ejetado terá uma energia igual à energia do fóton menos a energia de ligação do nucleão<sup>36</sup>.

A probabilidade de ocorrência de reações fotonucleares é bastante inferior às probabilidades combinadas do efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares. No entanto, ao contrário de todos estes processos de interação, as reações fotonucleares podem, não só produzir neutrões, como os núcleos residuais destas interações podem frequentemente ser radioativos. Por isso, estas reações são de especial importância na proteção radiológica<sup>36,38,39</sup>.

## 2.3 Coeficientes de atenuação

Os coeficientes de atenuação linear e mássico fornecem informação sobre a passagem de fótons através de um dado material<sup>41</sup>. Na figura (2.7) encontra-se representado um feixe estreito de fótons incidentes monoenergéticos de intensidade  $N_0$  numa placa fina uniforme com espessura  $dx$ .



**Figura 2.7:** Representação de um feixe de fótons incidentes monoenergéticos numa placa. O número de fótons que atingem uma profundidade  $x$  sem interação é dada por  $N(x) = N_0 e^{-\mu x}$ <sup>36</sup>.

À medida que o feixe penetra no material os fótons podem atravessá-lo sem interagir, ser dispersos ou absorvidos<sup>36,41</sup>. A probabilidade  $P$  de um único fóton interagir nesta secção é dada pela equação (2.15)<sup>41</sup>.

$$P = N_a \sigma dx \quad (2.15)$$

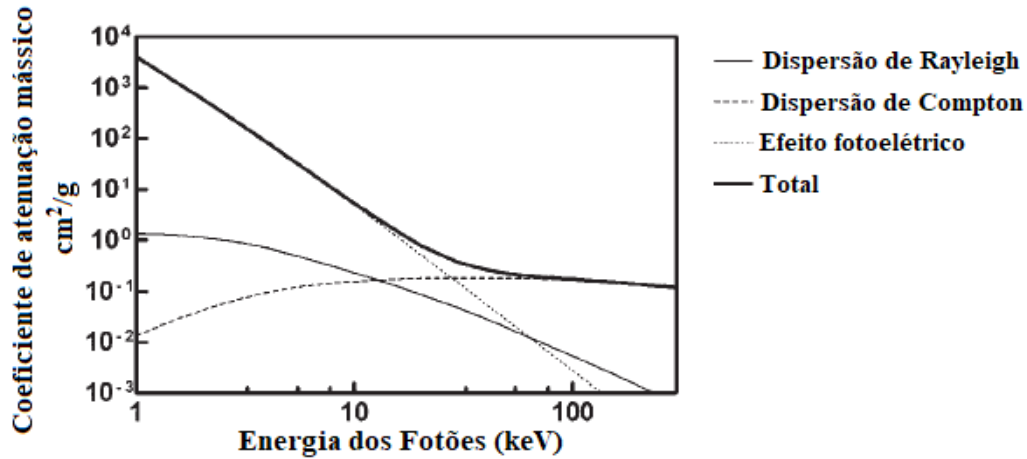
onde  $N_a$  representa o número de interações por unidade de volume e  $\sigma$  a secção eficaz total da interação por átomo.  $N_a \sigma$  é conhecido como coeficiente de atenuação linear e é representado por  $\mu$ . O valor de  $N_a$  pode ser calculado através da constante de Avogadro,  $N_A$ ,  $6.022 \times 10^{23}$  átomos/mol, pela massa molar,  $M$ , e pela densidade do material,  $\rho$ <sup>33,41,42</sup>. Assim sendo:

$$\mu = N_a \sigma = \frac{1000 N_A \rho}{M} \sigma, \quad (2.16)$$

onde  $\mu$  representa a probabilidade estatística de os fótons penetrarem na matéria por unidade de distância percorrida até a ocorrência de uma interação do fóton por um qualquer processo físico. Esta probabilidade por unidade de distância,  $\mu$ , é denominada coeficiente de atenuação linear e apresenta as dimensões do inverso da distância,  $cm^{-1}$ <sup>36,41,42</sup>. Este coeficiente depende da energia do fóton e do material que está a ser atravessado<sup>41,42</sup>.

Uma vez que o coeficiente de atenuação linear é dependente da densidade do material, para efeitos de compilação de dados e comparação dos mesmos utiliza-se a quantidade  $\mu/\rho$ , obtida ao dividir  $\mu$  pela densidade,  $\rho$ , do material. Esta grandeza é denominada por coeficiente de atenuação mássico e tem como unidades SI  $m^2 kg^{-1}$  e representa a probabilidade de interação por unidade de distância e de massa de material atravessado. Por ser mais conveniente este valor é normalmente expresso em unidades de  $cm^2 g^{-1}$ <sup>36,41,42</sup>. O coeficiente de atenuação mássico para misturas é calculado através de uma soma

ponderada (o coeficiente de ponderação de cada material sendo a respetiva fração de massa) dos coeficientes de atenuação mássicos dos diferentes componentes<sup>33</sup>. Na figura (2.8) abaixo encontra-se representado o coeficiente de atenuação mássico da água para os diferentes tipos de interação.



**Figura 2.8:** Coeficientes de atenuação mássicos da água para o efeito de Compton, a dispersão de *Rayleigh* e o efeito fotoelétrico<sup>41</sup>.

O coeficiente de atenuação linear total para fótons de uma dada energia num determinado material é obtido ao ter em conta as contribuições individuais de vários processos físicos de interação dos fótons, ou seja, ao somar as secções eficazes de cada um dos processos individuais na equação (2.17)<sup>35,36,42</sup>. Escreve-se então:

$$\mu = \mu_{pe} + \mu_c + \mu_{pp}, \quad (2.17)$$

onde  $\mu_{pe}$ ,  $\mu_c$ ,  $\mu_{pp}$ , representam respetivamente os coeficientes de atenuação linear do efeito fotoelétrico, do efeito de Compton e da produção de pares. Os respetivos coeficientes de atenuação mássicos são respetivamente  $\mu_{pe}/\rho$ ,  $\mu_c/\rho$ , e  $\mu_{pp}/\rho$  para um material de densidade  $\rho$ . Poderiam ainda ser adicionadas as contribuições das reações fotonucleares e da dispersão de *Rayleigh*, mas geralmente estas são negligenciáveis<sup>36,42</sup>.

O número de fótons primários a interagir numa placa é proporcional à espessura  $dx$  da placa e ao número de fótons incidentes na mesma placa.  $N(x)$  representa o número de fótons que atingem uma profundidade  $x$  sem interagirem com o meio<sup>33,36</sup>. Assim, pode-se escrever:

$$dN = -\mu N dx, \quad (2.18)$$

onde a constante de proporcionalidade  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear, dependente da energia do feixe de fótons incidente<sup>33</sup>. Ao resolver esta equação obtém-se:

$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.19)$$

onde  $e^{-\mu x}$  representa a probabilidade de um fóton incidente atravessar a placa de espessura  $x$  sem realizar qualquer tipo de interação. Este fator descreve então a fração de fótons que não colidem. Assim, o número de fótons que atravessa a placa sem interagir diminui exponencialmente com a espessura do material<sup>33</sup>.

## 2.4 Dosimetria da radiação

O uso crescente da radiação em várias áreas da medicina, tais como o diagnóstico médico e a RT, levou ao desenvolvimento da dosimetria de radiação<sup>42</sup>. Esta caracteriza-se pela ciência que tem como objetivo quantificar medições específicas num campo de radiação relacionando-as com alterações físicas, químicas e/ou biológicas produzidas pela radiação<sup>36</sup>. Inicialmente surgiu com o objetivo de calcular as doses recebidas por trabalhadores em ambiente radioativo com a intenção de limitar a exposição dos mesmos para a sua segurança<sup>33</sup>.

Uma determinação precisa das doses absorvidas pelos pacientes é imprescindível para o sucesso da RT devido às acentuadas curvas de dose-resposta, tanto para o controlo tumoral como para a toxicidade nos tecidos normais. Uma diferença percentual mínima da dose no tumor pode levar a uma falha de controlo tumoral, no caso de uma subdosagem, ou a complicações nos tecidos normais provocados por uma sobredosagem dos mesmos<sup>35</sup>.

A dosimetria é essencial para calcular as alterações biológicas em função da quantidade de radiação recebida, relação dose-efeito, para monitorizar a exposição de indivíduos à radiação e para vigilância do meio ambiente. A nível mundial as instituições que trabalham com radiação têm em consideração para a definição dos seus critérios de proteção as recomendações da *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*<sup>34</sup>.

O ser humano tem beneficiado bastante do uso de raios-x, radioisótopos e outros materiais radioativos na medicina, indústria, pesquisa e geração de energia. Contudo, estes implicam uma exposição frequente dos trabalhadores à radiação na aquisição e uso normal das fontes bem como em exposições acidentais que podem ocorrer. Uma vez que a exposição à radiação envolve alguns riscos, é esperado que os níveis de exposição sejam justificados para o objetivo pretendido. O principal objetivo da proteção radiológica é criar um balanço entre os riscos e os benefícios de atividades que envolvem a radiação, permitindo a realização de atividades benéficas para o ser humano relacionadas com a radiação garantindo que os efeitos prejudiciais derivados da mesma sejam minimizados ou eliminados<sup>34,42</sup>. Para tal, é necessário prevenir a ocorrência de efeitos determinísticos, efeitos que, a partir de um limiar de dose, conduzem certamente à morte celular, e limitar a probabilidade de efeitos estocásticos, efeitos que

causam uma alteração aleatória no ácido desoxirribonucleico (ADN) de uma única célula, a um nível que seja considerado aceitável<sup>42</sup>.

## 2.5 Grandezas e Unidades

Neste subcapítulo será feita uma breve explicação das grandezas dosimétricas mais relevantes em proteção radiológica, nomeadamente da exposição, dose absorvida, dose equivalente, dose efetiva e energia cinética libertada por unidade de massa (KERMA, do acrónimo inglês, *Kinetic Energy Released per Unit Mass*).

### 2.5.1 Exposição

Desde 1962, a exposição é definida pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) como o quociente entre  $\Delta Q$  e  $\Delta m$ , onde  $\Delta Q$  é o valor absoluto da carga total dos iões produzidos no ar por uma dada radiação, quando todos os eletrões libertados pelos fotões na massa de ar,  $\Delta m$ , são completamente parados no ar<sup>34,35,43</sup>. De  $\Delta Q$  devem ser excluídas as ionizações devidas à reabsorção de radiação, apenas para energias altas, e a fotões dispersos<sup>37</sup>.

A exposição, representada em geral por  $X$ , tem como unidade SI o  $Ckg^{-1}$  embora seja mais usado o *Roentgen* (R). Um *Roentgen* corresponde à produção de 1 *Coulomb* (C) de carga num kg de ar<sup>37,44</sup>. O *Roentgen* é definido apenas para o ar, sendo uma medida de exposição apenas para fotões (raios-x e gama). Uma unidade *Roentgen* é então a dose necessária para ionizar e produzir  $2.58 \times 10^{-4}$  *Coulomb* de carga positiva e negativa num kg de ar<sup>33,34,44</sup>.

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} Ckg^{-1}. \quad (2.19)$$

A exposição é utilizada para descrever a quantidade de ionizações produzidas por raios-x ou gama ao interagir com o ar por ser medida diretamente através da carga elétrica<sup>44</sup>.

### 2.5.2 Dose absorvida

A dose absorvida é uma grandeza física não-estocástica importante para todos os tipos de radiação ionizante, direta ou indireta, que representa a quantidade de energia depositada no meio por unidade de massa<sup>33,39,43</sup>. A dose absorvida é definida pelo ICRU como a energia transmitida pela radiação ionizante para uma massa  $m$  num volume finito  $V$ <sup>36,43</sup>. A dose absorvida  $D$  é definida num dado ponto  $P$  como:

$$D = \frac{dE}{dm}, \quad (2.20)$$

onde  $dE$  é o valor esperado de energia transmitida por radiação ionizante para um volume finito  $V$ , sendo a soma de todas as energias a chegar ao volume de interesse menos a energia a sair desse volume, durante um determinado período de tempo e  $dm$  a massa de  $V$ . Assim, a dose absorvida  $D$  é o valor esperado de energia transmitida para a matéria por unidade de massa num dado volume infinitesimal<sup>39,42,43</sup>. Esta grandeza está associada à capacidade de produzir efeitos atribuídos à radiação. Se  $D = 0$  não existem efeitos da radiação<sup>43</sup>. A unidade SI de dose absorvida é denominada Gray (Gy) e expressa-se em  $\text{Jkg}^{-1}$ , sendo  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Jkg}^{-1}$ , representando a absorção de 1 J de energia por  $\text{kg}$ <sup>34,36,42,44</sup>.

### 2.5.3 Dose equivalente

A dose absorvida não permite quantificar o efeito biológico da radiação nos tecidos, por isso para atingir o mesmo nível de danos biológicos para diferentes tipos de radiação necessitamos de diferentes doses absorvidas<sup>33,34,42</sup>. Este efeito biológico para cada órgão depende, não só da dose recebida, mas também do tipo de radiação e da sua energia<sup>7</sup>. De maneira a ter em conta a eficácia biológica das diferentes radiações a ICRP, o *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), e o ICRU desenvolveram o conceito de *dose equivalente*<sup>34</sup>. A dose equivalente corresponde à dose absorvida modificada por um fator, de acordo com o tipo de radiação, que permite considerar a eficácia de cada radiação na produção de danos biológicos<sup>33,36</sup>. Assim, a dose num determinado órgão é multiplicada por um fator de ponderação da radiação,  $w_R$ , que representa a eficácia biológica relativa de uma radiação para produzir efeitos estocásticos num tecido ou órgão  $T$ <sup>39,42</sup>. A dose equivalente,  $H_{T,R}$ , é definida por:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R} \quad (2.21)$$

onde  $D_{T,R}$  corresponde à dose de radiação  $R$  absorvida num tecido ou órgão  $T$ , e  $w_R$  ao fator de ponderação da radiação  $R$ <sup>33,36,37,39</sup>.

Quando a radiação consiste em componentes com diferentes  $w_R$  a dose equivalente é dada pela soma de todas as contribuições<sup>34,37,39</sup>:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.22)$$

O fator de ponderação  $w_R$  é adimensional e por isso as unidades de dose equivalente são idênticas às de dose absorvida, ou seja,  $\text{Jkg}^{-1}$ , embora neste contexto tenham o nome de Sievert (Sv), a unidade SI de dose equivalente, sendo  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Jkg}^{-1}$ <sup>33,34,37,42</sup>.

A tabela (2.-1) representada em baixo mostra os valores de  $w_R$  especificados pelo NCRP para os diferentes tipos de radiação. Para tipos de radiação e energias não incluídos na tabela, o ICRP e o

NCRP fornecem uma fórmula para calcular um valor aproximado de  $w_R$  com um fator de qualidade média,  $Q$ . Para este objetivo, o fator de qualidade  $Q$  é definido em termos de transferência linear de energia (LET)<sup>34</sup>. A LET é definida pelo ICRU como a energia média transferida por unidade de distância para o meio por uma partícula carregada<sup>36</sup>.

**Tabela 2-1:** Valores de fator de ponderação,  $w_R$ , de acordo com os diferentes tipos de radiação<sup>34</sup>.

| <b>Tipos de radiação</b>                                   | <b>Fator de ponderação, <math>w_R</math></b> |
|--|--|
| <b>Raios-x e <math>\gamma</math></b>                       | 1  |
| <b>Elétrons, muões</b>                                     | 1  |
| <b>Neutrões, energia:</b>                                  |  |
| < 10 keV   | 5  |
| 10 a 100 keV   | 10   |
| >100 keV a 2 MeV   | 20   |
| >2 MeV a 20 MeV  | 10   |
| >20 MeV  | 5  |
| <b>Protões</b>   | 5-10   |
| <b>Partículas Alfa, fragmentos de fissão, iões pesados</b> | 20   |

#### 2.5.4 Dose efetiva

Os diferentes tecidos ou órgãos do corpo humano respondem de diferentes formas à exposição à radiação, e por isso, uma determinada dose equivalente irá resultar em diferentes probabilidades de efeitos estocásticos de acordo com o tecido ou órgão irradiado<sup>1,2,34,39,44</sup>. De maneira a considerar estes efeitos o ICRP definiu o conceito de *dose efetiva*,  $E$ , como uma medida para avaliar os danos nos órgãos provenientes de efeitos estocásticos para um adulto médio<sup>44</sup>. Para isto foram atribuídos fatores de ponderação tecidulares,  $w_T$ , a cada órgão ou tecido do corpo, representados na tabela (2-2) apresentada abaixo, que somados para todos os tecidos do corpo,  $T$ , correspondem a uma unidade<sup>34,39,44</sup>.

Os fatores  $w_T$  são adimensionais e representam a contribuição relativa dos danos em cada órgão ou tecido para os danos totais resultantes de efeitos estocásticos de uma irradiação de todo o corpo<sup>1,2,36,39,44</sup>. Estes danos podem incluir os diferentes riscos de mortalidade e morbidade, indução de tumores malignos e efeitos genéticos<sup>34,44</sup>.

A dose efetiva corresponde à soma dos produtos das doses equivalentes dos tecidos,  $H_T$ , e o fator de ponderação de dose correspondente de cada órgão ou tecido,  $w_T$ , como representado na equação (2.23)<sup>2,34,35,39,43,44</sup>.

$$E = \sum_T w_T H_T. \quad (2.23)$$

Esta soma é feita tendo em conta todos os órgãos e tecidos do corpo humano considerados sensíveis à indução de efeitos estocásticos<sup>2</sup>. Uma vez que os fatores de ponderação são adimensionais a unidade SI de dose efetiva é igual à de dose equivalente, ou seja,  $\text{Jkg}^{-1}$  denominada Sievert ( $Sv$ )<sup>1,34,39,43,44</sup>. No caso de existir uma exposição a radiação mista em mais de um órgão ou tecido a dose efetiva total é obtida ao adicionar as respetivas contribuições<sup>43</sup>.

Apesar de os valores de ponderação tecidual dependerem do sexo e idade da pessoa para efeitos de proteção radiológica os valores apresentados na tabela (2-2) são considerados constantes aplicáveis à população média<sup>2,34,39</sup>.

**Tabela 2-2:** Fatores de ponderação tecidual para cada órgão do corpo humano<sup>41</sup>.

| <b>Tecido ou órgão</b>     | $w_T$ | $\sum w_T$ |
|----------------------------|-------|------------|
| <b>Medula</b>              | 0,12  | 0,12       |
| <b>Cólon</b>               | 0,12  | 0,24       |
| <b>Pulmão</b>              | 0,12  | 0,36       |
| <b>Estômago</b>            | 0,12  | 0,48       |
| <b>Mama</b>                | 0,12  | 0,60       |
| <b>Gónadas</b>             | 0,08  | 0,68       |
| <b>Bexiga</b>              | 0,04  | 0,72       |
| <b>Esófago</b>             | 0,04  | 0,76       |
| <b>Fígado</b>              | 0,04  | 0,80       |
| <b>Tiróide</b>             | 0,04  | 0,84       |
| <b>Superfície do osso</b>  | 0,01  | 0,85       |
| <b>Cérebro</b>             | 0,01  | 0,86       |
| <b>Glândulas salivares</b> | 0,01  | 0,87       |
| <b>Pele</b>                | 0,01  | 0,88       |
| <b>Restantes tecidos</b>   | 0,12  | 1          |

Na tabela (2-2) a última linha indica o fator de ponderação dos tecidos restantes, que é aplicado à média aritmética das doses nos seguintes órgãos/tecidos: glândulas adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero/cérvix.

### 2.5.5 Kerma

Kerma corresponde ao acrónimo inglês *Kinetic Energy Released per unit Mass* e representa a energia cinética inicial de todas as partículas não carregadas libertadas pela radiação num material

alvo<sup>33,34,37,42,45</sup>. A energia dos fótons é transferida para a matéria através de um processo com duas fases. Na primeira a radiação do fóton transfere energia para partículas carregadas secundárias, os elétrons, através de vários tipos de interações, como o efeito fotoelétrico, o efeito de Compton, etc. De seguida, as partículas carregadas transferem energia para o meio através de excitações e ionizações atômicas. O Kerma é definido como a energia média transferida por radiação ionizante para partículas carregadas no meio por unidade de massa<sup>39,45</sup>. Esta grandeza é aplicada exclusivamente a partículas ionizadas, como fótons e neutrões<sup>35,39</sup>. Segundo o ICRU o Kerma é definido como o quociente entre  $dE_{tr}$  e  $dm$ , como representado na equação (2.24):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.24)$$

onde  $dE_{tr}$  representa a soma do valor esperado de energias cinéticas iniciais transferidas de todas as partículas ionizantes carregadas libertadas por partículas ionizantes não carregadas num material de massa  $dm$ <sup>33,35,37,42,45</sup>.  $E_{tr}$  é dada pela equação (2.25):

$$E_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u + \sum Q \quad (2.25)$$

onde  $(R_{in})_u$  representa a energia radiante de partículas não carregadas que entram no volume  $V$ ,  $(R_{out})_u$  a energia radiante de partículas, emitidas, transferidas ou recebidas, não carregadas que saem do volume  $V$ , com exceção da energia gerada por perdas radioativas de energia cinética por partículas carregadas em  $V$ , e  $\sum Q$  as energias derivadas das massas em repouso em  $V$ <sup>43</sup>. Esta quantidade apresenta a mesma unidade SI da dose absorvida,  $Jkg^{-1}$ , a que damos o nome de Gy<sup>34,37,42,43</sup>.

O Kerma é a grandeza que é efetivamente calculada nos programas de simulação sendo esta uma boa aproximação à dose absorvida.

## 2.5.6 Gradiente de dose

O gradiente de dose de um tratamento é dado pelo índice de gradiente de dose (GI), que pode ser usado na comparação de planos dosimétricos com conformidade semelhante<sup>28,46</sup>. Em termos simplificados, o gradiente de dose é a variação da dose, provocada por uma dada radiação, com a distância ao ponto de incidência dessa radiação.

O GI é definido como o ratio do volume da isodose de metade da prescrição e da isodose de toda a prescrição, como se verifica na equação (2.26). Caso a prescrição seja feita para a isodose de 50% o cálculo é feito recorrendo ao volume da isodose de 25% e de 50%<sup>46</sup>.

O cálculo de GI é então dado pela seguinte equação:

$$GI = \frac{PV_{50\%}}{PV} \quad (2.26)$$

onde  $PV_{50\%}$  corresponde ao volume de prescrição da isodose de 50% e PV ao volume de prescrição<sup>28</sup>.

Um gradiente de dose acentuado fora da zona alvo é um dos fatores que torna possível a realização de SRS. É por isso importante utilizar este parâmetro para comparar diferentes planos ou modalidades de tratamento<sup>46</sup>.

É desejado que os planos de tratamento apresentem valores de GI inferiores que refletem um gradiente de dose mais acentuado, traduzindo-se em menores doses de radiação no tecido cerebral normal e, conseqüentemente uma taxa de complicações inferior<sup>2,46</sup>.

### 3. Radiocirurgia estereotáxica

---

Ao longo deste capítulo será feita uma fundamentação teórica da SRS através de uma comparação das diferentes técnicas para a sua realização, de uma explicação dos princípios radiobiológicos do seu funcionamento e serão também mencionadas algumas indicações para a sua realização e alguns resultados para diferentes patologias. Uma vez que o trabalho realizado se foca no estudo dos resultados dosimétricos da GK é pertinente a realização de uma comparação das diferentes modalidades de SRS, com especial enfoque na sua comparação com a GK.

A SRS em tumores intracranianos é um procedimento não cirúrgico utilizado como alternativa à cirurgia convencional que administra altas doses de radiação no tumor em um único tratamento, normalmente designado por fração, atingindo um elevado gradiente de dose fora da zona alvo. Esta técnica permite não só uma melhoria nos resultados clínicos, mas também a poupança dos tecidos normais adjacentes<sup>12-14</sup>. Assim sendo, o objetivo principal da sua utilização é conseguir administrar uma dose de radiação destrutiva no volume alvo com o mínimo de radiação possível nas estruturas adjacentes normais<sup>4</sup>.

A SRS surgiu no início dos anos 50 idealizada pelo neurologista *Lars Leksell* e pelo físico *Borje Larsson* no instituto *Karolinska* em Estocolmo, com o objetivo de criar uma técnica que utiliza um grande número de feixes de radiação convergentes para tratar distúrbios funcionais do cérebro sem abrir o crânio<sup>4-6</sup>. Os dois começaram por utilizar uma *frame* estereotáxica para direcionar um feixe de raios-x de 200 pKV para tratar uma nevralgia do trigémio<sup>5</sup>. Depois de algumas tentativas falhadas foi criada em 1968 a primeira unidade de cobalto-60 com fontes fixas a que deram o nome de *Leksell Gamma Knife* (GK).

As primeiras aplicações da SRS incluíram o Parkinson, dor, transtornos afetivos, nevralgia do trigémio e, mais tarde, epilepsia<sup>4-8</sup>.

A técnica desenvolvida pelo neurologista e pelo físico combinava técnicas de localização estereotáxica da neurocirurgia com princípios fundamentais da física da radiação para administrar energia, sob a forma de raios-x, raios gama, prótons, etc, num alvo bem definido através de imagem<sup>4</sup>.

Depois de ser criado o primeiro equipamento de SRS estes investigadores passaram os 30 anos seguintes a desenvolver vários sistemas com diferentes fontes de energia para a realização de SRS, como fontes de cobalto-60, partículas pesadas produzidas em ciclotrões ou raios-x em aceleradores lineares (*Linac*) modificados. Com o passar do tempo os progressos relevantes nas tecnologias de obtenção de imagens neurológicas e nos *softwares* de planeamento de dose tornaram possível melhorar cada vez mais os resultados da SRS<sup>4</sup>.

Hoje em dia a SRS pode ser realizada num elevado número de equipamentos diferentes, sendo os mais utilizados a GK e o *Linac*. No entanto, esta também é realizada com o equipamento CK, com Tomoterapia ou através de terapia com prótons<sup>2</sup>.

### 3.1 Comparação das técnicas de Radiocirurgia estereotáxica

A SRS realizada com recurso a um *Linac*, como o representado na figura (3.1), recorre a fótons resultantes de eletrões acelerados que colidem com um alvo de metal, para administrar arcos múltiplos ou feixes únicos num alvo. Para realizar o tratamento os pacientes são imobilizados com uma *frame* fixa que permite conferir ao tratamento uma precisão inferior a 0,5-1 mm<sup>48</sup>.



**Figura 3.1:** Acelerador linear<sup>47</sup>.

Ao realizar SRS num *Linac* existem quatro técnicas que permitem melhorar o gradiente de dose: a modulação da intensidade dos feixes de radiação (IMRS), a restrição dos ângulos da *gantry* e do tamanho dos arcos, isocentros múltiplos e a MLC<sup>48</sup>.

Os MLC consistem essencialmente num *array* de 120 lâminas paralelas controladas individualmente por computador que se encontram acopladas à *gantry*. Cada uma das lâminas pode ser movimentada para dentro ou para fora permitindo a criação de uma abertura ajustável à forma do tumor pela qual os feixes de radiação são direcionados para o volume alvo do tratamento. A utilização de MLC facilita também a realização de IMRS que permite a criação de distribuições de dose mais complexas através da administração de intensidades de dose diferentes em áreas distintas do volume alvo, o que permite reduzir a dose em zonas próximas a estruturas cerebrais mais sensíveis à radiação, como por exemplo os nervos óticos, os nervos cranianos e o tronco cerebral<sup>48</sup>.

Ao compararmos a SRS realizada em *Linac* com a GK verificamos que com *Linac* é possível obter uma distribuição de dose mais homogénea, o que pode ser considerado uma vantagem no caso do tratamento de tumores de grandes dimensões localizados próximos a estruturas radiosensíveis. No entanto, a GK permite uma maior conformidade de dose em volumes irregulares<sup>48</sup>.

Uma das tecnologias mais recentes de SRS é o CK, equipamento que se encontra representado na figura (3.2). O CK é uma técnica que combina um acelerador linear móvel de 6 MV com um braço robótico com 6 graus de liberdade, tendo um sistema de imagem guiada integrado que permite a realização de tratamento de SRS sem a utilização de *frame* estereotáxica<sup>3,48</sup>. Em vez da *frame* os

pacientes utilizam uma máscara termoplástica que os fixa à mesa de tratamento conseguindo atingir o mesmo nível de precisão. O sistema robótico de imagem guiada utiliza duas câmaras de diagnóstico raios-x para monitorizar os movimentos do paciente comunicando em tempo real com o braço robótico. Este equipamento pode ser utilizado para tratamentos de fração única ou com hipofracionamento e é indicado para pacientes com tumores que envolvem a região ocular<sup>48</sup>.



**Figura 3.2:** Equipamento CK<sup>50</sup>.

A utilização deste equipamento apresenta como vantagens relativamente à GK o facto de apresentar 6 graus de liberdade e de não ser necessária a utilização de uma *frame* invasiva<sup>48</sup>.

A SRS com protões tem um procedimento muito semelhante à realizada em *Linac* sendo que os pacientes podem ser posicionados na mesa de tratamento ou em cadeiras específicas para o tratamento. O equipamento utilizado para a realização dos tratamentos encontra-se ilustrado na figura (3.3).



**Figura 3.3:** Equipamento de terapia com protões<sup>51</sup>.

A terapia com prótons é caracterizada por uma baixa dose de entrada, estes vão perdendo energia à medida que penetram na matéria e mesmo antes pararem existe um pico de dose num local estreito e bem-definido denominado pico de *Bragg*<sup>52</sup>.

Nesta técnica podem ser utilizados dois tipos de administração de feixes diferentes para criar a distribuição de dose desejada: os sistemas passivos (*scattering*) e os sistemas dinâmicos com ímãs de digitalização (*pencil beam scanning* (PBS)). O primeiro sistema utiliza um ou dois espalhadores (espalhamento único ou duplo) de maneira a cobrir a secção transversal do campo, e utiliza ainda um modulador de alcance para espalhar o pico de *Bragg* em profundidade permitindo cobrir todo o alvo nessa direção. O sistema PBS é uma técnica mais inovadora que consiste num feixe estreito que é desviado magneticamente para cobrir o volume alvo com dose, permitindo a conformação da dose lateral, distal e proximalmente. Este sistema promove ainda a administração de terapia de prótons de intensidade modulada (IMPT, do acrónimo inglês, *Intensity modulated proton therapy*) através da otimização da energia e da intensidade dos feixes, tornando possível criar campos não-homogéneos. A sobreposição destes campos não-homogéneos permite a administração de um tratamento altamente homogéneo e com elevada conformidade de dose ao mesmo tempo que poupa os órgãos de risco circundantes. O IMPT apresenta um grau de liberdade adicional na modulação de dose, quando comparado com a IMRS, devido ao facto de a sua distribuição de dose em profundidade ser dependente da energia. Atualmente esta técnica não tem sido utilizada em tratamentos radiocirúrgicos, no entanto a sua aplicação merece um estudo mais aprofundado especialmente para lesões de médias a grandes dimensões quer sejam regulares ou irregulares. As informações atuais dificultam a comparação dos resultados devido ao pequeno número de pacientes tratados com prótons não sendo possível afirmar se existe ou não uma superioridade desta técnica<sup>48</sup>.

Todas as modalidades de tratamento mencionadas apresentam resultados semelhantes se o volume alvo for de pequena dimensão e apresentar uma forma regular. No entanto, a escolha da modalidade de SRS a utilizar pode ser afetada pelas características do volume a irradiar, tais como o tamanho, a forma e a sua localização. De acordo com vários estudos de comparação dosimétrica os prótons apresentam uma vantagem, se nos focarmos na dose no tecido cerebral normal, em todos os tipos de alvos mais relevantes em valores de isodose inferiores a 60%. Contudo, esta vantagem é mais significativa quanto maior for a dimensão do alvo e para formas irregulares, apesar de poder ser relevante para alvos pequenos e irregulares. No caso de o volume alvo apresentar tecido cerebral normal a homogeneidade da dose é um fator a ter em conta de maneira a potenciar a redução dos riscos de efeitos secundários. No entanto, não existem informações que relacionem uma maior homogeneidade com um aumento das taxas de controlo tumoral da SRS. A CK apresenta ainda como vantagem os 6 graus de liberdade já mencionados<sup>49</sup>.

Apesar de a GK apresentar resultados semelhantes aos de todas as modalidades de SRS esta apresenta uma desvantagem relativamente a todas as outras. Uma vez que a GK utiliza fontes radioativas fixas, mesmo quando todos os setores se encontram bloqueados, existe sempre uma taxa de dose residual

que resulta numa exposição adicional dos pacientes à radiação, bem como dos profissionais, o que não se verifica para nenhuma das outras modalidades.

A eficácia da SRS também pode ser estudada do ponto de vista biológico com base nos modelos de probabilidade de complicações nos tecidos normais (NTCP, do acrónimo inglês, *Normal Tissue Complication Probability*) e de probabilidade de controlo tumoral (TCP, do acrónimo inglês, *Tumor Control Probability*). Do ponto de vista radiobiológico as técnicas de SRS com fotões não apresentam diferenças significativas entre elas, apesar de a GK proporcionar uma maior heterogeneidade da dose. Ao realizar uma análise com base no comportamento biológico constatamos que se verificam diferenças no NTCP consoante a modalidade de tratamento utilizada, o tamanho, a forma e a localização do volume alvo. Relativamente aos resultados verificamos que a SRS com protões apresenta valores de NTCP inferiores às técnicas com fotões em 4 a 6%, sendo este valor mais baixo para lesões de médias e grandes dimensões de formas regulares ou irregulares<sup>48</sup>.

### **3.2 Princípios radiobiológicos da Radiocirurgia estereotáxica**

Os efeitos radiobiológicos da RT convencional são dependentes do fracionamento para poupar os tecidos normais, enquanto se produz danos no tumor, aproveitando as diferenças radiobiológicas entre tecidos normais e tumorais. No entanto, a SRS utiliza um padrão distinto de distribuição de dose para eliminar o tumor<sup>48</sup>.

A resistência à radiação é dependente de fatores como a concentração de oxigénio, o tipo de tecido e o ciclo celular. As células hipóxicas são células com baixa concentração de oxigénio, normalmente presentes nos tumores malignos, que devido à sua constituição são altamente resistentes à radiação. Os tecidos de resposta tardia (células não-cíclicas), como os tumores benignos e os tecidos cerebrais normais, são mais resistentes a pequenas doses por fração do que os tecidos de resposta precoce (células cíclicas) como os tumores malignos<sup>48</sup>.

Por fim, alguns estudos demonstram que as células apresentam diferenças na sensibilidade à radiação consoante a fase do ciclo celular em que se encontram. Assim sendo, a utilização de regimes de fracionamento permite não só poupar os tecidos saudáveis, mas também que as células hipóxicas restabeleçam a oxigenação ficando mais sensíveis para a fração seguinte e ainda que algumas células deixem a fase resistente para entrar numa fase mais sensível do ciclo. No entanto, esta vantagem não se aplica a tumores benignos uma vez que a hipóxia não desenvolve um papel significativo na sua constituição e por se tratar do mesmo tipo de células das circundantes não existindo diferença no tipo radiobiológico. Apesar disto, a SRS baseia-se no facto de uma única dose de radiação promover a morte celular ou impedir a divisão celular das células independentemente da fase mitótica em que se encontram. Para isto o gradiente de dose deve ser acentuado o suficiente para as estruturas circundantes, fornecendo uma alta dose única que retarda o crescimento das lesões permitindo uma maior taxa de

controlo local e uma baixa taxa de complicações. Estes princípios radiobiológicos e as suas indicações clínicas aplicam-se independentemente do tipo de radiação (fotões ou protões)<sup>48</sup>.

### **3.3 Indicações para Radiocirurgia estereotáxica**

A SRS é atualmente indicada como a melhor opção de tratamento para vários pacientes com tumores cerebrais, malignos ou benignos, como os astrocitomas, os meningiomas ou adenomas hipofisários, malformações vasculares, como as MAV, ou lesões funcionais, como para o tratamento de epilepsia e dor<sup>4,18</sup>.

*Pollock et al.* apontam os pacientes com tumores benignos como candidatos ideais para a realização de SRS, essencialmente por três motivos. O primeiro é o facto de os tumores benignos raramente invadirem os tecidos adjacentes e por isso as técnicas localizadas serem ideais para tratar a zona tumoral. O segundo motivo deve-se ao facto de serem normalmente bem visualizados por ressonância magnética (RM) permitindo uma definição clara dos limites do tumor e das estruturas adjacentes. Por fim, os tecidos dos tumores benignos e dos tecidos adjacentes consistem em tecidos de resposta tardia devido à sua lenta taxa de proliferação, por isso não existe uma vantagem na realização de um tratamento fracionado. Por estes motivos a administração de tratamentos de fração única, como a SRS, é ideal do ponto de vista radiobiológico<sup>4</sup>.

Um fator importante a considerar quando se discute a realização de SRS é o risco de desenvolvimento de tumores radioinduzidos, especialmente em pacientes jovens com uma esperança média de vida de 20-40 anos. De acordo com vários estudos de longo prazo a incidência de tumores radioinduzidos após a realização de SRS é significativamente inferior à de RT e por isso não deve ser considerado um fator importante na discussão da possibilidade de realizar SRS<sup>4</sup>.

Os schwannomas vestibulares (VS), ou neurinomas do acústico, e os adenomas pituitários (PA) são dois tipos de tumores benignos normalmente tratados com SRS devido à sua proximidade a estruturas críticas. Uma vez que estes pacientes apresentam uma esperança de vida elevada é necessário um gradiente de dose que permita proteger os tecidos cerebrais normais atingindo uma elevada taxa de controlo local e baixas taxas de toxicidade induzida pela radiação<sup>2</sup>.

A SRS no tratamento de neurinomas do acústico fornece uma melhoria do controlo local e uma diminuição da toxicidade<sup>48</sup>. Os estudos de comparação da ressecção cirúrgica com a SRS demonstram que, apesar de as técnicas apresentarem taxas semelhantes de controlo tumoral, a SRS apresentou melhores resultados de preservação da audição e dos nervos cranianos e menos tonturas<sup>4</sup>. A SRS com doses de 12-13 Gy apresenta uma taxa de controlo tumoral aos 5 anos entre os 92-100% com uma baixa incidência de complicações, sendo que pode ocorrer toxicidade neurológica em 0-3% dos pacientes. A SRS com protões apresenta taxas de controlo local de 84-100% com um bom nível de preservação da audição e dos nervos cranianos<sup>48</sup>.

