



ESCOLA
SUPERIOR
DE TECNOLOGIA
DA SAÚDE
DE LISBOA



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

**DOSIMETRIA E ANÁLISE DE INCERTEZAS EM BRAQUITERAPIA
GINECOLÓGICA**

MÁRCIA SOFIA ALVES COELHO

PROF. DOUTOR PEDRO VAZ, IST/ITN, INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO, UNIVERSIDADE
TÉCNICA DE LISBOA

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Lisboa, 2013

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

**DOSIMETRIA E ANÁLISE DE INCERTEZAS EM BRAQUITERAPIA
GINECOLÓGICA**

MÁRCIA SOFIA ALVES COELHO

PROF. DOUTOR PEDRO VAZ, IST/ITN, INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO, UNIVERSIDADE
TÉCNICA DE LISBOA

JÚRI

PROF.^a DOUTORA MARGARIDA EIRAS (PRESIDENTE)
PROF. DOUTOR NUNO TEIXEIRA (ARGUENTE)

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Lisboa, 2013

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Pedro Vaz, pelo interesse demonstrado em desenvolver este tema e por ter aceitado a orientação científica. Agradeço todos os conhecimentos transmitidos e críticas construtivas durante todas as fases deste trabalho, assim como, todo o apoio e motivação.

À Doutora Ana Belchior, pela partilha de conhecimentos computacionais, por toda a atenção, acompanhamento e tempo que dispôs para me ajudar a ultrapassar todas as dificuldades computacionais, sempre com boa disposição.

A todos os profissionais do IST/ITN que permitiram utilizar os seus computadores para as minhas simulações.

Aos meus colegas de trabalho, pela tolerância e todo o incentivo que foi dado para conseguir chegar ao fim, em especial ao Engenheiro Miguel Pontes pelos conselhos experimentais e metodológicos.

Ao meu namorado por toda a paciência e dedicação sem igual, pela sua presença em todos os momentos e por ter colocado e monitorizado grande parte das minhas simulações no seu local de trabalho mesmo não entendendo nada do assunto.

Aos meus pais, por toda a dedicação prestada nas várias etapas da minha vida e por toda a compreensão que demonstraram durante os longos períodos da minha ausência.

Resumo

A Braquiterapia intracavitária permite administrar uma dose elevada no volume tumoral e minimizar a dose nos órgãos e tecidos circundantes. Contudo, as incertezas no posicionamento da fonte assim como a descrição simplificada das estruturas anatómicas e do aplicador conduzem a incertezas no cálculo de dose recebida pelo tumor e órgãos e tecidos circundantes.

Este estudo envolvendo simulações por métodos Monte Carlo com a utilização de fantasmas de voxel, e medições efectuadas utilizando câmaras de ionização e fantasmas padrão utilizados em braquiterapia, tem como objectivo i) avaliar a exactidão do cálculo de dose obtido pelo sistema de planeamento ("Treatment Planning System, TPS"), ii) identificar as principais fontes e factores de incerteza no cálculo dosimétrico efectuado e iii) efectuar uma análise da correspondente contribuição para a incerteza total no cálculo de dose.

Para tal, comparou-se o cálculo de dose obtido pelo TPS para 5 pontos situados a 2 cm para lá do centro da fonte com os correspondentes resultados obtidos utilizando o programa de simulação por métodos de Monte Carlo PENELOPE, representativo do estado da arte computacional em simulações utilizando métodos de Monte Carlo, sem e com aplicador vaginal. Averiguou-se também a influência da variação da posição da fonte de 1 mm nas direcções anterior-posterior, direita-esquerda e crânio-caudal na dose média recebida pelo recto e bexiga através de um fantoma de voxel pélvico.

Para os pontos localizados a 2 cm para lá do centro da fonte, o desvio relativo entre a dose calculada pelo PENELOPE para a geometria sem aplicador e o TPS foi inferior a 3%. Para a geometria com aplicador o desvio relativo foi inferior a 11%. Neste estudo a variação da posição da fonte no sentido anterior-posterior contribuiu para um desvio relativo de +6.6% na dose média recebida pela bexiga, enquanto que para o recto a maior diferença encontrada foi no sentido crânio-caudal com um desvio relativo de +6.6%.

Quando o aplicador é implementado no programa PENELOPE, observa-se uma redução da dose em média de 9.4% a nível dos pontos de relevância clínica em relação ao TPS. O fantoma de voxel pélvico utilizado permitiu estudar variações na posição da fonte e a sua influência na dose recebida pelos órgãos de risco. Neste trabalho, variações na posição da fonte de 1 mm contribuíram para um aumento de 6.6% na dose recebida pela bexiga e pelo recto. Assim, incertezas no cálculo de dose e na administração do tratamento podem comprometer o sucesso da terapêutica.

Palavras-chave: Braquiterapia Intracavitária, Sistema de Planeamento, Simulação de Monte Carlo, Fantoma de voxel, Incertezas.

Abstract

Intracavitary brachytherapy allows the delivery of a high dose to the tumoral volume, while minimizing the dose received by the surrounding organs and tissues. However, uncertainties in the source positioning as well as the simplified description of the surrounding anatomic structures and applicator lead to uncertainties in dose calculation received by the tumor and surrounding tissues and organs.

This study involving Monte Carlo simulations using voxel phantoms and measurements made using ionization chambers and pattern phantoms used in Brachytherapy, aims to i) evaluate the accuracy of the dose calculation obtained by the Treatment Planning System (TPS), ii) identify the main factors and sources of uncertainties in the performed dosimetric calculation and iii) analyze the correspondent contribution to the global uncertainty in the dose calculation.

To this end it was made the comparison between the dose calculation of the TPS in 5 points located at 2 cm away from the source center and the corresponding results obtained using the Monte Carlo simulation program PENELOPE, representative of the state of the art in computational simulations using Monte Carlo methods, with and without the vaginal applicator. The influence of source position variations of 1 mm in the anterior-posterior, right-left and cranio-caudal directions on the average dose to the bladder and rectum through the use of a pelvic voxel phantom was also investigated.

For the dose results for points at 2 cm away from the source center, without applicator, the relative differences in the calculated dose between the PENELOPE simulated values and the TPS ones were below 3%. With the applicator, the corresponding relative deviation was below 11%. For this study the source position variations in the anterior-posterior direction contributed to a relative deviation of +6.6% in the average dose to the bladder, whereas for the rectum the biggest difference was found in the cranio-caudal direction with a relative deviation of +6.6%.

When the applicator is implemented in the PENELOPE program, it was observed a significantly dose reduction on average of 9.4% in the points of clinical relevance compared to the TPS. The used pelvic voxel phantom allowed the study of source position variations and its influence on the dose received by the organs. In this work the source position variations of 1 mm contributed to an increase of 6.6% in the bladder and the rectum dose. Thus, uncertainties in the dose calculation and in treatment administration may compromise the outcome of the therapy.

Keywords: Intracavitary Brachytherapy, Treatment Planning System, Monte Carlo Simulation, Voxel Phantom, Uncertainties.

Índice

Agradecimentos	I
Resumo	II
Abstract	III
Índice	IV
Índice de Tabelas	VI
Índice de Figuras.....	VII
Índice de Gráficos	VIII
Índice de Anexos.....	IX
1. Introdução.....	1
1.1. <i>Protecção Radiológica e Dosimetria</i>	4
1.1.1. Efeitos Estocásticos	5
1.1.2. Efeitos Determinísticos	5
1.2. <i>Grandezas Radiométricas e Dosimétricas</i>	5
1.2.1. Fluência	5
1.2.2. Fluxo.....	5
1.2.3. Fluência Energética.....	5
1.2.4. Taxa de Fluência Energética	6
1.2.5. Kerma.....	6
1.2.6. Dose Absorvida.....	6
1.2.7. Dose Equivalente	7
1.2.8. Dose Efectiva	7
1.3. <i>Interacção da Radiação Ionizante com a matéria</i>	8
1.3.1. Interacção dos Fotões com a matéria	8
1.3.2. Interacção dos Electrões e Positrões com a matéria	9
2. Braquiterapia	11
2.1. <i>Técnicas em Braquiterapia</i>	11
2.1.1. Local de posicionamento do isótopo	11
2.1.2. Duração da irradiação.....	12
2.1.3. Taxa de dose	12
2.2. <i>Características das Fontes Radioactivas</i>	13
2.2.1. Especificação das Fontes	14
2.2.2. Equipamento HDR Varisource iX©.....	15
2.3. <i>Braquiterapia Ginecológica</i>	17
2.3.1. Aplicações Clínicas	17
2.3.2. Aplicadores Intracavitários	18
2.3.3. Sistemas Dosimétricos	19
2.3.4. Planeamento com Imagem 3D	21
2.4. <i>Sistema de Planeamento de Braquiterapia</i>	23
2.4.1. Estrutura do TPS	23
2.4.2. Formalismo TG-43.....	23
2.4.3. Limitações.....	25
3. Métodos de Monte Carlo	27
3.1. <i>Modelo Análogo e não Análogo</i>	27

3.2.	<i>Código PENELOPE</i>	28
3.2.1.	Transporte de Fótons.....	28
3.2.2.	Transporte de Electrões	29
3.2.3.	Mecanismo de transporte.....	29
3.3.	<i>Organização e modo de operação do código PENELOPE</i>	30
3.3.1.	Estrutura do programa principal Penmain	31
3.3.2.	Estrutura do programa PenEasy	32
4.	Materiais e Métodos	34
4.1.	<i>Medições utilizando fantoma padrão</i>	34
4.2.	<i>Validação do modelo computacional implementado no PENELOPE</i>	37
4.2.1.	Implementação da geometria	37
4.2.2.	Implementação dos materiais.....	39
4.2.3.	Criação de Ficheiros de Input.....	40
4.2.4.	Resultados experimentais vs. Simulações Monte Carlo.....	40
4.2.4.1.	Resultados relativos ao “setup 1”	41
4.2.4.2.	Resultados relativos ao “setup 2”	42
4.2.4.3.	Resultados relativos ao “setup 3”	42
4.2.4.4.	Resultados relativos ao “setup 4”	43
4.2.5.	Análise dos resultados.....	44
4.3.	<i>Cálculo TPS e simulações Monte Carlo de uma distribuição de dose em braquiterapia</i>	45
4.3.1.	Cálculo TPS	45
4.3.2.	Simulações MC PENELOPE	46
4.3.2.1.	Implementação da geometria	46
4.3.2.1.1.	Geometria sem aplicador.....	46
4.3.2.1.2.	Geometria com aplicador.....	47
4.3.2.2.	Implementação dos materiais.....	47
4.3.2.3.	Criação de Ficheiros de Input.....	47
4.4.	<i>Fantoma de voxel</i>	48
4.4.1.	Segmentação e construção do fantoma de voxel.....	48
4.4.2.	Implementação do fantoma de voxel no PENELOPE	50
4.4.3.	Simulação utilizando o programa PenEasy	52
5.	Resultados.....	54
5.1.	<i>TPS vs PENELOPE</i>	54
5.1.1.	Geometria sem aplicador	55
5.1.2.	Geometria com aplicador	55
5.1.3.	Análise dos resultados.....	56
5.2.	<i>Simulações utilizando o fantoma de voxel</i>	57
5.2.1.	Variação do posicionamento da fonte	59
5.2.1.1.	<i>Dose média recebida pela bexiga</i>	59
5.2.1.2.	<i>Dose média recebida pelo recto</i>	60
5.2.2.	Análise dos resultados.....	61
6.	Análise de Incertezas	63
6.1.	<i>Incertezas associadas às leituras de dose</i>	63
6.2.	<i>Incertezas no cálculo da dose, associadas às simulações de Monte Carlo</i>	65
6.3.	<i>Incertezas no cálculo da dose, associadas ao posicionamento da fonte</i>	67
7.	Discussão dos Resultados e Conclusões	68
	Referências Bibliográficas.....	73

Índice de Tabelas

Tabela 1.1 - Limites de exposição à radiação ionizante obtidos no ICRP-103.	4
Tabela 1.2 - Factores de ponderação W_R para cada tipo de radiação.	7
Tabela 1.3 - Factores de ponderação W_T para cada tipo de tecido.	7
Tabela 2.1 - Características das fontes mais utilizadas em Braquiterapia	14
Tabela 2.2 - Espectro energético do ^{192}Ir	16
Tabela 4.1 - Valores do factor K_Q para a câmara de ionização utilizada.	36
Tabela 4.2 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o "setup 1".	41
Tabela 4.3 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o "setup 2".	42
Tabela 4.4 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o "setup 3".	43
Tabela 4.5 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o "setup 4".	44
Tabela 4.6 - Tempo assumido pela fonte para cada posição.	48
Tabela 4.7 - Número de identificação dos materiais e densidades utilizados no ficheiro *.CT. .	51
Tabela 4.8 - Composição atómica dos materiais criados na aplicação <i>Material</i>	53
Tabela 5.1 - Valores de dose obtidos a 2 cm do centro da fonte com o TPS e com o PENELOPE, assim como o respectivo desvio relativo para a geometria sem aplicador.	55
Tabela 5.2 - Valores de dose obtidos a 2 cm do centro da fonte com o TPS e com o PENELOPE, assim como o respectivo desvio relativo para a geometria com aplicador.	56
Tabela 5.3 - Energia depositada em cada material para a fonte centrada em	57
Tabela 5.4 - Energia depositada em cada material para a fonte centrada em	58
Tabela 5.5 - Desvio relativo da dose média recebida pela Bexiga para uma variação de 1 mm nas várias direcções.	60
Tabela 5.6 - Desvio relativo da dose média recebida pelo Recto para uma variação de 1 mm nas várias direcções.	61
Tabela 6.1 - Incertezas associadas à reprodutibilidade da montagem do "setup".	64
Tabela 6.2 - Síntese das Incertezas presentes nas medições realizadas.	65
Tabela 6.3 - Incerteza Global (%) associada ao cálculo de MC Penelope.	67
Tabela 6.4 - Incertezas associadas ao posicionamento da fonte para o modelo experimental. .	67
Tabela 6.5 - Incerteza Global (%) associada ao posicionamento da fonte.	67

Índice de Figuras

Figura 1.1 - Parâmetros que influenciam o tipo de interação do electrão com o átomo, onde a representa o raio atómico e b representa o parâmetro de impacto (adaptado de <i>Attix</i> ²⁰).	10
Figura 2.1 - Representação esquemática da fonte Varisource - VS2000	15
Figura 2.2 - Esquema de decaimento radioactivo do ¹⁹² Ir.	16
Figura 2.3 - VariSource iX, HDR Afterloader ³⁴	17
Figura 2.4 - Aplicador vaginal: cilindros.	18
Figura 2.5 - Aplicador vaginal: ovoides.	18
Figura 2.6 - Aplicador útero-vaginal: sondas intrauterinas e cilindros.	19
Figura 2.7 - Aplicador útero-vaginal: sondas intrauterinas e ovoides.	19
Figura 2.8 - Aplicador útero-vaginal: sonda Intrauterina com aplicador em Anel.	19
Figura 2.9 - Projecção das extremidades de uma fonte, P e Q, numa radiografia anterior e lateral (figura retirada de <i>Goddon</i> ³⁹).	20
Figura 2.10 - Projecção anterior (a) e lateral (b) de um implante útero-vaginal ⁴⁰ onde estão definidos os pontos de referência: pontos A e B, U é o ponto de referência da bexiga, R o ponto de referência do recto (figura retirada de <i>Jayaraman et al</i> ⁴⁰).	21
Figura 2.11 - Sistema de coordenadas definido no TG-43 para o cálculo da distribuição de dose na proximidade de uma fonte linear (adaptado de <i>Perez-Calatayud et al</i> ⁴⁸).	24
Figura 3.1 - Representação esquemática do método de transporte <i>Random Hinge</i>	30
Figura 4.1 - Fantoma T9193 que possui um orifício central (0) onde se posicionou a fonte e 4 orifícios periféricos (1,2,3,4) onde se introduziu a câmara de ionização.	35
Figura 4.2 - Montagem experimental para cada "setup": a) "setup 1", b) "setup 2", c) "setup 3" e d) "setup 4". Para cada "setup" a câmara de ionização (cabo azul) é inserida num orifício diferente do fantoma.	36
Figura 4.3 - Dimensões (em mm) do fantoma de PMMA utilizado (figura retirada de <i>Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics</i> ⁶⁶).	37
Figura 4.4 - Dimensões (em mm) da região sensível da câmara de ionização <i>Farmer</i> 0.6 cm ³ (modelo 30013).	38
Figura 4.5 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o "setup 1" (visualização no eixo x e z).	38
Figura 4.6 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o "setup 2" (visualização no eixo y e z).	39
Figura 4.7 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o "setup 3" (visualização no eixo x e z).	39
Figura 4.8 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o "setup 4" (visualização no eixo y e z).	39
Figura 4.9 - Distribuição de dose obtida pelo TPS para um tratamento de BQ vaginal com cilindro no plano axial (imagem da esquerda) e coronal (imagem da direita). No centro da distribuição (A) estão representadas as posições da fonte.	46
Figura 4.10 - Representação geométrica da fonte sem aplicador (imagem da esquerda) e com aplicador (imagem da direita) para a primeira posição.	47
Figura 4.11 - Planos axial, coronal e sagital de uma sequência de CBCT de uma doente que realizou braquiterapia convencional.	49
Figura 4.12 - Planos axial, coronal e sagital do fantoma antropomórfico de voxel obtido a partir da sequência de imagens de CBCT.	50
Figura 4.13 - Visualização dos materiais constituintes do fantoma antropomórfico de voxel nos planos coronal, sagital e axial, obtidos pelo script do <i>Gnuplot readct-mat.gnu</i> .	51
Figura 4.14 - Combinação hipotética de uma geometria de voxel (obtida de uma imagem de TC) com uma geometria quadrática (fonte de braquiterapia). Figura retirada de <i>Soler</i> ⁵⁸ .	52
Figura 5.1 - Representação esquemática das posições da fonte e dos pontos para os quais se obteve a dose para a geometria sem aplicador.	54
Figura 5.2 - Representação esquemática das posições da fonte e dos pontos para os quais se obteve a dose para a geometria com aplicador.	54