A seleção de pacientes com PA que podem realizar SRS é feita com base no tamanho, localização e relação do tumor com os nervos óticos e o quiasma. A SRS é utilizada essencialmente em

tumores residuais ou recorrentes, permitindo uma diminuição de défices endócrinos ou declínios cognitivos devido à diminuição da radiação nas estruturas saudáveis<sup>38</sup>. O tratamento com SRS pode atingir taxas de controlo de cerca de 94% com baixas taxas de complicações sérias, sendo a mais comum o hipopituitarismo. A realização de SRS com protões pode atingir uma melhor cobertura da glândula pituitária o que pode ser bastante útil em casos de pacientes pediátricos<sup>48</sup>.

A resseção cirúrgica tem sido considerada o tratamento de eleição para meningiomas. No entanto, as taxas de recorrência aos 10 anos após cirurgia são relativamente altas, 18 a 25%. Por isso a SRS surgiu como uma alternativa para diminuir a probabilidade de recorrência em pacientes com tumores de alto risco cirúrgico, como os localizados no seio cavernoso, apresentando uma taxa de controlo aos 5 anos equivalente a uma resseção total, mas com menor morbidade<sup>4,48</sup>. Ao comparar a progressão tumoral em pacientes com meningiomas tratados com resseção cirúrgica ou SRS verificamos que esta é de aproximadamente 12% para a cirurgia e de 2% para a SRS. Verifica-se ainda uma maior taxa de complicações em pacientes tratados com resseção cirúrgica (22 vs 10%)<sup>4</sup>. Alguns estudos recentes mostram uma taxa de controlo tumoral aos 5 anos entre os 90 e 95% com dose de 15-16 Gy ou de 12-14 Gy, sendo que com uma dose mais baixa se verifica uma menor incidência de complicações neurológicas<sup>48</sup>. No entanto, vários estudos mostram uma diminuição do controlo tumoral em lesões superficiais e de maior dimensão e um aumento da toxicidade da radiação, que pode chegar aos 40% para os pacientes que realizam SRS. A maioria dos estudos apresenta uma taxa de complicações transientes ou permanentes de aproximadamente 4.5% como é demonstrado por *Nicolato et al.*. A SRS é então indicada para meningiomas com um diâmetro inferior a 3-4 cm com margens bem definidas por imagem, edema mínimo e distância suficiente às estruturas críticas para permitir uma dose adequada nos tecidos normais<sup>4,48</sup>.

A SRS também apresenta resultados favoráveis em alguns tumores raros tais como os craniofaringiomas que apresentam taxas de controlo local de 34-88% com menor toxicidade, entre 0-38%, chemodectomas, com taxas de controlo tumoral de 95%, cordomas ou neuroblastomas olfatórios<sup>48</sup>.

A RT convencional tem um papel já demonstrado no controlo de metástases cerebrais múltiplas através da técnica de radioterapia holocraneana (WBRT, do acrónimo inglês, *Whole Brain Radiotherapy*), particularmente eficaz no tratamento de tumores radiosensíveis. No entanto, a sua aplicação é limitada devido à dose administrada nos tecidos cerebrais normais, nomeadamente em órgãos radiosensíveis, como os nervos óticos. Devido a estas limitações a SRS tem sido cada vez mais utilizada no tratamento de metástases cerebrais por permitir uma definição precisa dos volumes alvo e poupar o tecido cerebral normal, devido à sua alta precisão e gradiente de dose acentuado. A SRS para metástases cerebrais é ainda superior à RT estereotáxica fracionada atingindo uma maior sobrevida e melhor controlo tumoral. No entanto, o tratamento de um elevado número de metástases leva a um tratamento demasiado demorado, e, por isso, a SRS é aconselhada para pacientes com duas a três metástases cerebrais. SRS possui ainda uma aplicabilidade limitada em lesões metastáticas de dimensões superiores a 3 cm de diâmetro, por aumentar a exposição de tecido cerebral normal à radiação, e ainda

em lesões que se localizem próximas a estruturas com baixa tolerância à radiação devendo ser dada uma distância superior a 3 mm do volume alvo para estas estruturas<sup>18-20</sup>.

## 4. *Gamma Knife*

---

Ao longo deste capítulo será dada uma explicação do funcionamento do equipamento GK e serão mencionados alguns resultados relativos a diferentes patologias em que este é utilizado. É também explicado como é feito o planeamento dos tratamentos e o controlo de qualidade do equipamento.

### 4.1 Técnica *Gamma Knife*

A GK é um equipamento médico para a realização de SRS em tumores intracranianos que utiliza um elevado número de fontes de Cobalto-60, cerca de 200, para administrar radiação localizada numa área específica do cérebro, como se mostra na figura (4.1)<sup>9,10</sup>. Cada uma destas fontes de Cobalto-60 apresenta uma atividade inicial aproximada de 1 TBq. Os núcleos de Cobalto-60 transformam-se através de um decaimento  $\beta$ - para um estado excitado de Níquel-60 que por sua vez decai para o seu estado fundamental emitindo 2 fotões com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV<sup>11</sup>.

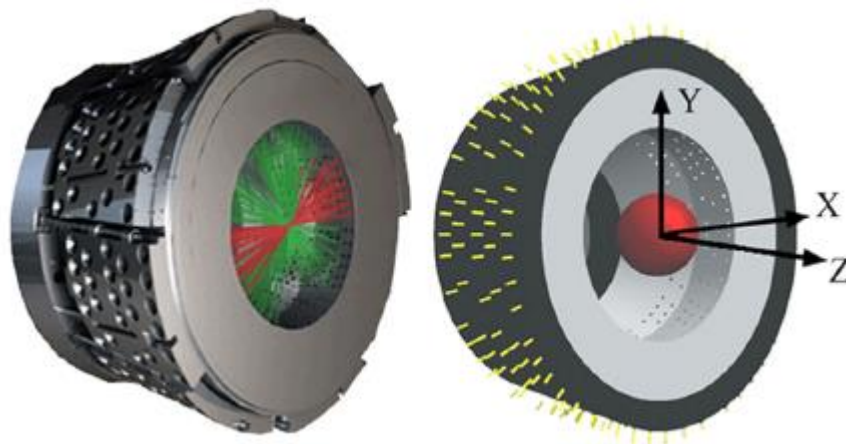


Figura 4.1: Esquemática da convergência dos feixes no equipamento GK<sup>11</sup>.

Com o desenvolvimento da angiografia, a utilização da GK deixou de se restringir ao tratamento de doenças funcionais, passando a ser possível a delimitação de MAV<sup>8</sup>. Para além disso, o crescimento e desenvolvimento das tecnologias de aquisição de imagem, especialmente da RM, tornaram possível a localização de outras lesões no cérebro, como os tumores, contribuindo para um aumento da segurança e eficácia da GK<sup>7,8</sup>.

Com o passar dos anos a GK tem sido reconhecida como tendo um papel importante no tratamento de tumores cerebrais, MAV e disfunções cerebrais, sendo atualmente reconhecida como a modalidade

mais precisa de SRS intracraniana<sup>11,12</sup>. A sua importância centra-se no facto de oferecer uma alternativa não-invasiva para pacientes que não podem realizar ressecção cirúrgica<sup>11,15</sup>.

O principal objetivo da GK é atingir uma elevada taxa de controlo tumoral a longo prazo mantendo a condição física e neurológica do paciente e diminuir a probabilidade de novos tratamentos relacionados com a morbilidade causada pela radiação<sup>15</sup>.

Na realização deste tratamento o equipamento direciona feixes convergentes de cobalto-60 extremamente colimados para um ponto geométrico comum, localizado na parte central do crânio do paciente, permitindo tratar tumores bastante profundos no cérebro, para os quais não é possível a realização de cirurgia<sup>1,13,14</sup>. Para a realização do tratamento o volume alvo é centrado neste ponto geométrico, sendo que ao longo do tratamento o paciente é reposicionado várias vezes com o objetivo de criar distribuições de dose conformadas<sup>1</sup>. Todo o procedimento do tratamento, que inclui a fixação da *frame* estereotáxica na cabeça do paciente, aquisição de imagem, planeamento e administração do tratamento é realizado no mesmo dia<sup>1,11,13</sup>.

Atualmente são tratados aproximadamente 50 000 pacientes com GK todos os anos<sup>14</sup>.

Um dos aspetos apelativos da GK é a curta duração de hospitalização, inferior a 48 horas, e o facto de as pessoas puderem rapidamente voltar à sua vida normal, aproximadamente 3 a 5 dias após a realização do tratamento<sup>15</sup>.

Os resultados de vários estudos clínicos demonstram que a GK é um tratamento seguro e eficaz para vários tipos de patologias cerebrais como neurinomas do acústico, nevralgia do trigémio, meningiomas da base do crânio, MAV, tanto em pacientes adultos como pediátricos, e metástases únicas ou múltiplas<sup>1,15,55-57</sup>.

Uma vez que a GK pode ser aplicada num elevado número de patologias esta pode também ser comparada com um grande número de modalidades de tratamento, desde a cirurgia, a RT convencional, essencialmente as técnicas mais avançadas como a IMRT e a VMAT, ou outras modalidades de SRS já mencionadas.

No caso da aplicação de GK em neurinomas do acústico um estudo de revisão de 28 artigos demonstrou uma inibição do crescimento tumoral em 81-100% dos pacientes e uma preservação da audição em 20-57% desses pacientes. *Whitmore et al.* compararam a qualidade de vida em pacientes com neurinoma do acústico que realizaram GK ou cirurgia e concluíram que esta era superior em pacientes tratados com SRS<sup>14</sup>.

Vários estudos têm investigado o efeito da GK no alívio da dor em casos de nevralgia do trigémio. A maioria dos estudos demonstra um alívio da dor em cerca de 65-90% dos pacientes, com eliminação completa da mesma em aproximadamente 30% dos casos. Estes estudos concluíram que a GK é uma modalidade de tratamento eficaz, tanto como tratamento primário, como quando é realizada múltiplas vezes, atingindo taxas de sucesso semelhantes. Contudo, os pacientes que realizam GK mais do que uma vez têm maior probabilidade de apresentar efeitos secundários da radiação<sup>16</sup>.

Os resultados de GK podem também ser comparados com a ressecção cirúrgica e verificamos que a GK apresenta taxas de controlo tumoral e de recorrência livre de doença superiores às da cirurgia<sup>17</sup>.

Existem também vários estudos de comparação de GK e IMRS que mostram semelhanças dosimétricas relativamente à cobertura do volume alvo e poupança dos órgãos de risco, isto considerando um posicionamento e imobilização perfeitos e zero erros mecânicos<sup>48</sup>. Já em termos de conformidade de dose a GK apresenta uma ligeira vantagem, mesmo quando comparada com tratamento realizados com micro-MLC<sup>18</sup>. As distribuições de dose nos órgãos de risco como as estruturas óticas, o tronco cerebral e o tecido cerebral saudável mostram resultados praticamente equivalentes com uma ligeira superioridade para a GK<sup>19</sup>. A GK apresenta ainda resultados superiores relativamente ao gradiente de dose, enquanto a IMRS é superior em homogeneidade<sup>19</sup>.

A VMAT é um tipo de RT com a qual é possível atingir planos dosimétricos com qualidade semelhante aos de GK, apresentado uma melhor conformidade. No entanto a GK apresenta isodoses baixas com volumes inferiores e ainda um gradiente de dose mais acentuado<sup>2,20</sup>. A principal vantagem dos tratamentos com VMAT relativamente à GK é o menor tempo dos tratamentos (tempo de *beam-on*) que podem ser tão baixos como 3-4 minutos para casos de schwannomas vestibulares e de 3-7 minutos para casos de adenomas pituitários comparados com 68 e 40 minutos, respetivamente para a GK, o que nos mostra que a VMAT é aproximadamente 4.5 vezes mais rápida que a GK. Apesar de os resultados apresentarem planos semelhantes com as diferentes técnicas a maioria dos estudos de comparação não utiliza uma margem de 1 mm do volume de planeamento do tratamento (PTV, do acrónimo inglês, *Planning Target Volume*) no planeamento de VMAT, como normalmente acontece na prática clínica, para ter em conta possíveis movimentos dos pacientes dentro da máscara. Caso esta diferença fosse aplicada isto teria o potencial de eliminar algumas das vantagens dosimétricas da VMAT apresentadas<sup>2</sup>.

Num *Linac* é também possível a realização de uma técnica de SRS, a VMAS. Se compararmos a VMAS com GK verificamos que esta apresenta uma dose superior nos tecidos cerebrais normais. Em termos de conformidade de dose ambas as técnicas apresentam resultados semelhantes. Contudo, a GK apresenta um gradiente de dose mais acentuado do que o de VMAS<sup>9</sup>.

Um outro tipo de RT mencionada em alguns estudos de comparação com a GK é a Tomoterapia, cujo equipamento se encontra representado na figura (4.2). Estas duas modalidades de tratamento apresentam conformidades de dose comparáveis, com ligeira superioridade da GK, no entanto a GK apresenta um gradiente de dose mais acentuado. Esta apresenta ainda maiores volumes de altas doses e menores volumes de baixas doses, ou seja, menores doses em tecido saudável, pelo que é expectável uma vantagem dosimétrica e biológica da GK. A GK apresenta também maiores dose média e máxima no volume alvo<sup>10,21</sup>.



**Figura 4.2:** Tomoterapia<sup>58</sup>.

Para a realização de GK para metástases cerebrais múltiplas é necessário realizar um planeamento com isocentros múltiplos. Devido ao seu ajuste automático do colimador e do posicionamento da mesa esta é considerada um tratamento eficaz para metástases cerebrais, mesmo em casos de histologia radorresistente, como o caso de os tumores primários serem melanomas, fornecendo uma boa conformidade e um excelente gradiente de dose, mas com uma menor homogeneidade<sup>9,59</sup>. Contudo o tempo de *beam-on* é muito longo em casos de metástases cerebrais múltiplas apesar de, na maior parte dos casos, ser mais rápido do que a CK, por exemplo<sup>59</sup>.

A CK é uma outra modalidade de SRS. A comparação dosimétrica desta técnica com a GK demonstra um gradiente de dose mais acentuado para a GK, fora do volume alvo, que permite minimizar a dose nas estruturas críticas mais facilmente<sup>3,16</sup>. A GK permite também reduzir o volume de tecido cerebral a receber doses baixas e médias de maneira mais eficaz do que a CK e apresenta ainda uma maior conformidade de dose<sup>3,22</sup>. Os tratamentos com GK apresentam ainda doses máximas no tronco cerebral inferiores à CK<sup>3</sup>.

Na tabela (4-1) é dada uma sumarização dos pontos essenciais da comparação realizada anteriormente entre a GK e outras técnicas de tratamento mencionadas.

No geral, podemos concluir que a GK apresenta como vantagem o facto de permitir administrar menor dose de radiação nos tecidos cerebrais normais relativamente a outras modalidades apresentadas devido a um gradiente de dose mais acentuado, e como principais desvantagens o facto de apresentar uma dose residual constante, ao contrário das outras modalidades, e ainda o facto de ser realizada com recurso a um método invasivo.

**Tabela 4-1:** Comparação da *Gamma Knife* com outras técnicas de tratamento.

|                    |   |
|--------------------|---|
| <b>IMRS</b>        | <ul style="list-style-type: none"> <li>◦ Cobertura do volume alvo e poupança dos órgãos de risco semelhantes</li> <li>◦ Conformidade de dose superior com a GK</li> <li>◦ Gradiente de dose mais acentuado com a GK</li> <li>◦ Superioridade da IMRS em homogeneidade da dose</li> <li>◦ Ligeira superioridade da GK em relação à dose no tecido cerebral normal</li> <li>◦ <b>Desvantagens da GK:</b> Taxa de dose residual e método invasivo</li> </ul> |
| <b>VMAT</b>        | <ul style="list-style-type: none"> <li>◦ Conformidade de dose superior com a GK</li> <li>◦ Isodoses baixas com volumes inferiores com a GK</li> <li>◦ Gradiente de dose mais acentuado com a GK</li> <li>◦ Tempo de tratamento bastante inferior com a VMAT</li> <li>◦ <b>Desvantagens da GK:</b> Taxa de dose residual e método invasivo</li> </ul>  |
| <b>VMAS</b>        | <ul style="list-style-type: none"> <li>◦ Dose superior nos tecidos cerebrais normais</li> <li>◦ Conformidade de dose semelhante</li> <li>◦ Gradiente de dose mais acentuado com a GK</li> <li>◦ <b>Desvantagens da GK:</b> Taxa de dose residual e método invasivo</li> </ul>   |
| <b>Tomoterapia</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>◦ Conformidade de dose comparável com ligeira superioridade da GK</li> <li>◦ Gradiente de dose mais acentuado com a GK</li> <li>◦ Isodoses baixas com volumes inferiores com a GK</li> <li>◦ <b>Desvantagens da GK:</b> Taxa de dose residual e método invasivo</li> </ul>   |
| <b>CK</b>          | <ul style="list-style-type: none"> <li>◦ Gradiente de dose mais acentuado com a GK</li> <li>◦ Isodoses baixas com volumes inferiores com a GK</li> <li>◦ Conformidade de dose superior com a GK</li> <li>◦ <b>Vantagens da CK:</b> 6 graus de liberdade e comunicação dos movimentos do paciente em tempo real</li> <li>◦ <b>Desvantagens da GK:</b> Taxa de dose residual e método invasivo</li> </ul>   |

## 4.2 Equipamento

O primeiro equipamento GK surgiu em 1968 e continha 179 fontes de Cobalto-60 distribuídas simetricamente para irradiar um volume de tecido cerebral com diâmetros de 4, 8 e 14 mm. Mais tarde, em 1985 a *Elekta* começou a comercializar o equipamento *Leksell Gamma Unit Model-U*, representado na figura (4.3)<sup>8</sup>.



**Figura 4.3:** Equipamento Leksell Gamma Unit Model-U, à esquerda, e Model 4C à direita<sup>60</sup>.

Até à data existem quatro gerações de equipamentos GK: o *Model-U*, *Model-B*, *Model-C* e *Model-4C* e o mais recente PFX<sup>23</sup>. O *Model-U* apresentava uma geometria de fontes e dimensões semelhantes aos *Model-B* e *C* mas com ângulos de latitude superiores: por isso algumas fontes na área superior, relativamente ao paciente, eram frequentemente desligadas para proteger o quiasma ótico. Os equipamentos B e C são equipamentos ainda bastante utilizados para a realização de GK. Estes modelos apresentam a mesma geometria e unidades de radiação com a exceção do modelo C apresentar um sistema de posicionamento automático (SPA) motorizado. O SPA evita a necessidade de posicionamento manual dos pacientes e permite a utilização de isocentros múltiplos com um tempo de tratamento razoável e um planeamento mais conformal<sup>23</sup>.

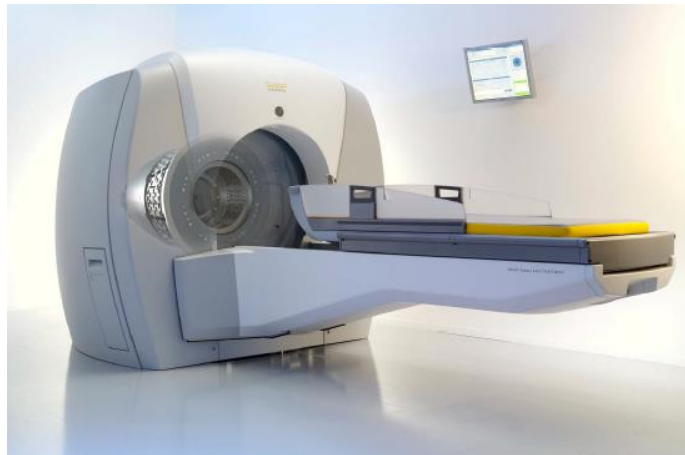
O modelo GK 4C, anterior ao PFX, possui 201 fontes de Cobalto-60 com aberturas de colimador de 4 a 18 mm que permitem a emissão de múltiplos raios gama a convergir para um alvo específico através do planeamento de dose<sup>16</sup>.

Os modelos de GK anteriores ao PFX apresentam um sistema de colimação que se divide em duas partes. A primeira consiste em colimadores internos distribuídos num padrão hemisférico que se encontram incorporados dentro de um escudo. A segunda parte consiste em elementos colimadores intercambiáveis que se encontram localizados em capacetes hemisféricos externos. Quando um dos capacetes se encontra na posição de tratamento o sistema de colimadores forma 201 canais cónicos com uma secção transversal circular. Os elementos do colimador que se encontram localizados no capacete podem variar entre 4, 8, 14 e 18 mm e irão determinar o tamanho e a forma da deposição de dose<sup>11</sup>.

O mais recente modelo radiocirúrgico GK, representado na figura (4.4), tem o nome PFX e foi desenvolvido em 2006 com o objetivo de aumentar o alcance anatómico de lesões múltiplas excêntricas, reduzir os tempos de tratamento e melhorar o conforto do paciente através de um procedimento totalmente automatizado<sup>11,24</sup>.

O GK PFX apresenta 192 fontes individuais de Cobalto-60, distribuídas em forma de cone em 8 setores, que permitem a administração de radiação altamente conformada em lesões

intracranianas<sup>3,9,25-28</sup>. Esta nova distribuição representa uma diferença substancial relativamente aos modelos anteriores que apresentavam uma distribuição hemisférica<sup>29</sup>.



**Figura 4.4:** Equipamento *Leksell Gamma Knife Perfexion*<sup>60</sup>.

Cada um destes setores possui 24 fontes, que podem ser colimadas individualmente com diâmetros de 4, 8 ou 16 mm, e 72 colimadores, 24 para cada um dos três tamanhos de colimador possíveis, ao longo da sua circunferência<sup>11,19,25-29</sup>. O diâmetro dos feixes é alterado automaticamente, através de motores controlados por um servo localizado na parte traseira da unidade de radiação ao mover os setores sobre o conjunto de colimador que pretendemos selecionar<sup>29</sup>.

Para além dos 3 colimadores já mencionados, as fontes podem assumir ainda duas posições: “setor *off*” e “*home*”. Apesar de em ambas as posições as fontes se encontrarem bloqueadas na posição “setor *off*” estas encontram-se mais próximas dos colimadores, localizando-se entre os colimadores 4 e 8 mm. Assim, as fontes que se encontram na posição “setor *off*” demoram menos de 1 segundo para chegar a qualquer uma das posições de colimadores para ligar o feixe. Esta posição é utilizada quando um setor individual se encontra bloqueado, quando o paciente está a ser movido para diferentes coordenadas estereotáxicas, definidas através de sistema de eixos cartesianos com origem no centro do crânio, ou quando este se encontra a ser transportado para dentro ou para fora da unidade de radiação<sup>29</sup>. À medida que cada *shot* de radiação é administrado as fontes deslocam-se para esta posição e a mesa de tratamento é reposicionada de acordo com as novas coordenadas estereotáxicas<sup>9</sup>.

Com esta possibilidade não existe a necessidade de mover a mesa para fora da zona do isocentro, como no caso de tratamentos com o SPA, uma vez que os feixes só estão ligados quando o paciente está na posição de tratamento correta, diminuindo a radiação indesejada administrada aos pacientes e ao pessoal<sup>29</sup>.

A posição “*home*” corresponde à posição ocupada pelas fontes quando o equipamento está desligado, inativo ou quando é realizada uma paragem de emergência. Nesta posição as fontes encontram-se mais retraídas na unidade de radiação, a alguns centímetros de qualquer um dos colimadores, proporcionando uma taxa de dose fora da unidade de aproximadamente 0,15% da taxa de

dose inicial, 0,5 cGy/min considerando uma taxa de dose inicial de 3340 Gy com todos os setores no colimador de 16 mm<sup>29</sup>.

Todas as fontes de tratamento convergem para um único ponto geométrico denominado *Unit Center Point* (UCP), que se encontra a uma distância das fontes de 374 a 433 mm<sup>27,29</sup>. Se compararmos esta distância com a dos seus predecessores verificamos que a maioria das fontes se encontra mais próxima do UCP do que nos modelos anteriores, o que possibilita uma taxa de dose ligeiramente superior. De acordo com a lei do inverso do quadrado da distância as fontes que se encontram mais afastadas do UCP dão origem a feixes que contribuem com uma dose inferior<sup>29</sup>.

Uma das principais novidades do GK PFX é a eliminação da componente externa do sistema de colimação, o capacete colimador. Os colimadores primário e secundário foram substituídos por um único anel colimador de maior dimensão com 12 cm de tungsténio, onde as fontes estão distribuídas em 5 anéis concêntricos, de maneira semelhante aos modelos B e C<sup>11,29</sup>.

Neste equipamento foi ainda acrescentado um sistema de posicionamento do paciente (SPP) na mesa que permite mover todo o corpo para as coordenadas estereotáxicas pré-selecionadas, sendo mais confortável para o paciente do que o sistema anterior. Este sistema permite mover a mesa a uma velocidade de 10 mm/s, uma velocidade mais de 10 vezes superior ao SPA que apresentava uma velocidade de 0,8 mm/s<sup>3,19,29,61</sup>. O SPP veio substituir o SPA como método de localização do isocentro e apresenta uma precisão de 0,05 mm, superior aos 0,3 mm do SPA. O paciente é fixado ao SPP através de um adaptador com 3 clips que se fixa à *frame* estereotáxica G<sup>29</sup>.

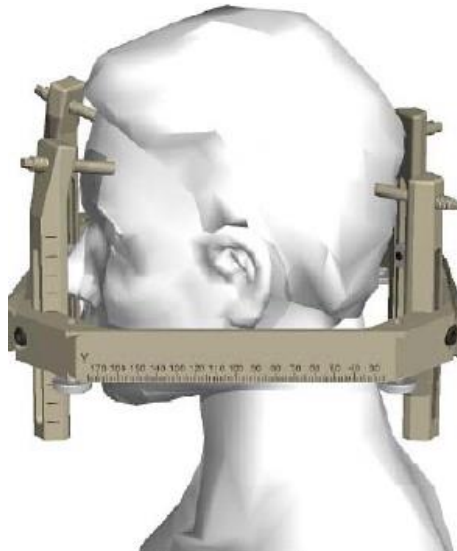
O aumento no diâmetro do anel colimador do PFX para um valor 3 vezes superior ao anterior permite também um maior alcance anatómico segundo x e y. O alcance é agora de 160 mm em x (20-180 mm), 60 mm superior ao valor para os modelos B e C, e 78 mm superior ao SPA. Em y o novo alcance é de 180 mm (10-190 mm), 30 mm superior aos modelos B e C e 60 mm superior ao SPA. O alcance segundo a coordenada z é limitado pela distância física do UCP à superfície interna do colimador e é agora de 220 mm, superior aos 165 mm dos modelos B e C e aos 142 mm do SPA. Este aumento de distância, bem como a alteração na forma da cavidade de radiação, diminui substancialmente o risco de ocorrência de colisões mecânicas, principalmente no tratamento de metástases cerebrais múltiplas<sup>29,61</sup>.

Este equipamento torna possível a realização de tratamentos com um elevado número de isocentros e com a possibilidade de cada um dos setores se mover independentemente para colimadores diferentes fornecendo a capacidade de realizar planos com *shots* múltiplos compostos<sup>3,12,24,28</sup>. Estas características permitem adaptar o formato da distribuição para alvos irregulares ou localizados em zonas próximas a órgãos de risco<sup>20</sup>.

O equipamento GK PFX revela-se superior aos modelos anteriores em termos de cobertura de alvo e de doses extracranianas, que podem ser 10 vezes inferiores às registadas com os modelos B e C, com um aumento significativo do tempo de “*beam-on*”<sup>29</sup>. No entanto, a diminuição de tempo de *set-up* com o SPP e a colimação automática permitem um tempo total de tratamento bastante inferior<sup>7,20,29</sup>.

## 4.2 Planeamento

Para se dar início à realização do planeamento do tratamento é necessário fixar previamente uma *frame* de coordenadas rígida, denominada *frame Leksell G*, à cabeça do paciente sob anestesia local, como se encontra representado na figura (4.5). Esta *frame* é utilizada com o objetivo de garantir a imobilização do paciente e para se obter um sistema de coordenadas estereotáxicas  $F^1$ .



**Figura 4.5:** *Frame* estereotáxica fixada à cabeça do paciente<sup>50</sup>.

Após a fixação da *frame* são realizadas uma TC e uma RM com um sistema de marcador fiducial estereotáxico anexado à *frame*. Depois de referenciadas as imagens, de acordo com o sistema de coordenadas  $F$ , estas são exportadas para o sistema de planeamento *Leksell GammaPlan (LGP)*<sup>1,19</sup>. Este sistema apresenta a possibilidade de realizar planeamento remoto e um acesso ilimitado quase instantâneo a planeamentos de pacientes anteriores<sup>29</sup>.

No LGP é posteriormente criada a superfície do paciente através de uma simulação tridimensional do crânio com a *frame* estereotáxica a partir de 24 pontos pré-selecionados na superfície do crânio do paciente<sup>23</sup>. No caso de o tratamento ser realizado com a *frame* o *planning target volume* (PTV), que corresponde ao volume alvo do planeamento do tratamento, será o mesmo que o *gross tumor volume* (GTV), correspondente ao volume visível de tumor nas imagens realizadas. Caso não seja possível a utilização da *frame* é utilizada uma máscara e o PTV é gerado ao adicionar uma margem isotrópica de 2 mm ao GTV<sup>62</sup>.

O planeamento do tratamento no LGP utiliza um perfil de dose, pré-calculado pelo fornecedor do equipamento, e uma dose pré-medida num ponto de referência e calcula a distribuição de dose através da soma da composição de múltiplos feixes para cada ponto de interesse aplicando a lei do inverso do quadrado da distância e a fórmula da atenuação exponencial linear<sup>11,19,23</sup>.

Este sistema de planeamento utiliza um algoritmo de dose denominado *tissue-maximum ratio* (TMR). Este algoritmo calcula as distribuições de dose através da modelação de todos os tecidos da cabeça do doente como se fossem água, negligenciando as perturbações causadas por heterogeneidades nos tecidos e tendo em conta a contribuição de fótons dispersos. Uma vez que os tecidos cerebrais são relativamente homogéneos, caso os volumes alvo de tratamento se localizem no centro do cérebro, o modelo de água representa uma boa aproximação dos tecidos. No entanto este algoritmo é limitado em precisão quando é aplicado em regiões periféricas do cérebro ou regiões heterogéneas, quando os feixes passam por cavidades de ar ou por ossos do crânio de alta densidade. As variações na atenuação em heterogeneidades ar-tecido provocam um rápido *fall-off* de dose devido à ausência de equilíbrio electrónico causado pela interface tecido-ar, podendo causar erros no cálculo da distribuição de dose<sup>11,23,55</sup>.

Para além do algoritmo TMR existe um outro algoritmo disponível, o *convolution*, que utiliza os valores da densidade electrónica dos tecidos, obtidos por TC, para considerar as heterogeneidades dos mesmo, mais significativamente o osso e ar<sup>63</sup>.

A principal diferença do novo sistema de planeamento desenvolvido para o equipamento PFX é a capacidade de utilizar um único isocentro composto por feixes com colimadores de diferentes diâmetros, permitindo que cada um dos isocentros tenha uma forma otimizada aumentando a conformidade do planeamento<sup>29</sup>.

O planeamento é realizado ao adicionar vários *shots* de radiação para assegurar que a dose absorvida se distribui por todo o volume alvo, que geralmente tem uma forma irregular<sup>61</sup>.

De seguida é realizada uma otimização através de planeamento inverso para atingir 99% de cobertura. No planeamento inverso o dosimetrista define os objetivos de dose pretendidos e as restrições de dose dos diferentes órgãos, bem como a importância relativa de cada um destes objetivos, e posteriormente o algoritmo de dose determina o melhor método para administração destas doses dentro das restrições definidas<sup>64</sup>. Esta otimização normalmente atinge uma cobertura de 95% e uma distribuição mais conformal, podendo ser realizados ajustes para aumentar a cobertura, como alterações na posição e ponderação dos *shots* ou adição de novos *shots*<sup>28</sup>.

Com base no modelo do crânio, assumindo propriedades de atenuação homogéneas, na prescrição de dose, na taxa de dose de calibração corrigida pelo decaimento das fontes e ainda na atenuação da radiação entre a superfície do paciente e a posição de cada *shot*, o sistema de planeamento calcula a duração necessária para cada um dos *shots* realizados, ou seja, o tempo de *beam-on*<sup>61</sup>. O tempo de *beam-on* é assim afetado pela atividade das fontes, número total de *shots*, tamanho de colimador, percentagem de setores bloqueados e a isodose selecionada para a prescrição<sup>3</sup>. A prescrição de dose é normalmente feita para a isodose de 50%, recorde-se que a isodose corresponde a um contorno que une os pontos a receber uma dose igual ou superior à dose referida, neste caso 50% da dose prescrita<sup>28,55,62</sup>.

Devido às restrições espaciais dentro da unidade de tratamento e à localização de algumas estruturas críticas, por vezes é necessário realizar uma angulação da *frame* relativamente à mesa de

tratamento para se ajustar o posicionamento para algumas lesões. A esta angulação dá-se o nome de ângulo gama, que pode ser de 70°, que corresponde a uma posição de hiperextensão do pescoço (queixo para cima), 90°, posição horizontal, e 110°, hipoextensão do pescoço (queixo para baixo)<sup>1,61,63</sup>. Este ângulo gama é o único parâmetro do tratamento que requer um ajuste manual<sup>29,61</sup>.

Por fim, a conformação da dose ao volume alvo pode ser atingida através de *shots* com diferentes tamanhos de colimador. Assim sendo, cada um dos *shots* é especificado pela sua localização, através da coordenada do seu centro em F, pela sua duração, pelo ângulo gama e ainda pela colimação em cada um dos setores<sup>1</sup>.

Existem três possíveis abordagens ao planeamento do tratamento: a primeira consiste no uso de um ou vários *shots* com o mesmo tamanho de colimador, de 4, 8 ou 16 mm, em todos os oito setores, como se realizava em modelos anteriores de GK; a segunda consiste numa composição de *shots* onde cada um dos oito setores pode ter tamanhos de colimador diferentes ou mesmo estarem completamente bloqueados, e pode ainda ser ajustada a duração de cada um dos *shots*; à última abordagem dá-se o nome de modelagem dinâmica<sup>55,61</sup>.

A segunda abordagem permite a realização de distribuições de dose mais homogêneas no alvo e um gradiente de dose mais acentuado nos limites do volume de interesse<sup>55</sup>. É normalmente utilizada no tratamento de lesões de maiores dimensões com múltiplos isocentros de maneira a conformar a dose a uma isodose periférica, como a de 50% da dose máxima – ou seja, de forma simplificada o planeamento da dose é tal que se consiga ter o contorno do volume de tratamento a coincidir com a isodose de 50%. Com o aumento do número de isocentros verifica-se uma diminuição das incertezas aleatórias<sup>12</sup>.

Na modelagem dinâmica uma estrutura crítica é delimitada e denominada como “volume de risco” e o sistema de planeamento realiza um procedimento automático para bloquear setores cujos feixes passem pelo volume de risco com o objetivo de proteger as estruturas críticas<sup>29,61</sup>. A sua utilização levará ao aumento do tempo de *beam-on* para compensar a diminuição da taxa de dose devida aos colimadores bloqueados. A impossibilidade de bloquear feixes individuais, como em modelos anteriores, pode representar uma possível desvantagem<sup>29</sup>.

Apesar de apenas estarem disponíveis três tamanhos de colimador através do planeamento é possível simular tamanhos de colimadores intermédios ao alternar setores com diferentes tamanhos de colimador. Por exemplo, para criar um colimador de 6 mm utilizam-se colimadores de setores opostos com 4 e 8 mm de diâmetro. É também possível criar uma forma extremamente alongada através de um bloqueio seletivo de setores<sup>29</sup>.

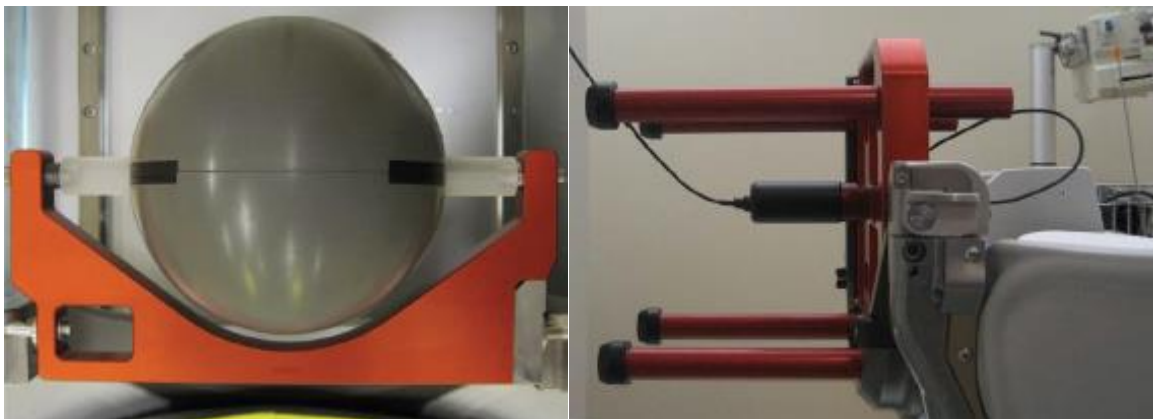
### 4.3 Controlo de qualidade

O controlo de qualidade do equipamento PFX deve ser bastante rigoroso com a realização de verificações independentes das doses planeadas para confirmar se o sistema de planeamento se encontra a funcionar corretamente. A realização destas verificações permite aumentar a confiança do utilizador no *software* e minimizar o risco de ocorrência de erros no tratamento<sup>1</sup>.

Nos centros de RT que realizam tratamentos de GK a calibração dos feixes de fótons de altas energias segue os protocolos internacionais existentes, nomeadamente o *Task Group 51 (TG-51)* publicado pela *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)* ou o *Technical Report Series 398 (TRS-398)* publicado pela *International Atomic Energy Agency (IAEA)*<sup>27</sup>.

O equipamento GK disponibiliza um fantoma esférico de 16 cm de diâmetro, vulgarmente conhecido por “fantoma cinzento”, representado na figura (4.6) cuja constituição não é divulgada<sup>25</sup>. Dentro deste fantoma é inserida uma câmara de ionização, com um volume aproximado de 0,125 cm<sup>3</sup> e com um diâmetro interno de 5.5 mm, centrada no centro do fantoma<sup>25,27</sup>.

A calibração do equipamento PFX é feita através da medição da taxa de dose administrada pelo colimador de 16 mm no centro do fantoma cinzento centrado no UCP<sup>25,65</sup>. De seguida são realizadas medições na câmara de ionização sendo esta irradiada durante aproximadamente 60 segundos com várias repetições para se obter uma boa estatística<sup>27</sup>.



**Figura 4.6:** Fantoma "cinzento", esquerda, e equipamento utilizado para realizar o *diode test tool*, direita<sup>25,50</sup>.

É importante referir que os suportes utilizados para colocar os fantasmas atenuam os feixes de radiação provenientes dos setores 3 e 7. O valor desta atenuação foi quantificado por *McDonald et al.* como sendo quase 1%. Esta atenuação não é tida em conta na taxa de dose de referência utilizada no sistema de planeamento (TPS, do acrónimo inglês, *Treatment Planning System*) para cálculos de dose. Contudo, durante a realização do tratamento estes setores não são atenuados porque o suporte da *frame* é diferente do utilizado para o fantoma, por isso, é esperado que as doses medidas sejam ligeiramente superiores às doses calculadas no TPS<sup>27</sup>. Este efeito de atenuação parece ser compensado pelo facto de

as heterogeneidades dos fantasmas antropomórficos de cabeça, feitos de osso e tecido equivalente à água, e eventualmente cavidades de ar, não serem tidas em conta pelo TPS, que considera todo o fantoma homogêneo constituído por água para a realização do cálculo de dose<sup>27</sup>.

Cada instituição deve calcular a sua própria taxa de dose uma vez que esta varia de acordo com a atividade total das 192 fontes de Cobalto-60<sup>25</sup>.

Devido ao tamanho reduzido dos colimadores de GK podemos assumir que a dispersão desempenha um papel mínimo e que a maioria da dose é depositada pelo feixe primário. É então razoável assumir que a dispersão de Compton é a interação dominante nas energias de fótons, produzidos pelas fontes de cobalto-60, 1,17 e 1,33 MeV<sup>25</sup>.

Com o equipamento GK é ainda fornecido um equipamento que permite realizar um teste para verificar a precisão no alinhamento do SPP denominado *diode test tool*, representado na figura (4.6). Este equipamento consiste num díodo montado numa frame rígida que se encaixa diretamente no SPP. Ao utilizar um programa de *scanning* pré-definido este díodo é movido variando as suas coordenadas em x, y e z, procurando a posição da dose máxima com o colimador de 4 mm. Posteriormente o *software* calcula o centro da curva de distribuição de dose e reporta os desvios apresentados entre o ponto medido e a localização original do foco no momento da instalação<sup>29</sup>.

## 5 Fantomas antropomórficos

---

O presente capítulo servirá para apresentar os tipos de fantomas existentes e utilizados para a simulação da interação da radiação com o corpo humano.

A avaliação das doses de radiação com recurso a modelos computacionais do corpo humano apresenta um grande interesse em vários campos de investigação como a proteção radiológica, as imagens de diagnóstico e a RT. Existe por isso a necessidade de compreender a forma como a radiação interage com o corpo de maneira a garantir a segurança dos trabalhadores e do público geral<sup>30</sup>.

A dificuldade em obter uma dosimetria precisa no corpo humano centra-se em 3 motivos principais. Em primeiro lugar, o facto de existirem diversas possibilidades na exposição à radiação com relações geométricas complexas entre a fonte e o corpo humano. Em segundo lugar, a exposição à radiação pode incluir diferentes tipos de radiação que podem interagir com os tecidos de maneira diferente. E finalmente, o facto de o corpo humano ser constituído por um elevado número de estruturas anatómicas heterogéneas, tanto em densidade como composição, com movimentos fisiológicos, como é o caso dos movimentos cardíacos e respiratórios. Pelos motivos mencionados anteriormente a dose no interior do corpo não pode ser medida diretamente, sendo necessário recorrer a modelos anatómicos físicos ou computacionais, que reproduzam as características do corpo humano, para estimar a dose administrada a um trabalhador ou a um paciente exposto a radiação ionizante. Estes modelos anatómicos são denominados fantomas<sup>30</sup>.

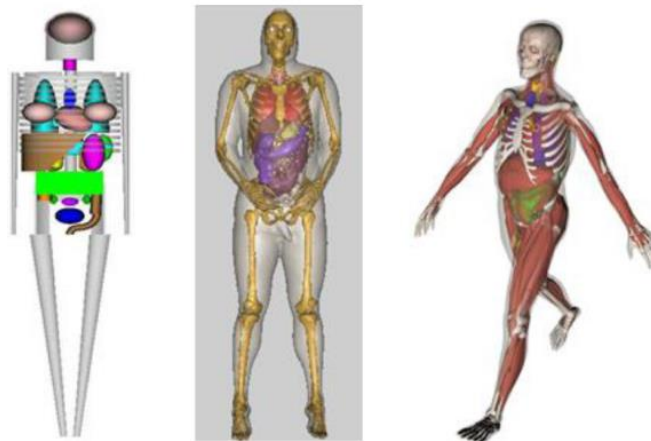
Os fantomas físicos são constituídos por materiais sólidos radiologicamente equivalentes aos tecidos humanos, como por exemplo por água ou um acrílico polimetil-metacrilato (PMMA). Em contraste, os fantomas antropomórficos são mais realistas e representam de forma mais precisa a complexa heterogeneidade do corpo humano, por serem constituídos por materiais equivalentes aos tecidos e moldados para representar diferentes partes do corpo humano, como os órgãos e os ossos. Os fantomas físicos apresentam normalmente cavidades de maneira a possibilitar a colocação de dosímetros de radiação<sup>30</sup>.

Com o aparecimento dos métodos de simulação de Monte Carlo tornou-se também possível calcular as doses nos órgãos através de fantomas computacionais. Estes fantomas apresentam bastante detalhe relativamente às características externas e internas do corpo humano, tais como: a forma, massa e volume dos órgãos sensíveis à radiação, informação relativa à densidade dos tecidos e padrões de deposição de energia<sup>30</sup>.

Para a realização deste trabalho foram desenvolvidos fantomas computacionais através de bases de dados com a informação necessária para a definição dos materiais constituintes do corpo.

## 5.1 Evolução dos fantasmas computacionais

Os fantasmas computacionais podem ser divididos de acordo com as informações cronológicas e técnicas existentes na literatura em três gerações distintas: fantasmas estilizados baseados em equações quádricas, fantasmas-*voxel* baseados em imagens tomográficas e fantasmas deformáveis baseados em primitivas avançadas BREP<sup>30</sup>. Estes diferentes tipos de fantoma encontram-se representados na figura (5.1).



**Figura 5.1:** Três gerações de fantasmas computacionais, na primeira imagem um fantoma estilizado, na segunda imagem um fantoma-*voxel* e por fim um fantoma BREP<sup>30</sup>.

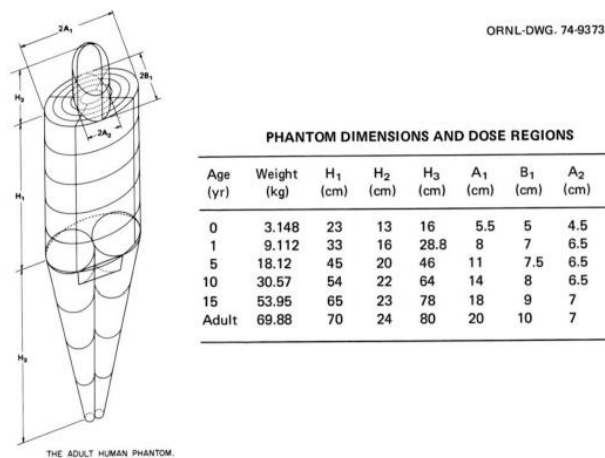
### 5.1.1 Fantasmas estilizados baseados em equações quádricas

Esta primeira geração de fantasmas computacionais foi desenvolvida com o objetivo de avaliar com maior precisão as doses depositadas nos órgãos por materiais radioativos internos tanto nos trabalhadores como nos pacientes. Em 1959, o ICRP recorreu a modelos simples de cálculos de dosimetria interna onde cada órgão do corpo se encontrava representado como uma esfera de raio efetivo. O passo seguinte seria tentar modelar realisticamente os órgãos individuais do corpo e por fim do corpo inteiro. Foi então desenvolvido o fantoma adulto *Fisher-Snyer* representado na figura (5.2)<sup>30</sup>.

Como podemos verificar este fantoma apresenta três regiões específicas definidas: a cabeça, o tronco com os braços incluídos e as pernas. Estão ainda definidas cerca de 120 sub-regiões<sup>30</sup>.

Em 1969 foi desenvolvido o primeiro fantoma heterogêneo conhecido como “Fantoma MIRD-5” de acordo com o *Medical Internal Radiation Dosimetry (MIRD) Committee of the Society of Nuclear Medicine*. Este fantoma era então constituído por um esqueleto, pulmões e o restante corpo por tecidos moles. O modelo original denominado pelo ICRP como *Reference Man* foi realizado com base nas populações europeias e norte-americanas representando um homem adulto caucasiano com 20 a 30 anos de idade, 70 kg e 1,70 m de altura. A partir deste mesmo fantoma foi mais tarde criado um novo para

representar uma mulher grávida no final de cada trimestre da gravidez. Este foi ainda utilizado para desenvolver um par de fantomas adultos com género específico conhecidos como ADAM e EVA<sup>30</sup>.



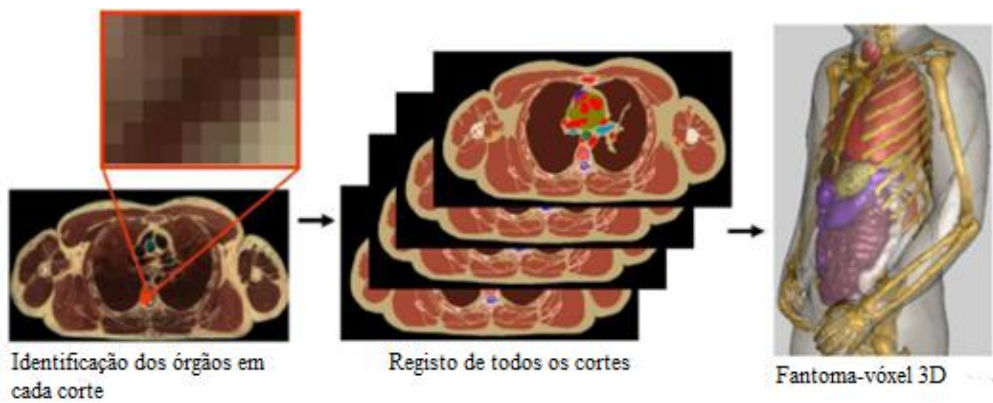
**Figura 5.2:** Fantoma adulto *Fisher-Snyder*<sup>30</sup>.

### 5.2.1 Fantomas-voxel baseados em imagens tomográficas

A evolução das tecnologias de aquisição de imagens tomográficas como a TC e RM tornou possível a visualização de estruturas internas do corpo a 3 dimensões e o armazenamento dessas imagens em formato digital<sup>30</sup>.

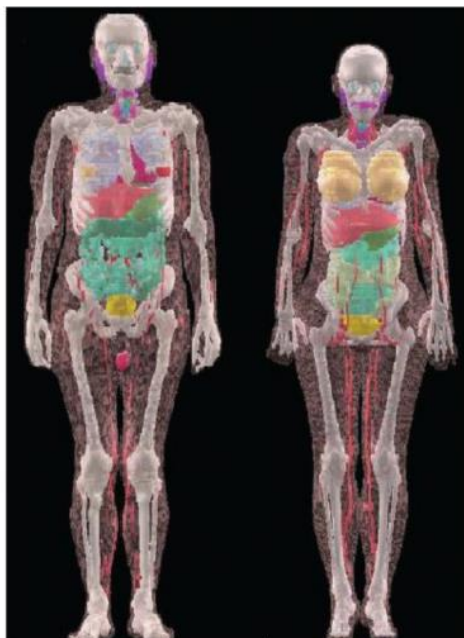
Esta possibilidade levou ao desenvolvimento de fantomas-voxel ou tomográficos normalmente criados a partir de três possíveis tipos de imagem, TC e RM de indivíduos vivos ou de fotografias transversais de cadáveres<sup>30</sup>.

A criação de um fantoma-voxel começa pela aquisição de um conjunto de imagens tomográficas, qualquer uma das mencionadas anteriormente, que cubram todo o volume do corpo. De seguida devemos identificar ou segmentar os órgãos ou tecidos de interesse, como os pulmões, fígado ou pele, no corte original da imagem ao atribuir a cada pixel um número de identificação e posteriormente especificar a densidade e composição química do órgão ou tecido, como por exemplo, tecido mole, osso, ar, etc. Por fim, é necessário registar os cortes segmentados num volume 3D que pode ser utilizado para visualização 3D das estruturas anatómicas e para cálculos de Monte Carlo<sup>30</sup>. O processo de realização destes fantomas está representado na figura (5.3) abaixo.



**Figura 5.3:** Processo de criação de um fantoma-voxel a partir de imagens de um cadáver<sup>30</sup>.

Na figura (5.4) seguinte podemos visualizar os fantasmas de referência masculino e feminino do ICRP<sup>30</sup>.



**Figura 5.4:** Fantoma de referência masculino, esquerda, e feminino, direita, do ICRP<sup>30</sup>.

### 5.2.2 Fantasmas BREP

Ao longo da última década tem existido um desenvolvimento nos fantasmas BREP. Estes fantasmas distinguem-se dos anteriores por permitirem a modelação dos movimentos fisiológicos do corpo humano, nomeadamente dos movimentos cardíacos e pulmonares, permitindo a criação de fantasmas computacionais antropomórficos a 4 dimensões<sup>30</sup>.

## 6 Conceitos fundamentais das simulações de Monte Carlo

---

No presente capítulo será explicado o princípio de funcionamento dos algoritmos de simulação baseados nos métodos Monte Carlo.

Os métodos de Monte Carlo são bastante usados na resolução de problemas que envolvem processos estatísticos devido à natureza estocástica da emissão de radiação e dos processos de transporte e de detecção<sup>31</sup>. Estes são comumente utilizados para a resolução de problemas físicos e matemáticos complexos, especialmente os que envolvem múltiplas variáveis independentes, que não podem ser modelados por códigos computacionais com métodos determinísticos, uma vez que os métodos numéricos convencionais ocupariam uma grande quantidade de memória do computador e seriam bastante demorados<sup>31,32</sup>.

Ao utilizar estes métodos para o transporte de radiação a história de uma partícula inicial é vista como uma sequência aleatória de trajetórias livres que terminam com uma interação desta partícula em que esta altera a sua direção, perde energia e pode ainda produzir partículas secundárias<sup>32</sup>. Os métodos de Monte Carlo podem então ser descritos como métodos de simulação estatística, onde esta é definida como um método que utiliza sequências de números aleatórios para realizar a simulação<sup>31</sup>.

As emissões de fótons são simuladas pelo programa que irá descrever a sua interação nos fantasmas. A simulação dessas interações, denominada transporte de radiação, é realizada por amostragem por meio de funções de distribuição de probabilidade (PDF, do acrónimo inglês, *Probability Distribution Function*) através do meio de dispersão e do sistema de detecção até serem absorvidos ou saírem do volume de interesse. Essencialmente os PDFs começam por calcular a probabilidade de ocorrência de um qualquer tipo de interação de um fóton com a matéria bem como o resultado da mesma relativamente à produção de partículas secundárias e qual a sua energia e vetor velocidade<sup>31</sup>.

Para realizar a simulação destas histórias é necessário um “modelo de interação”, como é o caso de conjuntos de secções eficazes diferenciais (DCS, do acrónimo inglês, *Differential Cross Section*) para os tipos de interação mais importantes. As DCSs determinam assim as funções de distribuição de probabilidade das variáveis aleatórias que caracterizam o percurso de uma partícula, o trajeto entre eventos de interação sucessivos, o tipo de interação e ainda a perda de energia e a deflexão angular num dado evento, bem como o estado inicial das partículas secundárias emitidas<sup>32</sup>.

O método de Monte Carlo apresenta como componentes principais para o seu funcionamento:

- 1) PDF, o sistema físico deve ser descrito por um conjunto de PDFs;
- 2) Gerador de números aleatórios distribuídos uniformemente num intervalo unitário;
- 3) Regra de amostragem, para amostragem dos PDFs especificados;
- 4) Estimação do erro estatístico;
- 5) Técnicas de redução da variância para reduzir o tempo de computação das simulações<sup>31</sup>.

O processo de geração de número aleatórios é essencial para os métodos de Monte Carlo. Recorre-se a um algoritmo computacional para gerar números aleatórios uniformemente distribuídos num intervalo [0, 1], devendo tomar-se as devidas precauções para assegurar a efetiva aleatoriedade dos números assim gerados. Um problema geral dos algoritmos de Monte Carlo é a possibilidade de os números “aleatórios” gerados poderem apresentar alguma regularidade<sup>66</sup>.

Uma variável estocástica descrita por uma PDF pode ser amostrada através do uso de números aleatórios R uniformemente distribuídos no alcance, recorrendo a três diferentes técnicas de amostragem<sup>31,66</sup>.

A primeira técnica é denominada método de distribuição de função ou método direto. Este método apenas é utilizado caso seja relativamente fácil obter a função de distribuição cumulativa  $F^{-1}(x)$ . A função  $F(x)$  tem uma distribuição uniforme no intervalo [0, 1] e por isso os valores de  $x$  podem ser obtidos ao substituir  $F(x)$  por um número aleatório uniforme R, ou seja,  $x = F^{-1}(R)$ <sup>31</sup>. No método de distribuição de função  $pdf$  é uma função de distribuição de probabilidade, e assim  $pdf(x)$  determina a probabilidade de uma dada variável aleatória se encontrar no intervalo  $[x, x+dx]$ . Esta função deve ser integrável de maneira a ser normalizada. De maneira a obter uma variável estocástica que siga uma dada distribuição de probabilidade  $pdf(x)$  pode-se recorrer à função de distribuição acumulada ( $cpdf(x)$ ). Esta função é obtida a partir do integral de  $pdf(x)$  no intervalo  $[a, x]$  de acordo com a equação (6.1) abaixo apresentada.

$$cpdf(x) = \int_a^x pdf(x') dx'. \quad (6.1)$$

A partir do resultado da equação obtém-se a probabilidade de a variável aleatória,  $x_0$ , se encontrar compreendida entre  $a$  e  $x$ . Uma variável aleatória  $x$  é amostrada substituindo  $cpdf(x)$  por um qualquer número aleatório no intervalo [0,1] obtido através do gerador de números aleatórios<sup>31,66</sup>.

O método de rejeição realiza-se quando é demasiado complicado obter  $cpdf(x)$ . Para realizar este método o primeiro passo é a definição da função normalizada através da equação (6.2):

$$pdf'(x) = \frac{pdf(x)}{\max [pdf(x)]} \quad (6.2)$$

onde  $\max [pdf(x)]$  corresponde ao valor máximo de  $pdf(x)$ . De seguida é realizada uma amostragem de dois números aleatórios,  $R_1$  e  $R_2$ , uniformemente distribuídos e de seguida é calculado o valor amostrado  $x$ , com base na equação (6.3):

$$x = x_{min} + R_1(x_{max} - x_{min}); \quad (6.3)$$

Para aceitar ou rejeitar o valor  $x$  obtido recorre-se à equação (6.4):

$$R_2 \leq pdf(x). \quad (6.4)$$

Ou seja, se o número aleatório for inferior ou igual a  $pdf(x)$  então  $x$  é aceite como valor amostrado, caso contrário é amostrado um novo valor de  $x$ <sup>31,66</sup>.

Quando não é possível recorrer a nenhum dos métodos descritos anteriormente é realizado um método misto que combina as duas técnicas anteriores. Ao realizar este método a função  $pdf(x)$  é obtida através do produto de duas funções de probabilidade distintas, de acordo com a equação seguinte:

$$pdf(x) = pdf_a(x) \times pdf_b(x), \quad (6.5)$$

De seguida, é aplicado o método de distribuição a  $pdf_a(x)$  de maneira a obter um valor amostrado  $x$ , e com este valor é aplicado o método de rejeição a  $pdf_b(x)$ <sup>31,66</sup>.

As simulações de Monte Carlo com funções de probabilidade podem necessitar de um tempo de simulação considerado inaceitável para obter resultados que sejam considerados estatisticamente significativos. Por isso, foram introduzidas técnicas de redução da variância que apresentam como objetivo o aumento da precisão das estimativas obtidas por um determinado número de interações e a diminuição do tempo das simulações. Cada uma das variáveis aleatórias utilizadas nas simulações está associada a uma variância que afeta a precisão dos resultados das simulações. O recurso a estas técnicas permite a obtenção de uma simulação mais eficiente, mais precisa e com menores intervalos de confiança para a variável aleatória de interesse. Estas técnicas podem ser divididas em três categorias: as que apenas dizem respeito ao transporte de fótons, as que apenas dizem respeito ao transporte de eletrões e outros métodos mais gerais<sup>31,66</sup>.

Os métodos de Monte Carlo apresentam como principal desvantagem a sua natureza aleatória. Uma vez que a principal característica dos mesmos é a utilização de números e variáveis aleatórias todos os resultados das simulações têm uma incerteza estatística inerente que poderá ser reduzida ao aumentar a população ou o tempo de simulação<sup>32</sup>.

A realização de simulações Monte Carlo para o transporte de radiação é aplicável em meios homogêneos de dispersão aleatória, tais como gases, líquidos e sólidos amorfos, nos quais as moléculas se encontram distribuídas aleatoriamente com densidade uniforme<sup>32</sup>.

Uma vez que já foi explicado o funcionamento básico das simulações com base em métodos de Monte Carlo este capítulo irá focar-se exclusivamente no programa utilizado para a realização deste trabalho dando especial atenção à criação de superfícies quádricas, à definição dos ficheiros de simulação e dos materiais a definir para as geometrias realizadas.

O PENELOPE é um programa de código computacional que recorre a simulações de Monte Carlo para simular o transporte de eletrões-fotões acoplados numa variedade de materiais<sup>32</sup>.

Os fotões, os eletrões e os positrões de altas energias sofrem múltiplas interações ao penetrarem na matéria que provocam uma transferência de energia para os átomos e moléculas do material com o qual estão a interagir, e também a criação de partículas secundárias. Uma partícula de alta energia, ao interagir repetidas vezes com o meio, origina uma cascada de partículas secundárias à qual se dá o nome de *shower* ou chuva. Em cada uma das interações realizada a partícula perde parte da sua energia inicial e pode gerar novas partículas, sendo a evolução do *shower* uma representação de uma degradação eficaz da energia. Com o passar do tempo a energia da partícula inicial é progressivamente depositada no meio sendo a energia restante partilhada por um número crescente de partículas secundárias. Uma descrição precisa e detalhada destes *showers* é essencial em vários campos de investigação, tais como a dosimetria da radiação e a RT<sup>32</sup>.

O programa PENELOPE utiliza um algoritmo de simulação baseado num modelo de interação que combina bases de dados numéricas com modelos de secções eficazes analíticas para os diferentes mecanismos de interação da radiação. Este algoritmo de simulação pode ser aplicado para energias que vão desde umas centenas de eV até 1 GeV, referindo-se no caso de eletrões e positrões a energias cinéticas. Os *showers* de eletrões, positrões ou fotões aleatórios são criados recorrendo a um programa de geometria denominado *pengeom* que recorre a sistemas de materiais constituídos por corpos homogéneos e limitados por superfícies quádricas, tais como planos, esferas ou cilindros<sup>32</sup>.

### **7.1 Desenvolvimento de um fantoma computacional com recurso a geometria construtiva quádrica**

A realização de simulações do transporte de radiação em sistemas de materiais envolve dois tipos de operações. As operações físicas, como a determinação do percurso das partículas até à próxima interação ou uma amostragem aleatória das diferentes interações, e as geométricas, como deslocamentos ou passagens de interfaces. Para os sistemas materiais que apresentam geometrias complexas estas operações podem contabilizar uma elevada fração do tempo total de simulação. O sistema material consiste num determinado número de corpos limitados por superfícies bem-definidas<sup>32</sup>.

O programa PENELOPE tem por base uma série de ficheiros *Fortran* distribuídos por diferentes diretorias. Uma das sub-diretorias do programa, o *pengeom*, é responsável pela monitorização do transporte de partículas em geometrias quádricas e é adequada a algoritmos de simulação detalhados onde todas as interações de uma partícula são simuladas numa sucessão cronológica. Esta sub-diretoria permite a descrição de qualquer sistema de material constituído por corpos homogéneos limitados por superfícies quádricas<sup>32</sup>.

De maneira a tornar as operações geométricas mais eficientes os corpos que constituem o sistema de material podem ser agrupados em módulos, volumes conectados limitados por superfícies quádricas que contêm um ou mais corpos, e estes podem ainda ser agrupados em módulos maiores. Este agrupamento das estruturas modulares permite uma redução da carga de trabalho associada à geometria tornando-o mais eficaz para sistemas bastante complexos<sup>32</sup>.

O programa PENELOPE contém dois programas, denominados *gview2d* e *gview3d* que foram desenvolvidos com o objetivo de permitirem ao utilizador visualizar a geometria<sup>32</sup>.

### 7.1.1 Construção de superfícies quádricas

As superfícies quádricas criadas no programa *pengeom* irão definir o sistema material para a simulação. De maneira a tornar a simulação do transporte de radiação o mais simples possível as superfícies que definem o sistema devem ser representadas por funções analíticas simples. Sendo assim, no programa *pengeom* todas as superfícies limitantes são quádricas e definidas pela equação (7.1)<sup>32</sup>.

$$F(\mathbf{r}) = A_{xx}x^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yy}y^2 + A_{yz}yz + A_{zz}z^2 + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0. \quad (7.1)$$

Esta equação permite descrever planos, esferas, cilindros, cones, elipsoides, paraboloides, hiperboloides, entre outros<sup>32</sup>.

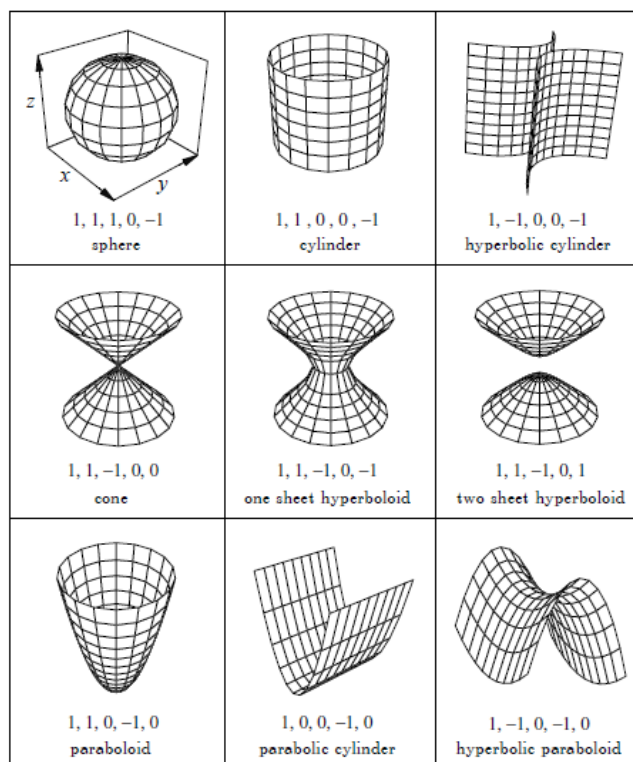
A equação apresentada contém 10 parâmetros e por isso apresenta alguma complexidade sendo possível simplificá-la para transformar a equação em uma de 10 possíveis formas reduzidas. Para tal, é realizada uma translação para a posição central seguida de uma rotação para obter uma orientação *standard* e um “*scaling*”, dimensionamento, para normalizar os restantes parâmetros. A equação (7.1) fica então reduzida à seguinte forma<sup>32</sup>:

$$F_i(\mathbf{r}) = I_1 x^2 + I_2 y^2 + I_3 z^2 + I_4 z + I_5 = 0. \quad (7.2)$$

Nesta equação os índices  $I_1$  a  $I_5$  apenas podem assumir os valores -1, 0 ou 1<sup>32</sup>. Estas equações quádricas reduzidas encontram-se na tabela (7-1) e estão também representadas na figura (7.1).

**Tabela 7-1:** Representações possíveis das equações quádricas reduzidas<sup>32</sup>.

| Forma reduzida      | Índices ( $I_1, I_2, I_3, I_4, I_5$ ) | Superfície quádrica         |
|---------------------|---------------------------------------|-----------------------------|
| $z-1 = 0$           | 0, 0, 0, 1, -1                        | Plano                       |
| $z^2-1 = 0$         | 0, 0, 1, 0, -1                        | Par de planos paralelos     |
| $x^2+y^2+z^2-1 = 0$ | 1, 1, 1, 0, -1                        | Esfera                      |
| $x^2+y^2-1 = 0$     | 1, 1, 0, 0, -1                        | Cilindro                    |
| $x^2-y^2-1 = 0$     | 1, -1, 0, 0, -1                       | Cilindro hiperbólico        |
| $x^2+y^2-z^2 = 0$   | 1, 1, -1, 0, 0                        | Cone                        |
| $x^2+y^2-z^2-1 = 0$ | 1, 1, -1, 0, -1                       | Hiperboloide de uma folha   |
| $x^2-y^2-z^2+1 = 0$ | 1, 1, -1, 0, 1                        | Hiperboloide de duas folhas |
| $x^2+y^2-z = 0$     | 1, 1, 0, -1, 0                        | Paraboloide                 |
| $x^2-z = 0$         | 1, 0, 0, -1, 0                        | Cilindro paraboloide        |
| $x^2-y^2-z = 0$     | 1, -1, 0, -1, 0                       | Paraboloide hiperbólico     |



**Figura 7.1:** Superfícies quádricas reduzidas não-planares e os seus respetivos índices<sup>32</sup>.

Todas as superfícies quádricas podem ser especificadas pela sua equação implícita ou pela sua equação reduzida, que define a sua forma, e pelas transformações geométricas utilizadas para a descrever, permitindo facilitar a definição da geometria<sup>32</sup>.

À forma reduzida podem ser aplicados três tipos de transformações de maneira a obter a superfície pretendida: o escalonamento, a rotação e a translação<sup>32</sup>.

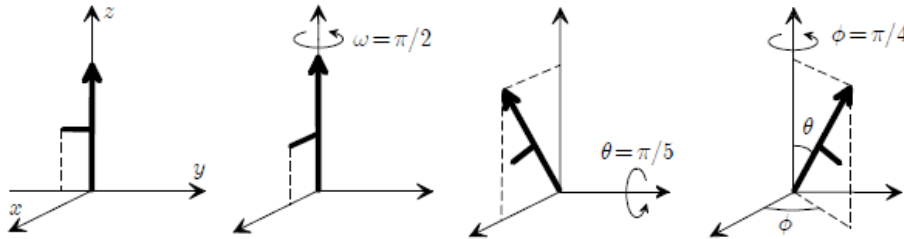
O escalonamento de uma forma reduzida é feito ao longo da direção dos eixos de coordenadas e é definido por 3 fatores de escalonamento, o  $X-SCALE = \alpha_x$ , o  $Y-SCALE = \alpha_y$  e o  $Z-SCALE = \alpha_z$ <sup>32</sup>. A equação (7.3) representa uma superfície quádrlica escalonada.

$$F_s(\mathbf{r}) = I_1\left(\frac{x}{\alpha_x}\right)^2 + I_2\left(\frac{y}{\alpha_y}\right)^2 + I_3\left(\frac{z}{\alpha_z}\right)^2 + I_4\frac{z}{\alpha_z} + I_5 = 0. \quad (7.3)$$

Como consequência todas as dimensões em  $x$  são escalonadas pelo fator  $\alpha_x$ , todas as dimensões em  $y$  são escalonadas pelo fator  $\alpha_y$  e todas as dimensões em  $z$  são escalonadas pelo fator  $\alpha_z$ .

A transformação geométrica denominada rotação é definida pelos três ângulos de Euler,  $OMEGA (\omega)$ ,  $THETA (\theta)$  e  $PHI (\phi)$ , que representam uma série de rotações relativas aos eixos de coordenadas. O primeiro ângulo  $\omega$  realiza uma rotação em torno do eixo dos  $ZZ$  e é seguido por uma rotação do ângulo  $\theta$  em torno do novo eixo dos  $YY$ . Finalmente o ângulo  $\phi$  consiste numa nova rotação em torno do novo eixo dos  $ZZ$ . Os ângulos de *Euler* podem ser definidos nos seguintes intervalos:  $\omega \in (0, 2\pi)$ ,  $\theta \in (0, \pi)$  e  $\phi \in (0, 2\pi)$ <sup>32</sup>. As rotações realizadas pela definição dos ângulos de *Euler* estão representadas na figura (7.2).

Com estas operações, a forma geométrica inicial, por definição simétrica em relação ao eixo dos  $ZZ$ , é rodada, ficando alinhada com a direção espacial pretendida.



**Figura 7.2:** Representação das rotações realizadas através da definição dos ângulos de *Euler*<sup>32</sup>.

A transformação geométrica final é a translação, definida pelos componentes do vetor de deslocamento,  $X-SHIFT = t_x$ ,  $Y-SHIFT = t_y$  e  $Z-SHIFT = t_z$ . Com esta operação a forma geométrica inicial deixa de estar centrada na origem dos eixos, passando a estar localizada nas coordenadas espaciais desejadas para a situação a ser simulada. O efeito desta translação na superfície quádrlica é descrito pela equação (7.4)<sup>32</sup>.

$$F_s(R) = I_1\left(\frac{x-t_x}{\alpha_x}\right)^2 + I_2\left(\frac{y-t_y}{\alpha_y}\right)^2 + I_3\left(\frac{z-t_z}{\alpha_z}\right)^2 + I_4\frac{z-t_z}{\alpha_z} + I_5 = 0. \quad (7.4)$$





### 7.3 Definição dos materiais

O programa PENELOPE lê as informações físicas necessárias para cada material a partir de uma extensa base de dados que é acessada através de um ficheiro *input* dos dados do material. Para cada material a base de dados do PENELOPE inclui tabelas de propriedades físicas, secções eficazes de interação, coeficientes de atenuação mássica, etc<sup>32</sup>.

O ficheiro de cada material é criado através de um programa auxiliar denominado *material.exe*, que se encontra na diretoria *pendbase*, que extrai as informações de interações atômicas da base de dados<sup>32</sup>.

Para criar um ficheiro de material o utilizador deve recorrer ao programa e, caso queira criar um material de raíz, fornecer informações básicas acerca do mesmo de acordo com as solicitações do programa. As informações solicitadas incluem a composição química do material, como os elementos presentes, o índice estequiométrico ou a fração de peso de cada elemento, a densidade de massa, a energia de excitação média e a energia e resistência do oscilador das excitações de plasmões<sup>32</sup>.

Como alternativa o programa apresenta um conjunto de 280 materiais, definidos de acordo com o ICRP, cujas informações podem ser lidas automaticamente, a partir da base de dados *pdcompos.p08*, ao inserir o código correspondente ao material desejado, como se encontra representado a figura (7.6)<sup>32</sup>.

```
2: Read them from the file pdcompos.p08
2
Enter material identification number ...
278

278 WATER, LIQUID (278)
Element: H (Z= 1), atoms/molecule = 2.00000E+00
Element: O (Z= 8), atoms/molecule = 1.00000E+00

Density = 1.00000E+00 g/cm**3

Number of electrons per molecule = 1.00000E+01
Mean excitation energy = 7.50000E+01 eV

Estimated oscillator strength and energy of the plasmon:
Fcb = 0.00000E+00, Wcb = 0.00000E+00 eV
(for insulators, these quantities should be set equal to zero)

Do you wish to change the Fcb and Wcb values? (1=yes,2=no)
(type 2 if you are not sure...)
2

Fcb = 0.00000E+00, Wcb = 0.00000E+00 eV
Sternheimer adjustment factor = 2.23130E+00
E/P in. grouping factor = 2.18287E+00
Compton grouping factor = 2.18287E+00

PENELOPE's material data file is being created.
Enter path+name for this file (up to 80 characters) ...
```

Figura 7.6: Programa *material* para criação de um ficheiro de material.

Depois de selecionado o material é possível consultar informações relativas às suas características físico-químicas, como a sua composição química, a densidade, o número de eletrões por molécula, a energia de excitação média, etc. As informações relativas a cada material podem ser guardadas num ficheiro com o nome que o utilizador entender desde que seja acrescentada a extensão “.mat”<sup>32</sup>.

Os primeiros 99 materiais disponíveis nesta base de dados correspondem aos elementos com números atômicos de 1 a 99 ordenados pelo seu número atômico, não estando disponíveis os elementos

com número atómico superior a 99. Já os materiais associados aos números 100 a 280 correspondem a compostos e misturas distribuídos por ordem alfabética. Nestes materiais compostos a secção eficaz molecular é igual à soma das secções eficazes atómicas ponderadas com o índice estequiométrico de cada elemento que os constitui<sup>32</sup>.

O número de materiais diferentes que o PENELOPE aceita numa definição de geometria em simultâneo é determinado pelo parâmetro *MAXMAT* que na presente versão corresponde a 10 materiais. No entanto, este valor pode ser aumentado pelo utilizador ao editar os ficheiros de origem do programa<sup>32</sup>. Os ficheiros utilizados para a realização deste trabalho já se encontravam alterados para ser possível a utilização de um maior número de materiais o que não foi necessário, uma vez que o número máximo de materiais utilizados foi 10.

No presente trabalho apenas foram seleccionados materiais já definidos nas bases de dados do programa PENELOPE sendo seleccionado tanto materiais orgânicos como inorgânicos, resultantes de composições ou misturas dos materiais orgânicos previamente definidos.