Índice de Gráficos

Gráfico 4.1 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “ <i>setup 1</i> ” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.	41
Gráfico 4.2 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “ <i>setup 2</i> ” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.	42
Gráfico 4.3 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “ <i>setup 3</i> ” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.	43
Gráfico 4.4 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “ <i>setup 4</i> ” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.	44
Gráfico 5.1 - Valores de dose obtidos a 2 cm da fonte com o TPS e com o PENELOPE, com a respectiva incerteza estatística para a geometria sem aplicador.	55
Gráfico 5.2 - Valores de dose obtidos a 2 cm do centro da fonte com o TPS e com o PENELOPE, com a respectiva incerteza estatística para a geometria com aplicador.	56
Gráfico 5.3 - Dose média recebida pela bexiga para um desvio anterior-posterior de 1 mm.	59
Gráfico 5.4 - Dose média recebida pela bexiga para um desvio direita-esquerda de 1 mm.	59
Gráfico 5.5 - Dose média recebida pela bexiga para um desvio crânio-caudal de 1 mm.	59
Gráfico 5.6 - Dose média recebida pelo recto para um desvio anterior-posterior de 1 mm.	60
Gráfico 5.7 - Dose média recebida pelo recto para um desvio direita-esquerda de 1 mm.	60
Gráfico 5.8 - Dose média recebida pelo recto para um desvio crânio-caudal de 1 mm.	61

Índice de Anexos

<i>ANEXO 1 - FICHEIRO DE GEOMETRIA (SETUP 1 E 1ª POSIÇÃO DA FONTE).....</i>	<i>77</i>
<i>ANEXO 2 - FICHEIRO DE ENTRADA (SETUP 1 E 1ª POSIÇÃO DA FONTE).....</i>	<i>84</i>
<i>ANEXO 3 - FICHEIRO DE GEOMETRIA DA FONTE SEM APLICADOR (1ª POSIÇÃO DA FONTE).....</i>	<i>87</i>
<i>ANEXO 4 - FICHEIRO DE GEOMETRIA DA FONTE COM APLICADOR (1ª POSIÇÃO DA FONTE).....</i>	<i>90</i>
<i>ANEXO 5 - FICHEIRO DE ENTRADA DA FONTE SEM APLICADOR (1ª POSIÇÃO DA FONTE).....</i>	<i>95</i>
<i>ANEXO 6 - FICHEIRO DE ENTRADA DA FONTE COM APLICADOR (1ª POSIÇÃO DA FONTE).....</i>	<i>98</i>
<i>ANEXO 7 - FICHEIRO *.CT</i>	<i>101</i>
<i>ANEXO 8 - FICHEIRO *.VOX.....</i>	<i>103</i>
<i>ANEXO 9 - FICHEIRO *.GEO INTRODUZIDO NO PENEASY PARA A 1ª POSIÇÃO DA FONTE.....</i>	<i>105</i>
<i>ANEXO 10 - FICHEIRO DE ENTRADA DO PENEASY PARA A 1ª POSIÇÃO DA FONTE</i>	<i>110</i>

Lista de Siglas

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
BT	Braquiterapia
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CI	Câmara de ionização
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DNA	<i>Deoxyribonucleic Acid</i>
GEC-ESTRO	<i>Groupe Européen de Curiethérapie- European Society for Radiotherapy & Oncology</i>
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
HR / IR CTV	<i>High risk / Intermediate risk Clinical Target Volume</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
ICWG	<i>Interstitial Collaborative Working Group</i>
KERMA	<i>kinetic energy released per unit mass</i>
MC	Monte Carlo
NITINOL	<i>Nickel/Titanium Alloy</i>
OAR's	<i>Organs at Risk</i>
PENELOPE	<i>Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons</i>
RAKR	<i>Reference Air Kerma Rate</i>
RM	Ressonância Magnética
RNA	<i>Ribonucleic Acid</i>
RTE	Radioterapia Externa
SI	Sistema Internacional
TC	Tomografia Computorizada
TG-43	<i>Task Group nº 43</i>
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i>

1. Introdução

Os tumores malignos são a segunda causa de morte em Portugal¹ ocupando os tumores ginecológicos o 2º lugar entre os tumores mais frequentes no mundo, sobretudo em países em desenvolvimento².

A Braquiterapia Intracavitária consiste no tratamento de tumores localizados em cavidades naturais do corpo como o útero e a vagina através da colocação de uma ou várias fontes radioactivas seladas. É um tratamento que pode ser administrado de forma isolada ou associado a outras terapêuticas e representa uma indicação clínica importante para grande parte das pacientes com tumores ginecológicos, na medida em que contribui para o aumento da sobrevida e melhoria da qualidade de vida³⁻⁴. Isto deve-se ao facto de este tratamento permitir administrar uma dose elevada no tumor com uma significativa redução da dose nos órgãos e tecidos são adjacentes⁵⁻⁸, pois o gradiente de dose que se obtém com a maioria dos isótopos utilizados é muito acentuado.

A principal motivação para abordar este tema advém do escasso desenvolvimento desta técnica por oposição ao progresso crescente observado na Radioterapia Externa. Na Braquiterapia é frequente a distribuição de dose obtida não se basear em imagens de TC, logo a prescrição da dose não é feita para volumes mas sim para pontos definidos geometricamente através de imagens radiográficas de acordo com as recomendações do ICRU38⁹. Além disso, não são utilizados algoritmos de cálculo que contabilizem a interacção da radiação com os tecidos e com os aplicadores que constituem o material vector à passagem da fonte. Actualmente o cálculo da distribuição de dose obtido pelo Sistema de Planeamento do Tratamento (que será referido por TPS, iniciais de "*Treatment Planning System*" ao longo deste documento) baseia-se no formalismo TG-43 introduzido pela AAPM¹⁰⁻¹² para fontes cilíndricas e simétricas. Contudo, este formalismo apenas tem em conta a distribuição de dose em torno da fonte selada, considerando o meio circundante como água¹³.

Deste modo, é fundamental assegurar a exactidão do cálculo de dose obtido pelos sistemas de planeamento através de algoritmos mais sofisticados e da utilização de imagens que possuam informação sobre as densidades dos tecidos, assim como a exactidão no posicionamento da fonte e do aplicador por forma a maximizar o resultado clínico pretendido.

Por essa razão, os principais objectivos deste trabalho são:

- Determinar a exactidão do cálculo de dose em braquiterapia ginecológica obtido pelo TPS;

- Analisar e avaliar a influência das incertezas associadas ao posicionamento da fonte e a outros factores, na dose recebida pelos principais órgãos de risco nomeadamente o recto e a bexiga;

Para tal, validou-se a geometria da fonte de ^{192}Ir da empresa *Varian Medical Systems* e o modelo experimental implementado computacionalmente através de medições efectuadas utilizando um fantoma cilíndrico e equipamento de detecção de radiação apropriados. Estabeleceram-se comparações entre o cálculo obtido pelo TPS e os resultados obtidos utilizando o programa de simulação por métodos de Monte Carlo PENELOPE¹⁴, através do programa principal *Penmain*. Este programa permite efectuar uma verificação independente do cálculo de dose realizado pelo sistema de planeamento. Isto porque possibilita a modelação precisa da fonte ^{192}Ir e do aplicador ginecológico e também porque simula a trajectória de cada partícula em qualquer geometria através de algoritmos que utilizam números pseudo-aleatórios para reproduzir as funções densidades de probabilidade para cada processo de interacção da radiação com a matéria.

Foi criado e implementado um fantoma antropomórfico de voxel no programa principal designado por *PenEasy* de modo a estimar a dose em estruturas de interesse (órgãos e tecidos) quando consideramos os tecidos de diferentes densidades.

O conceito de fantoma antropomórfico de voxel refere-se a um modelo computacional que descreve os seus órgãos e tecidos do corpo humano como sendo constituídos por elementos volumétricos reduzidos (de dimensões típicas da ordem de vários mm^3) designados por *voxels*. Para criar este fantoma converteu-se uma sequência de imagens de CBCT, adquirida a uma doente que realizou BT vaginal com cilindro, numa geometria de voxel. Com este tipo de fantoma conseguimos obter informação detalhada sobre os diferentes órgãos e tecidos que constituem o corpo humano como a sua forma geométrica, a massa e o volume. Sabendo a densidade e a composição atómica de cada tecido foi possível simular a interacção da radiação com cada estrutura e calcular a energia depositada em diferentes órgãos através do método de simulação Monte Carlo PENELOPE com recurso ao programa principal *PenEasy*. A sua aplicação permite simular vários problemas que envolvem geometrias quadráticas, de voxel ou geometrias compostas por ambos que é o caso do presente trabalho.

Na maioria das vezes é difícil realizar medições *in vivo* com detectores colocados no interior do corpo. Daí que os modelos computacionais constituem uma forma de calcular a dose nos órgãos críticos através da representação da anatomia humana o mais fiel possível à realidade¹⁵, condição importante quando se pretende simular tratamentos de radioterapia ou braquiterapia.

Posteriormente determinaram-se qualitativamente e quantitativamente as incertezas existentes na montagem experimental e que influenciam a distribuição de dose.

Efectuou-se uma análise de sensibilidade (variação da dose administrada e da sua variação espacial devido à incerteza no valor de algumas variáveis) através das simulações de MC.

As seguintes fontes de incerteza que podem influenciar a correcta administração do tratamento, do ponto de vista dosimétrico foram consideradas:

- Incerteza no posicionamento da fonte,
 - Incerteza na geometria do aplicador e da fonte radioactiva,
 - Incerteza na geometria e materiais constituintes (densidades) dos tecidos e órgãos
- É assim inevitável considerá-las em todas as etapas que envolvem a administração de um tratamento de Braquiterapia¹⁶⁻¹⁷.

Este documento está organizado em 7 capítulos cujos temas distribuem-se da seguinte forma:

No presente capítulo 1 são abordados os conceitos fundamentais de Protecção Radiológica e Dosimetria subjacentes na BT.

No capítulo 2 é feita uma abordagem à BT em geral, nomeadamente ao tipo de técnicas e fontes radioactivas utilizadas. Maior detalhe será dado à BT ginecológica e às características dos sistemas de planeamento utilizados.

No capítulo 3, os conceitos base subjacentes aos métodos de Monte Carlo estão descritos com maior detalhe, com abordagem específica do transporte de fotões e electrões feito pelo código PENELOPE e ao seu modo de operação através dos dois programas principais utilizados: *Penmain* e *PenEasy*.

No capítulo 4 são descritos os materiais e métodos utilizados: o TPS, as medições utilizando um fantoma cilíndrico específico para braquiterapia e equipamento de detecção da radiação e as simulações de Monte Carlo utilizando geometrias quadráticas e um fantoma antropomórfico de voxel.

No capítulo 5, são apresentados os resultados referentes aos valores de dose obtidos através da aplicação do TPS, das medições e das simulações de Monte Carlo.

No capítulo 6, é efectuada a análise de incertezas do posicionamento e da geometria da fonte assim como dos métodos utilizados.

No último capítulo é efectuada a discussão dos resultados e são apresentadas as conclusões deste trabalho.

1.1. Protecção Radiológica e Dosimetria

A protecção radiológica tem como objectivo proteger os indivíduos contra exposições indevidas a radiações ionizantes. O sistema internacional de protecção radiológica articula-se em torno de 3 princípios¹⁸ fundamentais:

- Justificação;
- Optimização;
- Limitação de dose;

A administração de radiação para fins terapêuticos, como é o caso da utilização de fontes radioactivas seladas em braquiterapia ginecológica, deve ser sempre optimizada de modo a que o paciente, os profissionais e o público em geral não sejam expostos desnecessariamente, mantendo os níveis de exposição tão baixos quanto razoavelmente possível (*ALARA*). Os limites de dose recomendados pelo ICRP-103¹⁸ para a exposição dos profissionais e público em geral apresenta-se na tabela seguinte:

Tabela 1.1 - Limites de exposição à radiação ionizante obtidos no ICRP-103.

	Profissionais	Público
Dose Efectiva	20mSv/ano (máximo de 50mSv em 1 ano e 100mSv em 5 anos)	1mSv/ano (máximo de 5mSv em 1 ano e 5mSv em 5 anos)
Dose Equivalente		
Cristalino	150mSv/ano (valor actualizado para 20 mSv/ano desde 2011)	15mSv/ano
Pele	500mSv/ano	50mSv/ano
Extremidades	500mSv/ano	50mSv/ano

A optimização da exposição à radiação ionizante é importante pois a radiação interage directamente com os electrões e os núcleos atómicos e indirectamente através da interacção com as moléculas de água de onde resultam radicais livres. Desta forma, a radiação ionizante provoca a excitação e ionização de átomos e moléculas que regulam os processos celulares como o DNA, RNA e proteínas, resultando na quebra de ligações químicas e formação de ligações químicas entre macromoléculas¹⁹. Os danos provocados dependem do tipo de radiação, da taxa de dose, da dose total, da dose por fracção, da fase do ciclo celular e do nível de oxigenação das células. As células têm capacidade de reparar os danos até certo ponto, quando expostas a níveis muito elevados de radiação acabam por ser destruídas e como não são substituídas rapidamente o tecido de que fazem parte deixa de exercer a função que desempenha. Dois tipos de efeitos podem ocorrer devido à exposição a radiações ionizantes:

1.1.1. Efeitos Estocásticos

Os efeitos estocásticos surgem devido à exposição a baixas doses de radiação durante um longo período de tempo. Não existe um limiar de dose a partir do qual surgem estes efeitos e a probabilidade de ocorrerem é proporcional à dose recebida. Classificam-se como efeitos somáticos, quando afectam a pessoa irradiada (como por exemplo a indução de tumores malignos) e como efeitos genéticos, quando afectam as gerações vindouras devido à irradiação dos órgãos reprodutores e potenciam a transmissão hereditária dos efeitos detrimenais produzidos pelos danos celulares e genéticos.

1.1.2. Efeitos Determinísticos

Os efeitos determinísticos surgem devido à exposição a doses intermédias/altas de radiação, causando danos funcionais nos tecidos ou órgãos. Existe um limiar de dose a partir do qual surgem estes efeitos e a sua gravidade depende da dose total, da taxa de dose e da sensibilidade dos tecidos irradiados, temos como exemplo o eritema da pele.

1.2. Grandezas Radiométricas e Dosimétricas

1.2.1. Fluência

A fluência (Φ) determina-se através do número de partículas incidentes (dN) sobre a secção transversa (da) de uma esfera e exprime-se em partículas/cm²:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad [\text{Eq.1}]$$

1.2.2. Fluxo

O fluxo (ϕ) diz respeito à taxa de fluência de partículas, ou seja, corresponde à fluência (Φ) por unidade de tempo (dt) e exprime-se em partículas/cm²/s:

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad [\text{Eq.2}]$$

1.2.3. Fluência Energética

A fluência energética (Ψ) é calculada a partir do somatório de todas as energias (dR) das partículas incidentes sobre a secção transversa (da) de uma esfera, com unidades de J/cm²:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad [\text{Eq.3}]$$

1.2.4. Taxa de Fluência Energética

A taxa de fluência energética (φ) corresponde à fluência energética por unidade de tempo (dt), com unidades de J/s/cm²:

$$\varphi = \frac{d\Psi}{dt} \quad [\text{Eq.4}]$$

1.2.5. Kerma

O Kerma diz respeito à energia cinética transferida por partículas neutras para partículas com carga por unidade de massa m , exprime-se em Gy e determina-se através de:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad [\text{Eq.5}]$$

ε_{tr} obtém-se através da seguinte expressão:

$$\varepsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q \quad [\text{Eq.6}]$$

Onde $(R_{in})_u$ representa as partículas sem carga que entram num dado volume, $(R_{out})_u^{nonr}$ refere-se às partículas sem carga que saem do volume, sem contar com as partículas originadas por perdas radiativas e $\sum Q$ representa o balanço entre transformações de massa em energia e de energia em massa no volume.

1.2.6. Dose Absorvida

A dose absorvida D está relacionada com a grandeza “energia absorvida” (ε). A energia transferida pela radiação ionizante a um dado elemento de massa dm é dado por:

$$\varepsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad [\text{Eq.7}]$$

onde $(R_{in})_u$ e $(R_{out})_u$ dizem respeito à energia proveniente de toda a radiação sem carga que entra e sai de um determinado volume V , $(R_{in})_c$ e $(R_{out})_c$ correspondem à energia proveniente de partículas com carga que entra e sai desse volume. $\sum Q$ representa o balanço entre transformações de massa em energia e de energia em massa, que ocorrem no respectivo volume. Podemos definir então a dose absorvida D num dado ponto P como a energia transferida $d\varepsilon$ para um elemento de massa dm e é dado por:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad [\text{Eq.8}]$$

A unidade da dose absorvida é o Gray (1Gy=1J/Kg). Para considerar a dose absorvida D por unidade de tempo t , obtemos a taxa de dose absorvida, exprime-se em Gy/s e é definida através da equação seguinte:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [\text{Eq.9}]$$

1.2.7. Dose Equivalente

O cálculo da dose equivalente H_T num dado órgão ou tecido exprime-se em Sv e é obtido através da seguinte expressão:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad [\text{Eq.10}]$$

onde W_R é o factor de ponderação da radiação e $D_{T,R}$ a dose média absorvida no órgão ou tecido. De acordo com o ICRP-103¹⁸ temos os seguintes factores de ponderação:

Tabela 1.2 - Factores de ponderação W_R para cada tipo de radiação.

Tipo de Radiação	W_R
Fotões (todas as energias)	1
Electrões (todas as energias)	1
Protões (> 2MeV)	2
Partículas Alfa e iões pesados	20
Neutrões	
($E_n < 1$ MeV)	$2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$
($1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50$ MeV)	$5 + 17e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}$
($E_n > 50$ MeV)	$2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}$

1.2.8. Dose Efectiva

A dose efectiva está relacionada com a probabilidade de ocorrerem efeitos estocásticos e depende do tipo de órgão ou tecido irradiado. Obtém-se através do somatório de todas as doses equivalentes em cada órgão ou tecido, exprime-se em Sv e calcula-se através da seguinte fórmula:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T = \sum_T W_T \cdot \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad [\text{Eq.11}]$$

Os respectivos factores W_T para cada tipo de tecido também estão especificados no ICRP-103¹⁸ e são apresentados na tabela seguinte:

Tabela 1.3 - Factores de ponderação W_T para cada tipo de tecido.