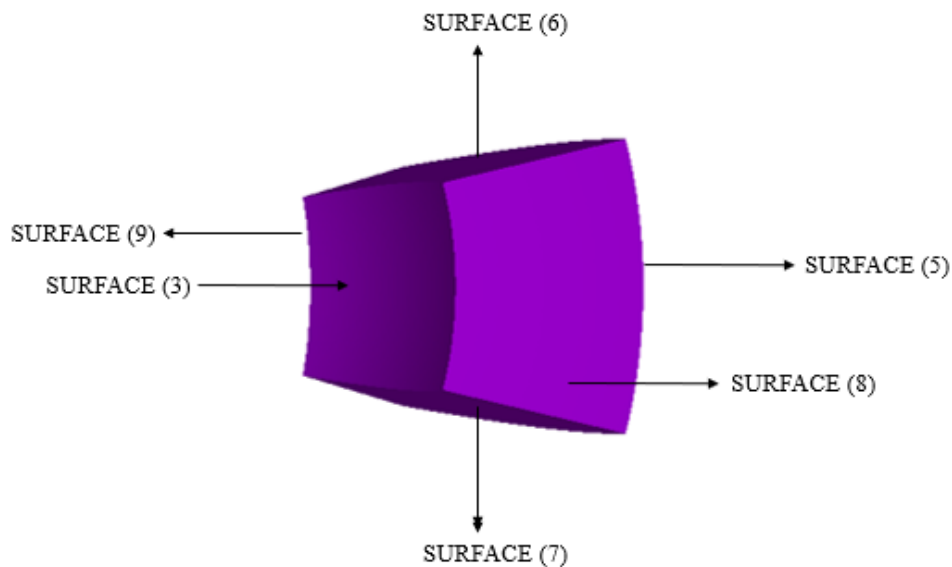








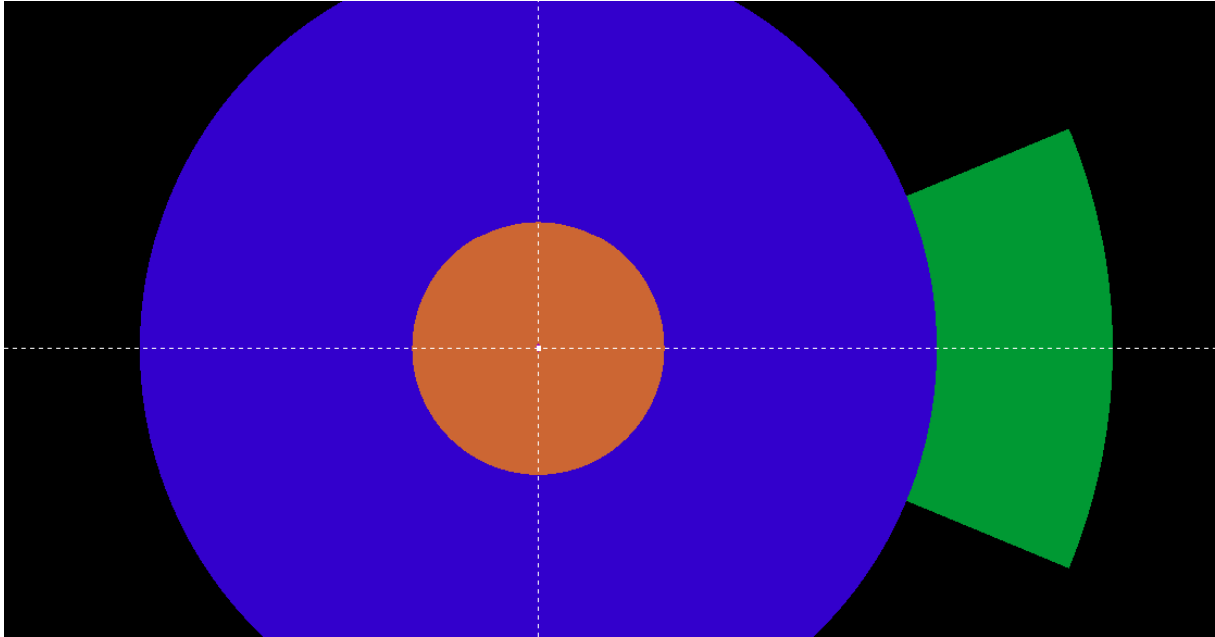
Para criar o primeiro setor foi definida uma nova superfície, neste caso um *MODULE*, representado pelo número 4, para que seja possível mais tarde clonar o setor. Este módulo é então definido pelas *SURFACE* (3), a esfera de ar com o seu *SIDE POINTER* definido como (1) para que o novo corpo seja criado a partir do exterior desta superfície, a *SURFACE* (5), a nova esfera a apontar para o seu interior, *SIDE POINTER* (-1), definindo assim um anel. De seguida, referindo-nos aos limites para “cortar” o setor, o primeiro plano de  $z = 0$ , *SURFACE* (6) é também utilizado com o *SIDE POINTER* (1) tendo o segundo plano definido como *SIDE POINTER* (-1), o primeiro plano de  $y=0$  apresenta também um *SIDE POINTER* definido como (1) e o segundo como (-1). Com recurso à funcionalidade *gview3d* é possível observar o corpo criado através destas instruções que se encontra representado na figura (8.9).



**Figura 8.9:** Representação tridimensional do primeiro setor e das superfícies quádricas que o compõem.

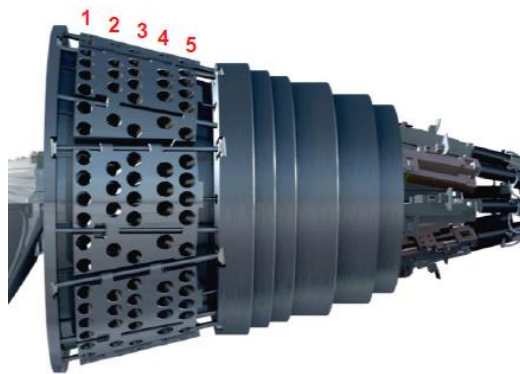
Já com recurso à funcionalidade *gview2d* podemos obter um corte da geometria criada, como se encontra representado na figura (8.10).

Para continuar a desenvolver o fantoma de seguida devem ser criados os furos que representarão os colimadores. Cada um dos oito setores que constituem o equipamento possui 24 colimadores, que podem assumir 3 diâmetros diferentes, com as fontes de tratamento colocadas nas suas extremidades.



**Figura 8.10:** Representação do fantoma simplificado e do primeiro setor do equipamento com o mesmo esquema de cores referido anteriormente e com o primeiro setor, constituído por tungsténio, a verde.

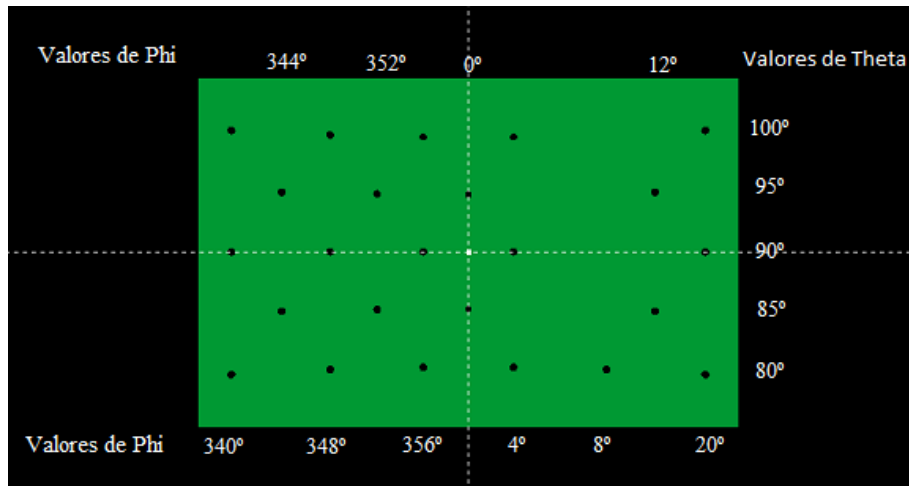
Como podemos observar na figura (8.11) os 24 colimadores estão distribuídos em 5 filas tendo a primeira linha 6 furos, a segunda 4 furos, a terceira 5 furos, a quarta 4 furos e a quinta 5 furos, sendo esta distribuição semelhante para cada um dos setores.



**Figura 8.11:** Esquematização da distribuição dos colimadores.

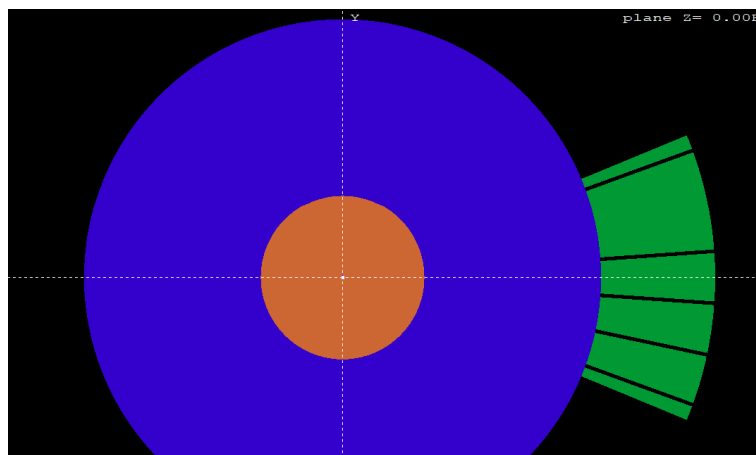
Para tentar reproduzir a distribuição apresentada cada um dos furos é criado através de uma superfície cilíndrica com índices  $(1, 1, 0, 0, -1)$  com um raio variável, de acordo com o diâmetro de colimador que pretendemos utilizar, entre 2, 4 e 8 mm, alterando os fatores de escalonamento, *X-SCALE* e *Y-SCALE*. Esta definição é semelhante para a definição de todos os furos do setor alterando apenas a sua posição através da aplicação de uma rotação diferente para cada um dos mesmos. Na figura (8.12) encontram-se representadas as instruções para a definição dos dois primeiros furos.





**Figura 8.13:** Representação do primeiro setor com os 24 furos.

Recorremos então à funcionalidade *gview2d* para visualizar um corte do fantoma simplificado já com o primeiro setor finalizado representado na figura (8.14).

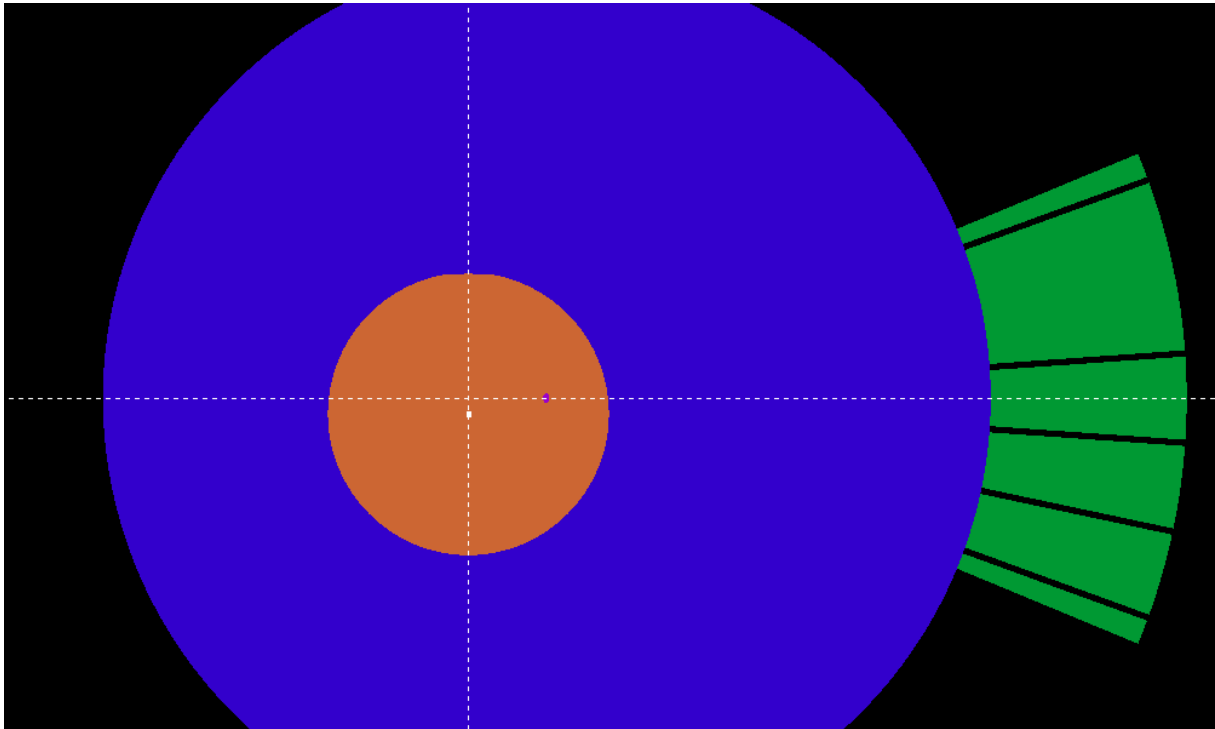


**Figura 8.14:** Representação do fantoma simplificado e do primeiro setor com os respectivos furos com o mesmo esquema de cores mencionado anteriormente.

De maneira a serem criados os oito setores é posteriormente utilizada a opção *CLONE* para a criação de todos os setores estando estas instruções representadas na figura (8.15). Esta instrução permite clonar o *MODULE* que representa o setor 1 (*MODULE* (4)) adicionando-lhe uma rotação  $R(45, 0, 0)$  definindo o ângulo de *Euler OMEGA* =  $45^\circ$ , o que representa uma rotação em torno do eixo dos *ZZ*, para cada um dos setores anteriores. Ou seja, para criar o setor 2 utilizamos a instrução *CLONE* aplicada ao *MODULE* (4), que representa o primeiro setor com uma rotação  $R(45, 0, 0)$ , para criar o setor 3 voltamos a definir a mesma instrução desta vez com uma rotação  $R(90, 0, 0)$ , e assim sucessivamente.







**Figura 8.17:** Representação do fantoma simplificado com o tumor descentrado definido para o primeiro setor com o mesmo esquema de cores já mencionado.

### 8.1.2 Fantoma real

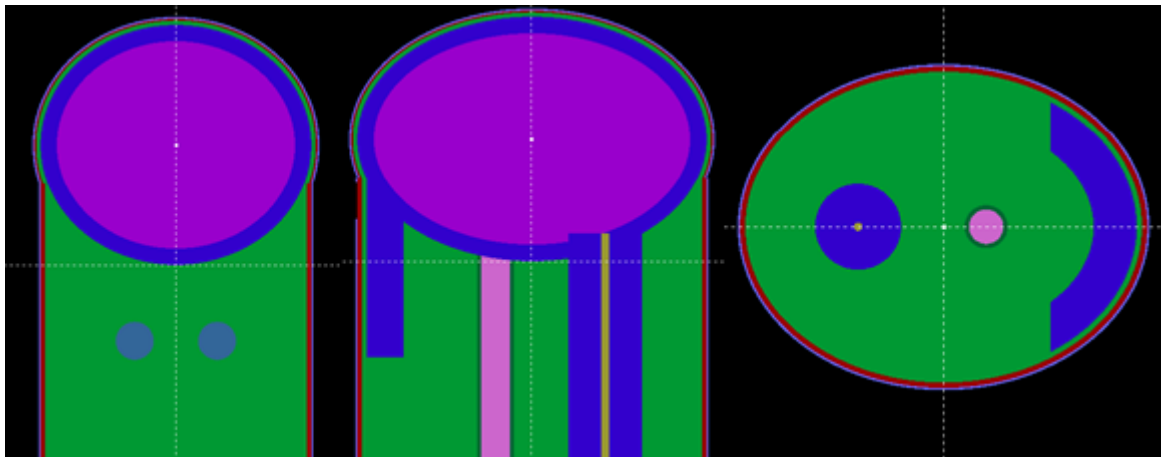
O fantoma real foi realizado com o objetivo de efetuar simulações com um fantoma que representasse uma cabeça humana da forma mais fidedigna possível. Para criar este fantoma foram feitas algumas alterações a um fantoma de corpo inteiro, representado na figura (8.18), desenvolvido no ano passado pela minha colega Margarida Queiroga para a realização do seu trabalho final de mestrado<sup>66</sup>.

Uma vez que a GK apenas é utilizada para tumores intracranianos foram eliminadas neste fantoma todas as estruturas abaixo do pescoço. Posteriormente foram alteradas ou eliminadas as translações realizadas no fantoma original de maneira a que a cabeça passasse a estar centrada na origem do referencial e foi ainda acrescentado um tumor intracraniano, descrito por uma nova superfície, representada na figura (8.19), centrada na origem, com índices (1, 1, 1, 0, -1) e com dimensões de 2, 3 e 4 mm segundo x, y e z, definidas pelos fatores, *X-SCALE*, *Y-SCALE* e *Z-SCALE*, posteriormente utilizada para definir o *BODY* (1), que representa um tumor utilizando o *SIDE POINTER* (-1).



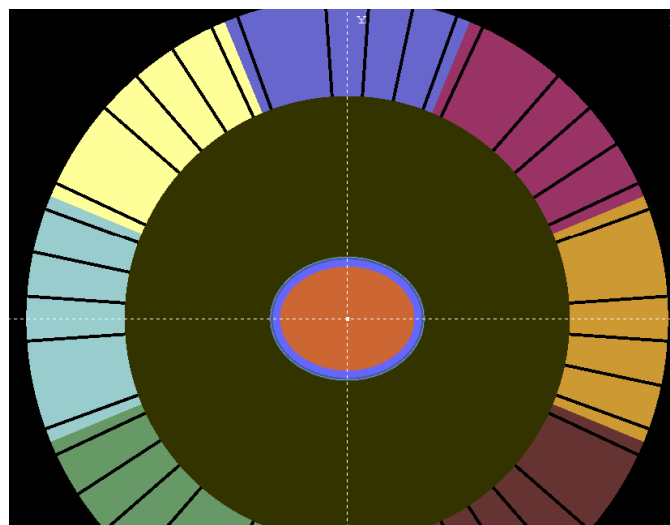
salivares e, por fim, músculo facial. O fantoma realizado com todas estas estruturas encontra-se representado na figura (8.20).

Nesta figura podemos verificar a roxo o cérebro, a azul claro a pele, a vermelho a gordura, a verde o músculo, a azul escuro o osso, podemos verificar por exemplo no corte axial o osso frontal e no corte sagital a coluna cervical, também neste corte é possível visualizar a faringe/laringe a cor de rosa, no corte coronal podemos ver também a azul as glândulas salivares, etc.



**Figura 8.20:** Representação do fantoma real em cortes coronal, sagital e axial respetivamente, onde a roxo se encontra o cérebro, a azul claro a pele, a vermelho a gordura, a verde o músculo, a azul escuro o osso, a cor de rosa a faringe/laringe e, por fim, também a azul, as glândulas salivares.

Tal como aconteceu para o fantoma simplificado, foi posteriormente acrescentada uma esfera de ar em torno da cabeça do fantoma e foi acrescentada a geometria representativa do equipamento PFX já detalhadamente explicada para o fantoma simplificado. Na figura (8.21) encontra-se representado a geometria final para este fantoma com todas as estruturas constituintes da cabeça e do equipamento.



**Figura 8.21:** Representação do fantoma real com sete setores do equipamento representados por diferentes cores, a laranja podemos visualizar o cérebro e a azul claro o osso.







### 8.3 Definição dos materiais a utilizar nos fantomas

Para a realização de simulações com os fantomas descritos anteriormente é necessário criar os ficheiros de material referentes a cada um dos fantomas.

De seguida serão mencionados os materiais necessários para cada um dos fantomas e o seu respetivo código e nome apresentados no manual do PENELOPE.

Na definição do fantoma simplificado foram utilizados apenas 3 materiais, “Water.mat” (código 278 – *Water, liquid*), material constituinte das duas esferas de água que representavam o tumor e o cérebro de um paciente, “Ar.mat” (código 104 – *Air, dry (near sea level)*), para formar a esfera de ar em torno da cabeça do paciente, e por fim “Tungstenio.mat” (código 74 – *Tungsten*) representados na lista de materiais fornecida no manual do PENELOPE.

Já para o fantoma real foram necessários 10 materiais diferentes. O primeiro material a ser definido foi o “CEREBRO.mat” (código 123 – *Brain (ICRP)*), utilizado para definir os dois primeiros corpos, tumor e cérebro. De seguida foi utilizado o “CRISTALINO.mat” (código 156 – *Eye lens (ICRP)*) como material dos cristalinos, seguido do “OSSOCOMPACTO.mat” (código 119 – *Bone, compact (ICRP)*), material constituinte do crânio, ossos faciais e coluna cervical. O próximo material a ser definido foi o “MUSCULOESQ.mat” (código 202 – *Muscle, skeletal (ICRP)*), que constitui os músculos do crânio e facial. O quinto material definido foi o “TECIDOADIPOSO.mat” (código 103 – *Adipose tissue (ICRP)*), utilizado na definição da gordura do crânio e facial. De seguida foi definida a “PELE.mat” (código 251 – *Skin (ICRP)*), representada no crânio e na face e posteriormente o “OSSOCORTICAL.mat” (código 120 – *Bone, cortical (ICRP)*), para constituir a medula. Foi também criado o ficheiro de material “TECIDOMOLE.mat” (código 262 – *tissue, soft (ICRP)*), material constituinte da tiroide, das glândulas salivares e da parede da faringe, laringe e traqueia. Os dois últimos ficheiros de material definidos são semelhantes aos do fantoma simplificado, o “Ar.mat” (código 104 – *Air, dry (near sea level)*), e o “Tungstenio.mat” (código 74 – *Tungsten*), para representar uma esfera de ar e os setores do equipamento, respetivamente.

### 8.4 Ficheiro de definição das simulações

Para se dar início à realização das simulações é necessário definir o ficheiro *input* que irá caracterizar os parâmetros das mesmas. Estes parâmetros são introduzidos pelo utilizador de acordo com a simulação pretendida e os resultados desejados, controlando a geometria e a evolução das partículas. O ficheiro *input* controla o funcionamento do programa responsável pela realização das simulações do transporte de eletrões-fotões em estruturas materiais complexas, o *penmain*, com flexibilidade suficiente para resolver variados problemas, sendo aplicável a vários casos<sup>32</sup>. O ficheiro *input* final utilizado para as simulações com o fantoma simplificado encontra-se representado na figura (8.27).

```

TITLE
.
>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
60Co gamma-ray spectrum (no sum effect).
SPECTR 1.17e6 0.5e0 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 1.17e6 1.0e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 1.33e6 0.5e0 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 1.33e6 -1.0e0 [E bin: lower-end and total probability]
.
SPOSIT POSIX POSIY POSIZ [Coordinates of the source centre]
SCONE THET PHI ALPH [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFINAME Water.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFINAME Ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFINAME Tungstenio.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN fantoma.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -20 20 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -20 20 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -20 20 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 101 101 101 [Numbers of bins]
.
NSIMSH 1e7 [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]
.
END [Ends the reading of input data]

```

**Figura 8.27:** Ficheiro input de definição da simulação do fantoma simplificado.

De seguida serão apenas abordados alguns parâmetros considerados essenciais na definição da geometria ou aqueles que por qualquer motivo tiveram de ser alterados para a realização das simulações.

O ficheiro *input* começa sempre com uma linha com a palavra *TITLE* onde podemos dar um título explicativo da simulação não sendo obrigatório fazê-lo<sup>32</sup>.

Os primeiros parâmetros a serem definidos dizem respeito à definição da fonte. Em primeiro lugar surge o parâmetro *SKPAR* que permite definir o tipo de partículas primárias da fonte. Este pode assumir os valores 1, 2 e 3 de maneira a representar eletrões, fótons ou positrões, respetivamente. Para a realização das simulações neste trabalho foi selecionado o valor 2 por se pretender simular fontes de Cobalto-60 com emissão de fótons<sup>32</sup>.

O segundo parâmetro definido denomina-se *SPECTR* e permite definir fontes com um espectro de energia contínuo. Cada linha *SPECTR* fornece o limiar inferior de um bin de energia ( $E_i$ ) do espectro e a sua probabilidade relativa associada ( $P_i$ )<sup>32</sup>. Neste caso foram adicionados valores de  $E_i$  e  $P_i$  relativos ao espectro de energia do Cobalto-60, correspondendo a dois fótons com energias de 1,17 e 1,33 MeV.

O programa *penmain* permite também a definição de uma fonte monoenergética através do parâmetro *SENERG*, ou uma fonte como uma *box* com atividade uniforme ao longo do seu volume através dos parâmetros *SBOX* ou *SBODY*, caso se pretenda definir como fonte um corpo ativo<sup>32</sup>.

Por fim, na definição das fontes o parâmetro *SCONE* é definido para um feixe de radiação cónico pelos ângulos, *THETA* e *PHI*, que permitem definir a direção do feixe de radiação, e *ALPHA* que define a semi-abertura do feixe. Assim sendo,  $ALPHA = 0$  define uma fonte monodirecional e  $ALPHA = 180$  uma fonte isotrópica<sup>32</sup>. Na figura (8.27) os valores aparecem representados como variáveis *POSIX*, *POSIY*, *POSIZ*, *THET*, *OMEG* e *ALPH*. Isto acontece porque, devido ao elevado número de simulações

foi desenvolvido, pelo professor Cristóvão Dias do Centro de física teórica e computacional da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, um programa em c++ para automatizar as simulações lendo estes valores a partir de um *script* e lançando as simulações automaticamente. Na figura (8.28) encontra-se uma ilustração dos ângulos *THETA*, *PHI* e *ALPHA*.

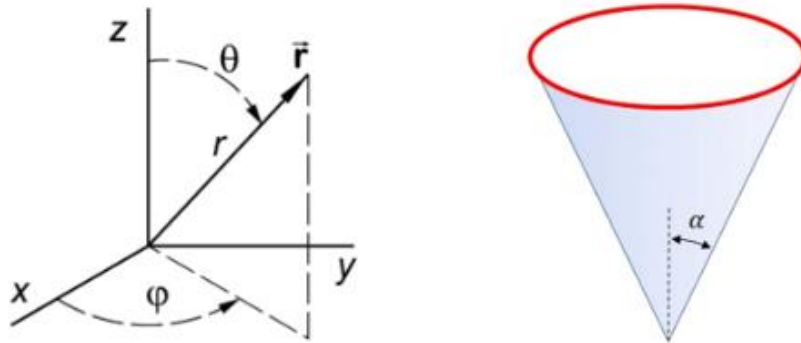


Figura 8.28: Ilustração dos ângulos THETA, PHI e ALPHA<sup>32</sup>.

Para cada uma das simulações realizadas as coordenadas das posições das fontes foram calculadas através do raio equivalente à distância do centro do tumor a cada uma das fontes e dos valores de *THETA* e *PHI* utilizados na definição da geometria. Assim, as coordenadas foram definidas como (recorde-se que no PENELOPE todos os ângulos estão definidos em graus):

- $X = R * \text{Sen}(\theta * \pi / 180) * \text{Cos}(\Phi * \pi / 180)$
- $Y = R * \text{Sen}(\theta * \pi / 180) * \text{Sen}(\Phi * \pi / 180)$
- $Z = R * \text{Cos}(\theta * \pi / 180)$
- $THETA = 180 - \theta$
- $PHI = \Phi + 180$
- $ALPHA = 5^\circ$

Para todas as simulações foi utilizado um valor de  $ALPHA = 5^\circ$  que corresponde à semi-abertura do cone do feixe de cada fonte. Apesar de se saber que na realidade as fontes são isotrópicas, uma simulação com estas condições é altamente ineficaz, uma vez que estariam a ser simulados fótons a ser emitidos em todas as direções que nunca atingiriam a zona alvo, por isso, para simular o efeito do colimador, foi escolhido um valor que garantisse que o feixe estaria sempre mais aberto que o colimador, otimizando desta forma a simulação. Assim, para apresentar resultados com dose total seria necessário recorrer a um fator de correção.

Posteriormente são definidos os parâmetros referentes aos dados dos materiais e das simulações. No primeiro parâmetro a ser definido, *MFNAME*, são especificados os ficheiros de material definidos anteriormente através do programa *material*. O número do material dado pelo PENELOPE é

determinado pela ordem da lista de materiais no ficheiro *input*, e é também usado na definição da geometria<sup>32</sup>.

O parâmetro seguinte, *MSIMPA*, define os valores dos parâmetros de simulação para cada material definido, tais como, as energias de absorção para os três tipos de partículas primárias, *EABS(1:3,M)*, os parâmetros de dispersão elástica, *C1(M)* e *C2(M)* e ainda valores energias de corte para colisões inelásticas e emissões *bremsstrahlung*, *WCC(M)* e *WCR(M)*<sup>32</sup>.

Nas simulações realizadas para este trabalho foram utilizados para todos os parâmetros os valores pré-definidos, sendo os valores de *EABS(1,M)* e *EABS(3,M)* iguais a 0,01 vezes a energia máxima da partícula e *EABS(2,M)* a 0,001 vezes a energia máxima, *C1(M)* e *C2(M)* apresentam valores no mesmo intervalo e apresentam como valor máximo 0,2<sup>32</sup>.

Relativamente aos parâmetros de definição da geometria, o primeiro parâmetro a ser definido é o *GEOMFN*, onde é inserido o nome do ficheiro de geometria definido<sup>32</sup>.

Por fim passamos aos parâmetros relativos à distribuição das doses absorvidas. O programa PENELOPE calcula a distribuição de dose num paralelepípedo definido através das coordenadas dos seus vértices dadas por *GRIDX*, *GRIDY* e *GRIDZ*. A dose é computada através de uma *BOX* ortogonal uniforme com um número de *bins* (vóxeis) *NDBX*, *NDBY* e *NDBZ* ( $\leq 101$ ) ao longo da direção de cada eixo<sup>32</sup>.

Para as simulações realizadas foi selecionado um tamanho de *BOX* que permitisse incluir todo o fantoma para verificar a distribuição de dose ao longo do mesmo e por isso foram selecionadas as coordenadas *GRIDX* [-20, 20] cm, *GRIDY* [-20, 20] cm e *GRIDZ* [-20, 20] cm. Posteriormente esta *BOX* foi alterada para *GRIDX* [-5, 5] cm, *GRIDY* [-5, 5] cm e *GRIDZ* [-5, 5] cm de maneira a ser possível obter resultados com uma maior resolução espacial.

Nos parâmetros específicos da simulação *NSIMSH* permite definir o número de *showers* que pretendemos simular. Foi selecionado um valor de  $1 \times 10^7$  simulações uma vez que, depois de realizados alguns testes, se verificou que com este valor as energias depositadas apresentavam uma barra de erro inferior a 10%, e como tempo máximo para cada simulação, *TIME*, o valor por defeito  $2 \times 10^9$ <sup>32</sup>.

Uma das limitações do programa PENELOPE é o facto de apenas permitir a definição de uma única fonte existindo por isso a necessidade de realizar simulações independentes para cada uma das 192 fontes de tratamento, o que contabiliza um tempo total de simulação de aproximadamente 48 horas, para cada um dos colimadores.

O ficheiro *input* deve terminar com a linha *END* que termina a leitura do mesmo<sup>32</sup>.

Na figura (8.29) encontra-se o representado o ficheiro *input* utilizado para as simulações realizadas com o fantoma real.

```

TITLE
.
>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
60Co gamma-ray spectrum (no sum effect).
SPECTR 1.17e6 0.5e0 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 1.17e6 1.0e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 1.33e6 0.5e0 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 1.33e6 -1.0e0 [E bin: lower-end and total probability]
.
SPOSIT POSIX POSIY POSIZ [Coordinates of the source centre]
SCONE THET PHI ALPH [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME CEREBRO.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME CRISTALINO.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME OSSOCOMPACTO.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME MUSCULOESQ.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME TECIDOADIPOSO.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME PELE.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME OSSOCORTICAL.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME TECIDOMOLE.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Tungstenio.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN fantomareal.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -20 20 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -20 20 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -20 20 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 101 101 101 [Numbers of bins]
.
NSIMSH 1e7 [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]
.
END [Ends the reading of input data]

```

**Figura 8.29:** Ficheiro input de definição da simulação do fantoma real.

Ao comparar este ficheiro com o utilizado para o fantoma simplificado verificamos que as únicas diferenças entre eles foram os materiais definidos, uma vez que no fantoma real foram utilizados mais materiais, e nome do ficheiro de geometria definido pelo parâmetro *GEOMFN*.

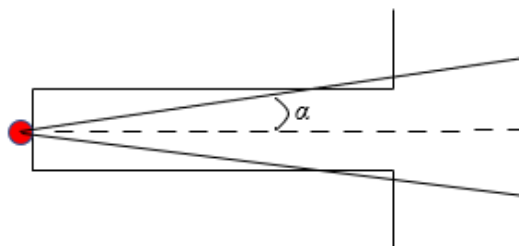
No presente capítulo serão apresentados os resultados de todas as simulações realizadas para os diferentes fantasmas e a sua comparação. Para a obtenção de resultados que permitissem a realização deste trabalho foram efetuadas cerca de 3 912 simulações com diferentes parâmetros geométricos entre si, variando o fantoma simulado e a colimação para cada um deles. Tal como foi referido anteriormente, na secção 8.3, o programa PENELOPE apresenta como limitação o facto de apenas permitir a definição de uma fonte individual sendo necessário efetuar simulações individuais para cada uma das 192 fontes de tratamento. A simulação das 192 fontes dos 8 setores com um dos colimadores selecionados demora aproximadamente 48 horas com as simulações a serem realizadas em simultâneo com recurso ao *cluster* da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa.

Um dos fatores que influencia o tempo de simulação é o número de partículas simuladas. O número de partículas simuladas para cada simulação realizada foi escolhido como sendo  $10^7$  por se tratar de um compromisso entre o tempo de simulação e a incerteza associada aos resultados das mesmas.

Os resultados obtidos para cada simulação incluem a energia depositada por fotão em cada um dos corpos constituintes do fantoma e ainda uma distribuição tridimensional da dose depositada por fotão num determinado volume definido pelo utilizador do programa.

### 9.1 Otimização das simulações

De seguida serão explicadas as simulações realizadas de maneira a confirmar se estas estão a funcionar da maneira esperada e também as possíveis otimizações às mesmas. Através das simulações realizadas foram otimizados, por exemplo, o número de simulações realizadas e o ângulo alfa das fontes de tratamento selecionado de maneira a garantir que a abertura do feixe seria superior ao diâmetro do furo mas que não seria perdido demasiado tempo a simular fotões que não atingiriam a zona de interesse, como se encontra representado na figura (9.1).



**Figura 9.1:** Esquematização da abertura do feixe das fontes.

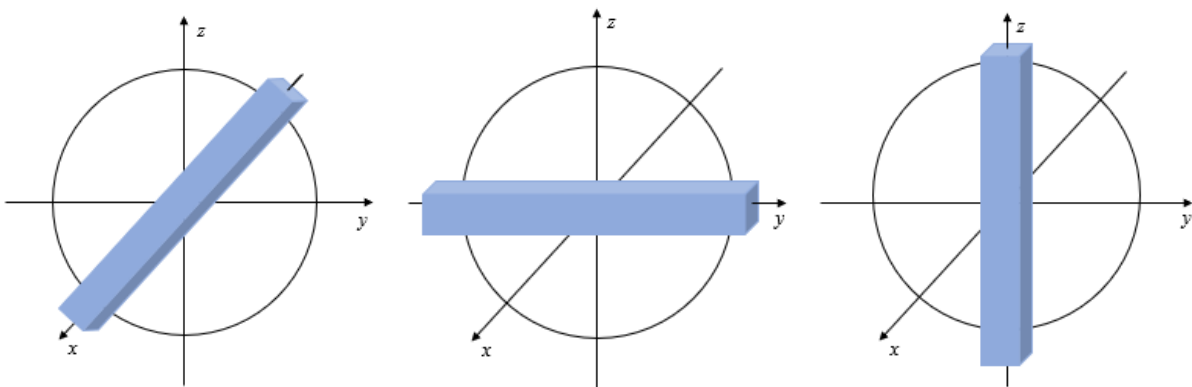
Depois de realizados vários testes foi escolhido o ângulo de  $5^\circ$  – dadas as dimensões dos diversos colimadores e o comprimento dos cilindros de tungsténio.

Uma grande parte dos gráficos que serão apresentados ao longo deste capítulo encontram-se em dose relativa, ou seja, a dose em cada ponto do gráfico foi dividida pela dose máxima obtida em cada simulação como se verifica na equação (9.1):

$$Drel_{(x,y,z)} = \frac{D_{(x,y,z)}}{D_{m\acute{a}x}}. \quad (9.1)$$

No entanto, em alguns dos gráficos, essencialmente os de comparação entre diferentes situações, serão apresentados com valores de dose absoluta. Os resultados serão também apresentados em energia depositada por fóton, para calcular a energia depositada total seria necessário calcular uma constante de proporcionalidade que levasse em conta o número de fontes, a atividade total das mesmas, o tempo de tratamento e um fator de correção geométrico ao posicionamento das fontes e colimadores. No entanto, como esse fator de proporcionalidade é independente das condições das simulações as conclusões que tirarmos para a energia/dose depositada por fóton são também válidas para a energia/dose total.

Uma vez que se pretende medir a dose no ponto de convergência de todos os feixes apresentamos frequentemente a variação da dose ao longo de paralelepípedos paralelos a todos os eixos, dos XX, YY e ZZ, com arestas de 1 cm, 0,5 cm para cada lado do eixo. Ao longo deste capítulo sempre que se apresentar perfis de dose é a esta representação que nos referimos. A representação destes paralelepípedos encontra-se representada na figura (9.2).

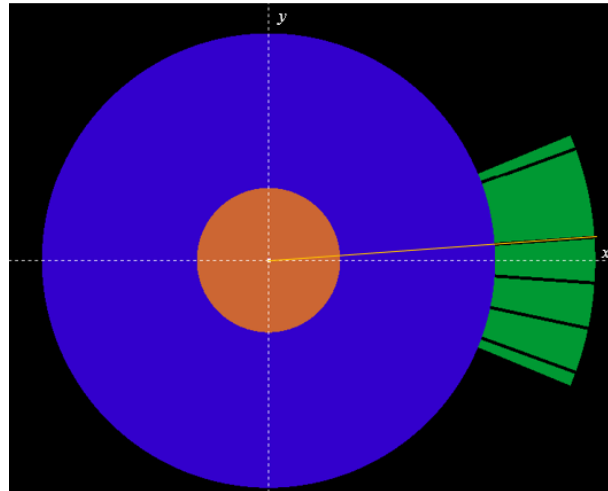


**Figura 9.2:** Esquemática dos paralelepípedos paralelos aos eixos onde a esfera representa a cabeça do paciente.

O objetivo inicial foi o de verificar que os resultados obtidos correspondiam ao esperado, ou seja, que a simulação estava correta, verificando, por exemplo se cada fonte se encontrava bem alinhada com o tumor.

Para demonstrar como se distribuem os perfis de dose para os tratamentos de GK devemos começar por observar o perfil de dose de uma única fonte direcionada para o tumor, segundo os eixos dos XX, dos YY e dos ZZ, com o colimador de 4 mm. A fonte está localizada no plano  $z = 0$  e tem um ângulo

de *Euler PHI* de  $2^\circ$  relativamente ao eixo dos XX. A esquematização da simulação com uma única fonte encontra-se representada na figura (9.3) e os respetivos perfis de dose nas figuras (9.4), (9.5) e (9.6).