Tipo de Tecido	W_T
Medula óssea, Colon, Pulmão, Estômago, Mama e restantes tecidos	0.12
Gónadas	0.08
Bexiga, Esófago, Fígado e Tiróide	0.04
Superfície Óssea, Cérebro, Glândulas Salivares e Pele	0.01

1.3. Interação da Radiação Ionizante com a matéria

1.3.1. Interação dos Fótons com a matéria

Os fótons interagem com a matéria através dos processos de dispersão de Rayleigh, efeito fotoelétrico, dispersão de Compton, e produção de pares²⁰. A probabilidade de interação por cada processo designa-se por secção eficaz (σ), exprime-se em cm^{-2} e depende da energia dos fótons assim como da densidade e número atómico do meio.

I. Dispersão de Rayleigh

O fóton incidente não provoca a excitação ou ionização do átomo pelo que o fóton disperso permanece com a mesma energia do fóton incidente, a sua direcção de propagação é que sofre alterações. Este processo não contribui para o Kerma pois não existe transferência de energia para o meio mas contribui para a atenuação dos fótons incidentes. A probabilidade de ocorrer este processo é inferior para fótons de energia elevada mas aumenta com o número atómico do meio:

$$\sigma_{\text{ray}} \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad [\text{Eq.12}]$$

II. Efeito Fotoelétrico

A probabilidade de ocorrer este efeito é maior para fótons incidentes de baixa energia e meios com número atómico elevado:

$$\sigma_{\text{fot}} \propto \frac{Z^n}{(h\nu)^3} \quad [\text{Eq.13}]$$

Neste tipo de interação o fóton transfere quase toda a sua energia para um electrão situado nas camadas K, L, M, N e acaba por ser libertado do átomo. Este processo só ocorre se a energia do fóton incidente for superior à energia de ligação do electrão ao átomo. Desta forma, parte da energia é utilizada para quebrar a ligação do electrão ao átomo e a outra parte é transferida para o electrão sob a forma de energia cinética:

$$E_e = h\nu - E_b \quad [\text{Eq.14}]$$

O átomo ionizado pode regressar a um estado de energia mais baixo mediante dois tipos de transição:

- A lacuna deixada pelo electrão removido é ocupada por um electrão de uma camada mais externa e desta transição pode ser emitida radiação x característica.
- A lacuna deixada pelo electrão removido é ocupada por um electrão de uma camada mais externa que transfere a sua energia para outro electrão orbital provocando a sua ejeção, este processo designa-se por efeito de *Auger*.

III. Dispersão de Compton

É o processo de interacção com a matéria predominante para as energias dos fotões utilizadas em Braquiterapia de alta taxa de dose. Ocorre quando parte da energia do fotão incidente é transferida para o electrão fracamente ligado ao átomo, fazendo com que seja ejectado com um ângulo θ_e relativamente à direcção do fotão incidente. Na interacção o fotão incidente é disperso com um ângulo θ e cede parte da sua energia inicial. A energia cinética do electrão ejectado é obtida pela diferença entre a energia do fotão incidente $h\nu$ e a energia do fotão disperso $h\nu'$:

$$E_e = h\nu - h\nu' \quad [\text{Eq.15}]$$

A relação entre a energia do fotão incidente, a energia do fotão disperso e o ângulo de dispersão é obtida aplicando as leis de conservação do momento e energia:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos\theta)} \quad [\text{Eq.16}]$$

Verificamos que quando aumenta a energia do fotão disperso, vai sendo disperso cada vez mais para a frente (a pequeno ângulo em torno da direcção do fotão incidente). A probabilidade de ocorrer este efeito diminui com o aumento da energia dos fotões e é proporcional à densidade do material. A secção eficaz total é obtida através da fórmula de Klein-Nishina considerando electrões não polarizados e não ligados. Na expressão seguinte, σ_e representa a secção eficaz de Klein-Nishina:

$$\sigma_{\text{comp}} \propto Z\sigma_e \propto \frac{Z}{h\nu} \quad [\text{Eq.17}]$$

IV. Produção de Pares

Este processo surge quando um fotão incidente com energia superior à energia do electrão e do positrão em repouso ($E \geq 2mc^2 = 1.022\text{MeV}$), se encontra na proximidade de um núcleo atómico pesado, fica sujeito às forças de Coulomb aí existentes e a sua energia é convertida num par electrão-positrão com uma dada energia:

$$E = 2mc^2 + E^- + E^+ \quad [\text{Eq.18}]$$

A secção eficaz aumenta com o aumento da energia dos fotões e com o aumento do número atómico do meio:

$$\sigma_{\text{par}} \propto Z^2 \ln(h\nu) \quad [\text{Eq.19}]$$

1.3.2. Interacção dos Electrões e Positrões com a matéria

Por oposição aos fotões, que podem atravessar um material sem interagir pois não têm massa nem carga, os electrões e positrões atravessam o meio perdendo continuamente a sua energia através de colisões atómicas inelásticas (interacções de Coulomb entre cargas eléctricas) e interacções radiativas com o núcleo. As colisões

atómicas podem também ser elásticas quando o electrão incidente sofre apenas uma mudança de direcção devido à força de Coulomb do átomo alvo. A interacção do electrão incidente com um átomo é influenciada pelo raio atómico, a , e pelo parâmetro de impacto, b que estão representados na figura 1.1. Desta forma, se $b \gg a$ as colisões são fracas, se $b \sim a$ as colisões são fortes e $b \ll a$ temos interacções radiativas²⁰.

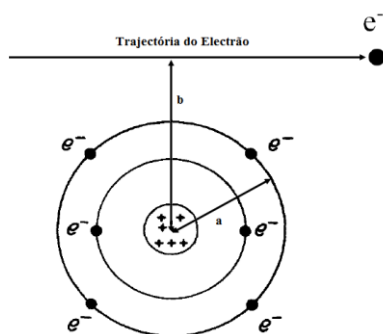


Figura 1.1 - Parâmetros que influenciam o tipo de interacção do electrão com o átomo, onde a representa o raio atómico e b representa o parâmetro de impacto (adaptado de Attix²⁰).

I. Colisões Fracas

O electrão está sujeito à força de Coulomb do átomo e existe transferência de uma pequena quantidade de energia que pode levar à excitação e ionização do átomo, com ejeção de electrão orbital. O átomo ionizado procura preencher a lacuna deixada através da transição de um electrão de uma camada exterior. Desta transição pode resultar a emissão de radiação x característica ou um electrão de Auger. Devido às reduzidas dimensões do átomo este processo ocorre com grande probabilidade e contribui para metade da energia transferida do electrão para o meio.

II. Colisões Fortes

Este processo de interacção é menos provável de ocorrer em relação ao anterior, apesar da energia transferida do electrão para o meio ser semelhante nos dois processos. Neste caso a probabilidade de interacção com apenas um electrão é elevada, sendo libertado com uma energia cinética que o permite percorrer uma grande distância e é designado por raio δ . Tal como no processo anterior pode ser emitida radiação x característica ou um electrão de Auger devido à ionização do átomo.

III. Interacções Radiativas

Neste processo o electrão incidente fica sujeito às forças de Coulomb do núcleo atómico, sofre um desvio na sua trajectória e perde uma percentagem elevada da sua energia cinética com emissão de radiação de *bremstrahlung*. Este tipo de radiação é caracterizado por um espectro de energia contínuo onde a energia máxima que o fóton de *bremstrahlung* pode atingir corresponde à energia do electrão que o originou. O electrão incidente pode também sofrer colisões elásticas com o núcleo, nesta situação ele é desviado da sua trajectória e não existe transferência de energia para o meio.

2. Braquiterapia

Este tratamento surgiu com a descoberta da radioactividade em 1896 com Henri Becquerel e do ^{226}Ra por Pierre e Marie Curie em 1898 que foi considerado o isótopo de referência em todas as aplicações de Braquiterapia. A partir de 1950 surgiram radionuclidos produzidos artificialmente em reactores nucleares como o ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{198}Au , ^{192}Ir e ^{125}I e foram substituindo o ^{226}Ra devido a questões de protecção radiológica dos profissionais e dos doentes submetidos ao tratamento com este radionuclido.

A BT consiste no tratamento utilizando a radiação emitida por uma fonte radioactiva selada e encapsulada, colocada a curta distância do tumor, por oposição à RTE onde a fonte emissora de radiação está distante do tumor. Além disso, a distribuição de dose obtida com a BT apresenta um gradiente de dose muito acentuado em relação à distribuição obtida com a RTE, por isso permite administrar uma dose elevada no tumor com uma significativa redução da dose nos órgãos e tecidos são adjacentes. Estas diferenças constituem as grandes vantagens da BT, as quais contribuíram para o aumento da sua importância sobretudo no tratamento de tumores malignos em estadios precoces. Contudo, dado o elevado gradiente de dose que a BT permite obter, uma diferença da ordem de poucos milímetros relativamente à posição planeada da fonte e do aplicador, pode levar a alterações consideráveis na dose calculada quer no volume a tratar quer nos órgãos de risco adjacentes²¹.

2.1. Técnicas em Braquiterapia

Existem diferentes técnicas utilizadas em BT e são classificadas de acordo com o local de posicionamento do radionuclido, duração da irradiação e taxa de dose²².

2.1.1. Local de posicionamento do isótopo

BT Intersticial: a fonte radioactiva é colocada directamente ou através de cateteres específicos no tecido tumoral. Está indicado para o tratamento de tumores de cabeça e pescoço, mama, pele, bexiga, próstata, sarcoma de tecidos moles e ginecológicos.

BT Intracavitária: a fonte é posicionada no interior de um aplicador apropriado colocado em cavidades naturais do corpo na proximidade do tumor. Aplica-se sobretudo a tumores ginecológicos e da nasofaringe.

BT Intraluminal: a fonte é posicionada na proximidade de tumores localizados em órgão tubulares como o esófago, brônquios, ducto biliar e vasos sanguíneos através da utilização de cateteres adequados.

BT Superfície: permite tratar lesões superficiais a nível da pele, sarcoma de tecidos moles e também lesões oculares com poucos milímetros de profundidade, através da colocação da fonte na proximidade do tumor.

2.1.2. Duração da irradiação

Os implantes de BT podem ser classificados de acordo com a duração da irradiação como implantes temporários e permanentes. Nos implantes temporários a fonte radioactiva permanece no local de tratamento durante o tempo necessário para administrar a dose prescrita pelo médico e depois é removida. Utilizam-se tipicamente fontes de ^{192}Ir , ^{137}Cs e ^{60}Co . No caso dos implantes permanentes a fonte é introduzida no local de tratamento definitivamente. Por isso, as fontes utilizadas devem ter uma semi-vida curta e uma energia reduzida para assegurar a protecção radiológica não só do doente como também das pessoas que o rodeiam, por isso são mais frequentemente utilizadas fontes de ^{125}I , ^{103}Pd e ^{198}Au .

2.1.3. Taxa de dose

Os implantes de BT também podem ser classificados de acordo com o débito de dose, apesar de ainda não existir um consenso quanto aos limites de cada categoria, apresenta-se aqui a definição segundo o ICRU38⁹:

Baixa taxa de dose (LDR – Low dose rate): 0,4 - 2 Gy/h

Média taxa de dose (MDR – Medium dose rate): 2 - 12 Gy/h

Alta taxa de dose (HDR – High dose rate): > 12 Gy/h

Os tratamentos com LDR são tipicamente implantes permanentes onde as fontes são posicionadas manualmente no volume a tratar. Podem ser também implantes temporários que requerem 3 a 5 dias de tratamento, pelo que o doente tem de permanecer hospitalizado. Existem já equipamentos de LDR por controlo remoto, mas são pouco utilizados. A sua grande vantagem é a nível radiobiológico pois permite a irradiação contínua do volume tumoral. Os tratamentos com MDR são muito pouco utilizados dado que existe uma exposição elevada se a fonte for posicionada manualmente e por outro lado não permite realizar tratamentos em regime ambulatorio. No caso dos tratamentos com HDR a fonte é sempre posicionada através de controlo remoto, estes equipamentos debitam 100 a 300Gy por hora, permitindo assim administrar o tratamento em poucos minutos sem a necessidade de internamento.

Reduzir ou aumentar a taxa de dose na BT equivale a reduzir ou aumentar a dose por fracção na RTE, assim, a variação da taxa de dose tem implicações a nível dos

mecanismos radiobiológicos. Se a taxa de dose aumenta, a radiosensibilidade das células normais e tumorais aumenta. Contudo, a radiosensibilidade das células sãs aumenta mais rapidamente que a das células tumorais. Assim, nos tratamentos de HDR esta limitação é superada através de²³:

- Tratamentos fraccionados;
- Optimização da distribuição de dose variando os *dwell time* e *dwell position* de modo a obter uma distribuição mais conformada do que com LDR;
- Maior estabilidade no posicionamento dos aplicadores devido à curta duração dos tratamentos;
- Redução da dose nos tecidos sãos pois o médico tenta afastar os OAR's do volume de tratamento em cada fracção, assim é possível adaptar a distribuição em função da posição que os OAR's assumem em cada dia de tratamento;

2.2. Características das Fontes Radioactivas

Na BT podem ser utilizadas fontes com diferentes características físicas e a escolha da fonte adequada para um determinado tratamento depende i) da energia dos fotões emitidos, que influencia a maior ou menor penetração nos tecidos, e também as barreiras a nível de protecção radiológica, ii) da actividade e iii) do período de semi-desintegração:

- A variação do decaimento de um radionuclido com o tempo é calculada a partir da actividade (A) que se exprime em Bq (1 desintegração/s):

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad [\text{Eq.20}]$$

Onde A_0 é a actividade para $t = 0$, λ é a constante de desintegração específica para cada radionuclido e t o tempo.

- O período de semi-desintegração ($t_{1/2}$) corresponde ao tempo necessário para que a actividade de um radionuclido seja reduzida a metade do seu valor inicial:

$$t_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad [\text{Eq.21}]$$

As fontes mais utilizadas em BT são o ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{198}Au , ^{192}Ir , ^{125}I e ^{103}Pd (ver tabela 2.1) cuja radiação emitida se deve em grande parte à emissão de fotões gama.

As fontes disponíveis são caracterizadas por diferentes formas geométricas como agulhas, tubos, fios, sementes e esferas, mas independentemente da sua forma possuem uma cápsula à sua volta de modo a evitar a dispersão do material radioactivo. Além disso, confere rigidez à fonte permitindo assim posicioná-la facilmente no local de tratamento e constitui uma barreira às partículas β resultantes

do decaimento radioactivo. Assim, podemos encontrar as principais fontes utilizadas em BT sob as seguintes formas geométricas²⁴:

- ¹³⁷Cs - as fontes de cézio existem sob a forma de agulhas, tubos e esferas com uma cápsula exterior de aço inoxidável com 0.1 mm.
- ⁶⁰Co - fontes em forma de esferas com uma actividade de 0.5 Ci por esfera com uma cápsula de platina com 0.1 mm a 0.2 mm.
- ¹⁹²Ir - apresenta-se sob a forma filiforme, onde o conteúdo radioactivo pode ser constituído por 100% de Irídio ou é constituído por uma liga de Irídio (75%) e Platina (25%). Também existe sob a forma de sementes no interior de uma cápsula de 0.1 mm de platina ou uma dupla cápsula com 0.1 mm cada de aço inoxidável. São utilizadas fontes com cerca de 10 Ci em equipamentos de alta taxa de dose.
- ¹²⁵I, ¹⁰³Pd e ¹⁹⁸Au - disponíveis apenas em sementes dado que são introduzidas directamente no volume tumoral.

Tabela 2.1 - Características das fontes mais utilizadas em Braquiterapia
(adaptado de Gerbaulet²² e Williams²⁵)

Radionuclido	Semi-vida (T _{1/2})	Energia média dos fotões (MeV)	Contante de Taxa de Kerma no ar (μGy.m ² .GBq ⁻¹ .h ⁻¹)
¹³⁷ Cs	30.2 a	0.662	78
⁶⁰ Co	5.26 a	1.25	309
¹⁹² Ir	74 d	0.397	113
¹²⁵ I	59.4 d	0.028	33
¹⁰³ Pd	17 d	0.021	35
¹⁹⁸ Au	64.7 h	0.412	55.5

2.2.1. Especificação das Fontes

Inicialmente a especificação das fontes era feita em termos de actividade, o que trazia alguns problemas nas medidas realizadas devido à atenuação e dispersão provocados pelo encapsulamento das fontes.

Actualmente o ICRU38⁹ e 58²⁶ recomendam que a especificação das fontes emissoras de fotões gama seja feita em termos de Taxa de Kerma de referência no ar $\dot{K}_{\text{air}}(d_{\text{ref}})_{\text{air}}$ e é definido como a taxa de Kerma no ar a uma distância de referência de 1 m, corrigido pela atenuação do ar e dispersão. Exprime-se em μGy/h para LDR e μGy/s ou mGy/h apesar da unidade S.I. ser Gy/s.

Por outro lado a AAPM²⁷ recomenda que estas fontes sejam especificadas em termos de Intensidade de Kerma no ar S_K , onde a relação entre a RAKR e S_K é dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{air}(d_{ref}))_{air} d_{ref}^2 \quad [\text{Eq.22}]$$

A diferença entre estas duas quantidades reside nas unidades em que se expressam. Isto significa que se a Taxa de Kerma de referência no ar de uma fonte for de 1mGy/h, a intensidade de kerma no ar é de $1 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} = 1\text{U}$.

Assim, a forma mais correcta de determinar a quantidade $(\dot{K}_{air}(d))_{air}$ num determinado ponto P no ar a uma certa distância d da fonte é²⁸:

$$(\dot{K}_{air}(d))_{air} = \frac{A_{app} \Gamma_{AKR}}{d^2} \quad [\text{Eq.23}]$$

Onde A_{app} é a actividade aparente, Γ_{AKR} a constante de taxa de kerma no ar.

2.2.2. Equipamento HDR Varisource iX©

Neste trabalho foi utilizada uma fonte de ^{192}Ir , da empresa *Varian Medical Systems*, designada por “*Varisource - VS2000*”²⁹. As fontes tipicamente disponíveis são constituídas por uma única fonte cilíndrica. No caso deste novo modelo de fonte existem na realidade duas sementes cilíndricas de ^{192}Ir com 0.34 mm de diâmetro, 2.5 mm de comprimento e extremidades semi-esféricas. As fontes estão encapsuladas na extremidade de um fio cilíndrico de Níquel/Titânio com aproximadamente 260 cm de comprimento e 0.59 mm de diâmetro. Para lá da extremidade mais distal da fonte existe ainda 1 mm de Nitinol com 0.59 mm de diâmetro, 0.705 mm de comprimento e uma extremidade semi-esférica com 0.295 mm de raio. A representação esquemática da fonte utilizada neste trabalho encontra-se na figura 2.1.