**Figura 9.3:** Esquematização da simulação com um único feixe representada pela linha amarela.

Como se verifica na esquematização da simulação para realizar os primeiros testes das simulações foi utilizado o fantoma simplificado constituído por:

- Um elipsoide de água que representa um tumor com dimensões de 2, 3 e 4 mm segundo os eixos de x, y e z, respetivamente;
- Uma esfera de água com 9 cm de raio que representa a cabeça;
- Uma esfera de ar com 28,35 cm de raio;
- E por fim, os oito setores que constituem o equipamento.

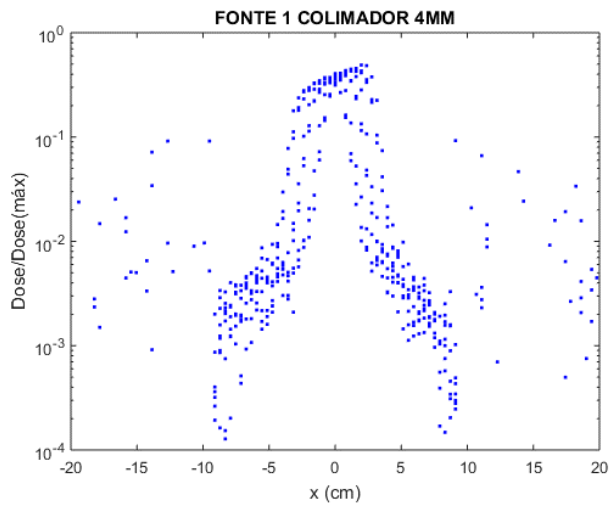
Note-se que a fonte selecionada para a realização da simulação se encontra localizada no primeiro setor e que este se encontra no lado positivo do eixo dos XX.

Como foi referido na secção 8.3 as simulações foram realizadas com uma *BOX* de dimensões [-20, 20] cm em todos os eixos; com cada aresta dividida em 101 *bins*, produzindo assim voxels com cerca de 4 mm de aresta, o que irá produzir gráficos com baixa granularidade.

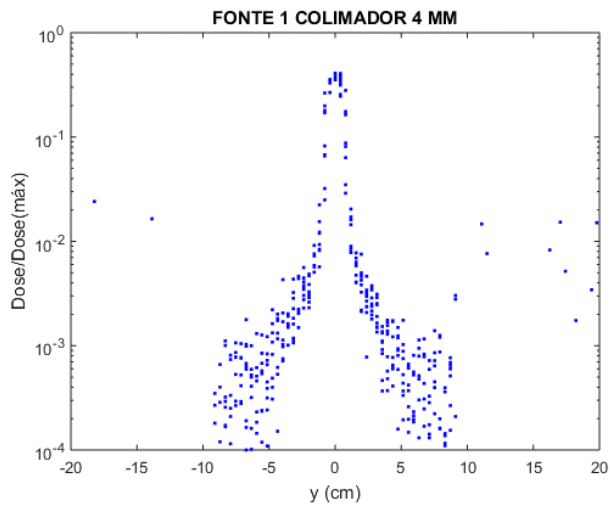
Nas figuras apresentadas observamos os perfis de dose da radiação do Cobalto-60 na água observando-se uma deposição de energia até uma profundidade máxima.

Ao analisarmos os perfis de dose, verificamos que, o gráfico segundo o eixo dos XX apresenta uma maior deposição de dose no lado positivo do eixo, o que se justifica pelo facto de, tal como foi anteriormente mencionado, a primeira fonte se localizar no primeiro setor que se encontra no lado positivo do eixo dos XX, como se encontra representado na figura (9.3).

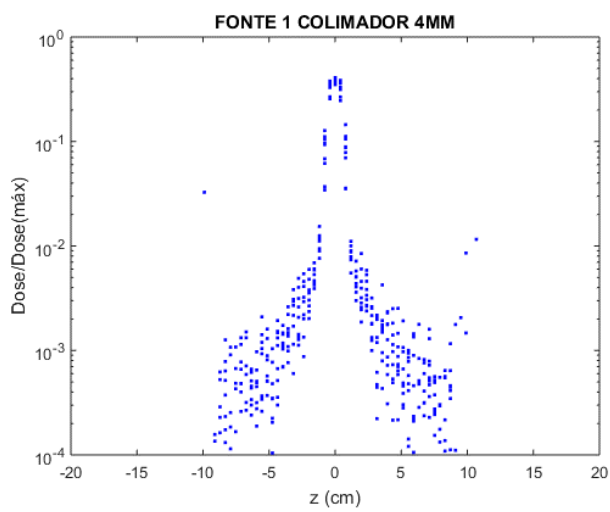
Se nos focarmos, por exemplo, na figura (9.4) referente ao perfil de dose segundo o eixo dos XX, é possível verificar a transição do ar para a água, que ocorre aproximadamente nos 9 cm, correspondendo ao raio da esfera de água que representa a cabeça. Note-se que no ar existe pouca absorção da energia o que provoca uma dispersão da dose.



**Figura 9.4:** Perfil de dose de uma única fonte segundo o eixo dos XX.



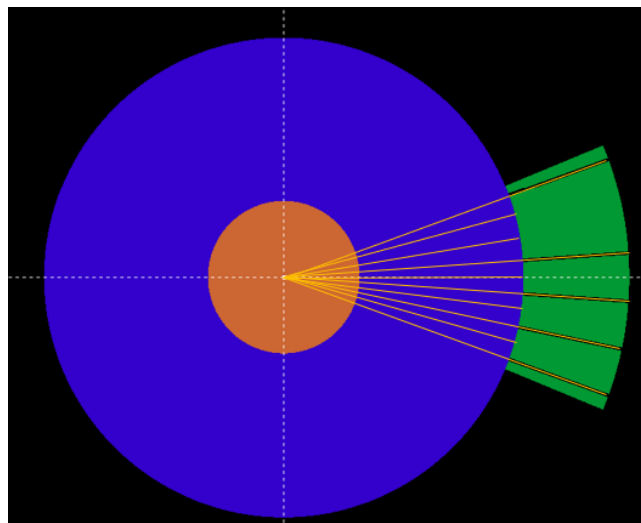
**Figura 9.5:** Perfil de dose de uma única fonte segundo o eixo dos YY.



**Figura 9.6:** Perfil de dose de uma única fonte segundo o eixo dos ZZ.

Nos gráficos segundo os eixos dos YY e dos ZZ, representados nas figuras (9.5) e (9.6), verificamos que os perfis de dose, perpendiculares à direção de incidência da radiação, são muito diferentes do perfil de dose segundo o eixo dos XX verificando-se uma queda muito acentuada longe da origem por existir pouca deposição de energia na direção perpendicular. Ainda assim, é possível observar a transição do ar para a água. Note-se que estes dois perfis de dose são idênticos, precisamente por ambos os eixos se encontrarem na mesma posição em relação ao setor 1, sendo perpendiculares à direção de incidência da radiação.

Vamos agora considerar o impacto das 24 fontes do setor 1 todas a incidir no centro do fantoma, provenientes do lado positivo do eixo de x, como demonstrado na figura (9.7).



**Figura 9.7:** Esquemática da simulação com o primeiro setor.

Nas figuras seguintes (9.8) a (9.10) encontram-se representados os perfis de dose do primeiro setor com a contribuição das 24 fontes radioativas com o colimador de 4 mm.

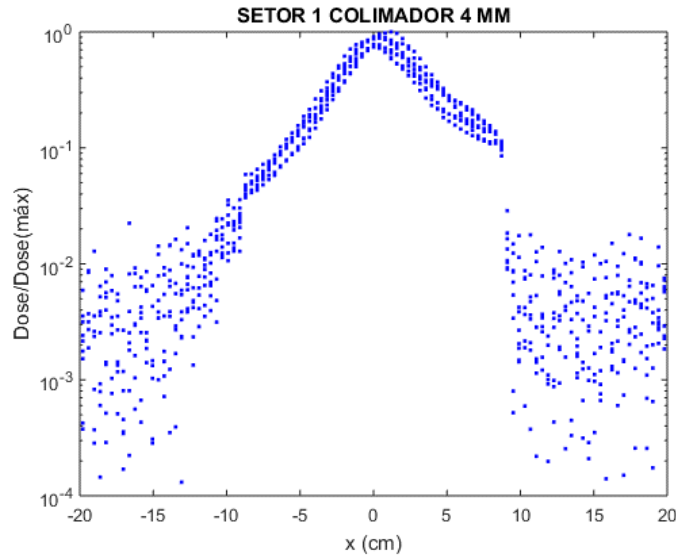
O perfil de dose relativo ao setor 1 confirma o que se tinha verificado anteriormente no perfil de uma única fonte, sendo mais acentuada a assimetria na distribuição de dose provocada por uma maior deposição de dose no lado positivo do eixo dos XX na figura (9.8).

Ao analisar os três gráficos verificamos que a distribuição de dose segundo y é semelhante à distribuição segundo o eixo dos ZZ, tanto para uma única fonte como para todo o primeiro setor, uma vez que este setor se encontra no eixo dos XX sendo perpendicular tanto ao eixo dos YY como ao dos ZZ. Ao comparar com a situação anterior observa-se também um gradiente de dose mais acentuado, segundo os eixos dos XX e dos ZZ, para o caso do primeiro setor em comparação com uma única fonte.

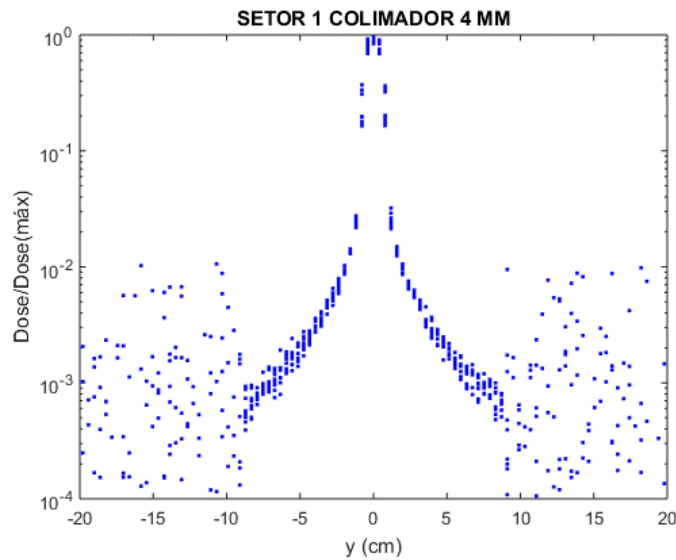
É também possível observar, tal como se verificou para uma única fonte, uma maior dispersão a partir do momento em que existe uma transição do ar para a água e a radiação deixa de interagir com a água para passar a interagir com ar, o que acontece aos 9 cm de distância do centro, que é exatamente o raio da esfera de água do fantoma simplificado.

Note-se que por a densidade do ar ser muito inferior à da água ( $1,2 \text{ mg cm}^{-3}$  vs  $1,0 \text{ g cm}^{-3}$ ) a energia depositada, dada pela equação (9.2), no ar é bastante inferior àquela que é depositada na água, embora vejamos aparecer pontos em que a dose no ar é superior à dose na água. Em comparação a energia depositada na água é cerca de 1000 vezes superior à depositada no ar.

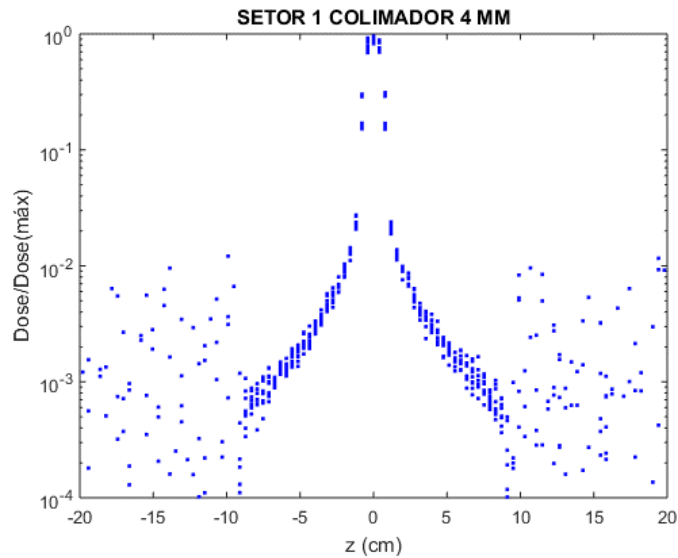
$$E = D m \tag{9.2}$$



**Figura 9.8:** Perfil de dose do primeiro setor segundo o eixo dos XX.

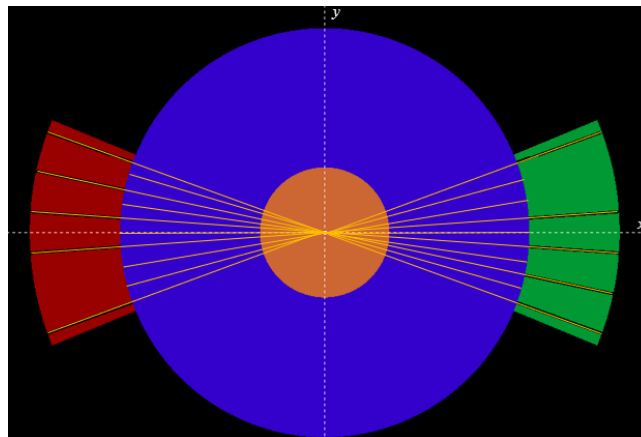


**Figura 9.9:** Perfil de dose do primeiro setor segundo o eixo dos YY.



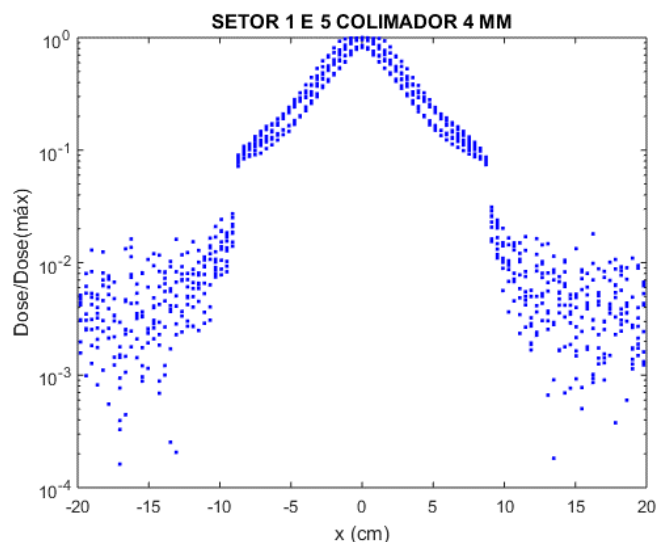
**Figura 9.10:** Perfil de dose do primeiro setor segundo o eixo dos ZZ.

Ao acrescentarmos a contribuição das 24 fontes do setor exatamente oposto ao setor 1, neste caso o setor 5, verificamos que ao ter um contributo de energia de setores opostos, o 1 no lado positivo do eixo dos XX e o 5 no lado negativo, a deposição de dose se realiza de forma simétrica, tal como seria esperado, como se verifica nas figuras (9.12) e (9.13). A esquematização da simulação realizada com ambos os setores, e as 48 fontes constituintes de ambos, encontra-se representada na figura (9.11).

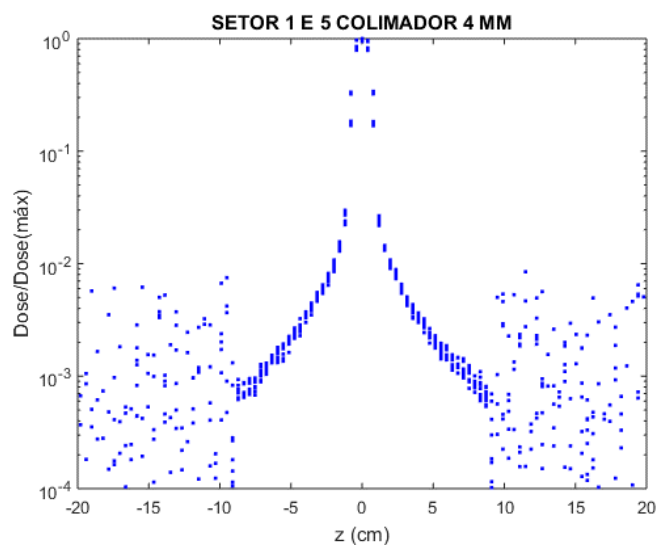


**Figura 9.11:** Esquematização da simulação com os setores 1 e 5.

Para dois setores opostos continua a verificar-se que os perfis de dose segundo os eixos dos YY e dos ZZ são semelhantes e, por isso, apenas se encontra representado o perfil de dose segundo o eixo dos ZZ. Tal como no caso anterior esta semelhança é explicada pelo facto de os setores seleccionados serem perpendiculares aos eixos dos YY e dos ZZ.



**Figura 9.12:** Perfil de dose para os setores 1 e 5 segundo o eixo dos XX.



**Figura 9.13:** Perfil de dose para os setores 1 e 5 segundo o eixo dos ZZ.

Uma vez que a distribuição resultante é simétrica torna-se mais perceptível no eixo dos ZZ a distância a partir da qual a radiação passa a interagir com o ar, 9 cm como já tinha sido referido, por ser o raio da esfera de água definida para representar a cabeça do paciente.

Estas primeiras simulações realizadas permitem-nos ter confiança na simulação da interação da radiação com o fantoma verificando-se que os resultados apresentados vão de encontro ao que seria esperado relativamente à distribuição de dose e à transição do ar para a água visível em todos os gráficos apresentados.

Os parâmetros *MSIMPA*, definidos no ficheiro da simulação, controlam a simulação da interação da radiação e podem ser utilizados para otimização das simulações ao alterar os seus valores. Por isso, de forma a garantir que os parâmetros por defeito são os mais apropriados para a simulação realizada, foi efetuada uma nova simulação com alterações nos valores deste parâmetro, para

posteriormente comparar os seus resultados com os do primeiro setor com os parâmetros pré-definidos, representados na figura (9.14), e verificar se esta alteração provoca consequências assinaláveis.

```

>>>>>> Material data and simulation parameters.
Mfname Water.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
Mfname Ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
Mfname Tungstenio.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1e4 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

```

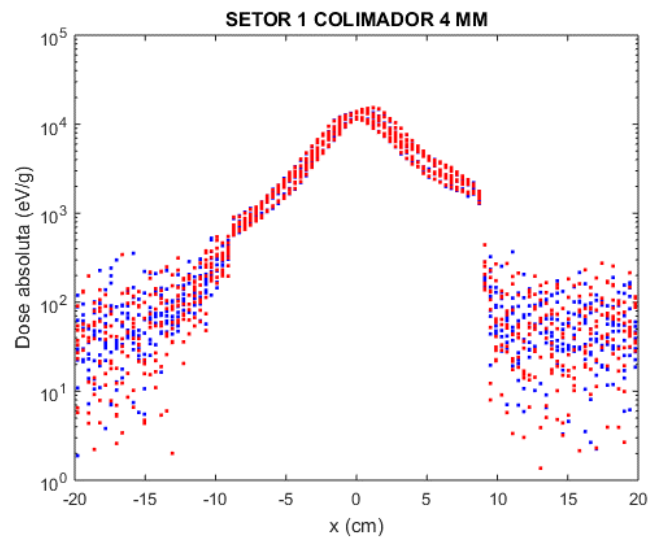
**Figura 9.14:** Valores pré-definidos dos parâmetros de MSIMPA

Assim, relativamente aos dois primeiros materiais, “Water.mat” e “Ar.mat”, foram alterados os valores EABS(1) e EABS(3) relativos às energias de absorção de partículas primárias, neste caso de eletrões e positrões, de  $10^5$  eV para  $10^4$  eV, e ainda EABS(2), também relativo à energia de absorção de uma partícula primária, esta para os fotões, de  $10^3$  eV para  $10^4$  eV. Os valores de EABS definem a energia a partir da qual o programa deixa de acompanhar as partículas e assume que estas foram absorvidas. Ao alterar os valores de EABS(1) e EABS(3) para um valor inferior dizemos ao programa que deve acompanhar a partícula durante mais tempo, podendo ser gerados mais fotões, o que irá provocar um aumento no tempo de simulação. Já para o valor de EABS(2) acontece o contrário, o valor é aumentado, logo, os fotões são absorvidos com uma energia superior, e por isso teríamos uma diminuição no tempo de simulação. Foi ainda alterado o valor de WCR(M), relativo à energia de corte para emissões *bremsstrahlung* de  $10^3$  eV para  $10^4$  eV. Já para o terceiro e último material, “Tungstenio.mat”, foi alterado o valor de EABS(2) de  $10^3$  eV para  $10^4$  eV, os valores de WCC e WCR, relativos às energias de corte para colisões inelásticas e emissões de *bremsstrahlung*, foram também alterados de  $10^4$  eV e  $10^3$  eV para  $10^5$  eV e  $10^4$  eV, respetivamente. Para alterações nos valores de energias de corte verifica-se o mesmo que para EABS, um aumento no valor da energia levaria a uma diminuição do tempo de simulação e uma diminuição da energia um aumento no tempo de simulação. Os resultados da comparação desta simulação com a simulação realizada anteriormente encontram-se apresentados abaixo nas figuras (9.15) e (9.16).

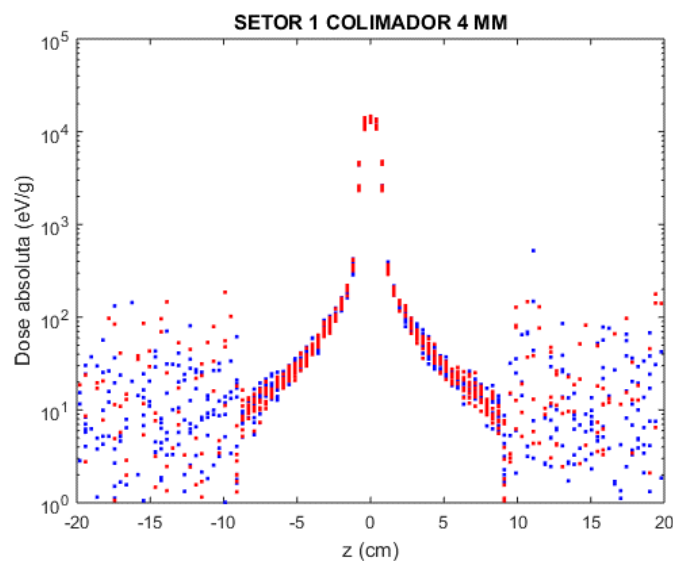
Como é possível observar nos gráficos apresentados, onde a azul se encontra representada a simulação com os valores pré-definidos e a vermelho a simulação com valores alterados, não se verificam diferenças significativas.

Vamos também comparar as energias depositadas no tumor para as duas situações apresentadas. Note-se que o PENELOPE fornece a energia média, e a respetiva barra de erro, depositada em cada corpo do fantoma por fotão incidente. Ou seja, como fizemos  $10^7$  simulações as energias que iremos apresentar são as energias depositadas no tumor por cada fotão de 1,17 ou 1,33 MeV das 192 fontes de Cobalto-60. Quer isto dizer que a energia total depositada no tumor seria o produto desta energia por

cada fóton pelo número total de fótons emitidos durante o tratamento, ou seja, essencialmente o produto da atividade total das 192 fontes pelo intervalo de tempo do tratamento, com correções geométricas.



**Figura 9.15:** Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos XX, de simulações com valores de MSIMPA pré-definidos a azul e alterados a vermelho.



**Figura 9.16:** Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos ZZ, de simulações com valores de MSIMPA pré-definidos a azul e alterados a vermelho.

Ao verificar a energia depositada por fóton por todos os setores com o colimador de 4 mm, com os valores pré-definidos representados na tabela (9-1) verificou-se uma energia depositada por fóton no tumor de  $1,38 \times 10^3 \pm 5,52 \times 10^1$  eV, enquanto com os valores alterados a energia depositada por fóton foi de  $1,37 \times 10^3 \pm 5,53 \times 10^1$  eV, o que representa uma diferença percentual na energia depositada de aproximadamente 0,72%. Mais importante que esta diferença ser reduzida é o facto de estes valores

serem concordantes e as incertezas associadas também reduzidas. Note-se que as incertezas na energia depositada são inferiores a 5% fruto da escolha do número total de simulações.

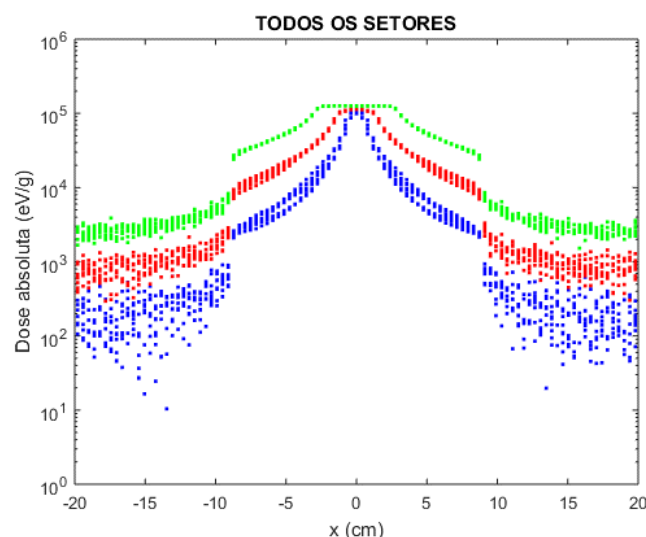
**Tabela 9-1:** Valores de energia depositada por fóton no tumor e incerteza com variação dos parâmetros MSIMPA.

| MSIMPA              | Energia depositada (eV) | Incerteza (eV)     |
|---------------------|-------------------------|--------------------|
| Valores por defeito | $1,38 \times 10^3$      | $5,52 \times 10^1$ |
| Valores alterados   | $1,37 \times 10^3$      | $5,53 \times 10^1$ |

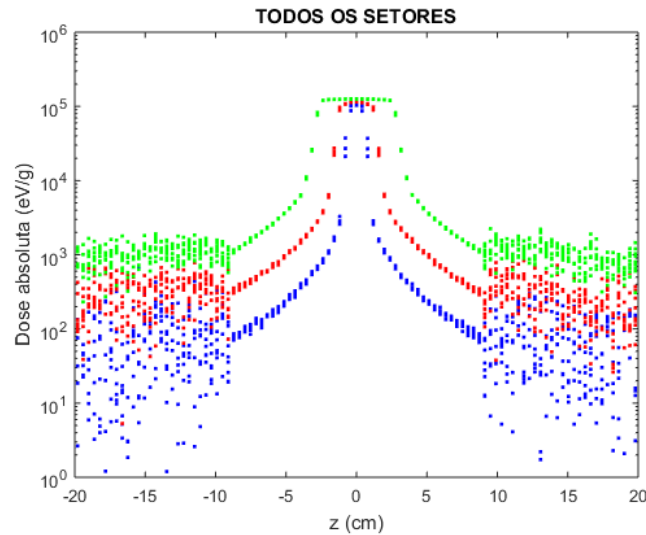
É também importante referir que os gráficos apresentados se encontram em valor absoluto, ou seja, apresentam valores de dose absoluta por fóton, e mesmo assim não se verificam diferenças na distribuição de dose entre as simulações.

Assim, podemos concluir que a variação dos parâmetros de *MSIMPA* não demonstrou diferenças nos resultados sendo assim aceitáveis os valores pré-definidos que continuarão a ser utilizados nas simulações seguintes. Apesar das alterações realizadas aos valores de *MSIMPA* também não se verificaram diferenças relevantes no tempo de simulação.

Posto isto, podemos então passar à análise da contribuição de todos os setores para os diferentes tamanhos de colimador disponíveis, de maneira a verificar os efeitos que a colimação poderá produzir nos resultados. Para tal, estão representados nas figuras (9.17) e (9.18) os perfis de dose segundo os eixos dos *XX* e dos *ZZ* quando todos os setores estão ligados para os diferentes tamanhos de colimador sendo possível a sua comparação.



**Figura 9.17:** Perfis de dose segundo o eixo dos *XX* para os colimadores de 4 mm a azul, 8 mm a vermelho e 16 mm a verde.



**Figura 9.18:** Perfis de dose segundo o eixo dos ZZ para os colimadores de 4 mm a azul, 8 mm a vermelho e 16 mm a verde.

Nos gráficos apresentados encontram-se os resultados para o colimador de 4 mm a azul, para o de 8 mm a vermelho e para o colimador de 16 mm a verde.

Dada a geometria das fontes todas estão a incidir sobre o tumor de forma simétrica sobre o plano XY, para  $z = 0$ , ao qual damos o nome de plano de dose. Neste caso não se encontra representado o gráfico segundo o eixo dos YY uma vez que este é semelhante ao gráfico com a variação segundo x, quando todos os setores contribuem para a distribuição de dose, ao contrário do que se verificava para apenas um setor, isto porque o plano XY corresponde ao plano de dose.

Em teoria, as fontes só incidem no plano de  $z = 0$  e por isso é esperado um comportamento diferentes na distribuição de dose segundo o eixo dos ZZ em comparação com o plano XY.

No eixo dos ZZ, perpendicular ao plano de dose, verifica-se uma redução da dose bastante mais acentuada, precisamente porque vai aumentando a distância relativamente ao plano onde a dose máxima é depositada. Os perfis de dose normalmente apresentados para estudos de tratamentos com GK são para o eixo dos XX não sendo muitas vezes mencionada esta diferença no gradiente de dose para o eixo dos ZZ.

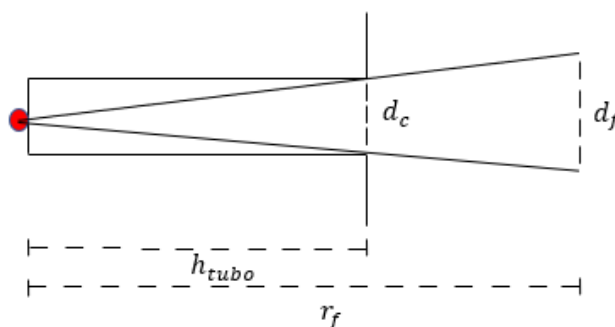
O efeito da colimação é perceptível ao verificar a distância desde o centro até à qual é depositada a energia máxima para cada um dos colimadores. O diâmetro final do feixe,  $d_f$ , produzido pode ser calculado através da equação (9.2)

$$d_f = d_c \times \frac{r_f}{h_{tubo}}, \quad (9.2)$$

onde  $d_c$  representa o diâmetro do colimador selecionado,  $r_f$  a distância da fonte ao ponto central do tratamento, assumindo-se o valor de 40 cm, e  $h_{tubo}$  o tamanho do tubo de tungsténio que é de 12 cm, como se encontra representado na figura (9.19). Ao realizar este cálculo para cada um dos colimadores

obtem-se para o colimador de 4 mm um diâmetro de 1,33 cm, para o colimador de 8 mm um diâmetro de 2,67 cm e para o colimador de 16 mm um diâmetro de 5,33 cm.

Se compararmos estes valores com o gráfico apresentado na figura (9.18) verificamos que os valores calculados são comparáveis com o patamar de dose apresentado em que, para o colimador de 4 mm o patamar de dose deposita-se num intervalo de 0,792 cm, para o colimador de 8 mm num intervalo de 2,376 cm e para o colimador de 16 mm num intervalo de 4,752 cm. Estes resultados demonstram que as simulações são sensíveis à colimação.



**Figura 9.19:** Representação da equação (9.2).

Tal como se tinha anteriormente verificado nos gráficos para o primeiro setor é perceptível a distância à qual a radiação deixa de interagir com a água do fantoma e o ar começa a ser irradiado.

A diferença nas colimações provoca também uma diferença na energia depositada por cada fóton incidente no tumor cujos valores se encontram representados na tabela (9-2).

**Tabela 9-2:** Valores de energia depositada por fóton no tumor e incerteza para 1 setor e para todos os setores com os diferentes colimadores.

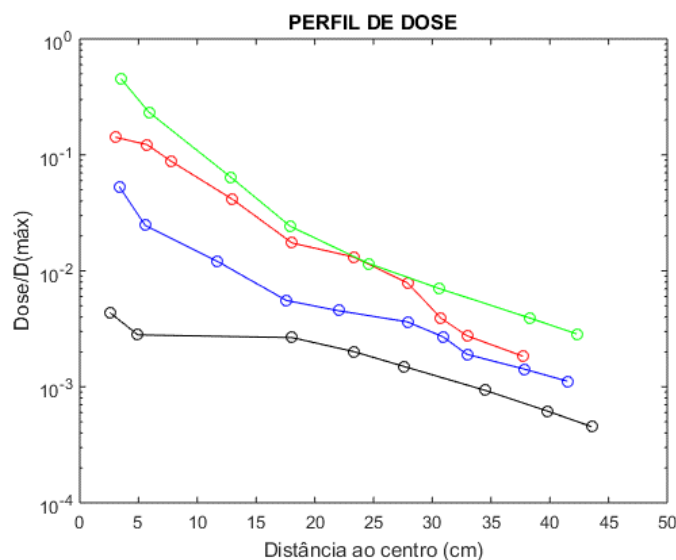
|   | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|---|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Setor 1 colimador 4 mm</b>           | $1,38 \times 10^3$             | $5,52 \times 10^1$    |
| <b>Todos os setores colimador 4 mm</b>  | $1,11 \times 10^4$             | $4,45 \times 10^2$    |
| <b>Todos os setores colimador 8 mm</b>  | $1,18 \times 10^4$             | $4,49 \times 10^2$    |
| <b>Todos os setores colimador 16 mm</b> | $1,26 \times 10^4$             | $4,54 \times 10^2$    |

No caso do colimador de 4 mm foi depositada uma energia de  $1,11 \times 10^4 \pm 4,45 \times 10^2$  eV, com o colimador de 8 mm  $1,18 \times 10^4 \pm 4,49 \times 10^2$  eV e finalmente com o colimador de 16 mm foi depositada uma dose de  $1,26 \times 10^4 \pm 4,54 \times 10^2$  eV. Verifica-se assim que com o aumento do tamanho do colimador aumenta também a energia depositada por fóton incidente. Quando se compara a energia depositada por fóton incidente no tumor com todos os setores com o colimador de 4 mm com apenas um setor com o colimador de 4 mm verifica-se que esta é cerca de 8 vezes superior. Note-se que para o caso de um setor tínhamos uma incerteza na energia depositada de cerca de 4% que se mantém essencialmente igual para

os oito setores. Assinalamos também que a energia depositada com um colimador de 8 ou 16 mm também tem uma incerteza de aproximadamente 4%.

Através destes resultados conclui-se que as simulações realizadas são sensíveis à colimação dos feixes. Podemos tirar esta conclusão por se observar, em qualquer um dos gráficos apresentados, a diferença no patamar de dose máxima depositada para os diferentes colimadores, sendo este bastante maior para o colimador de 16 mm, e ainda as diferenças nos gradientes de dose para os diferentes colimadores, mais acentuado para o colimador de 4 mm.

O manual do equipamento PFX apresenta um gráfico que relaciona a dose medida em cada ponto relativamente à distância ao ponto focal. Este gráfico encontra-se representado na figura (9.20). É importante referir que não foram fornecidas muitas informações relativamente às medições realizadas para a obtenção destes resultados.



**Figura 9.20:** Gráfico dos valores do manual do PFX que relaciona a dose com a distância ao centro a preto para os setores bloqueados, a azul para o colimador de 4 mm, a vermelho para o colimador de 8 mm e a verde para o colimador de 16 mm.

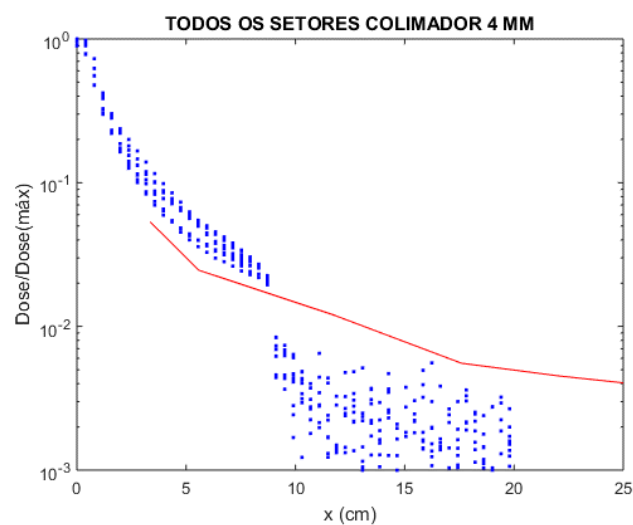
Note-se que, tal como se verifica no gráfico, mesmo quando todos os setores se encontram bloqueados, existe sempre uma dose de radiação presente a ser considerada, não só para segurança dos pacientes, mas também dos trabalhadores da unidade.

Para comparar os resultados obtidos nas simulações realizadas neste trabalho com o manual disponibilizado foram realizados os gráficos apresentados nas figuras (9.21), (9.22) e (9.23) em que se encontram representados, através da linha vermelha, os valores medidos e apresentados no manual, e a azul os valores das simulações realizadas. Para possibilitar esta comparação os gráficos seguintes encontram-se em dose relativa tal como o gráfico apresentado no manual do equipamento.

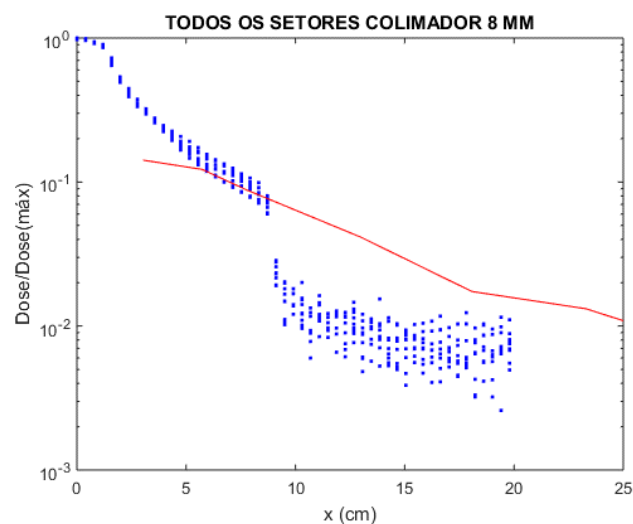
Ao analisar os gráficos apresentados verificamos que os resultados das simulações com todos os setores se apresentam sempre ligeiramente acima dos valores apresentados no manual do

equipamento PFX o que deixa de se verificar a partir dos 9 cm de distância do centro onde o fantoma realizado para as simulações termina. Este facto leva a crer que as medições feitas no equipamento foram realizadas com um fantoma de água de dimensões bastante superiores, por isso as energias depositadas são também superiores, tal como a dose máxima, levando a uma dose relativa inferior, o que explica também a sobrestimação dos nossos resultados.