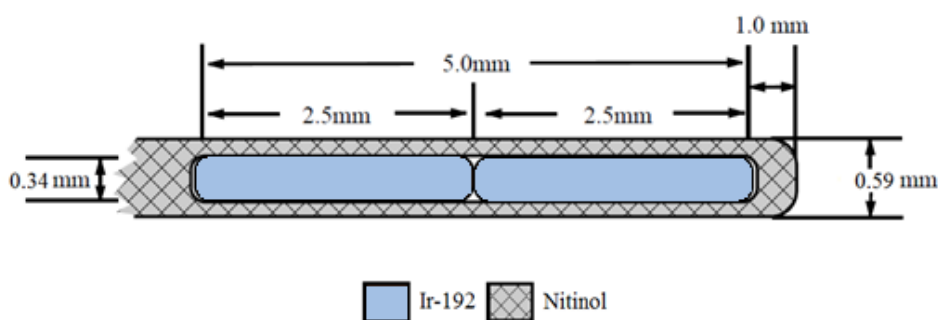


Figura 2.1 - Representação esquemática da fonte Varisource - VS2000
(adaptado de Angelopoulos²⁹ e Stump³⁰)

Do processo de decaimento radioactivo³¹ do ^{192}Ir , representado na figura 2.2, resultam fótons γ e partículas β mas assume-se que só os fótons contribuem para a dose absorvida nos tratamentos de BT, enquanto as partículas β ficam retidas na cápsula

em torno da fonte. Os fótons emitidos possuem em média 0.38 MeV e o espectro energético³² utilizado encontra-se na tabela 2.2.

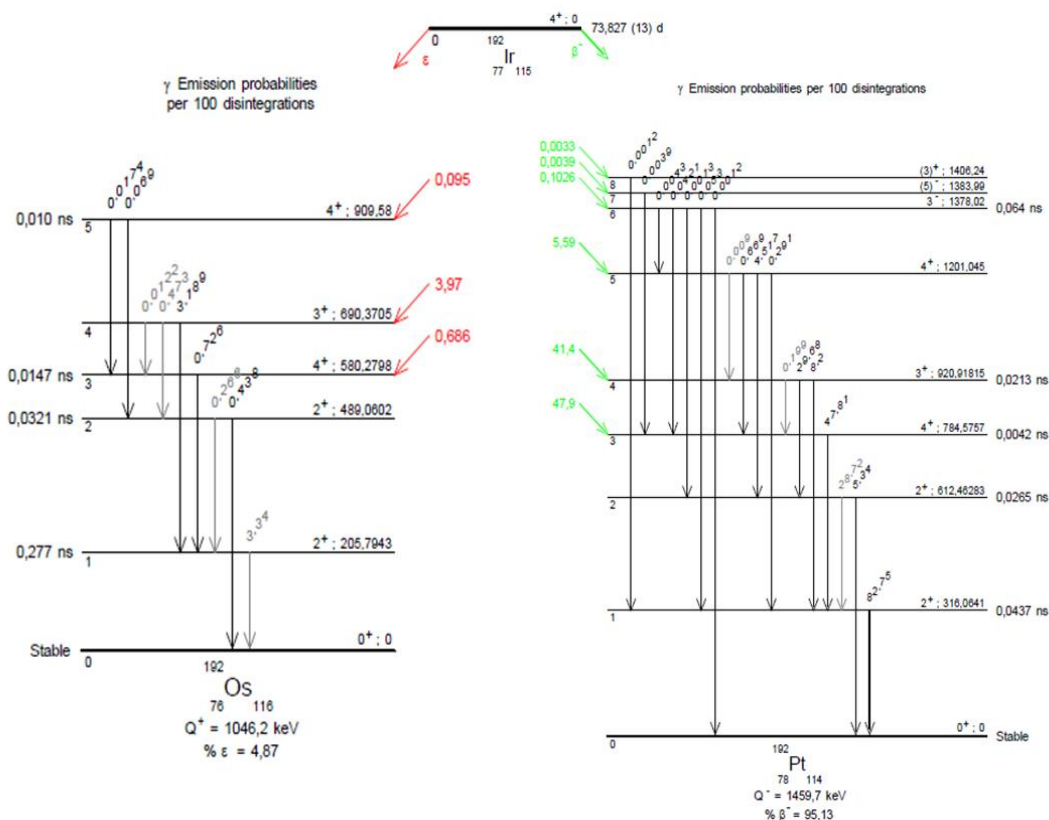


Figura 2.2 - Esquema de decaimento radioactivo do ^{192}Ir .

Tabela 2.2 - Espectro energético do ^{192}Ir .

Energia (KeV)	Intensidade	Energia (KeV)	Intensidade
8.91	0.0146	308.46	0.2968
9.44	0.0410	316.51	0.8285
61.49	0.0113	374.48	0.0073
63	0.0196	416.46	0.00664
65.12	0.0263	423.07	0.0008
66.83	0.0452	468.0715	0.4810
71.4	0.0084	484.58	0.0316
75.7	0.0197	489.06	0.00398
136.35	0.00181	588.5840	0.0457
201.3	0.00467	604.414	0.0820
205.8	0.0329	612.46	0.0534
283.26	0.00261	871.73	0.00099
295.96	0.2902	884.51	0.00302
			2.36

A fonte está associada a um sistema de *afterloader* remoto³³ (figura 2.3) que possibilita posicionar a fonte no local de tratamento sem exposição dos profissionais à radiação.

Além disso, também assegura a proteção radiológica enquanto a fonte não está a ser utilizada pois permite o seu armazenamento no interior de um cofre de tungsténio. Neste sistema é possível conectar 20 cateteres diferentes e a fonte pode ser posicionada no máximo a 150 cm a partir do exterior do *afterloader* com uma velocidade de trânsito de 60 cm/segundo. A posição e o comprimento do fio onde a fonte está integrada são constantemente verificados através de sensores de posição e *encoders* de precisão.



Figura 2.3 - VariSource iX, HDR Afterloader³⁴.

2.3. Braquiterapia Ginecológica

A BT ginecológica na maioria dos casos é intracavitária e está indicada para o tratamento de tumores a nível do colo do útero, endométrio e vagina. Pode ser também intersticial no caso de doentes cuja anatomia não permite um tratamento intracavitário ou que possuam lesões extensas (≥ 5 mm profundidade)³⁵⁻³⁶.

2.3.1. Aplicações Clínicas

A BT pode ser administrada após histerectomia³⁷, ou seja após cirurgia radical de tumores do colo do útero em estadios I e IIA com remoção de gânglios pélvicos, tecido parametrial e cúpula vaginal. Também para os tumores de endométrio de estadio I a primeira abordagem é histerectomia e salpingo-ooforectomia bilateral com BT pós-operatória. Neste caso os gânglios pélvicos podem ou não ser removidos. O tratamento de radioterapia é primário³⁷ no caso de tumores do colo mais avançados IB, II, III, e IV e tumores do útero em estadios II, III e IV. Nestes doentes o sucesso da terapêutica é inferior quando não realizam BT. Além disso a BT pode ser administrada como terapêutica única em tumores reduzidos e bem localizados em doentes que não reúnam condições para realizar cirurgia.

2.3.2. Aplicadores Intracavitários

A escolha do aplicador mais indicado a utilizar depende da localização do tumor e também do estado geral da doente. Assim, podemos ter aplicadores vaginais e útero-vaginais que estão apresentados nas figuras 2.4 a 2.8 (aplicadores fornecidos pela empresa *Varian Medical Systems*³⁸).

Aplicadores Vaginais:

- Cilindros de diversos diâmetros, permitem uma melhor irradiação das paredes vaginais inferiores mas uma dose mais reduzida na cúpula vaginal.
- Ovoides de diversos diâmetros, permitem uma dose mais elevada na cúpula e 1/3 superior da vagina, mas menor dose nas paredes vaginais inferiores.

Aplicadores Útero-vaginais:

- Sonda intrauterina com ovoides que permite irradiar o colo, paredes vaginais superiores e paramétrios.
- Sonda intrauterina com cilindro vaginal, mais simples de introduzir, é mais utilizado quando é importante irradiar a porção inferior da vagina.
- Sonda intrauterina com aplicador em anel, permite uma maior personalização da distribuição da dose pois a fonte pode assumir várias posições em torno do anel em vez de posições *standard*.



Figura 2.4 - Aplicador vaginal: cilindros.



Figura 2.5 - Aplicador vaginal: ovoides.

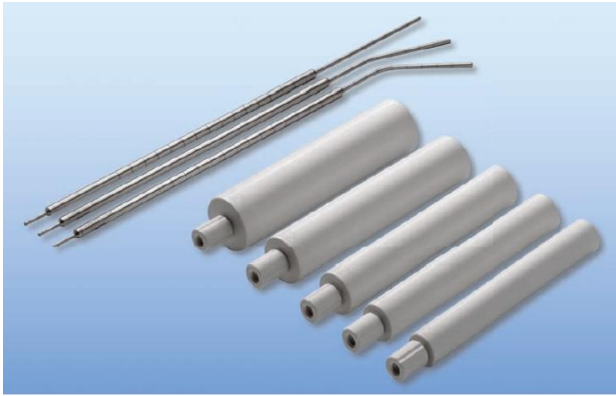


Figura 2.6 - Aplicador útero-vaginal: sondas intrauterinas e cilindros.



Figura 2.7 - Aplicador útero-vaginal: sondas intrauterinas e ovoides.

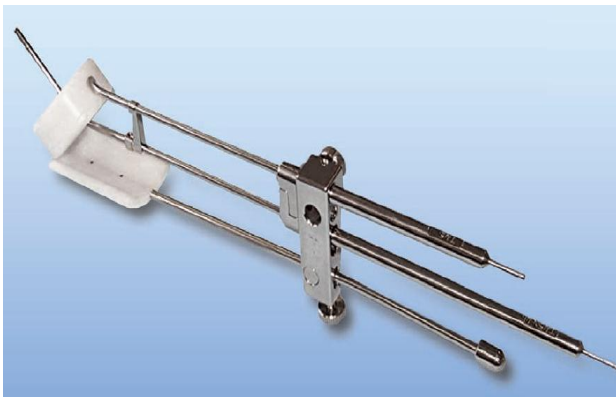


Figura 2.8 - Aplicador útero-vaginal: sonda Intrauterina com aplicador em Anel.

2.3.3. Sistemas Dosimétricos

A avaliação da distribuição de dose obtida em BT segue as recomendações do ICRU38⁹ e baseia-se na definição de dose em determinados pontos específicos. Convencionalmente são adquiridas 2 imagens radiográficas ortogonais (anterior e lateral), para determinar geometricamente as coordenadas espaciais da fonte, da bexiga e do recto em relação à origem do sistema de coordenadas³⁹. Considerando que o ponto P com coordenadas (x_1, y_1, z_1) e o ponto Q com coordenadas (x_2, y_2, z_2) da figura 2.9 representam as extremidades da fonte, a projecção na imagem anterior e na imagem lateral é P', Q' e P'', Q'' respectivamente.

Para determinar a distância entre os dois pontos aplica-se o teorema de Pitágoras:

$$(PQ)^2 = (x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2 \quad [\text{Eq.24}]$$

Para determinar a distância a partir das radiografias temos que definir uma linha perpendicular à sua intersecção. Sabendo a distância $P'Q'$ e $O''P''$ a partir das duas imagens temos:

$$(PQ)^2 = (P'Q')^2 + (O''P'')^2 \quad [\text{Eq.25}]$$

Para cada radiografia temos de aplicar um factor de aumento, M , devido à divergência do feixe, só assim sabemos as distâncias reais:

$$(PQ)^2 = (P'Q'/M_{ap})^2 + (O''P''/M_{lat})^2 \quad [\text{Eq.26}]$$

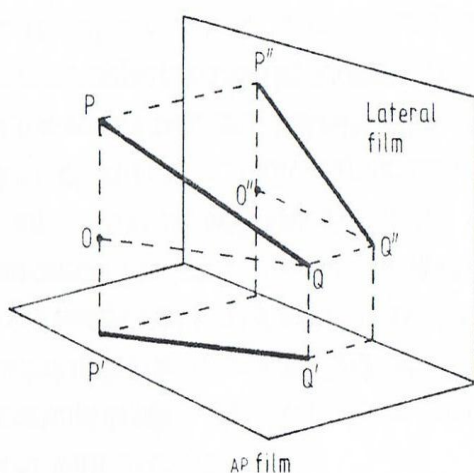


Figura 2.9 - Projecção das extremidades de uma fonte, P e Q, numa radiografia anterior e lateral (figura retirada de *Goddon*³⁹).

Implantes vaginais

Podem ser utilizados cilindros ou ovoides, estes possuem uma limitação na extensão activa de irradiação de 2.5 cm. Os cilindros permitem uma maior extensão activa. Os pontos geométricos a definir nestes implantes são:

- Superfícies do aplicador em função do seu diâmetro que estão em contacto com as paredes vaginais;
- Pontos de prescrição de dose definidos a 5 mm a partir da superfície dos aplicadores (prescrição vaginal e cúpula);
- Ponto de referência da bexiga e recto;

Implantes útero-vaginais

Para avaliar as distribuições de dose obtidas em implantes útero-vaginais existem sistemas dosimétricos diferentes: sistema de Estocolmo, Paris e Manchester. Nos sistemas de Estocolmo e Paris, o tratamento é avaliado em termos de quantidade de ²²⁶Ra (miligrama) e o tempo de permanência da fonte no local de tratamento (horas), pelo que estes sistemas já não são utilizados. O sistema de Manchester constitui uma evolução do sistema de Paris e foi desenvolvido de modo a administrar uma taxa de dose constante em determinados pontos específicos a nível uterino.

A nível vaginal definem-se os mesmos pontos mencionados anteriormente, exceptuando a cúpula. A nível uterino os pontos geométricos que permitem avaliar a distribuição de dose marcam-se da seguinte forma (ver figura 2.10):

- Pontos A: 2 cm perpendicularmente à direcção da sonda uterina e 2 cm acima da superfície dos ovoides; representam uma zona tumoral que tem de ser irradiada mas é também uma zona de tolerância limitada devido a vasos sanguíneos importantes aí existentes;
- Pontos B: 3 cm para lá dos pontos A; representam os paramétrios (gânglios pélvicos);

Nos dois tipos de implantes o recto é definido a 5 mm no sentido posterior a partir da parede vaginal posterior. A bexiga é definida através da introdução do balão de *Foley* que contém 7 mm de líquido radiopaco. O ponto de referência da bexiga corresponde ao ponto mais posterior do balão na imagem lateral e central na imagem anterior.

Depois de todos os pontos definidos, a optimização da dose é feita manipulando a posição da fonte e o tempo que permanece em cada posição, estabelecendo um compromisso entre a dose nos pontos de relevância clínica e os órgãos de risco.

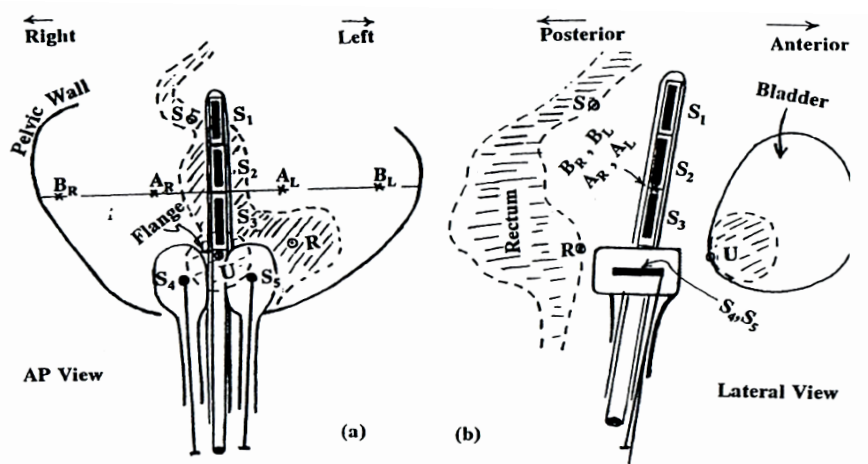


Figura 2.10 - Projecção anterior (a) e lateral (b) de um implante útero-vaginal⁴⁰ onde estão definidos os pontos de referência: pontos A e B, U é o ponto de referência da bexiga, R o ponto de referência do recto (figura retirada de Jayaraman et al⁴⁰).

2.3.4. Planeamento com Imagem 3D

As recomendações do ICRU nº 38 permitem estabelecer uma linguagem comum entre centros e realizar comparações a nível dos resultados clínicos. Contudo, as suas recomendações foram introduzidas há cerca de 27 anos e actualmente, com o desenvolvimento de diferentes modalidades de imagem como TC e RM, assim como a existência de sistemas de planeamento que permitem utilizar imagens 3D, surgem novas recomendações introduzidas pelo grupo de trabalho GEC Estro⁴¹⁻⁴².

Isto porque a técnica convencional de aquisição de imagens não permite a definição 3D da extensão do volume alvo e dos OAR's. Por outro lado, os sistemas dosimétricos que permitem reportar a dose para cada implante ginecológico referem-se à geometria do implante e não ao volume alvo.

Em 2004⁴¹ o grupo de trabalho GEC Estro define vários conceitos que permitem a delimitação de volumes de forma precisa e reproduzível em TC e RM:

- GTV_D , cuja delimitação deve incluir a massa tumoral detectável através do exame físico e imagens de RM na altura do diagnóstico.
- GTV_B , inclui também a massa tumoral visível mas no dia do tratamento de BT. Isto porque o tumor sofre alterações no seu volume e extensão desde o diagnóstico até ao primeiro dia de tratamento.
- $HR\ CTV$, é um volume de elevado risco de recidiva e inclui o GTV . A dose total é prescrita para este volume e varia com a dimensão do tumor, estadio e se a BT é conjugada com outro tratamento.
- $IR\ CTV$, é um volume com risco de recidiva intermédio e inclui o $HR\ CTV$ com mais uma margem de 5-15 mm para englobar a doença subclínica.