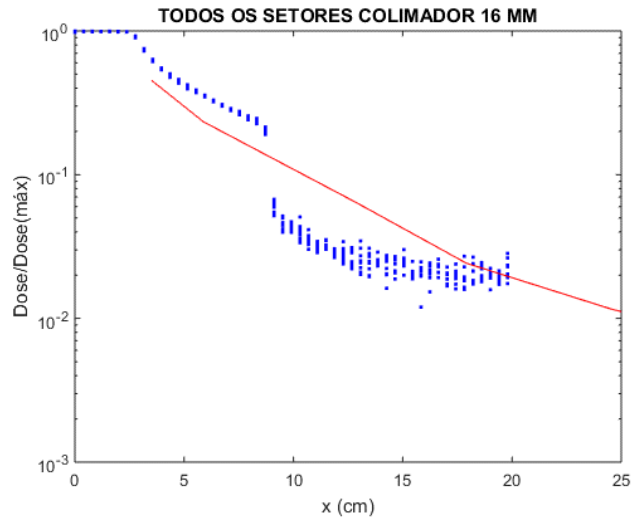
A comparação destes resultados indica que os resultados das simulações se encontram em boa concordância com as curvas de calibração do equipamento sendo sensíveis à colimação selecionada. É, portanto, possível afirmar que as simulações têm a capacidade de reproduzir as medições realizadas no equipamento e que podemos confiar nos seus resultados.



**Figura 9.21:** Comparação dos valores apresentados no manual com os resultados da simulação com o colimador de 4 mm.



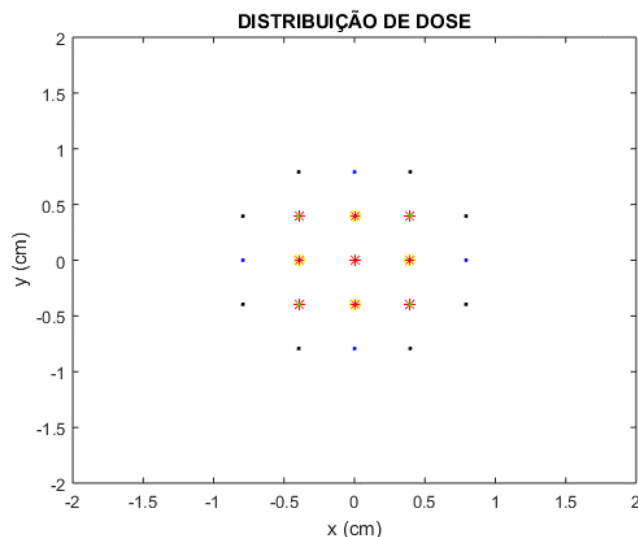
**Figura 9.22:** Comparação dos valores apresentados no manual com os resultados da simulação com o colimador de 8 mm.



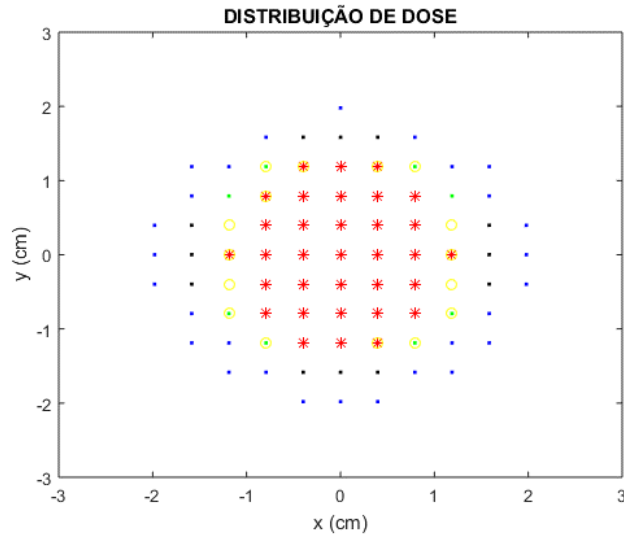
**Figura 9.23:** Comparação dos valores apresentados no manual com os resultados da simulação com o colimador de 16 mm.

## 9.2 Distribuição de dose e tumor descentrado para o fantoma simplificado

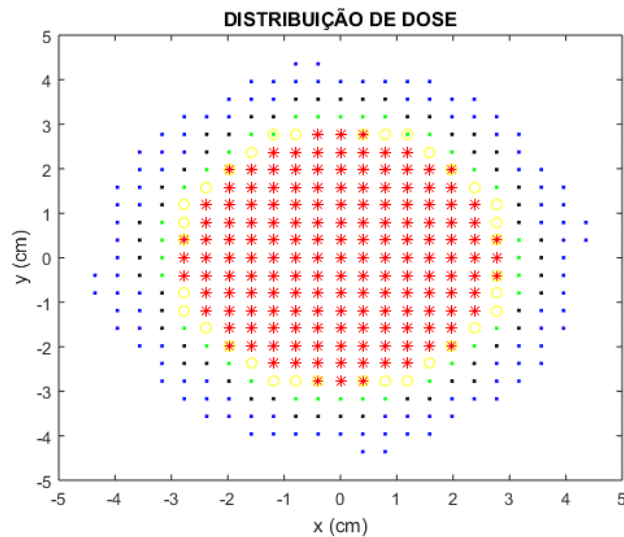
Como mencionado na secção 8.3 as simulações são realizadas com uma *BOX* de cálculo pré-definida dividida em voxels cúbicos com 4 mm de aresta. O programa PENELOPE fornece como resultado uma distribuição de dose nos voxels que permite a realização de gráficos que representam a distribuição de dose, por exemplo, no plano XY centrado na origem e representados nas figuras (9.24) a (9.26). Saliente-se que nestas simulações o tumor se encontra centrado na origem com dimensões de 2, 3 e 4 mm segundos os eixos dos XX, dos YY e dos ZZ.



**Figura 9.24:** Distribuição de dose para o colimador de 4 mm onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.



**Figura 9.25:** Distribuição de dose para o colimador de 8 mm com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.



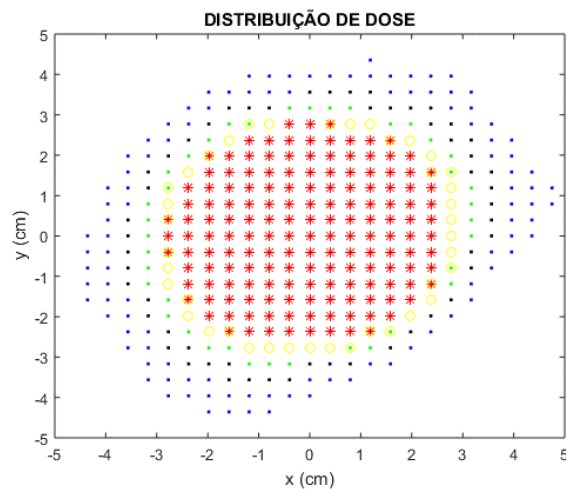
**Figura 9.26:** Distribuição de dose para o colimador de 16 mm com o mesmo esquema de cores do gráfico na figura (9.24).

Estes gráficos representam curvas de isodose onde os pontos a vermelho são as zonas onde a dose relativa é igual ou superior a 90%, no caso do colimador de 4 mm esta chega apenas a 0,5 cm de distância do centro e no colimador de 16 mm quase aos 3 cm. Em todos os gráficos verificamos que a dose se distribui de forma simétrica, o que seria de esperar visto todos os setores estarem a contribuir para esta irradiação.

No gráfico da figura (9.24), referente à distribuição de dose, verificamos uma grande deposição de dose numa região central que posteriormente decai de forma acentuada, o que está de acordo com o apresentado na figura (9.18).

Se retirarmos a contribuição de um dos setores, neste caso o setor 8 localizado no lado positivo do eixo dos XX e no lado negativo do eixo dos YY, deixa de se verificar a simetria apresentada na

distribuição de dose, como se encontra representado na figura (9.27). Devido à localização do setor 8 é esperada uma menor deposição de dose na zona correspondente às suas coordenadas.



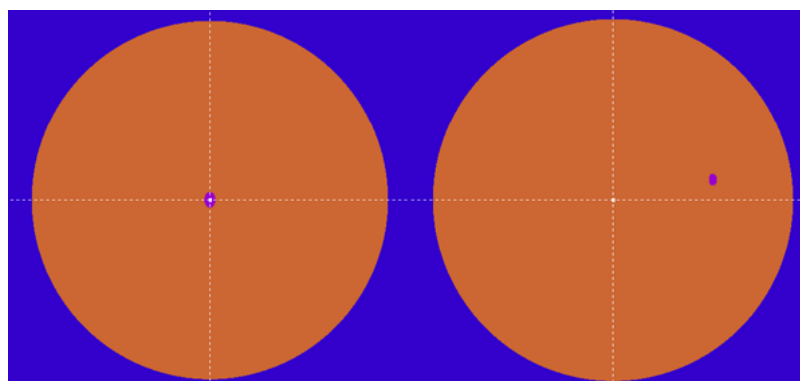
**Figura 9.27:** Distribuição de dose com o colimador de 16 mm com 7 setores ativos com o mesmo esquema de cores dos gráficos anteriores.

Como esperado no gráfico na figura (9.27) verifica-se uma diferença, em comparação com a figura (9.26), no lado positivo do eixo dos XX e no lado negativo do eixo dos YY, o que corresponde à posição do setor 8 não existindo feixes a incidir nesta zona.

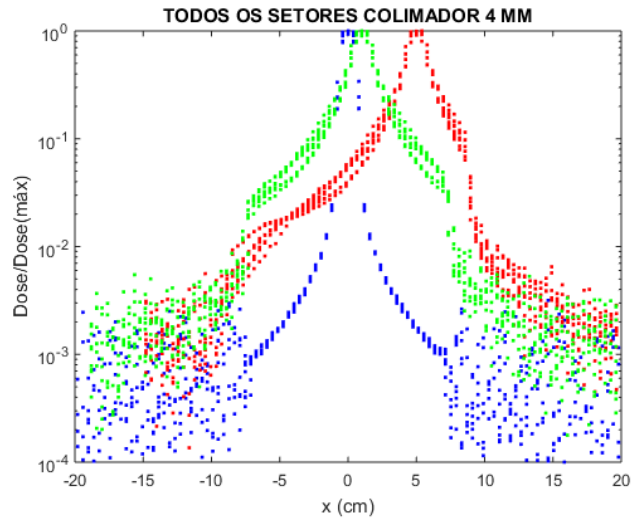
É perceptível em todos os gráficos de distribuição apresentados que estes têm uma granularidade baixa por a *BOX* ter uma dimensão demasiado elevada. Para se obterem distribuições com uma maior precisão seria necessário diminuir o tamanho da *BOX*, como será demonstrado mais à frente.

Como foi anteriormente explicado na secção 8.1.1.1 o fantoma simplificado foi alterado de maneira a descentrar o tumor e perceber quais os efeitos resultantes desta alteração. O tumor sofreu então uma translação  $t$  (5, 1, 0), que corresponde a ter deslocado o tumor 5 cm segundo o eixo dos XX e 1 cm segundo o eixo dos YY. Na figura (9.28) encontra-se representado o fantoma simplificado com o tumor centrado, à esquerda, e com o tumor descentrado, à direita.

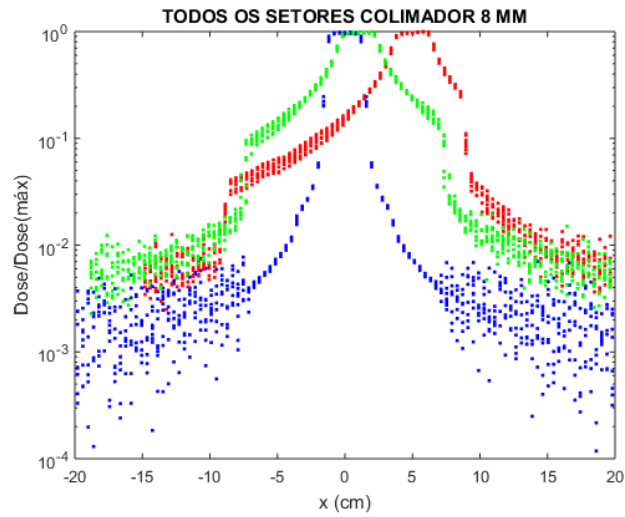
Os perfis de dose das simulações realizadas com o tumor descentrado para todos os tamanhos de colimador disponíveis encontram-se nas figuras (9.29), (9.30) e (9.31).



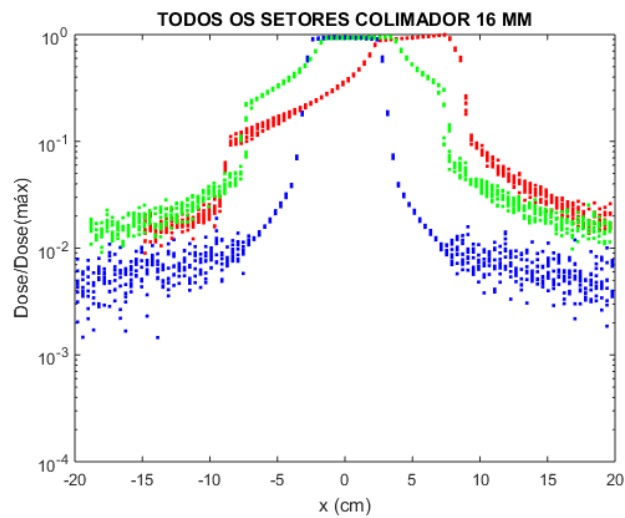
**Figura 9.28:** Representação do fantoma simplificado com o tumor centrado, à esquerda, e descentrado, à direita.



**Figura 9.29:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul, para o fantoma com o tumor descentrado para o colimador de 4 mm.



**Figura 9.30:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul, para o fantoma com o tumor descentrado para o colimador de 8 mm.



**Figura 9.31:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul, para o fantoma com o tumor descentrado para o colimador de 16 mm.

Nos gráficos apresentados, os pontos a vermelho representam o perfil de dose referente ao eixo dos XX, a verde o eixo dos YY e a azul o eixo dos ZZ.

Através destes resultados verificamos que, ao analisar o perfil de dose segundo o eixo dos ZZ, não se verificam diferenças quando comparado com o fantoma simplificado sem translação, uma vez que esta não afetou a posição do tumor relativamente ao eixo dos ZZ. Relativamente aos perfis de dose segundo x e y verificamos que o patamar que representa a deposição da dose máxima se encontra desviado de acordo com a translação realizada para cada um dos eixos apresentados.

A simulação realizada com o tumor descentrado fornece resultados de acordo com o que seria esperado confirmando-se que o procedimento de descentrar os setores, para que os feixes continuassem a incidir no tumor, está a funcionar de forma correta como se verifica para todos os colimadores.

Se analisarmos os resultados relativamente à energia depositada por fóton incidente no tumor, representados na tabela (9-3), verificamos que para o colimador de 4 mm foi depositada uma energia de  $1,18 \times 10^4 \pm 4,49 \times 10^2$  eV, para o colimador de 8 mm de  $1,24 \times 10^4 \pm 4,53 \times 10^2$  eV e finalmente para o colimador de 16 mm foi depositada uma energia de  $1,33 \times 10^4 \pm 4,60 \times 10^2$  eV.

Ao comparar estas energias com as do fantoma simplificado centrado observa-se que em todos os colimadores ocorreu um aumento na energia de aproximadamente 5%. Isto pode ser explicado pelo facto de o tumor se encontrar mais próximo da superfície e por isso a atenuação da energia ser inferior.

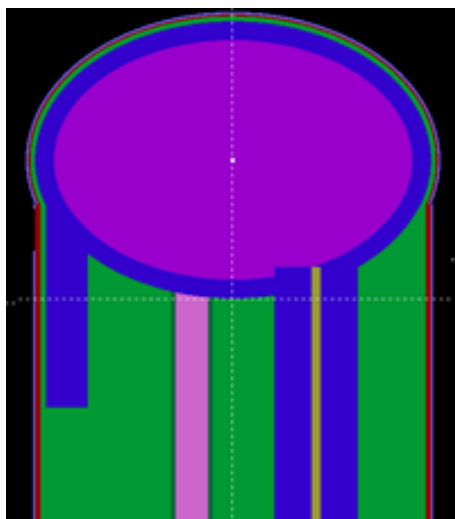
**Tabela 9-3:** Valores de energia depositada por fóton incidente no tumor e incerteza para o fantoma simplificado com o tumor descentrado para os diferentes colimadores.

|   | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|---|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Todos os setores colimador 4 mm</b>  | $1,18 \times 10^4$             | $4,49 \times 10^2$    |
| <b>Todos os setores colimador 8 mm</b>  | $1,24 \times 10^4$             | $4,53 \times 10^2$    |
| <b>Todos os setores colimador 16 mm</b> | $1,33 \times 10^4$             | $4,60 \times 10^2$    |

### 9.3 Comparação entre fantoma simplificado e fantoma real

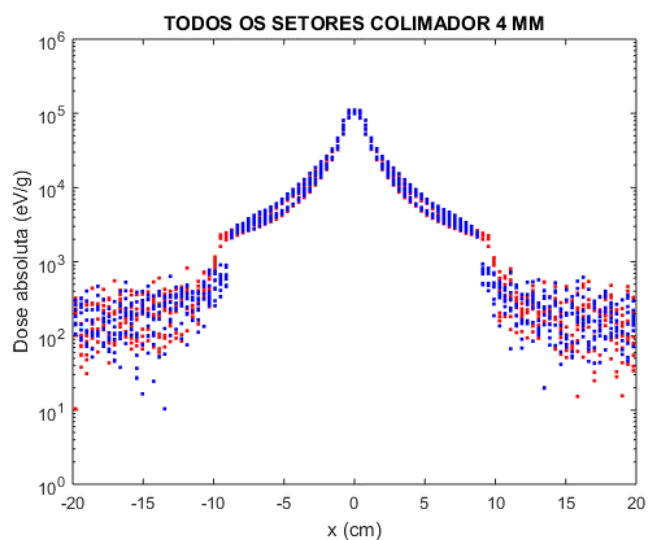
Como foi descrito anteriormente na secção 8.1.2, para além do fantoma simplificado, foi realizado um fantoma denominado real com materiais e dimensões geométricas semelhantes aos do corpo humano que se encontra representado na figura (9.32).

Para avaliar este fantoma foram realizados dois tipos de simulações para tentar perceber se as diferenças nos resultados provinham de diferenças na geometria dos fantasmas ou da diferença nos materiais.

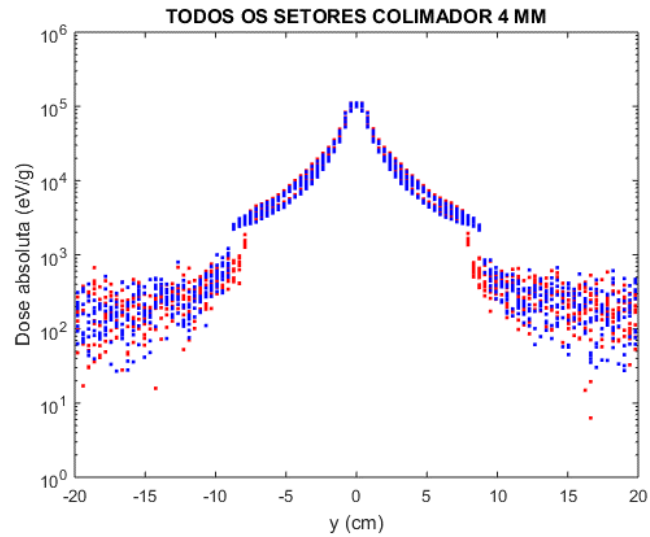


**Figura 9.32:** Representação do fantoma real.

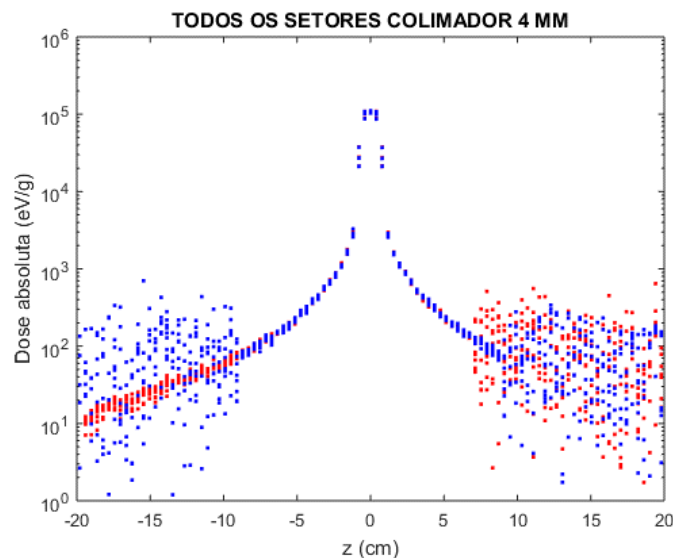
Na primeira simulação foi utilizado o fantoma real constituído apenas por água, de maneira a verificar se as diferenças nos resultados se devem simplesmente a diferenças na geometria, e na segunda foram utilizados os materiais definidos para cada corpo do ser humano de forma a perceber quais os efeitos dos materiais nos resultados. Assim, em primeiro lugar são comparados os resultados para o fantoma simplificado com os resultados do fantoma real constituído por água demonstrados nos perfis de dose, com a contribuição de todos os setores com o colimador de 4 mm, representados nas figuras (9.33) a (9.35).



**Figura 9.33:** Comparação do perfil de dose segundo o eixo dos XX de simulações com fantoma simplificado a azul e real constituído por água a vermelho.



**Figura 9.34:** Comparação do perfil de dose segundo o eixo dos YY de simulações com fantoma simplificado a azul e real constituído por água a vermelho.



**Figura 9.35:** Comparação do perfil de dose segundo o eixo dos ZZ de simulações com fantoma simplificado a azul e real constituído por água a vermelho.

Ao analisar os gráficos obtidos, a azul para o fantoma simplificado e a vermelho para o fantoma real constituído por água, verificamos que os resultados segundo  $x$  e  $y$  são semelhantes. No entanto, é importante referir que não são idênticos, por a cabeça apresentar uma dimensão diferente relativamente a cada um dos eixos, ao contrário do fantoma simplificado que consiste numa esfera de raio igual a 9 cm, o fantoma real apresenta um crânio com dimensões de 9,5, 7,5 e 6,65 cm segundo os eixos dos XX, YY e ZZ respetivamente, o que é notório na distância a que se dá a transição da radiação do ar para a cabeça do fantoma. Assim, ao contrário do que se verificava para o fantoma simplificado, o plano correspondente ao plano de dose não produz resultados idênticos relativamente aos perfis de dose segundo os eixos dos XX e dos YY, mas sim semelhantes.

Uma vez que o fantoma real representa uma reprodução o mais fidedigna possível do corpo humano apresenta, para além da cabeça representada no fantoma simplificado por uma esfera, um pescoço. Esta diferença relativamente ao fantoma simplificado provoca uma alteração acentuada no perfil de dose representada pela cauda a vermelho visível no lado negativo do eixo dos ZZ na figura (9.35), por a radiação continuar a interagir com o pescoço. Para o lado positivo do eixo a transição do ar para o corpo ocorre a uma distância aproximada do fantoma simplificado com uma pequena alteração devida à dimensão do corpo.

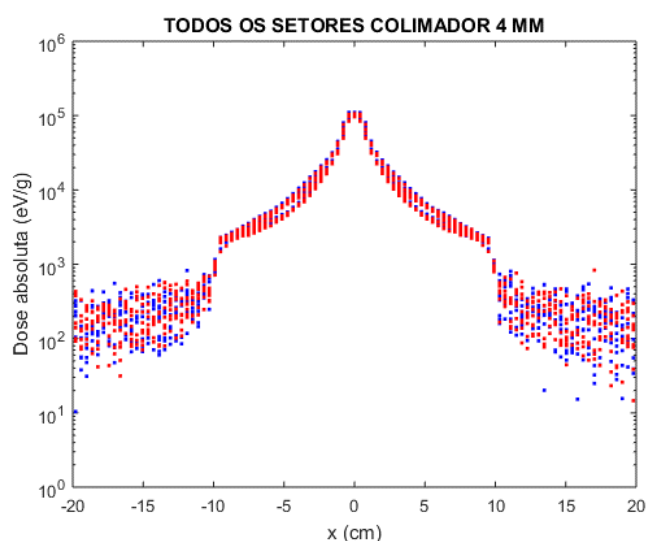
Relativamente às energias depositadas no tumor, apresentadas na tabela (9-4), para o fantoma simplificado foi depositada uma energia de  $1,11 \times 10^4 \pm 4,45 \times 10^2$  eV e para o fantoma real constituído por água uma energia de  $1,15 \times 10^4 \pm 4,49 \times 10^2$  eV.

**Tabela 9-4:** Valores de energia depositada por fóton incidente no tumor e incertezas para o fantoma simplificado e para o fantoma real constituído por água.

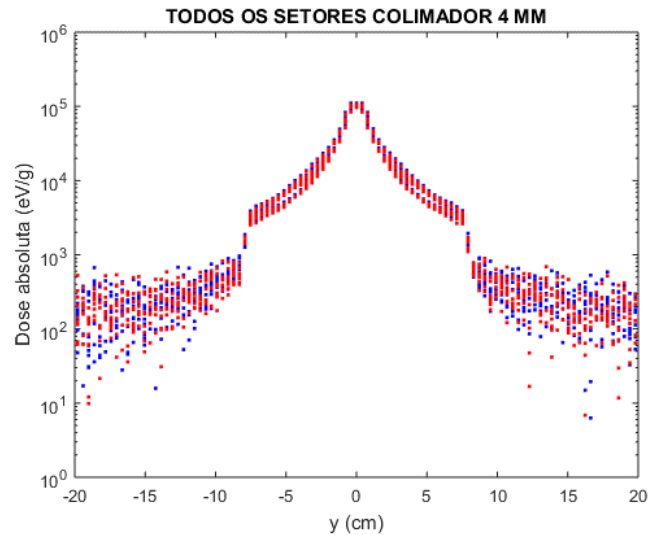
|                             | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|-----------------------------|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Fantoma simplificado</b> | $1,11 \times 10^4$             | $4,45 \times 10^2$    |
| <b>Fantoma real (água)</b>  | $1,15 \times 10^4$             | $4,49 \times 10^2$    |

Esta diferença nas energias depositadas traduz-se num aumento de aproximadamente 3,48% na energia com o fantoma real constituído por água, sendo então este aumento causado pelas variações na geometria entre os dois fantomas.

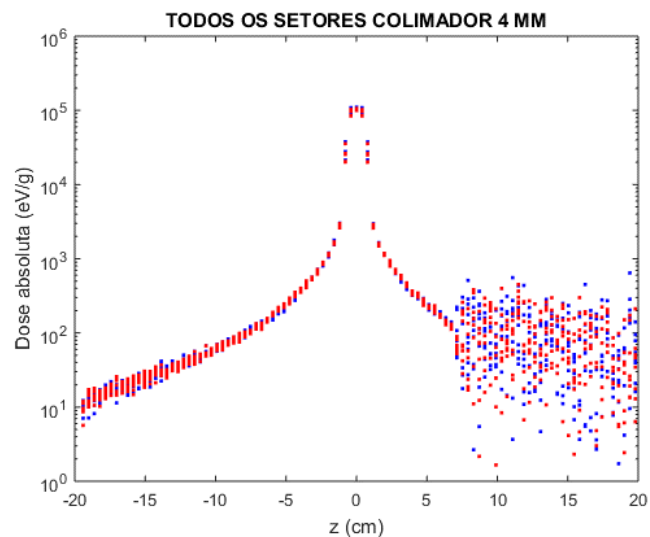
De seguida comparamos os perfis de dose do fantoma real constituído por água com os do fantoma real constituído por materiais semelhantes ao corpo humano representados nas figuras (9.36), (9.37) e (9.38).



**Figura 9.36:** Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos XX, de simulações com o fantoma real constituído por água a azul e por materiais do corpo humano a vermelho.



**Figura 9.37:** Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos YY, de simulações com o fantoma real constituído por água a azul e por materiais do corpo humano a vermelho.



**Figura 9.38:** Comparação do perfil de dose, segundo o eixo dos ZZ, de simulações com o fantoma real constituído por água a azul e por materiais do corpo humano a vermelho.

Nestes gráficos os pontos a azul dizem respeito ao fantoma real constituído por água e os pontos a vermelho ao fantoma real constituído por diferentes materiais constituintes do corpo humano. Uma vez que se tratam de perfis de dose referentes ao mesmo fantoma, apenas com diferentes materiais, não se verificam diferenças na deposição da dose.

Ao verificar a energia total depositada no tumor, representada a tabela (9-5), localizado no centro do fantoma, para o fantoma real constituído por água é depositada no tumor uma energia de  $1,15 \times 10^4 \pm 4,49 \times 10^2$  eV e para o fantoma real constituído por diferentes materiais uma energia de  $1,09 \times 10^4 \pm 4,43 \times 10^2$  eV. Os valores apresentados para cada um dos fantomas têm uma incerteza associada de aproximadamente 4%. Verifica-se assim uma diminuição de aproximadamente 5,22% na

energia depositada, ao alterar os materiais constituintes do fantoma de água para os materiais referentes aos órgãos do corpo representados.

**Tabela 9-5:** Valores de energia depositada por fóton incidente e incertezas para o fantoma real constituído por água e para o fantoma real constituído por diferentes materiais.

|  | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|--|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Fantoma real (água)</b>                 | $1,15 \times 10^4$             | $4,49 \times 10^2$    |
| <b>Fantoma real (diferentes materiais)</b> | $1,09 \times 10^4$             | $4,43 \times 10^2$    |

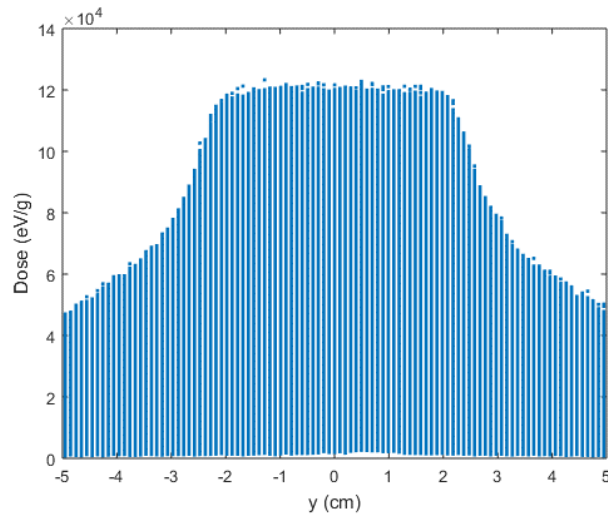
Se compararmos estes valores de energia depositada com os do fantoma simplificado verificamos uma diminuição de aproximadamente 1,80% para o colimador de 4 mm, de 1,70% para o colimador de 8 mm e não se observa nenhuma diferença na energia depositada para o colimador de 16 mm. Para avaliar se estas diferenças seriam significativas seria necessário repetir as simulações com um valor superior de partículas simuladas de maneira a diminuir as incertezas associadas às energias depositadas.

## 9.4 Distribuição de dose para o fantoma real

Para o fantoma real é também possível realizar gráficos para a distribuição de dose. Como já foi anteriormente mencionado o equipamento PFX permite a utilização de *shots* constituídos por setores com diferentes tamanhos de colimador. Por isso, para verificar se os resultados obtidos através das simulações permitem uma reprodução fidedigna relativamente ao equipamento, recorreremos a figuras de distribuições de dose com diferentes colimadores e utilizamos a informação obtida para cada setor através das simulações para tentar reproduzir estas distribuições.

Uma vez que as simulações anteriormente realizadas apresentavam *BOXs* para a distribuição de dimensões bastante elevadas (-20 a 20 cm em cada direção correspondendo a voxels com 4 mm de aresta) as distribuições de dose iniciais apresentam uma baixa resolução. Foram assim realizadas novas simulações com *BOXs* mais reduzidas (-5 a 5 cm em cada direção correspondendo a voxels com 1 mm de aresta) de maneira a obter distribuições de dose mais fidedignas e com uma maior resolução espacial.

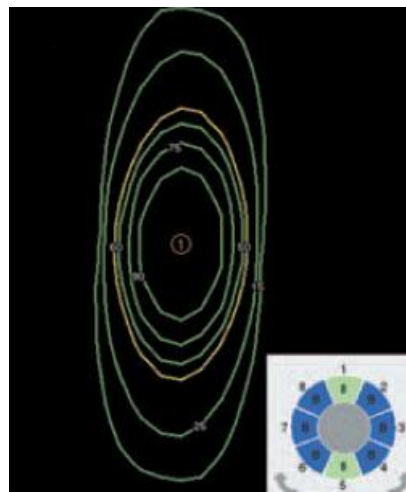
Como é pretendido obter distribuições de dose mais fidedignas, e, uma vez que, como se encontra representado na figura (9.39), o ponto máximo de dose pode não estar em 0, mas sim deslocado, devido a artefactos da simulação causados pelo fato de o número de simulações não ser infinito, os valores de dose em cada ponto não foram divididos pela dose máxima da distribuição, mas sim pelo valor da média de todos os pontos onde a dose foi superior a 90% da dose máxima. Desta maneira diminuimos as imprecisões aleatórias na posição do ponto de dose máxima.



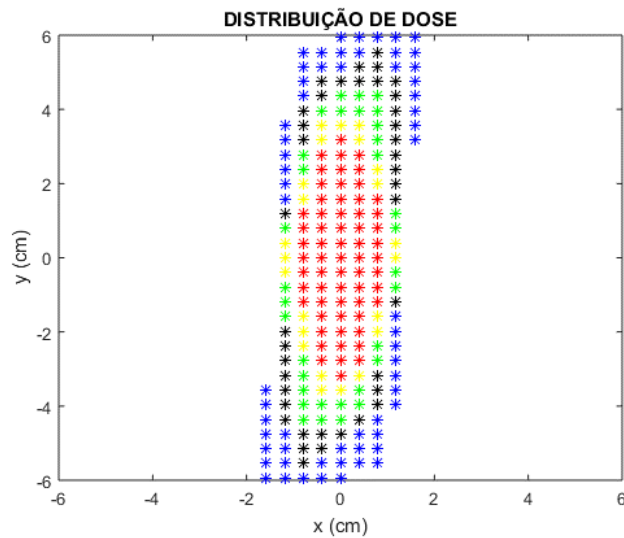
**Figura 9.39:** Dose depositada por fóton segundo o eixo dos YY com todos os colimadores a 8 mm.

Recorrendo às simulações já realizadas iremos tentar reproduzir as distribuições de dose apresentadas na referência *Lindquist et al.* Note-se que, para as figuras apresentadas as curvas de isodose apresentadas correspondem às curvas para 90%, da dose, 75, 60, 50, 25 e 15%, de dentro para fora respetivamente<sup>29</sup>. No entanto, não são dadas dimensões relativamente à distância ao centro a que a dose está a ser depositada.

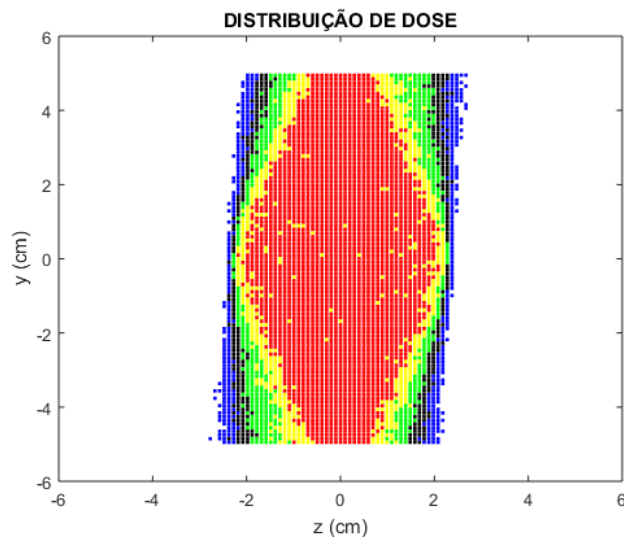
Nas imagens seguintes o esquema apresentado no canto inferior corresponde à configuração para cada setor sendo que o código de cores representa a azul o setor bloqueado, a amarelo o colimador a 4 mm, a verde o colimador a 8 mm e a vermelho o colimador a 16 mm. Estão também representadas as distribuições realizadas com as simulações anteriores, com uma *BOX* de maiores dimensões, e as distribuições obtidas com as simulações com uma *BOX* inferior.



**Figura 9.40:** Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60, 50, 25 e 15%<sup>29</sup>.



**Figura 9.41:** Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.



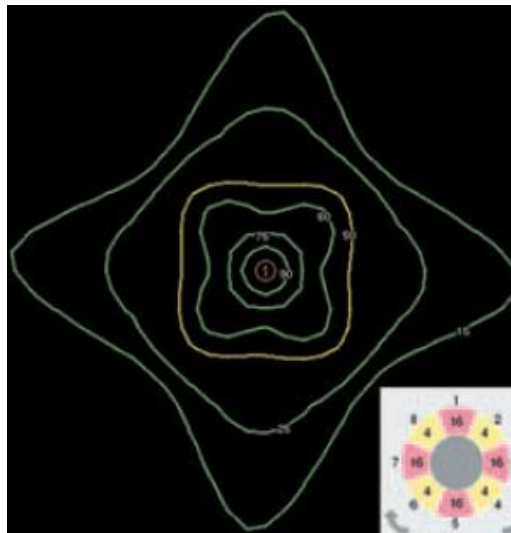
**Figura 9.42:** Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma *BOX* inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.