Em 2006⁴², o mesmo grupo define os parâmetros dosimétricos que permitem avaliar a distribuição de dose obtida de acordo com os volumes definidos:

- D_{100} e D_{90} , são parâmetros que permitem analisar a cobertura do volume. Correspondem à dose mínima administrada a 100% e 90% do volume alvo. Podemos desta forma averiguar a envolvimento do volume com a dose prescrita e, por sua vez, a percentagem de volume subdosado.
- V_{150} e V_{200} , fornece-nos a percentagem de volume que recebe uma dose 50x a 100x superior à dose que foi prescrita.
- $D_{0.1cc} / D_{1cc} / D_{2cc}$, dizem respeito ao volume de 0.1 cm³, 1 cm³ e 2 cm³ para a bexiga, recto e sigmóide, pois os efeitos secundários provocados pela BT devem-se a pequenos volumes irradiados perto do aplicador ginecológico onde as doses são mais elevadas.

Num período de transição entre a utilização de imagens convencionais para imagens 3D, recomenda-se para além da definição de volumes na imagem 3D, aplicar também o sistema tradicional de prescrição de dose.

A utilização de imagens 3D no planeamento de BT permite melhorar a irradiação do volume tumoral e minimizar a dose nos OAR's, contribuindo assim para o sucesso do tratamento. Estudos realizados indicam que a cobertura do volume tumoral revela-se inadequada utilizando o método convencional, sobretudo para volumes com maior extensão, colocando em causa o controlo local da doença⁴³⁻⁴⁴. Por outro lado, utilizando o método convencional a dose nos OAR's é subestimada, pelo que recebem na realidade uma dose superior à estimada pelo método convencional^{43,45}. Além disso,

a TC permite a delimitação de órgãos como o intestino delgado que pode estar perto do volume a ser irradiado, logo a dose deve ser limitada, o que não é possível avaliar através do método convencional.

2.4. Sistema de Planeamento de Braquiterapia

2.4.1. Estrutura do TPS

O cálculo de dose obtido pela grande maioria dos TPS utilizados em BT baseia-se em interpolações realizadas através de matrizes de taxa de dose na água¹³, o que justifica a rapidez do cálculo. Estas matrizes consideram que a fonte possui uma simetria cilíndrica e que todo o meio circundante é água. Deste modo, não existem diferenças no cálculo de dose perante a existência de heterogeneidades e também não considera as interferências que podem surgir quando existem diversas fontes.

Para obter o cálculo de dose é necessário reconstruir as posições da fonte ou das fontes e dos pontos de interesse clínico com recurso a diferentes modalidades de imagem. Posteriormente as suas coordenadas são convertidas no sistema de coordenadas da matriz de taxa de dose. Assim, a dose obtida num ponto resulta do somatório da contribuição de cada fonte (quando se utilizam várias fontes) ou de cada posição e tempo (quando se utiliza uma só fonte).

Estruturalmente podemos dizer que os TPS utilizados em BT dividem-se em duas partes⁴⁶:

- Matriz base;
- Cálculo da dose em qualquer ponto do espaço em função das posições das fontes;

As matrizes de dose, que estão na base do cálculo, podem ser introduzidas pelo fabricante através de dados obtidos na literatura ou então podem ser criadas a partir do TPS. Contudo, o utilizador tem de introduzir as características geométricas e físicas das fontes, coeficientes de autoabsorção e filtração, funções de atenuação e dispersão para o TPS poder gerar a matriz. Depois de obter a matriz base, os seus valores são guardados e normalizados para unidades de *RAKR*.

2.4.2. Formalismo TG-43

O cálculo de dose obtido pelo sistema de planeamento *BrachyVision*⁴⁷ utilizado neste trabalho baseia-se no modelo proposto pelo “*Interstitial Collaborative Working Group*” (ICWG) e que foi posteriormente introduzido no relatório do TG-43¹⁰ publicado pela “*American Association of Physicists in Medicine*” (AAPM) em 1995 para fontes cilíndricas e simétricas. Foram entretanto publicadas novas actualizações a esse relatório, nomeadamente o report TG-43U1¹¹ publicado em 2004 e o report TG-

43U1S1¹² publicado em 2007. De acordo com este formalismo a distribuição de dose pode ser descrita de acordo com um sistema de coordenadas polar cuja origem localiza-se no centro da fonte, como podemos observar na figura 2.11.

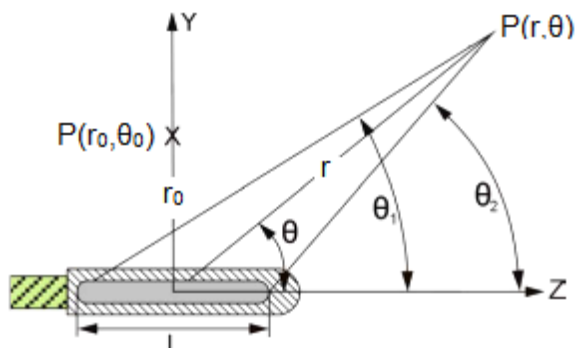


Figura 2.11 - Sistema de coordenadas definido no TG-43 para o cálculo da distribuição de dose na proximidade de uma fonte linear (adaptado de Perez-Calatayud et al⁴⁸).

Segundo este formalismo, o débito de dose $\dot{D}(r, \theta)$ num dado ponto $P(r, \theta)$ é dado pela seguinte expressão:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad [\text{Eq.27}]$$

Onde:

r é a distância do centro da fonte ao ponto de interesse $P(r, \theta)$;

r_0 é a distância do ponto de referência $P(r_0, \theta_0)$ que se localiza a 1 cm da fonte;

θ é o ângulo entre o ponto de interesse em relação ao eixo longitudinal da fonte;

θ_0 representa o ângulo de referência de $\pi/2$ radianos ou 90° ;

S_K é a intensidade de Kerma no ar da fonte e exprime-se em $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$. Esta medida é dada pelo produto entre a taxa de Kerma no ar e o quadrado da distância d :

$$S_K = K(d) \cdot d^2 \quad [\text{Eq.28}]$$

A distância d deve ser superior ao comprimento da fonte (L) para que S_K seja independente da distância. O valor de S_K é medido em vácuo, por isso, quando se obtém experimentalmente é necessário corrigir em função da atenuação e dispersão dos fótons no ar.

Λ é o débito de dose na água a 1 cm no eixo transversal por intensidade de Kerma no ar e depende da geometria da fonte, exprime-se em $\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad [\text{Eq.29}]$$

$G(r, \theta)$ é a função de geometria, que apesar de ignorar a atenuação e dispersão dos fótons, permite corrigir a lei do inverso quadrado da distância, minimizando assim o erro de interpolação no cálculo da taxa de dose. Existem dois tipos de funções geométricas:

Na aproximação que consiste em considerar uma fonte pontual,

$$G_p(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad [\text{Eq.30}]$$

Na aproximação que consiste em considerar uma fonte linear,

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad \text{para } \theta \neq 0^\circ \quad [\text{Eq.31}]$$

$$G_L(r, \theta) = \frac{1}{r^2 - \left(\frac{L}{2}\right)^2} \quad \text{para } \theta = 0^\circ \quad [\text{Eq.32}]$$

$g(r)$ é a função de dose radial, que considera a redução da dose devido à dispersão e absorção dos fotões no meio. É uma quantidade adimensional e contribui para a redução da influência da lei do inverso quadrado da distância na distribuição de dose:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad [\text{Eq.33}]$$

$F(r, \theta)$ é a função de anisotropia e define-se como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad [\text{Eq.34}]$$

Através dela obtém-se a variação angular da taxa de dose em relação ao plano transversal. Os seus valores são adimensionais e tendem a ser reduzidos perante determinados factores:

1. Redução da distância radial;
2. Aumento da espessura da cápsula que reveste a fonte;
3. Redução da energia dos fotões;
4. No caso dos valores de θ serem próximos das extremidades da fonte dado que a cápsula possui uma espessura superior;

2.4.3. Limitações

Apesar do formalismo TG-43 permitir realizar uma interpolação precisa da distribuição de dose num período de tempo reduzido, dado que considera a dependência geométrica do “*fall-off*” de dose em função da distância r e do ângulo polar θ , a sua aplicação em âmbito clínico apresenta algumas limitações.

Os parâmetros deste formalismo são obtidos num fantoma de água homogéneo, contudo na prática clínica as fontes são colocadas na proximidade de tecidos com diferentes densidades, número atómico efectivo e composição química. Mesmo o tecido mole, que é quase equivalente à água, apresenta pequenas diferenças a nível das características mencionadas anteriormente que podem levar a algumas discrepâncias a nível da dose absorvida e da atenuação no tecido em relação à água. Esta diferença é mais significativa para baixas energias devido à predominância do efeito fotoeléctrico e para tecidos com densidades e número atómico elevados⁴⁹. Além

disso, também não contabiliza diferenças na distribuição de dose devido à presença de diversas fontes, do aplicador ginecológico ou protecções metálicas⁵⁰⁻⁵¹.

Outra limitação tem que ver com o acréscimo de dose, sobretudo nos tratamentos de alta taxa de dose, devido ao percurso da fonte até à posição de tratamento, entre as posições de tratamento e o percurso de regresso para o interior do cofre que não é tido em conta pelo TPS. É importante avaliar a sua contribuição para a dose total e que depende da velocidade com que a fonte se desloca, da geometria do implante, da actividade e dose prescrita⁵².

A contribuição para a distribuição de dose das partículas β emitidas durante o processo de desintegração do Ir-192 constitui outro factor que é ignorado pelo formalismo⁵³.

Além disto, é também importante considerar que os parâmetros utilizados por este formalismo são obtidos em condições de dispersão completa. Contudo, quer os fantomas utilizados experimentalmente quer o próprio doente possuem dimensões finitas e variáveis e portanto a contribuição da radiação primária e dispersa varia com a distância à fonte. As diferenças nas condições de dispersão são superiores quando a fonte está próxima do contorno externo, o que tem efeitos sobre os parâmetros calculados⁴⁸.

3. Métodos de Monte Carlo

A simulação por métodos de Monte Carlo do transporte de partículas na matéria utiliza números pseudo-aleatórios, algoritmos de amostragem e de transporte e métodos baseados na Teoria das Probabilidades para simular as interações das partículas ao atravessarem um determinado material. Para tal, recorrem a dados experimentais ou calculados utilizando modelos teóricos, de secções eficazes diferenciais (em energia, em ângulo, em multiplicidade, etc.) ou totais dos processos físicos que podem ocorrer ao longo da trajetória das partículas no meio. A aplicação destes métodos tem vindo a aumentar na área da Radioterapia devido à existência de computadores com maior capacidade de processamento que permitem reduzir o tempo de cálculo (condição necessária para a sua aplicação a nível clínico). O seguimento da trajetória de cada partícula incidente e das partículas secundárias que origina designa-se por história. Quanto maior for o número de histórias simulado mais fiáveis são os valores médios obtidos pois reduz a incerteza estatística⁵⁴.

Considera-se que a história de uma partícula corresponde a uma sequência aleatória de trajectos livres onde cada processo de interacção da partícula é caracterizado por uma secção eficaz diferencial (teórica ou obtida experimentalmente). A secção eficaz diferencial determina a distribuição de probabilidade das variáveis aleatórias que caracterizam a trajetória das partículas, tais como a energia da partícula incidente, o ângulo de dispersão, a geração de partículas secundárias, o tipo de interacção que ocorre, o percurso entre interacções, entre outros¹⁴.

Alguns dos programas de simulação por métodos de Monte Carlo mais utilizados no transporte de partículas e radiação são: EGS4, FLUKA, MCNP e o PENELOPE, tendo este último sido o programa utilizado neste trabalho e permite o transporte de electrões, positrões e fotões na gama de energias entre 50 eV a 10^9 eV em qualquer material.

3.1. Modelo Análogo e não Análogo

O método de simulação do transporte da radiação diz-se análogo quando simula todas as interacções das partículas com o meio, incluindo as partículas secundárias geradas, ou seja, tem em conta a probabilidade de ocorrência de cada interacção de forma sucessiva. Este método aplica-se ao transporte de fotões para modelar cada interacção no decorrer do seu trajecto. No caso dos electrões, a simulação de cada interacção pelo modelo análogo requeriria um elevadíssimo tempo de computação até se atingir uma incerteza estatística aceitável. Isto porque cada partícula com carga sofre um número muito elevado de colisões ao longo do seu percurso no meio devido às interacções de Coulomb com os electrões orbitais e com os núcleos atómicos. Para

resolver o problema do tempo de simulação Berger⁵⁵ desenvolveu o método da “história condensada” onde o processo de transporte dos electrões é uma aproximação à realidade. Desta aproximação resulta que os electrões não sofrem colisões tão rápidas como na realidade e por outro lado cada colisão diz respeito ao efeito cumulativo de um número elevado de colisões físicas individuais que surgem durante o percurso de um electrão. Este modelo baseia-se nas teorias de dispersão múltipla e no cálculo do poder de paragem para descrever a deflexão angular e as perdas de energia das partículas. Berger definiu duas classes distintas para implementar o modelo: classe I e classe II. Na classe I as perdas de energia e as deflexões angulares resultantes de cada interacção das partículas são agrupadas. Desta forma não é possível estabelecer uma correlação entre uma perda elevada de energia de uma partícula primária e a criação de uma partícula secundária. Na classe II, utilizada pelo PENELOPE, as colisões que resultam em reduzidas perdas de energia e reduzidos ângulos de deflexão são agrupadas e separadamente são tratadas as colisões que geram partículas secundárias. Como os electrões e os fotões interagem com o meio por diferentes processos, a modelização feita pelo Monte Carlo também é diferente. Deste modo, seguidamente é feita uma breve descrição do transporte dos fotões e dos electrões.

3.2. Código PENELOPE

3.2.1. Transporte de Fotões

A simulação do transporte dos fotões pelo código PENELOPE decorre em quatro fases fundamentais:

- A primeira consiste em determinar o livre percurso médio (λ) dos fotões, ou seja, a distância que cada fotão viaja entre duas interacções consecutivas, através da seguinte expressão:

$$\lambda = \frac{A}{N_a \rho \sigma_{tot}} \quad [\text{Eq.35}]$$

Onde A é o número de massa do material, N_a o número de Avogadro, ρ a densidade do material e σ_{tot} a secção eficaz total.

- Seguidamente a simulação prossegue com o transporte dos fotões tendo em conta a geometria e os materiais definidos.
- Para cada processo de interacção dos fotões com o meio existe uma secção eficaz que determina a probabilidade de cada processo ocorrer. Nesta fase é então feita a selecção do processo de interacção que os fotões vão sofrer tendo em conta a secção eficaz total.
- Por fim o resultado da interacção é obtido de forma aleatória, por amostragem:

- do ângulo de deflexão do fóton inicial e da sua energia após a interacção, se o tipo de interacção ocorrida for a dispersão de Compton, ou
- das características (energia, ângulo, etc.) das partículas produzidas (electrões e positrões) se se verificar a absorção do fóton incidente, se o tipo de interacção ocorrida for o efeito fotoeléctrico ou a produção de pares.

3.2.2. Transporte de Electrões

A simulação do transporte dos electrões/positrões pelo código PENELOPE baseia-se num esquema “misto”, ou seja, é efectuada a simulação pormenorizada e discreta das colisões fortes enquanto que para as colisões fracas a simulação é efectuada segundo o método da história condensada previamente referido. As colisões fortes são muito menos frequentes, mas quando ocorrem alteram significativamente a trajectória das partículas, com grandes perdas de energia, daí ser realizada a sua simulação detalhada, que constitui uma vantagem deste método.

3.2.3. Mecanismo de transporte

A simulação detalhada do transporte dos electrões/positrões é possível quando o número de interacções for reduzido. Por isso o código PENELOPE tem na sua base um esquema de simulação “misto” que combina a simulação detalhada de colisões fortes com a simulação condensada de colisões fracas, tal como já foi referido anteriormente. A secção eficaz diferencial total depende da energia perdida e do ângulo de deflexão (θ) através da variável $\mu = \frac{(1-\cos\theta)}{2}$. A introdução dos parâmetros de corte W_c e μ_c para a energia perdida e deflexão angular respectivamente permitem definir o limite a partir do qual deixamos de ter uma colisão fraca e passamos a ter uma colisão forte. O mecanismo utilizado pelo PENELOPE consiste em transportar, mediante uma direcção e energia constantes, o electrão em “passos” livres sendo no final de cada passo efectuada a simulação dos mecanismos de interacção (perda de energia e deflexões). O comprimento de cada passo e o tipo de interacção é determinado através do método de transporte *Random Hing*⁵⁶⁻⁵⁷. Neste método o comprimento da trajectória t do electrão é dividido em dois sub-passos (figura 3.1):

$$t_A = \xi\tau \quad e \quad t_B = t - t_A$$

Onde ξ representa um número aleatório entre 0 e 1. O primeiro sub-passo t_A diz respeito à direcção inicial do electrão após a qual a partícula é deflectida quando interage com outra partícula de acordo com a lei de dispersão múltipla que fornece o

ângulo polar θ . O segundo sub-passo t_B diz respeito à distância que a partícula vai percorrer na nova direcção.

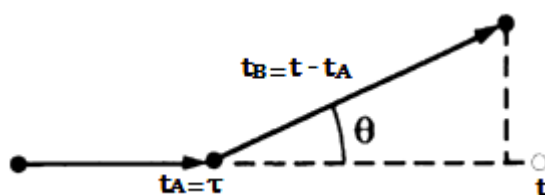


Figura 3.1 - Representação esquemática do método de transporte *Random Hinge* (adaptado de *Salvat et al*⁶⁷).

A vantagem do código reside na exactidão e na estabilidade dos valores obtidos devido ao facto de o modelo utilizado permitir ter em conta a dependência energética do livre percurso médio. Para isso é estabelecido um limite máximo para a perda de energia no decorrer de cada passo com um dado comprimento. Por outro lado o inverso do livre percurso médio (probabilidade de interacção por unidade de comprimento) não tem um máximo, pois as colisões fortes incluem a dispersão elástica.