Neste primeiro exemplo as figuras (9.41) e (9.42) correspondem às distribuições de dose relativas a uma configuração em que os setores 2, 3, 4, 6, 7 e 8 se encontram bloqueados e os setores 1 e 5 se encontram com os colimadores a 8 mm, como representado na figura (9.40). Ao comparar as distribuições apresentadas verificamos que a distribuição resultante da simulação com uma *BOX* inferior, representada na figura (9.42), é bastante mais precisa que a anterior, representada na figura (9.41). Verifica-se também que a distribuição só está representada até aos valores de -5 e 5, o que corresponde aos limites definidos no tamanho da *BOX* escolhida para a realização das simulações. Note-se que os pontos amarelos que se observam misturados com os pontos vermelhos correspondem a

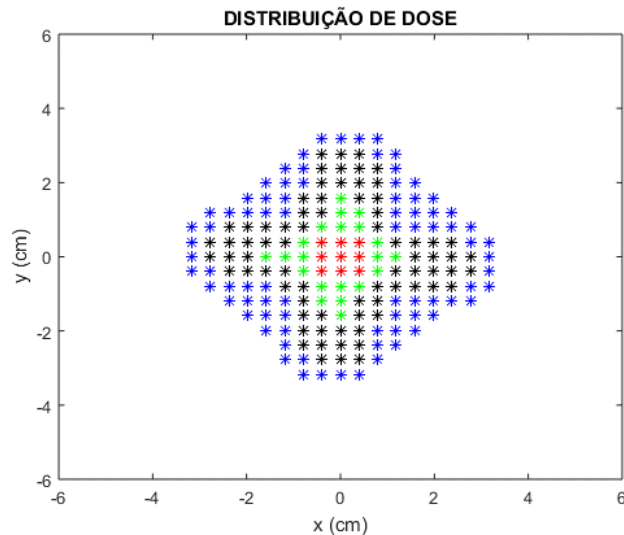
artefactos por a representação de dose ser tridimensional. É possível concluir que os resultados apresentados reproduzem muito bem a configuração apresentada na figura (9.40).

No segundo exemplo apresentado nas figuras (9.44) e (9.45) as distribuições apresentadas foram atingidas ao tentar reproduzir a configuração apresentada na figura (9.43).

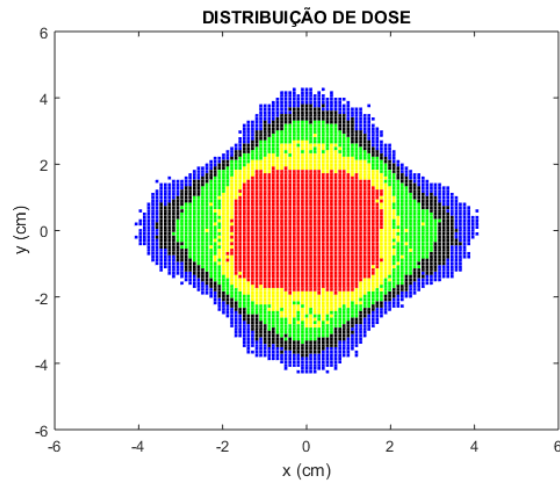
Esta configuração é obtida ao alternar os setores entre 4 e 16 mm. Ou seja, neste caso os setores 1, 3, 5 e 7 encontram-se com os seus colimadores a 16 mm e os setores 2, 4, 6 e 8 a 4 mm.



**Figura 9.43:** Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodose de 90, 75, 60,50, 25 e 15%<sup>29</sup>.

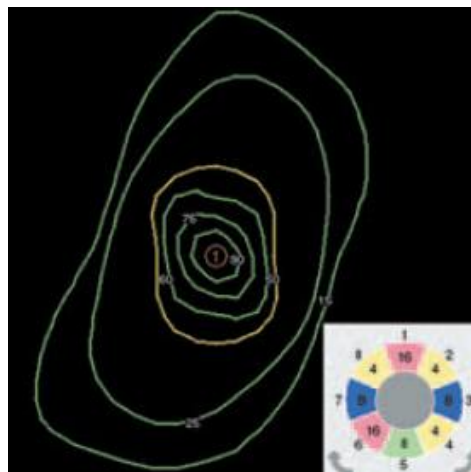


**Figura 9.44:** Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.

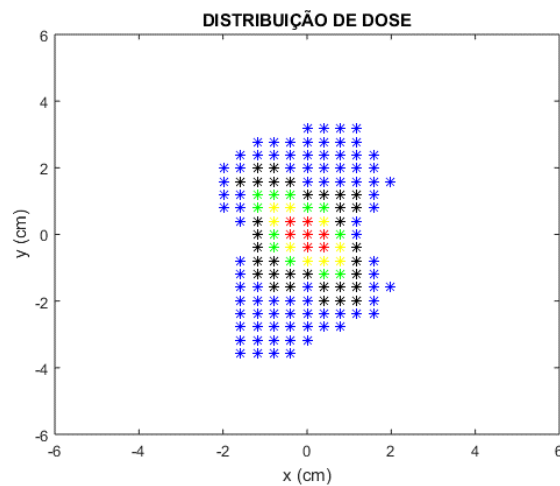


**Figura 9.45:** Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma *BOX* inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.

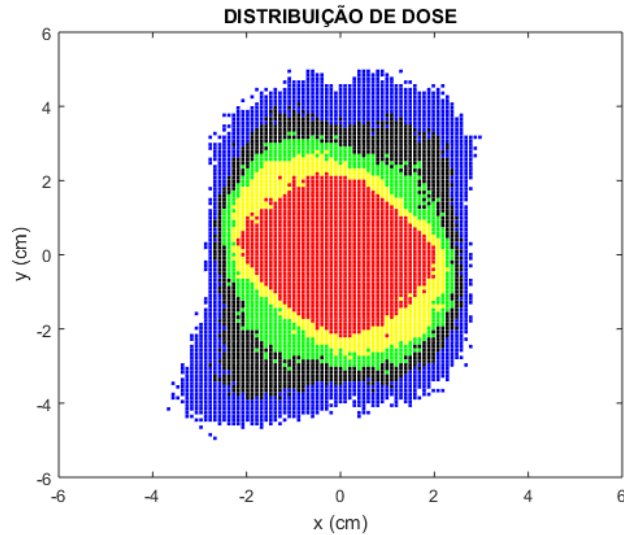
Mais uma vez, tal como para a primeiro exemplo, verificamos que foi possível reproduzir a distribuição apresentada.



**Figura 9.46:** Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60,50, 25 e 15%<sup>29</sup>.



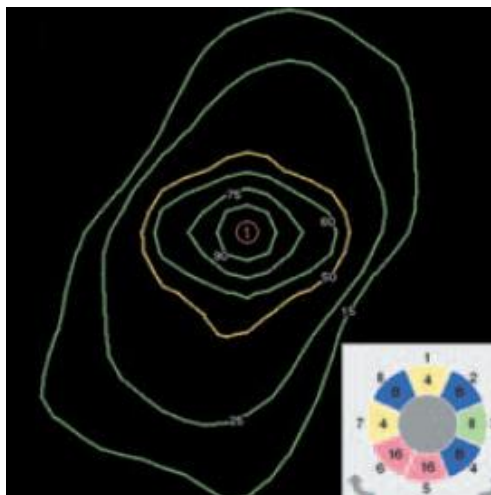
**Figura 9.47:** Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.



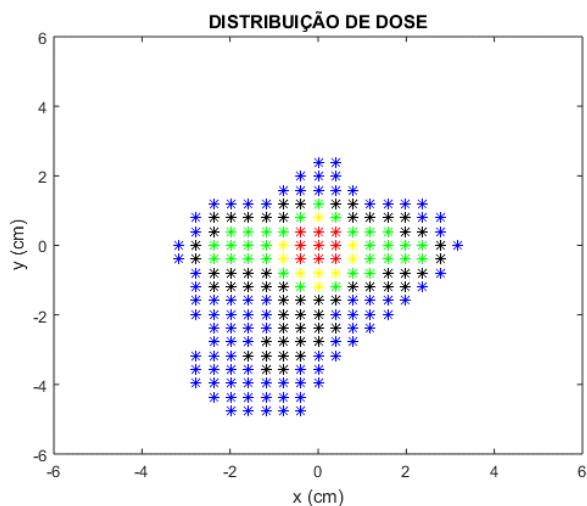
**Figura 9.48:** Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma *BOX* inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.

Num terceiro exemplo apresentado nas figuras (9.46), (9.47) e (9.48) foi reproduzida uma configuração em que foram utilizadas todas as opções possíveis para a configuração de cada setor. O primeiro e o sexto setor encontram-se com o colimador de 16 mm, os setores 2, 4 e 8 com o colimador a 4 mm, os setores 3 e 7 encontram-se bloqueados e por fim o setor 5 encontra-se com o colimador a 8 mm. Tal como para os exemplos anteriores foi possível reproduzir a distribuição apresentada na figura (9.45) através da combinação dos dados obtidos anteriormente nas simulações.

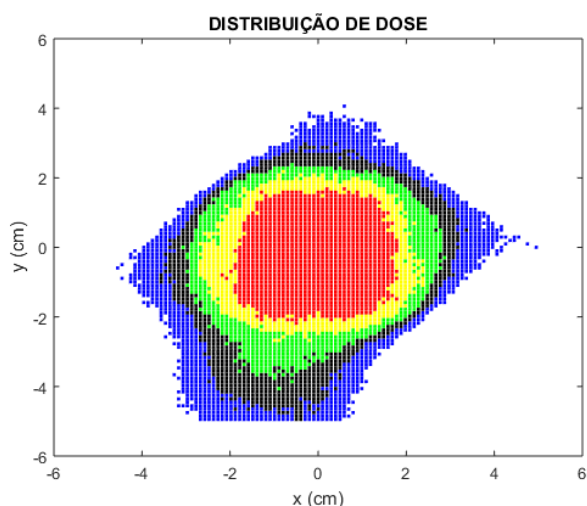
O último exemplo apresentado nas figuras (9.49), (9.50) e (9.51) apresentam uma outra distribuição possível com a utilização de todos os colimadores disponíveis.



**Figura 9.49:** Esquema de distribuição de dose onde, do centro para a periferia são representadas as isodoses de 90, 75, 60, 50, 25 e 15%<sup>29</sup>.



**Figura 9.50:** Distribuição de dose obtida com a simulação simples onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.



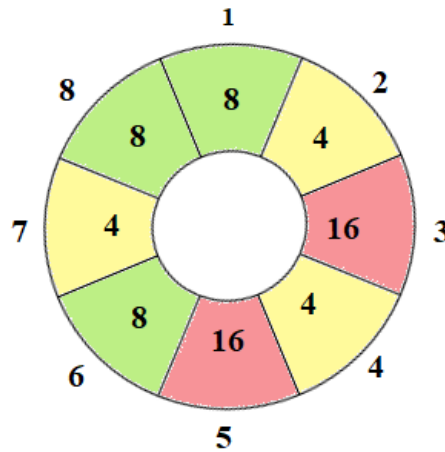
**Figura 9.51:** Distribuição de dose obtida a partir da simulação com uma *BOX* inferior com o mesmo esquema de cores do gráfico anterior.

Neste caso os setores 1 e 7 estão a utilizar o colimador de 4 mm, os setores 2, 4 e 8 encontram-se bloqueados, o setor 3 encontra-se configurado para o colimador de 8 mm e finalmente, os setores 5 e 6 encontram-se a utilizar o colimador de 16 mm. Tal como para todos os exemplos apresentados anteriormente para este foi também possível reproduzir muito bem a distribuição apresentada.

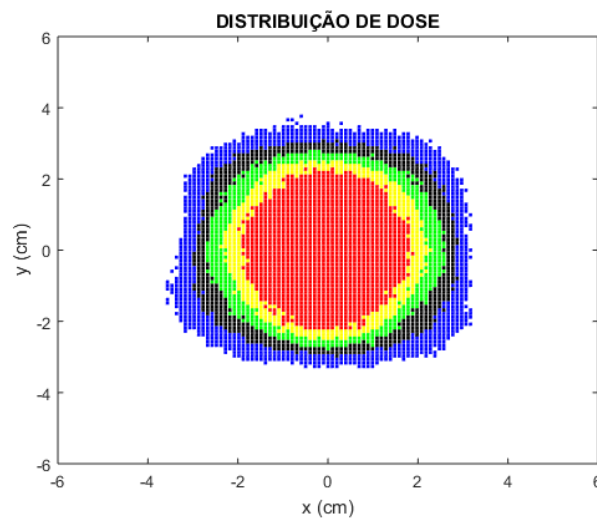
Para todos os exemplos apresentados verificamos que é possível reproduzir as formas demonstradas de uma forma bastante precisa quando é utilizada uma *BOX* de menores dimensões.

É possível então concluir que não só é possível reproduzir as distribuições apresentadas por *Lindquist et al.*, sem a necessidade de realizar novas simulações, como também é possível criar mais distribuições com qualquer combinação de setores e colimadores. Para exemplificar serão dados mais dois exemplos de combinações.

No primeiro exemplo a combinação selecionada encontra-se representada na figura (9.52) e foi selecionado o colimador de 4 mm para os setores 2, 4 e 7, o colimador de 8 mm para os setores 1, 6 e 8 e finalmente o colimador de 16 mm para os setores 3 e 5. A distribuição obtida ao tentar reproduzir a configuração apresentada encontra-se representada na figura (9.53).

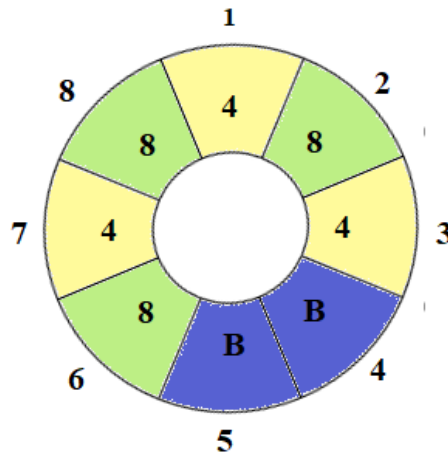


**Figura 9.52:** Configuração dos setores onde a amarelo está representado o colimador de 4 mm, a verde o colimador de 8 mm e a vermelho o colimador de 16 mm.

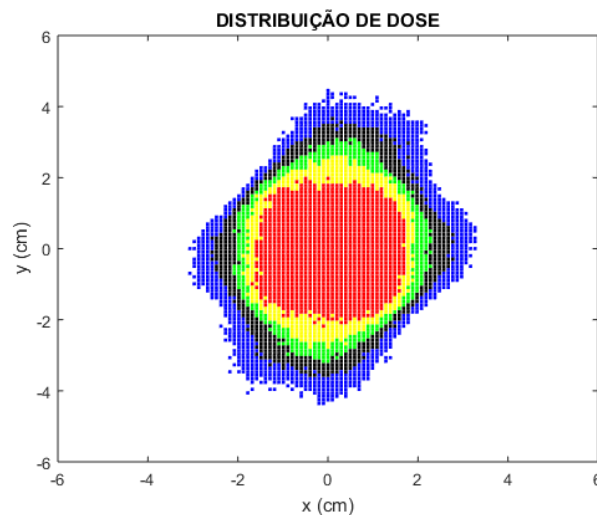


**Figura 9.53:** Distribuição de dose correspondente à configuração na figura anterior onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.

Para o segundo exemplo foi selecionado o colimador de 4 mm para os setores 1, 3 e 7, o colimador de 8 mm para os setores 2, 6 e 7, e os setores 4 e 5 encontram-se bloqueados, como se encontra representado na figura (9.54). A distribuição obtida encontra-se na figura (9.55).



**Figura 9.54:** Configuração dos setores onde a amarelo está representado o colimador de 4 mm, a verde o colimador de 8 mm e a azul o colimador bloqueado.



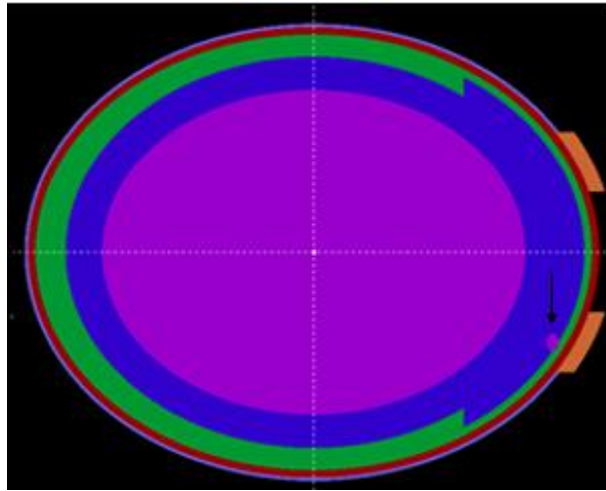
**Figura 9.55:** Distribuição de dose correspondente à configuração na figura anterior onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60% e a azul a de 50%.

Estes resultados mostram que é possível a criação de uma base de dados, sem existir a necessidade de realizar novas simulações, para a criação de novas distribuições de dose com a combinação dos oito setores com todos os colimadores disponíveis. Esta funcionalidade fornece a possibilidade de criação de uma ferramenta computacional para realizar combinações, velozmente e em tempo real, para obter distribuições de dose, curvas de isodose e doses depositadas que podem ser comparadas com os resultados do equipamento, com base nos resultados deste trabalho.

## 9.5 Tumor descentrado para o fantoma real - Cristalino

Como foi descrito na secção 8.1.2.1 o fantoma real foi alterado, tal como o fantoma simplificado, de maneira a descentrar o tumor. Foi então aplicada uma translação  $t(7,95, -3, -3,3)$ , que corresponde a

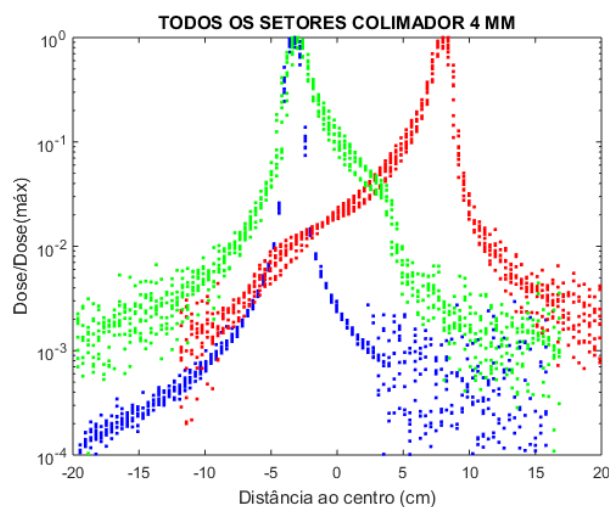
um deslocamento do tumor 7,95 cm segundo o eixo dos XX, -3 cm segundo o eixo dos YY e -3,3 cm segundo o eixo dos ZZ, de maneira a colocar o tumor junto ao cristalino esquerdo. Na figura (9.56) encontra-se representado o fantoma real com o tumor descentrado.



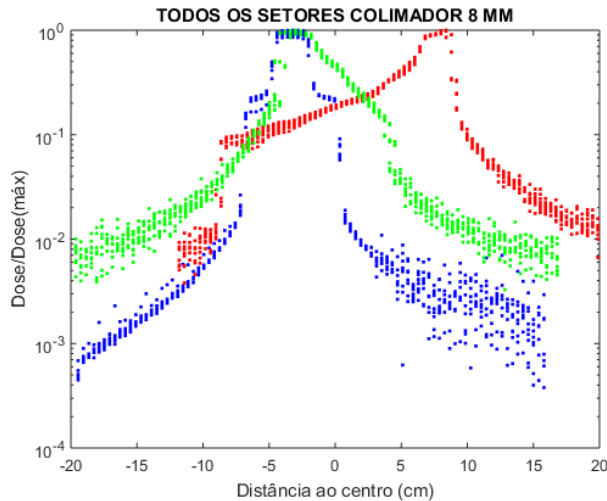
**Figura 9.56:** Representação do fantoma real com o tumor descentrado assinalado pela seta preta.

Os perfis de dose correspondentes às simulações realizadas com o fantoma real com o tumor descentrado encontram-se representados nas figuras (9.57), (9.58) e (9.59).

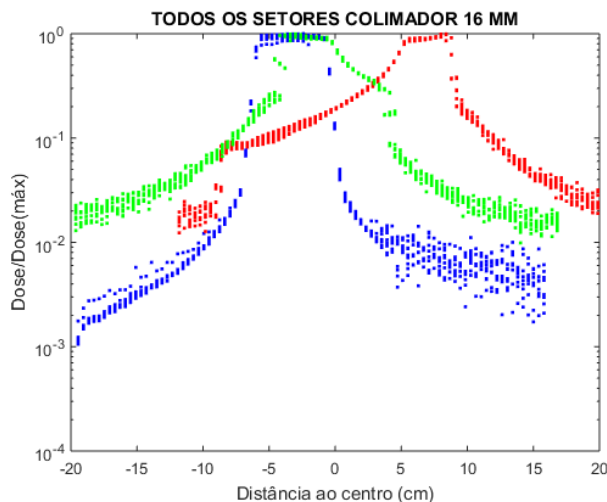
Nos perfis de dose apresentados os pontos a vermelho representam o perfil de dose referente ao eixo dos XX, a verde o eixo dos YY e a azul o eixo dos ZZ. Através destes resultados verificamos que, ao analisar os perfis de dose, o patamar que representa a deposição da dose máxima se encontra desviado de acordo com a translação realizada para cada um dos eixos apresentados, tal como se verificou no caso do fantoma simplificado descentrado apresentado anteriormente.



**Figura 9.57:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 4 mm.



**Figura 9.58:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 8 mm.



**Figura 9.59:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 16 mm.

Estes gráficos permitem verificar como se comportam os gradientes de dose para cada um dos colimadores, quando o tumor se encontra descentrado. Veja-se como estes gradientes de dose são diferentes dos obtidos com o tumor centrado, já não sendo simétricos. Esta informação pode revelar-se útil para um profissional de saúde que trabalhe nesta área.

Se analisarmos os resultados relativamente à energia depositada por fóton incidente no tumor, representadas na tabela (9-6) verificamos que para o colimador de 4 mm foi depositada uma energia no tumor de  $1,36 \times 10^4 \pm 4,61 \times 10^2$  eV, para o colimador de 8 mm uma energia de  $1,42 \times 10^4 \pm 2,99 \times 10^2$  eV e para o colimador de 16 mm foi depositada uma energia de  $1,46 \times 10^4 \pm 4,68 \times 10^2$  eV. Para todos os colimadores verifica-se a ocorrência de um aumento na energia de cerca de 19,9, 18,3 13,7%, para os colimadores de 4, 8 e 16 mm respetivamente, em comparação com o fantoma real centrado. Tal como no caso do fantoma simplificado este aumento na energia depositada pode ser explicado pelo facto de o

tumor se encontrar, neste caso, bastante mais próximo da superfície da cabeça do paciente e por isso a atenuação dos feixes ser inferior.

**Tabela 9-6:** Valores de energia depositada por fóton incidente e incerteza para o fantoma real heterogéneo com o tumor centrado e descentrado e para o cristalino quando o tumor se encontra descentrado.

|  | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|--|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Tumor centrado:</b>                 |                                |                       |
| <b>4 mm</b>                            | $1,09 \times 10^4$             | $4,43 \times 10^2$    |
| <b>8 mm</b>                            | $1,16 \times 10^4$             | $4,48 \times 10^2$    |
| <b>16 mm</b>                           | $1,26 \times 10^4$             | $4,55 \times 10^2$    |
| <b>Tumor descentrado:</b>              |                                |                       |
| <b>4 mm</b>                            | $1,36 \times 10^4$             | $4,61 \times 10^2$    |
| <b>8 mm</b>                            | $1,42 \times 10^4$             | $2,99 \times 10^2$    |
| <b>16 mm</b>                           | $1,46 \times 10^4$             | $4,68 \times 10^2$    |
| <b>Cristalino (tumor descentrado):</b> |                                |                       |
| <b>4 mm</b>                            | $4,72 \times 10^4$             | $6,47 \times 10^2$    |
| <b>8 mm</b>                            | $1,51 \times 10^5$             | $8,61 \times 10^2$    |
| <b>16 mm</b>                           | $1,62 \times 10^5$             | $8,76 \times 10^2$    |

No caso do fantoma real descentrado é também pertinente avaliar a energia depositada por fóton incidente no cristalino esquerdo localizado junto ao tumor. Assim, para o colimador de 4 mm com todos os setores a contribuir verificou-se um valor de energia depositada por fóton incidente no cristalino esquerdo de  $4,72 \times 10^4$  eV, para o colimador de 8 mm de  $1,51 \times 10^5$  eV e para o colimador de 16 mm de  $1,62 \times 10^5$  eV. Ao analisar estes valores observa-se que foi depositada uma energia bastante superior à do tumor. Estes valores superiores de energia depositada não implicam uma dose superior no cristalino uma vez que este apresenta uma massa superior à do tumor.

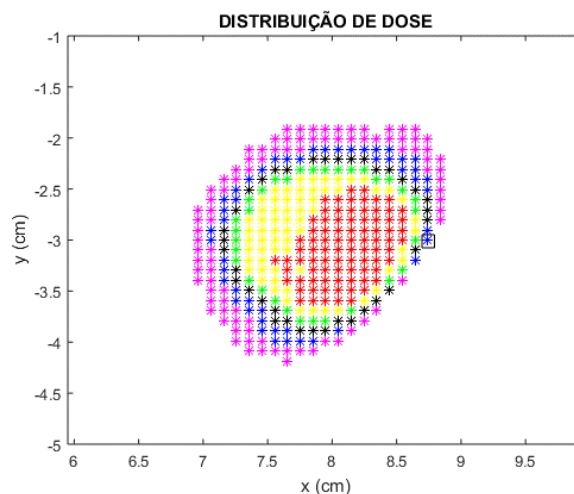
Estes resultados podem também ser comparados com os resultados de simulações realizadas com o fantoma homogéneo, constituído por água, com o tumor descentrado, realizando a mesma translação apresentada,  $t$  (7,95, -3, -3,3), cujos valores para o colimador de 4 mm se encontram apresentados na tabela (9-7).

**Tabela 9-7:** Valores de energia depositada, no tumor e no cristalino, por fóton incidente, e de incerteza com o colimador de 4 mm para o fantoma real heterogéneo e homogéneo com o tumor descentrado.

|   | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|---|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Tumor (Fantoma heterogéneo)</b>      | $1,36 \times 10^4$             | $4,61 \times 10^2$    |
| <b>Tumor (Fantoma homogéneo)</b>        | $1,42 \times 10^4$             | $4,70 \times 10^2$    |
| <b>Cristalino (Fantoma heterogéneo)</b> | $4,72 \times 10^4$             | $6,47 \times 10^2$    |
| <b>Cristalino (Fantoma homogéneo)</b>   | $4,65 \times 10^4$             | $6,42 \times 10^2$    |

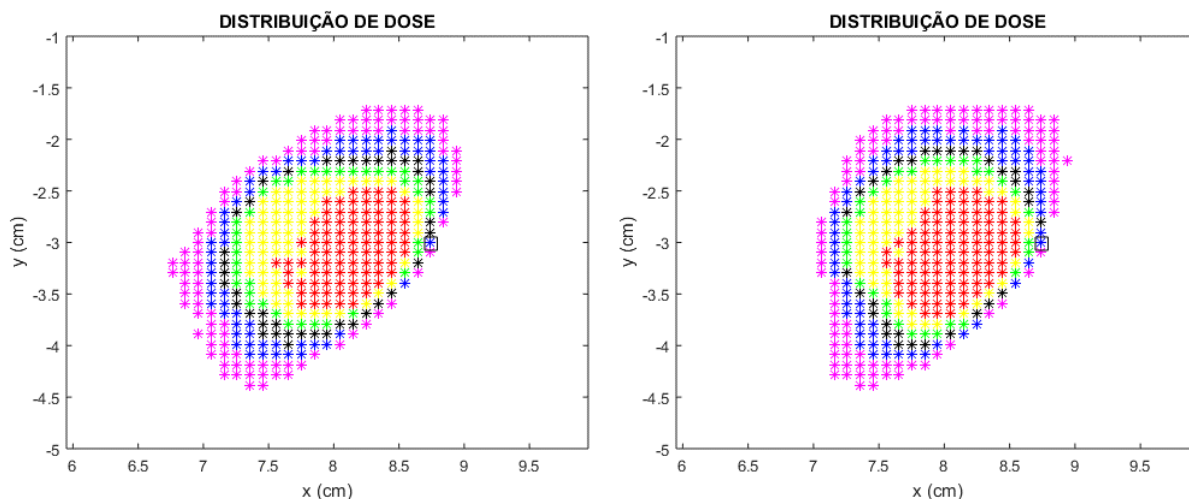
Ao analisar estes resultados verificamos uma diminuição de aproximadamente 4,23% na energia depositada no tumor, ao realizar a simulação com o fantoma real heterogéneo, em comparação com o fantoma real homogéneo, sendo que ambos os resultados apresentam uma incerteza de aproximadamente 3,3%. Ao realizar a mesma comparação, mas para a energia depositada no cristalino, verifica-se um aumento de aproximadamente 1,5% na energia depositada para o fantoma real heterogéneo com uma incerteza associada de cerca de 1,4%.

Uma forma já mencionada de reduzir a energia depositada no cristalino seria bloquear os setores cujos feixes incidem diretamente no mesmo de maneira a minimizar a possibilidade de ocorrência de efeitos secundários. Para demonstrar esta possibilidade foram realizadas novas simulações para o fantoma real heterogéneo com a BOX reduzida, [5 ,5] cm, centrada no tumor encontrando-se representada na figura (9.60) a distribuição de dose com todos os setores ativos com o colimador de 4 mm. Neste caso será apenas apresentado o caso em que todos os colimadores estão com o colimador de 4 mm por se tratar de um tumor de dimensões reduzidas e próximo de uma estrutura de risco.



**Figura 9.60:** Distribuição de dose correspondente a oito setores ativos onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. O tumor encontra-se no ponto de coordenadas  $x = 7,95$  cm,  $y = -3$  cm e  $z = -3,3$  cm.

De seguida os resultados relativamente á distribuição de dose e á energia depositada no tumor foram comparados com casos em que alguns dos setores foram bloqueados, de maneira a verificar quais os efeitos resultantes, nomeadamente no cristalino. Na figura (9.61) encontram-se representados os gráficos relativos à distribuição de dose com o primeiro setor bloqueado e ainda com o oitavo setor bloqueado.



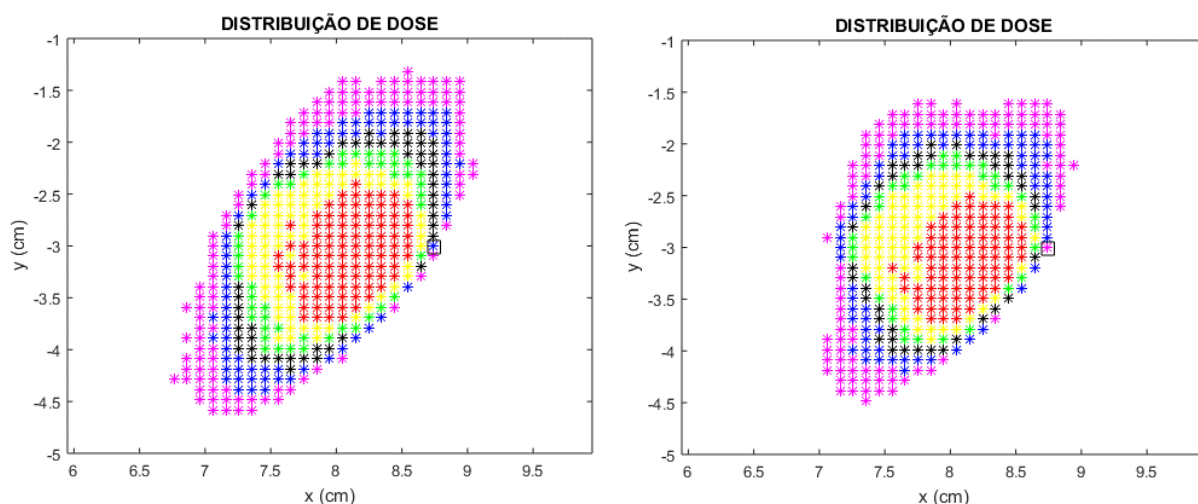
**Figura 9.61:** Distribuição de dose correspondente aos sete primeiros setores, à esquerda, e aos sete últimos setores, à direita, onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. O tumor encontra-se no ponto de coordenadas  $x = 7,95$  cm,  $y = -3$  cm e  $z = -3,3$  cm.

Ao comparar as distribuições apresentadas com o gráfico presente na figura (9.60) verificam-se algumas alterações na deposição da dose, nomeadamente nas isodoses de 90, 80 e 40%. Uma vez que os gráficos apresentados se encontram em dose relativa é também importante fazer uma comparação da energia depositada por fóton incidente no cristalino nos diferentes casos apresentados. Com os oito setores ativos foi depositada uma energia por fóton incidente no cristalino de  $4,72 \times 10^4 \pm 6,47 \times 10^2$  eV, enquanto para os sete primeiros e últimos setores a energia depositada foi de  $4,30 \times 10^4 \pm 5,76 \times 10^2$  eV e de  $4,18 \times 10^4 \pm 5,70 \times 10^2$  eV respetivamente. Verifica-se uma diminuição da energia depositada de 8,9% quando se diminui o número de setores ativos de 8 para os sete primeiros setores, e de 11,4% para os sete últimos setores ativos, ambos os resultados apresentam uma incerteza de aproximadamente 1,30%. Os valores de energia depositada por fóton no cristalino para todos os casos demonstrados encontram-se representados na tabela (9-8).

**Tabela 9-8:** Valores de energia depositada por fóton incidente no cristalino e de incerteza com o colimador de 4 mm para as diferentes distribuições apresentadas.

|                                    | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|------------------------------------|--------------------------------|-----------------------|
| <b>8 setores</b>                   | $4,72 \times 10^4$             | $6,47 \times 10^2$    |
| <b>7 primeiros setores</b>         | $4,30 \times 10^4$             | $5,76 \times 10^2$    |
| <b>7 últimos setores</b>           | $4,18 \times 10^4$             | $5,70 \times 10^2$    |
| <b>Setores 1 e 8 bloqueados</b>    | $3,75 \times 10^4$             | $4,99 \times 10^2$    |
| <b>Setores 1 e 5 bloqueados</b>    | $3,49 \times 10^4$             | $4,83 \times 10^2$    |
| <b>Setores 1, 5 e 8 bloqueados</b> | $3,06 \times 10^4$             | $4,11 \times 10^2$    |

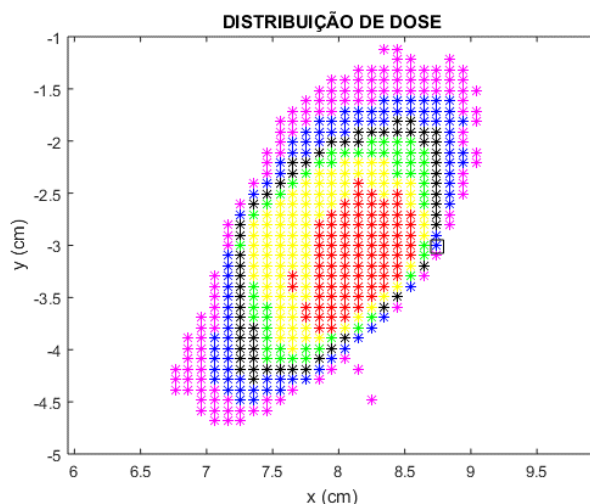
De seguida serão ainda apresentados dois casos na figura (9.62) em que foram bloqueados dois setores, no primeiro caso foram bloqueados os setores mais próximos do cristalino, o setor 1 e o 8, e no segundo caso os setores opostos cujos feixes incidem diretamente no cristalino, o setor 1 e o 5.



**Figura 9.62:** Distribuição de dose com os setores 1 e 8 bloqueados, à esquerda, e com os setores 1 e 5 bloqueados, à direita, onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. O tumor encontra-se no ponto de coordenadas  $x = 7,95$  cm,  $y = -3$  cm e  $z = -3,3$  cm.

Para estes dois casos as alterações na distribuição de dose são mais acentuadas do que nos casos anteriores por serem bloqueados dois setores em vez de apenas um dos setores. Verifica-se por exemplo que, ao contrário de todas as outras distribuições em que o ponto central do cristalino se encontra na isodose dos 50%, no último caso apresentado, em que se encontram bloqueados os setores 1 e 5, este ponto já se encontra na isodose dos 40%. Mais uma vez os valores apresentados nos gráficos encontram-se em dose relativa sendo importante avaliar a energia depositada por fóton incidente no cristalino. No primeiro caso apresentado na figura (9.62), no qual foram bloqueados os setores 1 e 8, foi depositada uma energia por fóton incidente no cristalino de  $3,75 \times 10^4 \pm 4,99 \times 10^2$  eV, com os setores 1 e 5 bloqueados foi depositada uma energia por fóton incidente no cristalino de  $3,49 \times 10^4 \pm 4,83 \times 10^2$  eV. Volta assim a verificar-se uma diminuição da energia depositada de aproximadamente 20,6%, quando se bloqueiam os setores 1 e 8, e de 26,1%, com os setores 1 e 5 bloqueados, com uma incerteza de aproximadamente 1,30%.

Para terminar foi realizada uma nova distribuição, representada na figura (9.63), com 3 setores bloqueados, nomeadamente os setores 1, 5 e 8, por se encontrarem mais próximos do cristalino ou a incidir diretamente no mesmo.



**Figura 9.63:** Distribuição de dose com os setores 1, 5 e 8 bloqueados onde a vermelho se encontra a isodose de 90%, a amarelo a de 80%, a verde a de 70%, a preto a de 60%, a azul a de 50% e a violeta a de 40%, o quadrado preto representa o ponto central do cristalino. O tumor encontra-se no ponto de coordenadas  $x = 7,95$  cm,  $y = -3$  cm e  $z = -3,3$  cm.

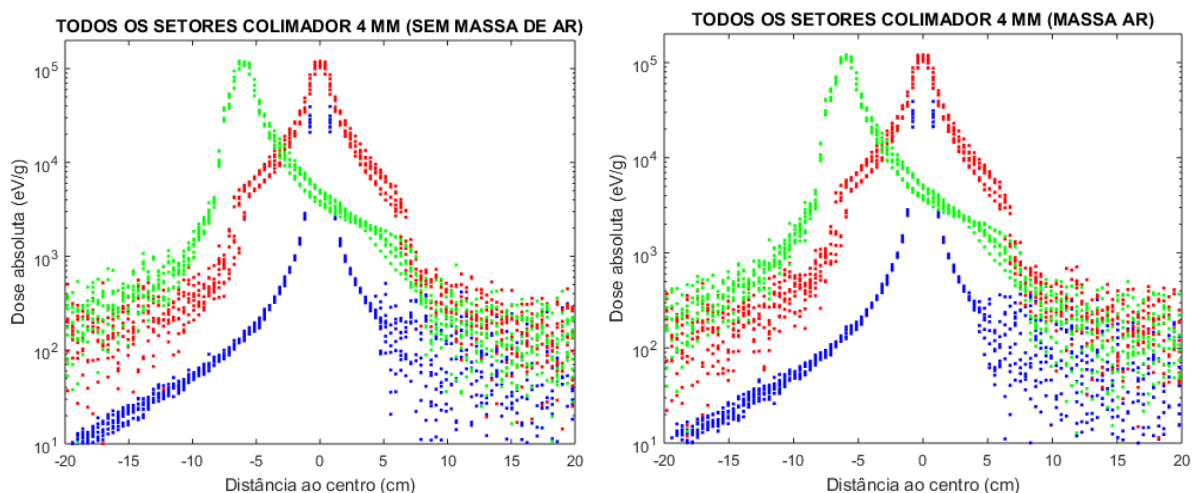
Ao comparar esta distribuição com a apresentada na figura (9.60) verificam-se diferenças bastante acentuadas em todas as isodoses apresentadas. Para esta distribuição com 3 setores bloqueados verifica-se uma diminuição bastante significativa da energia depositada por fóton incidente no cristalino, sendo esta de 35,17%, tendo sido depositada uma energia de  $3,06 \times 10^4 \pm 4,11 \times 10^2$  eV.