3.3. Organização e modo de operação do código PENELOPE

O programa PENELOPE consiste de subrotinas desenvolvidas em código FORTRAN® que não operam sozinhas pelo que necessitam de um programa principal que define o estado inicial das partículas, regista quantidades relevantes e apresenta os resultados finais. Os programas principais disponíveis no código utilizado diferem entre si na forma como é feita a descrição da geometria:

- Penslab – permite simular o transporte de partículas num bloco homogéneo e infinito.
- Pencyl – o transporte das partículas é feito em geometrias cilíndricas onde a espessura e o raio dos cilindros são definidos no ficheiro de entrada.
- Penmain – permite utilizar superfícies quadráticas para simular o transporte da radiação.

No caso particular deste trabalho foi utilizado o programa principal *Penmain* para a validação experimental, devido às características geométricas da fonte radioactiva. Porém, as geometrias quadráticas construídas no *Penmain* apresentam limitações no tipo de forma que conseguem representar, não sendo possível reproduzir com precisão as estruturas anatómicas. É importante representar a anatomia humana com a maior exactidão possível sobretudo quando se pretende simular tratamentos de radioterapia externa ou de braquiterapia. Por esta razão, utilizou-se também o

programa principal *PenEasy*, que não vem incluído no código, tem de ser obtido à parte, para implementar o fantoma antropomórfico de voxel construído.

3.3.1. Estrutura do programa principal *Penmain*

As subrotinas necessárias para o funcionamento deste programa são:

- *penelope.f* - permite realizar a simulação do transporte da radiação num meio infinito;
- *pengeom.f* – permite realizar o transporte das partículas através de geometrias quadráticas;
- *timer.f* - engloba subrotinas que especificam o tempo de simulação;
- *penvared.f*. – inclui subrotinas que possibilitam a redução da variância.

Por defeito o *Penmain* assume que as partículas primárias são emitidas de uma fonte pontual monoenergética ou com um espectro energético. Este programa permite obter resultados sobre a distribuição angular e de energia das partículas, assim como a energia média depositada em cada *Body*, que é o volume limitado pelas superfícies quadráticas e composto por um material homogéneo. No ficheiro *penmain.dat* podemos visualizar a informação sobre os dados de entrada. No decorrer das simulações são gerados separadamente ficheiros que permitem visualizar as distribuições de dose obtidas, utilizando o programa *Gnuplot*.

O funcionamento do programa *Penmain* é orientado pelo ficheiro de entrada que deve conter informação sobre:

- **Descrição da fonte** – nesta secção selecciona-se o tipo de partículas a simular (electrões, positrões ou fotões); energia da fonte monoenergética ou espectro energético; coordenadas da fonte; dimensão da *Box* que engloba a fonte e o *Body* que a representa (no caso de fonte não pontual); definir o ângulo de abertura do feixe emitido pela fonte.
- **Descrição dos materiais e parâmetros de simulação** – os materiais aqui introduzidos estão especificados em ficheiros *.mat* criados a partir do programa *Material* que retira as informações sobre as interações atómicas presentes na base de dados. Os materiais podem ser gerados a partir do ficheiro *pdcompos.p08* que contém 280 materiais pré-definidos, apenas se introduz o número de identificação a que corresponde cada material. Outra opção é criar o material introduzindo os elementos atómicos que o constitui, a fracção de peso atómico ou o índice estequiométrico, densidade de massa e energia média de excitação. O PENELOPE atribui a cada material um índice MAT=M

que durante a simulação possibilita identificar qual o material em que a partícula se desloca. No máximo podem ser utilizados 10 materiais em simultâneo, contudo é possível utilizar mais materiais editando todas as subrotinas e alterando o parâmetro *MAXMAT*. A ordem com que os materiais surgem nesta secção deve ser a mesma com que surgem no ficheiro de geometria.

Para cada material definem-se ainda os diferentes parâmetros de simulação:

- Especifica-se a energia de absorção das partículas.
 - Define-se a deflecção angular e a perda de energia máxima devido a dispersão elástica entre duas interações fortes consecutivas.
 - Define-se a energia de corte para colisões inelásticas e radiação de travagem.
-
- **Descrição da geometria** – o ficheiro *.geo* que contém a geometria quadrática é especificado nesta secção. Este ficheiro deve conter todos os *Bodies* que representam a geometria do sistema físico. Para definir o volume de cada *Body* é necessário indicar as superfícies quadráticas que o limitam, através do índice apropriado, especificar através do *Side Pointer* se a geometria permanece do lado positivo ou negativo da superfície e o material. É possível visualizar se a definição da geometria está correcta através do programa *gview2D* e *gview3D*, para tal basta introduzir o nome do ficheiro que contém a geometria quadrática e as coordenadas (x,y,z) da geometria que se pretende visualizar. A definição da geometria deve começar pelos volumes internos e depois pelos externos.

 - **Propriedades da simulação** – nesta secção define-se o número de histórias pretendido e o tempo de simulação.

3.3.2. Estrutura do programa *PenEasy*

O programa principal *PenEasy* está escrito em linguagem de programação FORTRAN®. A sua aplicação permite simular vários problemas que envolvem geometrias quadráticas, de voxel ou geometrias compostas por ambos, sem ter que desenvolver um código específico. O algoritmo consiste em repetir a sequência de subrotinas JUMP, STEP e KNOCK⁵⁸:

- JUMP – calcula a distância até à interacção seguinte;
- STEP – determina se uma partícula atravessa uma interface antes de completar o passo e desloca a partícula;
- KNOCK – Simula o efeito da interacção e restitui a energia perdida pela partícula.

A simulação da partícula termina quando sai do material, ou quando a sua energia for inferior ao valor de corte (*eabs*) para a energia absorvida definido pelo utilizador, que depende da partícula e do material onde se desloca. Este programa inclui várias tallies, que permitem obter os resultados cumulativos para os parâmetros que se pretendem analisar, e dois modelos de fonte cujos parâmetros são definidos num ficheiro de entrada. Para uma dada simulação só um destes modelos pode estar activo. Um dos modelos é o *Box Isotropic Gauss Spectrum* que possibilita definir fontes através de superfícies quadráticas. Selecciona-se o tipo de partículas a simular (fotões, electrões, positrões) e o respectivo espectro energético. O outro modelo de fonte designa-se por *Phase-Space File (PSF)* que obtém informação do estado inicial das partículas a partir de um ficheiro externo criado pelo PenEasy através da tally PSF. O ficheiro contém informação que permite identificar as partículas primárias e secundárias da mesma história.

Utilizou-se este programa neste trabalho para conseguir simular o transporte da radiação proveniente de uma fonte radioactiva com geometria quadrática num fantoma de voxel construído a partir de imagens de CBCT de uma doente real. Para sobrepor a geometria quadrática com o fantoma de voxel identifica-se no ficheiro de entrada os respectivos ficheiros *.geo e *.vox. O ficheiro de voxel contém o número do voxels, as dimensões, materiais e densidades. Para unir os dois ficheiros um dos materiais da geometria quadrática tem de ser transparente. A dose absorvida em cada voxel obtém-se através da razão entre a energia depositada e a massa.

4. Materiais e Métodos

Neste capítulo descreve-se:

- O método de validação do modelo computacional implementado e os resultados das simulações por métodos de Monte Carlo utilizando o programa PENELOPE. Para o efeito os resultados computacionais obtidos com o PENELOPE são comparados com os resultados de medições efectuadas utilizando fantomas específicos para braquiterapia, câmaras de ionização e equipamento utilizado em tratamentos de braquiterapia ginecológica.
- A metodologia utilizada para efectuar a comparação entre os cálculos dosimétricos efectuados pelo TPS e os obtidos por simulações Monte Carlo utilizando o programa PENELOPE. É efectuada uma descrição exaustiva da implementação da geometria da fonte e do aplicador e a especificação dos materiais e da emissão da radiação emitida pela fonte radioactiva (“termo-fonte”) no programa PENELOPE.
- Em detalhe, a construção de um fantoma de voxel, fantoma antropomórfico computacional, a partir de uma sequência de imagens de CBCT e a sua implementação no programa PENELOPE.
- A metodologia utilizada para calcular a dose absorvida em órgãos e tecidos, a partir dos resultados das simulações Monte Carlo utilizando o programa PENELOPE.

Os resultados obtidos e a análise e interpretação dos dados serão apresentados e discutidos nos capítulos seguintes.

4.1. Medições utilizando fantoma padrão

Para realizar a validação do modelo computacional implementado no programa de simulação de MC PENELOPE, efectuaram-se medições de dose num conjunto de pontos no interior de um fantoma padrão específico para braquiterapia. Para tal utilizou-se o seguinte equipamento:

- HDR Varisource IX VARIAN, equipado com fonte de ^{192}Ir ;
- Electrómetro Unidos da PTW;
- Fantoma “T9193” da PTW;
- Câmara de ionização *Farmer* 0.6 cm³ (modelo 30013) da PTW.

A intensidade de Kerma no ar emitida pela fonte foi medida pelo respectivo laboratório de calibração acreditado. Posteriormente quando a fonte chegou ao serviço realizou-se a calibração da fonte mediante utilização da câmara poço (*Standard Imaging*, modelo HDR1000Plus). O desvio relativo entre o resultado da calibração e o valor

fornecido pelo fabricante foi de -0,46%, valor que está dentro da tolerância recomendada +/- 5%⁵⁹.

Realizar leituras de dose em BT traz algumas dificuldades devido ao gradiente de dose acentuado e à lei do inverso quadrado da distância. Por isso foi utilizado o fantoma referido que possui uma geometria muito reprodutível e permite reduzir a incerteza no posicionamento do detector e da fonte (ver figura 4.1).



Figura 4.1 - Fantoma T9193 que possui um orifício central (0) onde se posicionou a fonte e 4 orifícios periféricos (1,2,3,4) onde se introduziu a câmara de ionização.

No *insert* central do fantoma colocou-se a fonte de ^{192}Ir e em cada um dos 4 *inserts* periféricos, localizados a 8 cm da fonte, colocou-se a câmara de ionização. Deste modo, as leituras foram realizadas para 4 “*setups*” diferentes onde apenas a posição da câmara de ionização é que varia, como verificamos nas imagens da figura 4.2.

Foi utilizada a câmara de ionização Farmer 0,6 cm³ (modelo 30013) calibrada, apesar de não ser o detector mais apropriado, de acordo com as recentes recomendações da AAPM⁵³ devido às suas dimensões (nesta referência consideram-se os diodos e TLD's mais adequados), este é o único tipo de detector existente no local onde foram realizadas as medidas, além disso existem alguns autores que também utilizam estes detectores⁶⁰⁻⁶².

Para cada *setup* da câmara de ionização mediu-se o valor da dose para diferentes posições da fonte no eixo longitudinal (0 cm, 1 cm, 2 cm, 2.9 cm, 3 cm, 3.1 cm, 4 cm, 5 cm) durante 120 segundos, utilizando o electrómetro Unidos (+/- 400V). Para cada posição efectuaram-se 2 medições e considerou-se a média dos dois valores. As leituras foram feitas em modo integrado com o intuito de eliminar a contribuição da dose devido ao percurso da fonte.

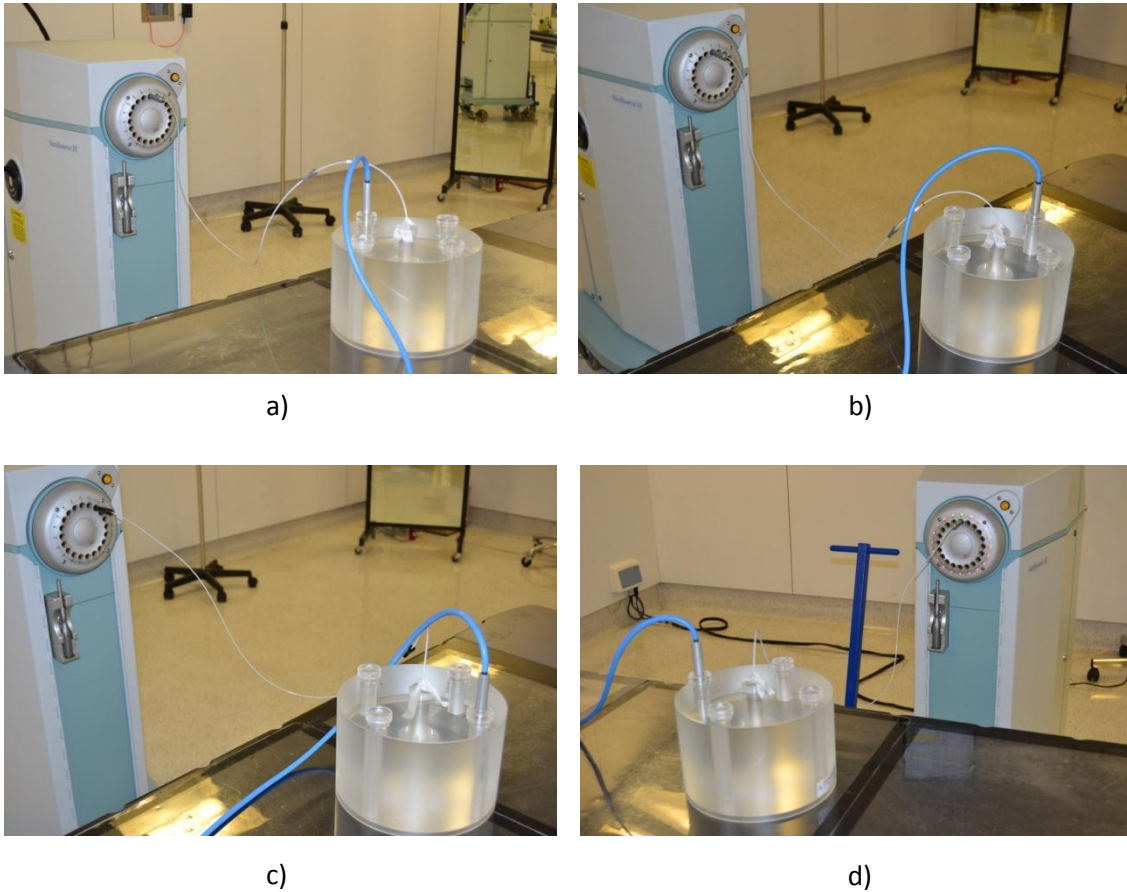


Figura 4.2 - Montagem experimental para cada “*setup*”: a) “*setup 1*”, b) “*setup 2*”, c) “*setup 3*” e d) “*setup 4*”. Para cada “*setup*” a câmara de ionização (cabo azul) é inserida num orifício diferente do fantoma.

As leituras foram corrigidas para a pressão e temperatura ambiente através de um termómetro e barómetro calibrados aplicando a seguinte expressão, onde $T_0=20^{\circ}$ C e $P_0=1013,2$ mbar:

$$K_{p,T} = \frac{T+273,15}{T_0+273,15} \frac{P_0}{P} \quad [\text{Eq.36}]$$

Além disso aplicou-se também o factor de correcção K_Q de modo a considerar a dependência energética da câmara de ionização para a gama de energias do ^{192}Ir (média 397KeV). O valor foi obtido através de interpolação entre o valor de K_Q para o ^{60}Co e o valor de K_Q para 145KeV, fornecidos pelo manual da câmara de ionização⁶³ e listados na seguinte tabela:

Tabela 4.1 - Valores do factor K_Q para a câmara de ionização utilizada.

E (KeV)	145	1250
Factor K_Q	0,99	1

Podemos aplicar a interpolação linear (na sequência a variável “x” é a energia e a variável “y” é o factor K_Q):

$$y = a_1x + a_0 = 0,992 \quad [\text{Eq.37}]$$

Como o factor de calibração da câmara de ionização é obtido na água, foi necessário corrigir as leituras de dose realizadas no fantoma de PMMA através dos factores $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ ⁶²:

$$D_{PMMA} = D_{\text{água}} \frac{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{PMMA}}{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{\text{água}}} \quad [\text{Eq.38}]$$

Através do NIST⁶⁴ obtiveram-se os factores $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ na água e no PMMA para fotões com energia média de 0.4MeV, logo aplicando a equação 33 temos que:

$$D_{PMMA} = D_{\text{água}} \cdot \frac{0.03185}{0.03279} = D_{\text{água}} \cdot 0.971$$

4.2. Validação do modelo computacional implementado no PENELOPE

A utilização de métodos de Monte Carlo requer uma descrição cuidada e rigorosa da geometria e respectivos materiais existentes. Além disso, a descrição da fonte de radiação, incluindo energia, tipo de radiação, e tipo de fonte, entre outros, deve, igualmente ser descrita com o máximo rigor para que os resultados da simulação sejam credíveis e reproduzíveis. As simulações foram efectuadas para reproduzir computacionalmente os resultados das medições realizadas.

4.2.1. Implementação da geometria

Para definir a geometria do “*setup*” experimental foi necessário recolher informação sobre as dimensões da fonte e da cápsula, do fantoma e do detector. As dimensões da fonte e da cápsula já foram apresentadas na figura 2.1 do capítulo 2. O fantoma utilizado é um cilindro de PMMA com 20 cm de diâmetro, 12 cm de altura e os *inserts* periféricos localizam-se a uma distância de 8 cm do *insert* central, tal como especifica o manual⁶⁵ (figura 4.3).

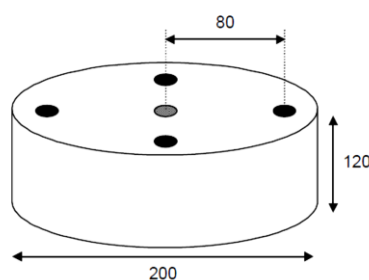


Figura 4.3 - Dimensões (em mm) do fantoma de PMMA utilizado (figura retirada de *Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics*⁶⁶).

Quanto à câmara de ionização⁶³, é constituída por um eléctrodo central de alumínio rodeado por 0.6 cm³ de ar (volume sensível), uma parede de grafite com 0,09 mm de

espessura e externamente apresenta uma parede de PMMA com 0.335 mm de espessura. As suas dimensões podem ser visualizadas na figura seguinte:

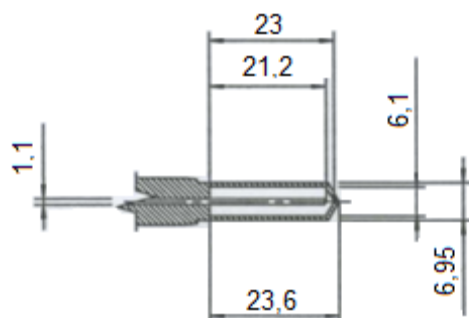


Figura 4.4 - Dimensões (em mm) da região sensível da câmara de ionização *Farmer* 0.6 cm³ (modelo 30013).