Como se verifica pelas distribuições apresentadas ao bloquear os setores cujos feixes incidem no cristalino é possível diminuir significativamente a energia depositada no mesmo. No entanto este bloqueio provocaria também uma diminuição da energia depositada no tumor sendo necessário aumentar o tempo de *beam-on* de acordo com a dose pretendida em cada tratamento.

## 9.6 Tumor descentrado para o fantoma real – Massa de ar

Um outro exemplo de especial interesse na aplicação de tratamentos com GK trata-se de quando os tumores se localizam perto de interfaces ar-tecido, como acontece em tumores localizados junto ao ouvido, como por exemplo os neurinomas do acústico. Para estudar os efeitos causados por uma interface na distribuição de dose foram realizadas duas simulações, a primeira com o fantoma real heterogéneo sendo aplicada uma translação ao tumor, para o colocar perto da zona da orelha,  $t(0, -6, -0)$ , que corresponde a ter deslocado o tumor -6 cm segundo o eixo dos YY. A segunda simulação realizada apresenta as mesmas condições que a anterior tendo sido acrescentada uma massa de ar junto ao tumor com uma translação  $t(0, -7, 0)$ .

Os perfis de dose correspondentes às simulações realizadas encontram-se representados na figura (9.64).



**Figura 9.64:** Perfis de dose segundo o eixo dos XX a vermelho, dos YY a verde e dos ZZ a azul para o fantoma real com o tumor descentrado para o colimador de 4 mm, à esquerda, e com o tumor descentrado com uma massa de ar junto ao mesmo, à direita.

Ao comparar os gráficos para ambas as distribuições constatamos que não se verificam diferenças significativas na deposição de dose.

Os resultados destas simulações podem ainda ser comparados relativamente à energia depositada no tumor, cujos valores para o colimador de 4 mm se encontram apresentados na tabela (9-9).

**Tabela 9-9:** Valores de energia depositada no tumor por fóton incidente, e de incerteza com o colimador de 4 mm para o fantoma real heterogéneo com o tumor descentrado com e sem massa de ar.

|  | <b>Energia depositada (eV)</b> | <b>Incerteza (eV)</b> |
|--|--------------------------------|-----------------------|
| <b>Fantoma real heterogéneo</b>                | $1,22 \times 10^4$             | $4,53 \times 10^2$    |
| <b>Fantoma real heterogéneo c/ massa de ar</b> | $1,25 \times 10^4$             | $4,54 \times 10^2$    |

Ao comparar estes resultados verifica-se que a presença de uma massa de junto ao tumor provocou um aumento de cerca de 2,4% na energia depositada no tumor. É importante referir que ambos os resultados apresentam uma incerteza de aproximadamente 3,6%.

## 10. Discussão

---

Tal como foi mencionado na descrição do funcionamento do sistema de planeamento do tratamento a presente versão do LGP, versão 8.2, considera os meios atravessados pelos feixes de radiação, ou seja, a geometria do paciente, como um material homogéneo de densidade única. Esta suposição é válida para o tecido cerebral normal por ser considerado relativamente homogéneo. No entanto, é esperado que, quando os feixes de radiação atravessam zonas de interfaces heterogéneas, tais como cavidades de ar de baixa densidade ou ossos do crânio de alta densidade, estes feixes sejam perturbados. Esta perturbação ocorre devido às variações na atenuação e à ausência de equilíbrio eletrónico, adjacente a zonas de heterogeneidade ar-tecido, que causam erros no cálculo de dose<sup>11,23</sup>. É por isso necessária a realização de uma verificação do LGP com técnicas de avaliação precisas, como as simulações Monte Carlo, em geometrias de pacientes realistas, isto é, constituídas por materiais heterogéneos<sup>23</sup>.

Apesar de este ser o tipo de algoritmo mais comum, o equipamento GK pode oferecer dois tipos de algoritmos de cálculo de dose, o TMR10 e o *convolution*. O TMR10 corresponde ao algoritmo explicado anteriormente que modela toda a cabeça do paciente como água enquanto o algoritmo *convolution* utiliza valores da densidade eletrónica dos tecidos a partir da realização de uma TC. Assim, o TMR10 assume que a água é o único meio de atenuação presente no meio enquanto o *convolution* considera as heterogeneidades presentes. Estas diferenças no seu modo de atuação irão levar a diferentes resultados, tais como diferenças nos valores de dose absorvida e diferentes tempos de *shots* para cada um dos algoritmos, para o mesmo valor de dose prescrita<sup>63</sup>. Os dois fantasmas desenvolvidos neste trabalho foram realizados com o objetivo de realizar simulações com as condições de funcionamento dos algoritmos de dose mencionados. O fantoma simplificado, constituído apenas por uma esfera de água, para o TMR10, e o fantoma real para o algoritmo *convolution*. Posteriormente o fantoma real foi modificado para termos um fantoma real homogéneo constituído por água e um fantoma real heterogéneo constituído pelos diferentes materiais da cabeça humana de maneira a fazer uma comparação nas mesmas condições geométricas.

Existem vários estudos publicados na literatura que se focam na implementação da realização de simulações com códigos Monte Carlo com o objetivo de comparar estes resultados com os obtidos com o LGP, tanto em condições homogéneas como heterogéneas. Uma grande parte destes estudos têm sido realizados com o código Monte Carlo *Electron Gamma Shower version 4* (EGS4), no qual são consideradas as propriedades dos campos de radiação da GK sob diferentes condições. No entanto, também têm sido publicados alguns estudos realizados com o programa PENELOPE utilizado na realização deste trabalho<sup>67</sup>. De seguida, serão apresentados os resultados de alguns destes estudos.

*Fallows et al*, demonstraram que as medições de dose realizadas pelo LGP para ambos os algoritmos com um fantoma homogéneo estão em concordância com as doses calculadas, o que demonstra que ambos os algoritmos apresentam um desempenho aceitável em condições homogéneas, representativas

da maioria das localizações intracranianas. No entanto, para um fantoma heterogéneo o algoritmo *convolution* previu a dose corretamente com variações de 1,1%, enquanto o algoritmo TMR10 sobrestimou a dose em mais de 4%. Esta sobrestimação de dose é também afetada pela localização do tumor, uma vez que o algoritmo TMR10 sobrestima a dose em tumores afastados de uma interface. Por exemplo, um meningioma da cavidade sinusal pode ter uma sobrestimação da dose de 5% quando comparada com um meningioma com a mesma dose prescrita, mas com uma diferente localização<sup>63</sup>.

No presente estudo foram comparados os resultados da simulação realizada com o fantoma real homogéneo com os da simulação realizada com o fantoma real heterogéneo quando todos os setores se encontram com o colimador de 4 mm. Entre estas simulações verifica-se uma variação na energia depositada no tumor de aproximadamente 5,22%.

Verifica-se assim que os resultados deste estudo estão em concordância com os deste trabalho onde se verificou uma sobrestimação da energia depositada no tumor de 5,22% para o fantoma real homogéneo. A comparação dos valores de ambos os estudos encontra-se na tabela (10-1). É importante referir que as percentagens de variação mencionadas por *Fallows et al.* se referem a uma comparação das doses planeadas pelo LGP com os diferentes algoritmos e a dose medida por uma câmara de ionização inserida num fantoma, enquanto a variação apresentada neste trabalho se refere a uma comparação da simulação feita com um fantoma homogéneo e com um fantoma heterogéneo.

**Tabela 10-1:** Comparação dos resultados do estudo de *Fallows et al.* com os do presente trabalho.

|                           | <b>Variação (%)</b> | <b>Incerteza</b>        |
|---------------------------|---------------------|-------------------------|
| <b><i>Convolution</i></b> | 1,1                 | ± 1 mm para as isodoses |
| <b>TMR10</b>              | 4                   | ± 1 mm para as isodoses |
| <b>Presente trabalho</b>  | 5,22                | 4%                      |

Um outro estudo realizado por *Moskvin et al.* comparou os resultados de simulações com código Monte Carlo com os resultados obtidos pelo LGP para representações de fantomas homogéneos e heterogéneos. Ao comparar estes resultados com o fantoma homogéneo verifica-se que foram praticamente idênticos, podendo-se assim concluir que os cálculos em fantomas homogéneos vão de encontro aos produzidos pelo LGP. Com o recurso a fantomas heterogéneos verifica-se que a comparação dos resultados obtidos com o LGP e com simulações de Monte Carlo apresentou uma variação de aproximadamente 4%. Este estudo demonstra assim que as heterogeneidades ar-tecido provocam um rápido decaimento de dose o que faz com que os algoritmos que assumem a geometria como homogénea sobrestimam valores em alvos afastados de uma interface. Logo, este estudo conclui que a utilização de algoritmos que assumem o meio como homogéneo, sem recurso a correção para heterogeneidades, pode provocar uma caracterização incorreta da dose nestas circunstâncias<sup>67</sup>.

Como foi referido anteriormente neste trabalho foi comparada a simulação com um fantoma heterogéneo e com um fantoma homogéneo verificando-se uma variação de 5,22%.

Tal como no estudo anterior estes resultados vão de encontro aos apresentados neste trabalho verificando-se uma sobredosagem quando se considera um fantoma homogéneo e ambos apresentam resultados comparáveis relativamente à variação de dose depositada. Os resultados tanto deste estudo como do trabalho realizado encontram-se representados na tabela (10-2).

É importante referir que apesar de os resultados serem comparáveis no estudo realizado por *Moskvin et al.* os resultados da simulação foram comparados com medições realizadas num fantoma, enquanto neste trabalho as comparações foram feitas entre duas simulações distintas, em condições homogéneas e heterogéneas.

**Tabela 10-2:** Comparação dos resultados do estudo de *Moskvin et al.* com os do presente trabalho.

|  | <b>Variação (%)</b> | <b>Incerteza (%)</b> |
|--|---------------------|----------------------|
| <b>Estudo de <i>Moskvin et al.</i></b> | 4                   | 2                    |
| <b>Presente estudo</b>                 | 5,22                | 4                    |

*Al-dwari et al.* realizaram um estudo de comparação de resultados do LGP com simulações realizado com o programa PENELOPE e verificaram uma sobredosagem de aproximadamente 3% no isocentro, para qualquer posição do mesmo, ao ter em conta as heterogeneidades osso-tecido em comparação com o fantoma homogéneo. As diferenças observadas nos resultados indicam que os cálculos realizados pelo LGP devem ser corrigidos de maneira a considerar as heterogeneidades ar-tecido e osso-tecido, principalmente se estas se encontrarem perto do volume alvo<sup>68</sup>. Mais uma vez estes resultados demonstram uma sobrestimação da dose pelo LGP em condições heterogéneas.

Ao comparar as simulações realizadas neste trabalho com o mesmo fantoma, em condições homogéneas e heterogéneas, verifica-se uma sobrestimação de 5,22% quando se realiza a simulação com o fantoma heterogéneo. Mais uma vez estes resultados são comparáveis com os apresentados no estudo para as simulações realizadas. É importante referir que no estudo de *Al-dwari et al.* foram simuladas  $3 \times 10^8$  partículas enquanto neste trabalho foram simuladas apenas  $10^7$  partículas o que provoca uma maior incerteza nos resultados.

Os resultados apresentados por *Yuan et al.* confirmam que, ao ignorar os efeitos das heterogeneidades no cálculo de dose, é possível a ocorrência de erros na distribuição de dose em tratamentos com GK. Este estudo comparou os resultados obtidos com ambos os algoritmos disponibilizados pelo LGP com simulações Monte Carlo e concluiu que a utilização do algoritmo de dose TMR10 pode provocar uma sobrestimação da dose no volume alvo, especialmente se este se localizar perto da superfície do crânio onde as variações podem atingir os 10%, já com o algoritmo convolution verificaram-se variações de 2,7%<sup>69</sup>.

Estes resultados vão de encontro aos do presente estudo no qual se verificou uma sobrestimação de 5,22% na energia depositada no tumor nas simulações realizados com o fantoma homogéneo em comparação com as simulações realizadas com o fantoma heterogéneo.

Apesar de existir uma discrepância na percentagem de sobredosagem verificada ambos os resultados, do estudo e do trabalho, representados na tabela (10-3), apresentam uma sobrestimação da dose quando a simulação é realizada com o fantoma homogéneo em comparação com o fantoma heterogéneo.

**Tabela 10-3:** Comparação dos resultados do estudo de Yuan et al. com os do presente trabalho.

|                          | <b>Variação (%)</b> | <b>Incerteza (%)</b> |
|--------------------------|---------------------|----------------------|
| <b>TMR10</b>             | 10                  | 0,81                 |
| <i>Convolution</i>       | 2,7                 | 0,81                 |
| <b>Presente trabalho</b> | 5,22                | 4                    |

No geral, a partir destes resultados podemos dizer que a presença de heterogeneidades nos tecidos provoca uma subdosagem quando comparado com os resultados obtidos com um fantoma homogéneo. Esta afirmação é verdadeira para quase todas as posições do isocentro do GK podendo atingir valores superiores a 10% em zonas próximas a interfaces ar-tecido<sup>68</sup>.

As diferenças observadas entre os resultados obtidos na utilização de fantomas homogéneos e heterogéneos destacam a importância da correção de heterogeneidades nos cálculos com o LGP de maneira a ter em conta os efeitos produzidos pelas heterogeneidades ar-tecido e osso-tecido, principalmente quando se encontram próximas do volume alvo<sup>68</sup>.

Os resultados apresentados sugerem que o algoritmo *convolution* é superior ao algoritmo TMR10 fornecendo uma maior precisão em condições heterogéneas. Esta conclusão vai de encontro aos estudos realizados com simulações Monte Carlo que destacam as limitações de algoritmos que modelam toda a cabeça do paciente como água. Assim, a implementação de um algoritmo *convolution* no planeamento dos tratamentos permitiria reduzir a variabilidade na dose administrada nos volumes alvo com a mesma dose prescrita<sup>11</sup>.

As conclusões dos estudos apresentados vão de encontro aos resultados obtidos pelas simulações realizadas neste trabalho onde se verifica, no caso de realização das simulações com o fantoma real homogéneo, uma sobrestimação da energia depositada no tumor de cerca de 5,22%, quando comparado com os resultados obtidos a partir das simulações realizadas com o fantoma real heterogéneo. Estes resultados, também os verificados nos estudos apresentados, sugerem que as variações verificadas relativamente à dose depositada no tumor podem ser provocadas pelo facto de o fantoma homogéneo não considerar a atenuação dos feixes provocada pelos ossos do crânio.

## 11. Conclusões

---

Os resultados produzidos pelas várias simulações realizadas ao longo deste trabalho permitem chegar a algumas conclusões relativamente aos parâmetros utilizados nas simulações e ainda à comparação de ambos os algoritmos mencionados e explicados ao longo do trabalho.

Numa fase inicial foram realizadas várias simulações de maneira a determinar as condições ideais para a realização do trabalho, nomeadamente a escolha do ângulo alfa, que determina a semi-abertura do cone do feixe de cada fonte, e a confirmação da validade dos parâmetros pré-definidos de *MSIMPA*.

Ao realizar todas estas simulações é possível retirar várias conclusões. Em primeiro lugar, concluiu-se que os valores pré-definidos de *MSIMPA* produzem resultados aceitáveis não sendo necessária a sua otimização. De seguida, ao analisar os gráficos segundo o eixo dos *ZZ* verifica-se um gradiente de dose mais acentuado explicado pelo aumento da distância ao plano onde a dose máxima é depositada. A última conclusão que podemos retirar é que as simulações realizadas permitem reproduzir com precisão o efeito da colimação utilizada nos tratamentos, como se verifica pela distância desde o centro até à qual é depositada a energia máxima para cada um dos colimadores. Este efeito é também notório pelo aumento da energia depositada com o aumento do tamanho do colimador.

Os perfis de dose obtidos foram também comparados com as curvas de calibração fornecidas no manual do equipamento PFX verificando-se que a deposição de dose é realizada de forma semelhante, no entanto, os valores simulados encontram-se sempre ligeiramente acima dos apresentados no manual. Esta diferença leva a crer que, para as medições feitas no equipamento, se recorreu a um fantoma de dimensões bastante superiores. É também importante referir que os valores fornecidos no manual começam nos 2 cm de distância ao centro o que não fornece informações para o caso de tumores pequenos.

Ao comparar os resultados para o fantoma simplificado centrado com o fantoma simplificado descentrado verifica-se que o perfil de dose segundo o eixo dos *ZZ* não apresenta alterações, uma vez que a translação realizada não afetou a posição do tumor relativamente à sua posição neste eixo. Nos perfis de dose segundo os eixos dos *XX* e dos *YY* verificou-se que o patamar da deposição de energia máxima se encontra desviado, de acordo com a translação realizada para cada um dos eixos, verificando-se o efeito da translação nos resultados da simulação. Ocorre também um aumento de aproximadamente 5% na energia depositada em comparação com o fantoma simplificado centrado devido ao facto de o tumor se encontrar mais próximo da superfície e por isso a atenuação ser inferior.

Posteriormente foram comparados os resultados para o fantoma simplificado e para o fantoma real constituído apenas por água, de maneira a verificar se as diferenças nos resultados se devem maioritariamente, ou não, às diferenças geométricas entre os fantasmas. Ao comparar os resultados verifica-se que os perfis de dose segundo os eixos dos *XX* e dos *YY* são bastante semelhantes com exceção das distâncias onde a dose se torna mais dispersa explicadas pelas diferenças nas dimensões

dos fantasmas. Já para o plano de z a diferença entre os resultados é mais acentuada, principalmente no eixo negativo, devido ao facto de o fantoma real apresentar pescoço, ao contrário do fantoma simplificado que consiste numa esfera, por isso a radiação continua a interagir com a matéria apenas no lado negativo do eixo dos ZZ. A partir desta análise conclui-se também que ao realizar a simulação com o fantoma real constituído por água se verifica um aumento de 3,48% na energia depositada, sendo este aumento provocado pelas variações na geometria.

Foram ainda comparados os resultados do fantoma real constituídos por água com os do fantoma real com materiais semelhantes aos do corpo humano. Por serem referentes ao mesmo fantoma não existem diferenças na distribuição de dose. No entanto, verificou-se uma diminuição de aproximadamente 5,22% na energia depositada para o fantoma com materiais representativos do corpo humano. Estes resultados demonstram que ao considerar as heterogeneidades dos tecidos não se verifica uma diferença na utilização dos diferentes fantasmas relativamente à distribuição de dose, mas sim em relação à dose absoluta onde existe uma redução para o fantoma real.

Conclui-se então que dos resultados do fantoma simplificado para os do fantoma real constituído por diferentes materiais existe uma diminuição na energia depositada de 1,80% para o colimador de 4 mm e de 1,70% para o colimador de 8 mm, não se verificando nenhuma diferença na energia depositada para o colimador de 16 mm. É possível então concluir que, apesar das diferenças geométricas entre os fantasmas, a variação na energia é inferior à verificada entre o fantoma real homogéneo e heterogéneo o que demonstra que a heterogeneidade dos tecidos produz uma maior variação nos resultados do que as diferenças geométricas.

Foram também realizados vários gráficos de maneira a tentar provar que com os resultados obtidos a partir das simulações realizadas é possível reproduzir as distribuições obtidas com o equipamento GK. Com a sua realização pode-se concluir que foi possível reproduzir de forma precisa as formas de distribuição apresentadas, especialmente quando é utilizada uma *BOX* de dimensões mais reduzidas. Estes resultados sugerem que, não só é possível reproduzir quaisquer distribuições apresentadas, como nos fornecem a capacidade de criar uma ferramenta computacional que torna possível a simulação de novas distribuições com quaisquer configurações de setores desejadas através da combinação de setores e colimadores.

Para o fantoma real com o tumor descentrado para junto do cristalino, tal como no caso do fantoma simplificado, a deposição de dose foi realizada de acordo com a translação realizada para cada um dos eixos. Verificou-se também um aumento na energia depositada, que variou de 13.7 a 19.9% para os diferentes colimadores, em comparação com o fantoma real centrado. A explicação para este aumento é semelhante à dada anteriormente para o fantoma simplificado descentrado. É ainda importante referir que é bastante perceptível, ao avaliar os perfis de dose, a forma como os gradientes de dose variam em cada direção. Neste caso foi também avaliada a energia depositada no cristalino esquerdo verificando-se que esta foi bastante superior à energia depositada no tumor. No entanto, este aumento não se traduz obrigatoriamente num aumento da dose devido à diferença na massa dos corpos. Se compararmos ainda

estes valores com o fantoma homogéneo, com o tumor descentrado, verifica-se uma diminuição de aproximadamente 4,23% na energia depositada no tumor com o fantoma real heterogéneo, sendo que ambos os resultados apresentam uma incerteza de aproximadamente 3,3%. Para o cristalino verifica-se um aumento de aproximadamente 1,5% na energia depositada para o fantoma real heterogéneo, com uma incerteza de cerca de 1,4%.

Como foi referido foram alteradas as configurações dose setores de maneira a bloquear os que incidem diretamente no cristalino. Apesar de se verificarem algumas diferenças na distribuição de dose a diferença mais acentuada verifica-se na energia depositada por fotão no cristalino. Ao bloquear 1 dos setores, nomeadamente o setor 8 e o setor 1 verifica-se uma diminuição da energia depositada no cristalino de aproximadamente 8,9 e 11,4 %, respetivamente. Se em vez de apenas 1 forem bloqueados 2 setores, no primeiro caso os setores 1 e 8, e no segundo caso os setores 1 e 5, esta diminuição de energia é ainda mais acentuada passando a 20,6 e 26,1%, respetivamente. Por fim foram bloqueados todos os setores que incidem no cristalino, nomeadamente os setores 1, 5 e 8, atingindo assim uma diminuição na energia depositada de 35,17%. Ao realizar este boqueio seria necessário aumentar o tempo de tratamento por se verificar também uma diminuição da energia depositada no tumor.

No fantoma real o tumor foi também descentrado para junto da zona da orelha onde foi inserida uma massa de ar. A simulações realizadas com um tumor descentrado com e sem massa de ar não produziram diferenças significativas relativamente à distribuição de dose, e relativamente à energia depositada por fotão no tumor verificou-se um aumento de cerca de 2,4% com a presença de uma massa de ar. Este aumento pode ser explicado pelo facto de a massa de ar se encontrar localizada onde na simulação anterior se encontrava osso. Uma vez que o ar provoca uma atenuação inferior à provocada pelo osso verifica-se um aumento da energia.

Podemos então concluir que os fantasmas desenvolvidos e as simulações programadas fornecem resultados sensíveis a variações nos tamanhos de colimador e na posição dos tumores, caso a translação seja também aplicada aos setores.

Estes resultados vão de encontro aos apresentados na literatura onde se conclui que os algoritmos de dose utilizados que modelam a cabeça humana como água sobrestimam a dose em condições heterogéneas devido ao facto de não considerarem a atenuação dos feixes de radiação causada pelo ossos do crânio e a presença de interfaces ar-tecido<sup>67-69</sup>. Note-se, no entanto, que as comparações entre os resultados em condições homogéneas e heterogéneas são realizadas com base em cálculos realizados no LGP enquanto neste trabalho as comparações foram realizadas com base em duas simulações realizadas com um fantoma homogéneo e heterogéneo.

Uma das limitações verificadas na realização deste trabalho foi a falta de informação encontrada relativa ao controlo de qualidade do equipamento GK e à constituição do fantoma fornecido pela marca na compra do mesmo cuja constituição não é revelada.

## 12. Referências bibliográficas

---

1. Wright G, Bownes P, Reiner B. A comparison of four skull models for independent dose calculations for Gamma Knife® PERFEXION™. *Int J Med Phys Res Pract.* 2011;38:884–90.
2. Balik S, Chao S, Neyman G. Gamma Knife and volumetric modulated arc therapy stereotactic radiosurgery plan quality and OAR sparing comparison for pituitary adenomas and vestibular schwannomas. *J Radiosurgery SBRT.* 2018;5:237–47.
3. Kuo C, Tsai Y, Shiao A, Cheng H, Yu H-W, Su Y-K, et al. Evaluation of Clinical Application and Dosimetric Comparison of Treatment Plans of Gamma Knife and CyberKnife in Treating Arteriovenous Malformations. *Stereotact Funct Neurosurg.* 2017;(291):142–8.
4. Pollock BE. Stereotactic radiosurgery of benign intracranial tumors. *J Neurooncol.* 2009;337–43.
5. Kondziolka D, Flickinger JC, Lunsford LD. Gamma Knife Radiosurgery for Trigeminal Neuralgia. *Surg Manag Pain.* 2002;908–16.
6. Alderliesten T, Sonke JJ, Betgen A, Honnef J, Van Vliet-Vroegindewij C, Remeijer P. Accuracy evaluation of a 3-dimensional surface imaging system for guidance in deep-inspiration breath-hold radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2013;85(2):536–42.
7. Régis J, Tamura M, Guillot C, Yomo S, Muraciolle X, Nagaje M, et al. Radiosurgery with the world's first fully robotized Leksell Gamma Knife Perfexion in clinical use: A 200-patient prospective, randomized, controlled comparison with the Gamma Knife 4C. *Nurosurgery.* 2009;64(2):346–56.
8. Oetsch SJ. Linear accelerator and Gamma Knife - based stereotactic cranial radiosurgery: Challenges and successes of existing quality assurance guidelines and paradigms. Elsevier. 2008;71(1):118–21.
9. McDonald D, Schuler J, Takacs I, Peng J, Jenrette J, Vanek K. Comparison of radiation dose spillage from the Gamma Knife Perfexion with that from volumetric modulated arc radiosurgery during treatment of multiple brain metastases in a single fraction. *J Neurosurg.* 2014;121:51–9.
10. Peñagaricano JA, Yan Y, Shi C, Linskey ME, Ratanatharathorn V. Dosimetric comparison of Helical Tomotherapy and Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery for single brain metastasis. *Radiat Oncol.* 2006;1:1–6.
11. Battistoni G, Cappucci F, Bertolino N, Grazia M, Song H, Torresin A. FLUKA Monte Carlo simulation for the Leksell Gamma Knife Perfexion radiosurgery system: Homogeneous media.

- Elsevier. 2013;1–6.
12. Ma L, Chuang C, Descovich M, Petti P, Smith V, Verhey L. Whole-procedure clinical accuracy of Gamma Knife treatments of large lesions. *Med Phys*. 2008;35:5110–4.
  13. Cheung JYC, Yu KN, Yu CP, Ho RTK. Monte Carlo calculation of single-beam dose profiles used in a gamma knife treatment planning system. *Med Phys*. 1998;9:1673–5.
  14. Rykaczewski B, Zabek M. A meta-analysis of treatment of vestibular schwannoma using Gamma Knife radiosurgery. *Contemporary Oncol*. 2011;18:60–6.
  15. Kreil W, Luggin J, Fuchs I, Weigl V, Eustacchio S, Papaefthymiou G. Long term experience of gamma knife radiosurgery for benign skull base meningiomas. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2005;75:1425–30.
  16. Elaimy AL, Hanson PW, Lamoreaux WT, Mackay AR, Demakas JJ, Fairbanks RK, et al. Clinical Outcomes of Gamma Knife Radiosurgery in the Treatment of Patients with Trigeminal Neuralgia. *Int J Otolaryngol*. 2012;2012.
  17. Bir SC, Patra DP, Maiti TK, Bollam P, Minagar A, Nanda A. Direct Comparison of Gamma Knife Radiosurgery and Microsurgery for Small Size Meningiomas. *World Neurosurg*. 2017.
  18. Nakamura JL, Verhey LJ, Smith V, Petti PL, Lamborn KR, Larson DA, et al. Dose conformity of Gamma Knife Radiosurgery and risk factors for complications. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001;51(5):1313–9.
  19. Nakazawa H, Mori Y, Komori M, Tsugawa T, Shibamoto Y, Kobayashi T, et al. Simulational study of a dosimetric comparison between a Gamma Knife treatment plan and an intensity-modulated radiotherapy plan for skull base tumors. *J Radiat Res*. 2014;55:518–26.
  20. Thomas EM, Popple RA, Wu X, Clark GM, Markert JM, Guthrie BL, et al. Comparison of Plan Quality and Delivery Time between Volumetric Arc Therapy (RapidArc) and Gamma Knife Radiosurgery for Multiple Cranial Metastases. *Neurosurgery*. 2015;75(4):409–18.
  21. Kumar T, Rakowski J, Zhao B, Alkhafaji M, Burmeister J, Austin T, et al. Helical Tomotherapy versus stereotactic Gamma Knife radiosurgery in the treatment of single and multiple brain tumors: a dosimetric comparison. *J Appl Clin Med Phys*. 2010;11(4):27–41.
  22. Cho YH, Lee JM, Lee D, Park JH, Yoon K, Kim SO, et al. Experiences on two different stereotactic radiosurgery modalities of Gamma Knife and Cyberknife in treating brain metastases. *Acta Neurochir (Wien)*. 2015;157:2003–9.
  23. Xiong W, Huang D, Lee L, Feng J, Morris K, Calugaru E, et al. Implementation of Monte Carlo Simulations for the Gamma Knife System. *J Phys*. 2007;74:1–10.

24. Yomo S, Tamura M, Carron R, Porcheron D, Régis J. A quantitative comparison of radiosurgical treatment parameters in vestibular schwannomas : the Leksell Gamma Knife Perfexion versus Model 4C. *Acta Neurochir (Wien)*. 2010;152:47–55.
25. McDonald D, Yount C, Koch N, Ashenafi M, Peng J, Vaneka K. Calibration of the Gamma Knife Perfexion using TG-21 and the solid water Leksell dosimetry phantom. *Int J Med Phys Res Pract*. 2011;38:11685–93.
26. Mirzakhanian L, Benmaklouf H, Tessier F, Seuntjens J. Determination of k<sub>fmsr</sub>; f<sub>ref</sub> Q<sub>msr</sub>; Q<sub>0</sub> factors for ion chambers used in the calibration of Leksell Gamma Knife Perfexion model using EGSnrc and PENELOPE Monte Carlo codes. *Med Phys*. 2018;45:1748–57.
27. Hornbeck A, Garcia T, Cuttat M, Jenny C, Carlo M, Cuttat M, et al. Absolute calibration of the Gamma Knife ® Perfexion™ and delivered dose verification using EPR / alanine dosimetry Absolute calibration of the Gamma Knife R Perfexion TM and delivered dose verification using EPR / alanine dosimetry. 2014;61708.
28. Liu H, Andrews DW, Evans JJ, Werner-wasik M, Yu Y, Dicker AP, et al. Plan Quality and Treatment efficiency for radiosurgery to Multiple Brain Metastases : Non-Coplanar RapidArc vs. Gamma Knife. *Front Oncol*. 2016;6.
29. Lindquist C, Paddick I. The Leksell Gamma Knife Perfexion and comparisons with its predecessors. *Neurosurgery*. 2007;61:130–41.
30. Xu XG. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: A review of the fifty-year history. *Phys Med Biol*. 2015;59(18).
31. Zaidi H. Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. *Int J Med Phys Res Pract*. 2014;574:574–608.
32. Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE , a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. 2011.
33. Mayles P, Nahum A, Rosenwald J. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis; 2007.
34. Stabin M. *Fundamentals of nuclear medicine dosimetry*. New York: Springer; 2008. Capítulo 2, Fundamental Concepts: Calculating Radiation Dose; p 9-32.
35. Brosed A. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 1. Medida de la radiación*. Madrid: Aula Documental de Investigación; 2012. Capítulo 2, Ineracción de los fotones con la materia ; p.29-42.
36. Turner JE. *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH

- & Co. KGaA; 2007. Capítulo 4, Radioactive decay; p.83-108.
37. ICRP A. International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP. Publication 103. 2007.
  38. Podgorsak E. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Students and Teachers. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005. Capítulo 2, Dosimetric principles, quantities and units; p.45-70.
  39. Podgorsak EB. Radiation Physics for Medical Physicists; 2005. Capítulo 5, Interactions of Photons with Matter ; p.187-262.
  40. Powsner R, Powsner E. Essential Nuclear Medicine Physics. Chichester: John Wiley & Sons; 2007.
  41. Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, Mclean ID, Ng KH. Diagnostic Radiology Physics. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2014. Capítulo 2, Interactions of Radiation with matter; p.11-34.
  42. Ahmed SN. Physics and Engineering of Radiation Detection. Elsevier; 2007. Capítulo 2, Interaction of Radiation with Matter; p.65-148.
  43. Attix F. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Hoboken: Wiley; 1986. Capítulo 2, Quantities for describing the interaction of ionizing radiation with matter; p.20-37.
  44. Martin JE. Physics for Radiation Protection. 2nd edition. Wiley 2006. Capítulo 7, Interactions of Radiation with Matter; p.305-366.
  45. J R Greening. Fundamentals of Radiation Dosimetry. 2nd edition. Bristol: A. Hilger; 1981. Capítulo 2, Interactions of Ionising Radiation with Matter; p.6-34.
  46. Paddick I, Lippitz B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. J Neurosurg. 2006;105 Suppl:194–201.
  47. TrueBeam® Radiotherapy System [Internet]. [cited 2019 Sep 24]. Available from: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>
  48. Nakamura JL, Pirzkall A, Carol MP, Xia P, Smith V, Wara WM, et al. Comparison of Intensity-Modulated Radiosurgery with Gamma Knife Radiosurgery for challenging skull base lesions. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2003;55(1):99–109.
  49. Amichetti M, Amelio D, Minniti G. Radiosurgery with photons or protons for benign and malignant tumours of the skull base : a review. Radiat Oncol. 2012;7(1):1.
  50. Shepard D. Gamma Knife and CyberKnife : Physics and Quality Assurance. Swedish Cancer

Inst.

51. Medical News Today: What is Proton Therapy? [Internet]. The National Association for Proton Therapy. [cited 2019 Sep 24]. Available from: <https://www.proton-therapy.org/blog/medical-news-today-what-is-proton-therapy/>
52. Vitti ET, Parsons JL. The radiobiological effects of proton beam therapy: Impact on DNA damage and repair. *Cancers (Basel)*. 2019;11(7):1–15.
53. Gomes JGR, Salvajoli JV, Gorgulho A, Salles AAF de. Tratamento das Metástases Cerebrais com Radiocirurgia : Quando e como Indicar ? *J Bras Neurocir*. 2015;25(3):240–50.
54. Schimmel WCM, Verhaak E, Hanssens PEJ, Gehring K, Sitskoorn MM. A randomised trial to compare cognitive outcome after gamma knife radiosurgery versus whole brain radiation therapy in patients with multiple brain metastases : research protocol CAR-study B. *BMC Cancer*. 2018;1–9.
55. Nakazawa H, Komori M, Shibamoto Y, Tsugawa T, Mori Y, Kobayashi T. Dosimetric comparison of absolute and relative dose distributions between tissue maximum ratio and convolution algorithms for acoustic neurinoma plans in Gamma Knife radiosurgery. Springer. 2014.
56. Han JH, Kim DG, Chung H-T, Park C-K, Paek SH, Kim C-Y, et al. Gamma Knife Radiosurgery for skull base meningiomas: Long-term radiologic and clinical outcome. *Elsevier*. 2008;72(5):1324–32.
57. Pan DH-C, Kuo Y-H, Guo W-Y, Chung W-Y, Wu H-M, Liu K-D, et al. Gamma Knife surgery for cerebral arteriovenous malformations in children: a 13-year experience. *J Neurosurg Pediatr*. 2008;1:296–304.
58. TomoTherapy® and Radixact™ Technology [Internet]. 2019 [cited 2019 Sep 24]. Available from: <https://www.tomotherapy.com/technology>.
59. Mori Y, Kaneda N, Hagiwara M, Ishiguchi T. Dosimetric Study of Automatic Brain Metastases Planning in Comparison with Conventional Multi-Isocenter Dynamic Conformal Arc Therapy and Gamma Knife Radiosurgery for Multiple Brain Metastases. *Cureus*. 2016;8(11):1–14.
60. Petti PL, Ph D. Gamma Knife Radiosurgery. Taylor McAdam Bell Neurosci Inst.
61. Bhatnagar JP, Novotny J, Niranjana A, Kondziolka D, Flickinger J, Lunsford D, et al. First year experience with newly developed Leksell Gamma Knife® Perfexion™. *J Med Phys*. 2009;34(3):141–8.
62. Brehmer S, Grimm MA, Förster A, Seiz-rosenhagen M, Stieler F, Wenz F, et al. Study Protocol :

- Early Stereotactic Gamma Knife Radiosurgery to Residual Tumor After Surgery of Newly Diagnosed Glioblastoma ( Gamma-GBM ). *Neurosurgery*. 2018;0(0):1–5.
63. Fallows P, Wright G, Harrold N, Bownes P. A comparison of the convolution and TMR10 treatment planning algorithms for Gamma Knife ® radiosurgery. *J Radiosurgery SBRT*. 2018;5:157–67.
  64. Windows M, Corporation M, Hori K, Sakajiri A. *New Techniques in Oncological Imaging*. 2006.
  65. Drzymala RE, Wood RC, Levy J. Calibration of the Gamma Knife using a new phantom following the AAPM TG51 and TG21 protocols. *Int J Med Phys Res Pract*. 2008;38:514–21.
  66. Queiroga MP. Cálculo de doses absorvidas e efetivas em exames de tomografia de emissão de positrões com 18F-FDG. 2017;
  67. Moskvin V, Timmerman R, Desrosiers C, Randall M, Desrosiers P, Dittmer P, et al. Monte Carlo simulation of the Leksell Gamma Knife R : II . Effects of heterogeneous versus homogeneous media for stereotactic radiosurgery. *Phys Med Biol*. 2004;49:4879–95.
  68. Al-dweri FMO, Rojas EL, Lallena AM. Effects of bone and air-tissue inhomogeneities on the dose distributions of the Leksell Gamma Knife R calculated with PENELOPE. *Phys Med Biol*. 2005;50:5665–78.
  69. Yuan J, Machtay M. A Monte Carlo model and its commissioning for the Leksell Gamma Knife Perfexion radiosurgery system. *Med Phys*. 2017;44(9):4910–8.