No ficheiro de geometria definiram-se as superfícies quadráticas referentes ao cilindro, para o ¹⁹²Ir, a cápsula e o fio de NITINOL, para o fantoma e a câmara de ionização. Em todas as superfícies quadráticas especificou-se um *Body* onde se indicou o respectivo material e através do *Side Pointer* (que permite determinar se um dado ponto com coordenadas (x,y,z) está dentro ou fora da superfície quadrática), determinou-se qual a zona de interesse. Definiu-se que:

- **Material 1-** ¹⁹²Ir
- **Material 2-** NITINOL
- **Material 3-** Ar
- **Material 4-** Alumínio
- **Material 5-** Grafite
- **Material 6-** PMMA

Foi possível visualizar a geometria criada para cada “*setup*” a partir do programa de visualização *PENGEOM 2D geometry viewer*, tal como se mostra nas figuras 4.5 a 4.8. Para isso introduziu-se o nome do ficheiro *.*geo* e as coordenadas pretendidas. No anexo 1 temos como exemplo o ficheiro *.*geo* para o “*setup 1*” e para a primeira posição da fonte.

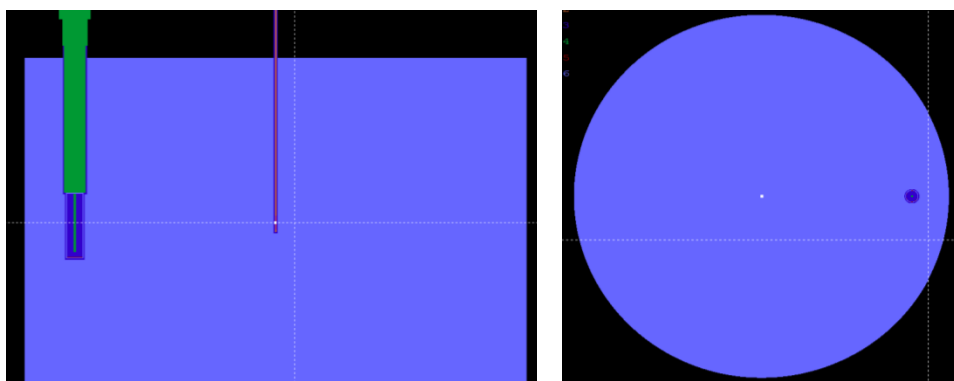


Figura 4.5 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o “*setup 1*” (visualização no eixo x e z).

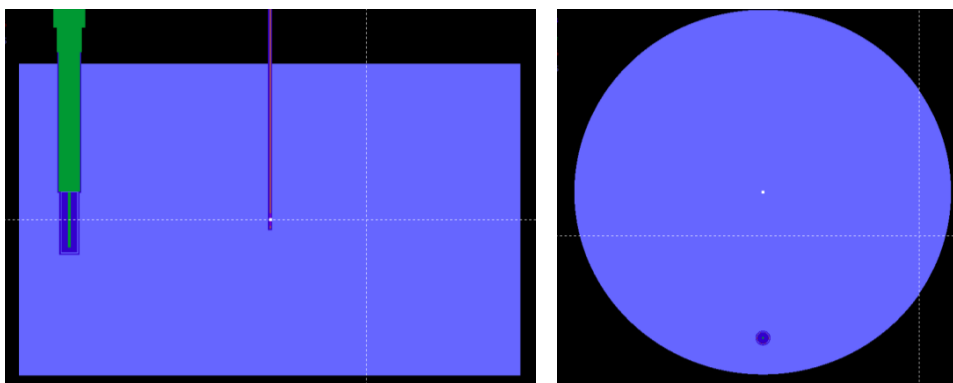


Figura 4.6 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o “setup 2” (visualização no eixo y e z).

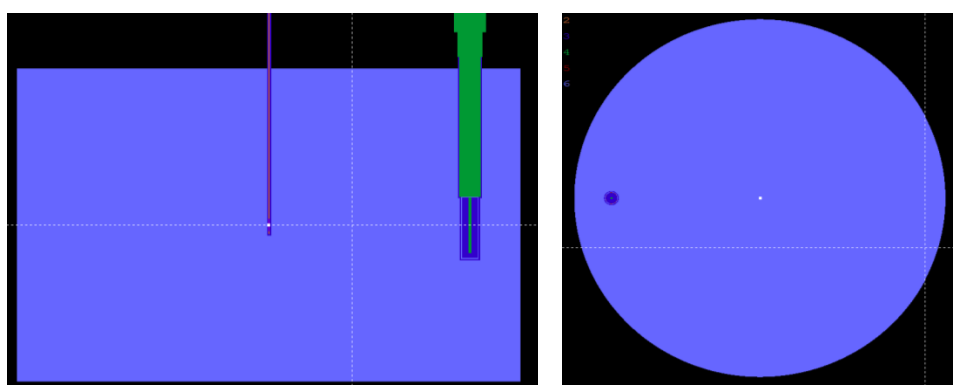


Figura 4.7 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o “setup 3” (visualização no eixo x e z).

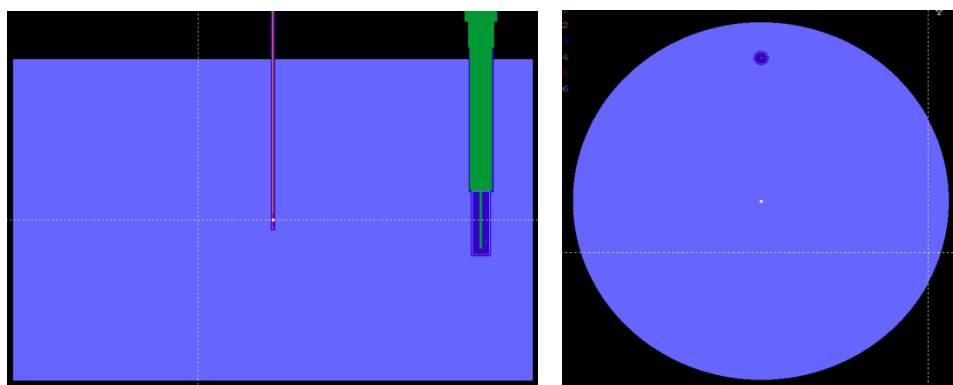


Figura 4.8 - Geometria obtida pelo PENELOPE para o “setup 4” (visualização no eixo y e z).

4.2.2. Implementação dos materiais

Os materiais 1, 3, 4, 5 e 6 foram gerados na aplicação *Material* a partir da base de dados do PENELOPE. Para isso introduziu-se o número de identificação do material que consta no manual do PENELOPE¹⁴. Para o material 2 foi necessário especificar o número atômico dos elementos e a constituição por fracção de peso atômico, considerou-se 0,556 de Ni e 0,444 de Ti²⁹.

4.2.3. Criação de Ficheiros de *Input*

No ficheiro de *Input*, seleccionaram-se os fotões como as partículas a serem seguidas, assim como o espectro de energias do ^{192}Ir e a respectiva probabilidade de emissão que se encontra na tabela 2.2 do capítulo 2. Posicionou-se a fonte para $x=0$ cm, $y=0$ cm e $z=-0,25$ cm, para a primeira posição. Como se trata de uma fonte volúmica e não pontual, foi necessário especificar uma *box* (que é um volume centrado em (x_0, y_0, z_0) e cuja extensão dos lados é definida por (x, y, z) , no interior do qual a actividade da fonte é uniforme) com dimensões $x=0.034$ cm, $y=0.034$ cm e $z=0.5$ cm, para que o programa gere as partículas isotropicamente ao longo do volume definido. No que diz respeito à distribuição angular do ^{192}Ir , colocou-se o ângulo polar $\text{THETA}=0^\circ$, o ângulo azimute $\text{PHI}=0^\circ$ e a semi-abertura do feixe de radiação $\text{ALPHA}=180^\circ$, correspondendo à definição de uma fonte isotrópica. Introduziu-se os materiais, o ficheiro de geometria, e definiu-se uma *Grid* para visualizar a distribuição da energia nas 3 coordenadas. Por fim especificou-se o número de fotões a simular que foi 10^9 , para que os resultados apresentem uma boa estatística.

Para cada “*setup*” e para cada posição da fonte criou-se um ficheiro de *input*, pelo que no total foram criados 32 ficheiros de *input*. No anexo 2 temos como exemplo o ficheiro de *input* para o “*setup 1*” e para a primeira posição da fonte.

De modo a iniciar a simulação, introduziu-se na linha de comandos *penmain.exe<nome.in*.

4.2.4. Resultados experimentais vs. Simulações Monte Carlo

Depois de terminadas as simulações, obteve-se o valor da energia e a incerteza estatística, em eV, depositada no *Body* correspondente ao volume de ar da câmara de ionização a partir do ficheiro *penmain-res*. Seguidamente converteram-se os valores para dose absorvida de modo a comparar com os resultados experimentais utilizando as seguintes expressões:

- $V_{Ar\ C.I.} = \pi r^2 h - V_{Electrodo} = (\pi \times 0.305^2 \times 2.12) - (\pi \times 0.055^2 \times 2.12) = 0.6\text{cm}^3$
- $m_{Ar\ C.I.} = \rho V = 1.205 \times 10^{-3} \left(\frac{g}{\text{cm}^3}\right) \times 0.6 (\text{cm}^3) = 7.23 \times 10^{-4} g$

A densidade do ar corresponde ao valor indicado no NIST⁶⁴.

- $Dose(\text{Gy/partícula}) = \frac{\text{Energia depositada (eV/partícula)}}{7.23 \times 10^{-4} (g)} \times \frac{1.602 \times 10^{-19} (J)}{10^{-3} (Kg)}$
- $D\acute{e}bito\ de\ Dose\ \left(\frac{Gy}{s}\right) = Dose\ \left(\frac{Gy}{partícula}\right) \times A(\text{Bq}) \times \text{Fotões Emitidos}$

Considerou-se a actividade de 8.213 Ci (ou 3.04×10^{11} Bq), correspondente ao dia em que foram realizadas as medidas. Para o espectro utilizado (ver tabela 2.2 do capítulo 2) o valor médio dos fotões emitidos por cada decaimento é de 2.36.

$$\blacksquare \text{ Dose (cGy)} = \text{Débito de Dose} \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right) \times 120(\text{s}) \times 10^{+2}$$

4.2.4.1. Resultados relativos ao “setup 1”

Os valores de dose medidos e os correspondentes valores obtidos por simulação Monte Carlo utilizando as expressões e factores de conversão anteriormente descritos encontram-se listados na tabela 4.2. A correspondente visualização é fornecida no gráfico 4.1.

Tabela 4.2 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 1”.

Posição Fonte (cm)	PENELOPE (eV/partícula)	Incerteza (eV/partícula)	PENELOPE (cGy)	Incerteza (cGy)	Medições (cGy)	Desvio Relativo (%)
0	$7,76 \times 10^{-03}$	(+ -) $9,00 \times 10^{-04}$	14,80	(+ -) 0,57	15,16	-2,35
1	$7,44 \times 10^{-03}$	(+ -) $4,90 \times 10^{-04}$	14,19	(+ -) 0,31	14,69	-3,39
2	$6,89 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,20 \times 10^{-04}$	13,14	(+ -) 0,52	13,69	-3,99
2,9	$6,76 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,30 \times 10^{-04}$	12,90	(+ -) 0,53	12,56	2,67
3	$6,38 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,00 \times 10^{-04}$	12,17	(+ -) 0,51	12,38	-1,69
3,1	$6,14 \times 10^{-03}$	(+ -) $4,40 \times 10^{-04}$	11,71	(+ -) 0,28	12,25	-4,39
4	$5,63 \times 10^{-03}$	(+ -) $7,30 \times 10^{-04}$	10,74	(+ -) 0,46	10,90	-1,47
5	$4,94 \times 10^{-03}$	(+ -) $7,00 \times 10^{-04}$	9,42	(+ -) 0,45	9,28	1,55

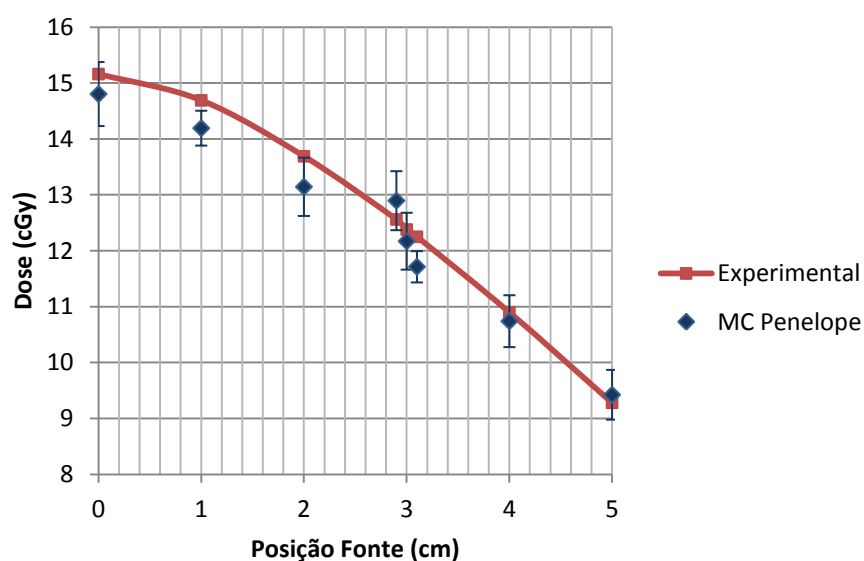


Gráfico 4.1 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 1” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.

4.2.4.2. Resultados relativos ao “setup 2”

Os valores de dose medidos e os correspondentes valores obtidos por simulação Monte Carlo utilizando as expressões e factores de conversão anteriormente descritos encontram-se listados na tabela 4.3. A correspondente visualização é fornecida no gráfico 4.2.

Tabela 4.3 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 2”.

Posição Fonte (cm)	PENELOPE (eV/partícula)	Incerteza (eV/partícula)	PENELOPE (cGy)	Incerteza (cGy)	Medições (cGy)	Desvio Relativo (%)
0	$7,49 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,00 \times 10^{-04}$	14,29	(+ -) 0,38	15,16	-5,75
1	$7,35 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,40 \times 10^{-04}$	14,02	(+ -) 0,53	14,61	-4,03
2	$7,12 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,40 \times 10^{-04}$	13,58	(+ -) 0,53	13,66	-0,57
2,9	$6,85 \times 10^{-03}$	(+ -) $5,90 \times 10^{-04}$	13,07	(+ -) 0,38	12,56	4,04
3	$6,38 \times 10^{-03}$	(+ -) $7,80 \times 10^{-04}$	12,17	(+ -) 0,50	12,42	-2,01
3,1	$6,10 \times 10^{-03}$	(+ -) $4,40 \times 10^{-04}$	11,64	(+ -) 0,28	12,29	-5,32
4	$5,62 \times 10^{-03}$	(+ -) $7,70 \times 10^{-04}$	10,72	(+ -) 0,49	10,90	-1,64
5	$4,75 \times 10^{-03}$	(+ -) $4,80 \times 10^{-04}$	9,06	(+ -) 0,31	9,22	-1,72

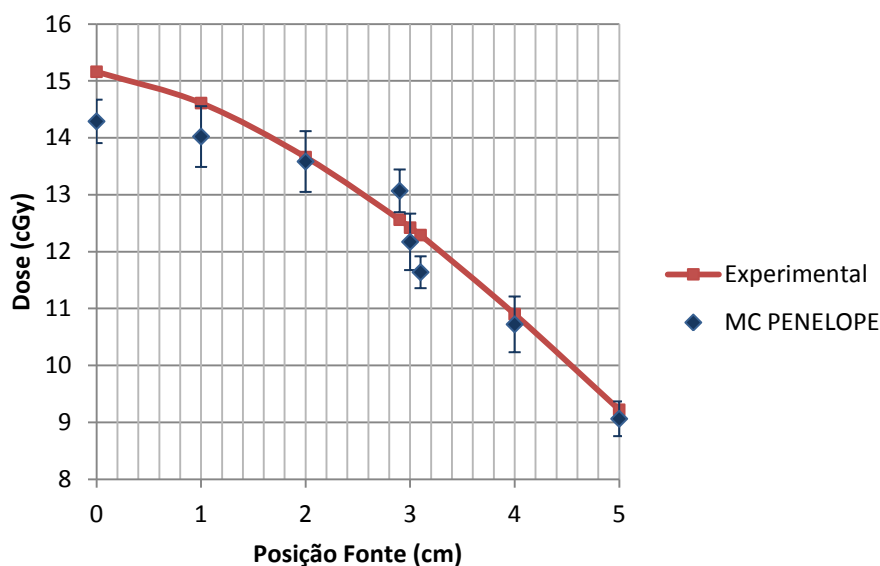


Gráfico 4.2 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 2” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.

4.2.4.3. Resultados relativos ao “setup 3”

Os valores de dose medidos e os correspondentes valores obtidos por simulação Monte Carlo utilizando as expressões e factores de conversão anteriormente descritos encontram-se listados na tabela 4.4. A correspondente visualização é fornecida no gráfico 4.3.

Tabela 4.4 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 3”.

Posição Fonte (cm)	PENELOPE (eV/partícula)	Incerteza (eV/partícula)	PENELOPE (cGy)	Incerteza (cGy)	Medições (cGy)	Desvio Relativo (%)
0	$7,45 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,50 \times 10^{-04}$	14,21	(+ -) 0,41	15,11	-5,94
1	$7,13 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,70 \times 10^{-04}$	13,60	(+ -) 0,43	14,65	-7,16
2	$7,14 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,90 \times 10^{-04}$	13,62	(+ -) 0,44	13,73	-0,80
2,9	$6,69 \times 10^{-03}$	(+ -) $7,90 \times 10^{-04}$	12,76	(+ -) 0,50	12,57	1,53
3	$6,40 \times 10^{-03}$	(+ -) $7,80 \times 10^{-04}$	12,21	(+ -) 0,50	12,39	-1,46
3,1	$6,27 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,30 \times 10^{-04}$	11,96	(+ -) 0,40	12,26	-2,44
4	$5,35 \times 10^{-03}$	(+ -) $4,10 \times 10^{-04}$	10,21	(+ -) 0,26	10,88	-6,20
5	$4,78 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,70 \times 10^{-04}$	9,12	(+ -) 0,43	9,28	-1,74

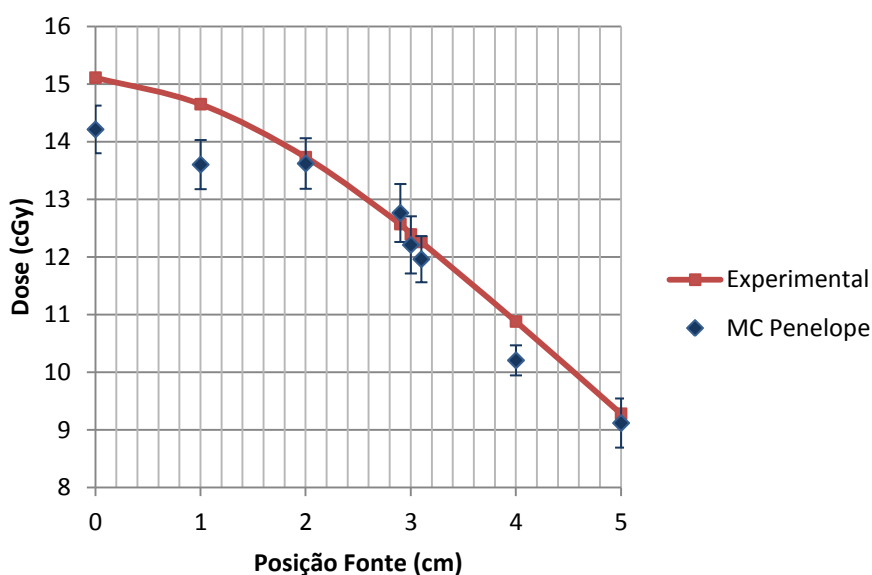


Gráfico 4.3 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 3” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.

4.2.4.4. Resultados relativos ao “setup 4”

Os valores de dose medidos e os correspondentes valores obtidos por simulação Monte Carlo utilizando as expressões e factores de conversão anteriormente descritos encontram-se listados na tabela 4.5. A correspondente visualização é fornecida no gráfico 4.4

Tabela 4.5 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 4”.

Posição Fonte (cm)	PENELOPE (eV/partícula)	Incerteza (eV/partícula)	PENELOPE (cGy)	Incerteza (cGy)	Medições (cGy)	Desvio Relativo (%)
0	$7,61 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,30 \times 10^{-04}$	14,52	(+ -) 0,53	15,1	-3,86
1	$7,44 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,40 \times 10^{-04}$	14,19	(+ -) 0,41	14,64	-3,06
2	$7,16 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,40 \times 10^{-04}$	13,66	(+ -) 0,53	13,65	0,06
2,9	$6,50 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,00 \times 10^{-04}$	12,40	(+ -) 0,51	12,53	-1,04
3	$6,68 \times 10^{-03}$	(+ -) $8,10 \times 10^{-04}$	12,74	(+ -) 0,52	12,35	3,18
3,1	$6,66 \times 10^{-03}$	(+ -) $5,70 \times 10^{-04}$	12,70	(+ -) 0,36	12,22	3,97
4	$5,43 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,60 \times 10^{-04}$	10,36	(+ -) 0,42	10,87	-4,71
5	$4,61 \times 10^{-03}$	(+ -) $6,50 \times 10^{-04}$	8,79	(+ -) 0,41	9,25	-4,93

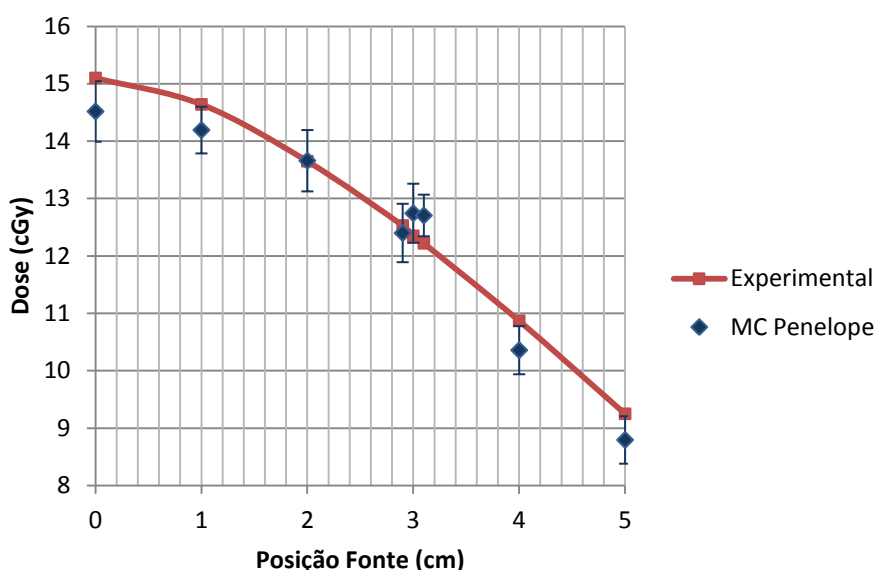


Gráfico 4.4 - Valores de dose (cGy) obtidos pelo PENELOPE e experimentalmente para o “setup 4” em função da posição da fonte com a respectiva incerteza estatística.

4.2.5. Análise dos resultados

Através das tabelas 4.2 e 4.5 verifica-se que para os “setups” 1 e 4 o desvio relativo entre as medições e as simulações de monte carlo foi inferior a 5% em todos os pontos. Para o “setup” 2 o maior desvio observado na tabela 4.3 foi de -5.75% num dos pontos. Por fim, observa-se na tabela 4.4 os resultados relativos ao “setup” 3 onde se registou a maior diferença num ponto com -7% e outro com -6%. A incerteza estatística dos resultados obtidos pelas simulações de monte carlo foi inferior a 5% para todos os pontos. Contudo, como na maioria dos pontos o desvio relativo entre as medições efectuadas e os valores obtidos pelo PENELOPE foi inferior a 5%, considerou-se o modelo validado. Analisando os gráficos 4.1 a 4.4 verifica-se uma tendência para os valores de dose medidos serem superiores aos calculados pelas

simulações de monte carlo. Isto deve-se a incertezas na geometria e materiais da fonte, da câmara de ionização e do fantoma e também incertezas na própria distribuição do material radioactivo. É importante referir que os pontos foram medidos para a distância fixa de 8 cm entre a câmara e a fonte, devido às características do fantoma utilizado, não permitindo fazer a validação do modelo para pontos localizados na proximidade da fonte, onde tipicamente é feita a prescrição clínica (1.5 cm a 2 cm para lá do centro da fonte). Além disso não foi possível validar experimentalmente o modelo do aplicador ginecológico implementado computacionalmente, pois seria necessário um sistema que permitisse posicionar a fonte, o aplicador e o detector com a menor variação possível.

4.3. Cálculo TPS e simulações Monte Carlo de uma distribuição de dose em braquiterapia

4.3.1. Cálculo TPS

A partir de uma distribuição de dose calculada pelo TPS Brachyvision[®] (*Varian Medical Systems*) registou-se a dose obtida nos pontos de prescrição vaginais localizados a 0.5 cm para lá da superfície do aplicador. Os valores foram retirados de um tratamento de braquiterapia vaginal com cilindro para posteriormente fazer comparações com os cálculos obtidos através das simulações por métodos de Monte Carlo e assim avaliar a exactidão do TPS.

A distribuição calculada (ver figura 4.9) teve na sua base a aquisição de 2 imagens radiográficas ortogonais, que permitissem a reconstrução 3D do aplicador e das estruturas que representam os órgãos de risco: sonda rectal e balão de *Foley*. Definiram-se os pontos de prescrição vaginal e cúpula a 0.5 cm da superfície do aplicador. A bexiga e o recto foram marcados de acordo com as recomendações do ICRU38⁹. Realizou-se a optimização da dose de modo a obter 5.5 Gy nos respectivos pontos de prescrição e a menor dose possível na bexiga e recto, manipulando a posição da fonte e o tempo.

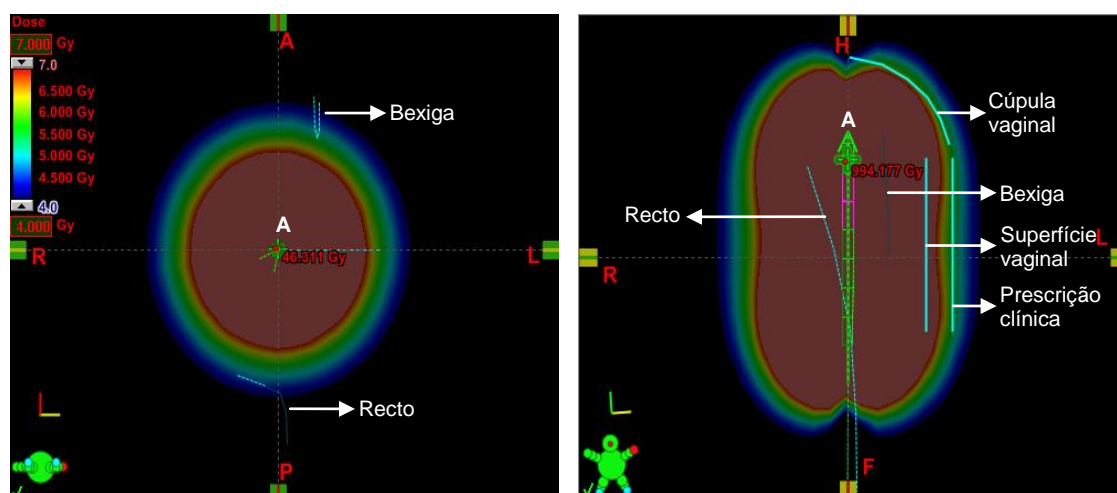


Figura 4.9 - Distribuição de dose obtida pelo TPS para um tratamento de BQ vaginal com cilindro no plano axial (imagem da esquerda) e coronal (imagem da direita). No centro da distribuição (A) estão representadas as posições da fonte.

4.3.2. Simulações MC PENELOPE

4.3.2.1. Implementação da geometria

Utilizou-se o ficheiro de geometria criado para a validação do modelo computacional descrito na secção 4.2 deste capítulo, retirou-se o fantoma de PMMA e a câmara de ionização deixando apenas a fonte, a cápsula e o fio de NITINOL. Adicionou-se uma esfera de água com 30 cm de raio em torno da fonte e alterou-se a sua posição através do $Z=SHIFT$. Como na distribuição calculada pelo TPS a fonte assumia 5 posições, criaram-se 5 ficheiros de geometria para simular essas mesmas posições. Numa primeira fase realizaram-se as simulações apenas com esta geometria pois o TPS só considera a distribuição em torno da fonte e da cápsula na água.

4.3.2.1.1. Geometria sem aplicador

Para a **geometria sem aplicador** definiu-se que:

- **Material 1-** ^{192}Ir
- **Material 2-** NITINOL
- **Material 3-** Água

Posteriormente adicionou-se à geometria anterior o cilindro e o tubo de transferência. Devido à falta de informação detalhada sobre a geometria do aplicador foi necessário adquirir uma imagem radiográfica e registar as suas dimensões. Deste modo, o cilindro vaginal tem 3 cm de diâmetro, 13 cm de comprimento, e a parede tem aproximadamente 1,4 cm de espessura. O tubo de transferência tem cerca de 0,28 cm de diâmetro, 12 cm de comprimento e uma espessura de 1 mm. Criaram-se também 5 ficheiros de geometria para as diferentes posições da fonte.

4.3.2.1.2. Geometria com aplicador

Para a **geometria com aplicador** definiu-se que:

- **Material 1**- ^{192}Ir
- **Material 2**- NITINOL
- **Material 3**- Ar
- **Material 4**- Aço Inoxidável
- **Material 5**- Polysulfone
- **Material 6**- Água

Visualizou-se a correcta construção da geometria (ver figura 4.10) para cada posição a partir do programa de visualização *PENGEOM 2D geometry viewer*. No anexo 3 encontra-se o ficheiro que contém a geometria sem aplicador para a 1ª posição da fonte e no anexo 4 temos a geometria com aplicador também para a 1ª posição da fonte.

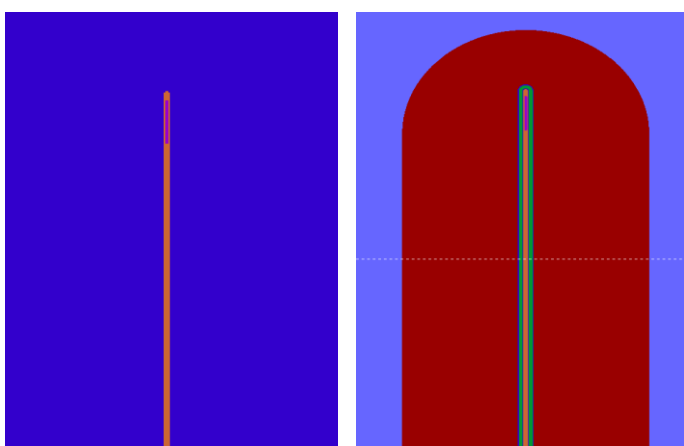


Figura 4.10 - Representação geométrica da fonte sem aplicador (imagem da esquerda) e com aplicador (imagem da direita) para a primeira posição.

4.3.2.2. Implementação dos materiais

Foi necessário apenas criar o aço inoxidável, o polysulfone e a água. A água foi gerada a partir da base de dados do PENELOPE. Para o aço inoxidável e o polysulfone foi necessário introduzir o número atómico dos elementos e a constituição por fracção de peso atómico. Considerou-se Fe (0.7285), C (0.0015), Mn (0.02), Si (0.01), Cr (0.17), Ni (0.07) para o aço inoxidável com densidade 7.9 g/cm^3 e H (0.41), C (0.50), O (0.07), S (0.02) para o polysulfone com densidade 1.4 g/cm^3 ⁵¹.

4.3.2.3. Criação de Ficheiros de Input

Criaram-se 5 ficheiros de entrada para cada posição da fonte da geometria sem aplicador e 5 ficheiros para a geometria com aplicador de acordo com o descrito secção 4.2 deste capítulo, alterou-se apenas o parâmetro *SPOSIT* e os materiais utilizados. No anexo 5 encontra-se o ficheiro de entrada para a 1ª posição da fonte da geometria sem aplicador e no anexo 6 o ficheiro de entrada para a 1ª posição da fonte da geometria com aplicador. De modo a iniciar a simulação, introduziu-se na linha de comandos *penmain.exe<nome.in*.

Depois de terminadas as simulações obteve-se o valor da energia e a incerteza estatística, em eV/g, por cada partícula simulada, depositada nos pontos correspondentes a cada posição da fonte em z (ver tabela 4.6) para y=2 cm a partir do ficheiro *3D-Dose.dat*. Seguidamente converteram-se os valores para dose absorvida de modo a comparar com o cálculo do TPS:

- $Dose(Gy/partícula) = \frac{Energia\ depositada\ (eV/partícula)}{(g)} \times \frac{1.602 \times 10^{-19}(J)}{10^{-3}(Kg)}$
- $Débito\ de\ Dose\ \left(\frac{Gy}{s}\right) = Dose\ \left(\frac{Gy}{partícula}\right) \times A(Bq) \times Fotões\ emitidos$

Considerou-se a actividade do dia em que foi feito o cálculo para o tratamento e foi de 7.45 Ci, que corresponde a $2,76 \times 10^{11}$ Bq. Para o espectro utilizado o valor médio dos fotões emitidos por cada decaimento é de 2.36.

Para cada ponto somou-se a contribuição da dose devido às diferentes posições da fonte de acordo com o tempo de permanência em cada posição, ou seja:

Tabela 4.6 - Tempo assumido pela fonte para cada posição.

Posição da Fonte (cm)	Tempo (s)
11.595	176.5
10.095	7
9.595	5
9.095	21
8.595	149

A dose total foi obtida através da seguinte expressão:

- $Dose\ (Gy) = Débito\ de\ Dose\ \left(\frac{Gy}{s}\right) \times Tempo\ (s)$

4.4. Fantoma de voxel

4.4.1. Segmentação e construção do fantoma de voxel

Para construir o fantoma antropomórfico computacional recolheu-se uma sequência de imagens de *CBCT* obtida para uma doente que realizou braquiterapia ginecológica convencional (ver figura 4.11). Essa sequência de imagens DICOM foi importada para o programa *ImageJ*⁶⁷ e convertida para uma sequência de 8-bit no menu *Image e Type*, onde podemos ter 255 níveis de cinzentos diferentes.

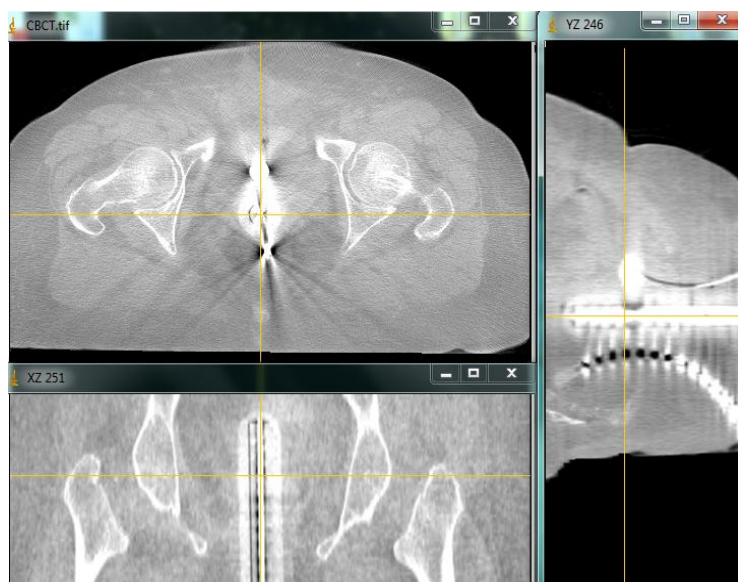


Figura 4.11 - Planos axial, coronal e sagital de uma sequência de CBCT de uma doente que realizou braquiterapia convencional.

Começou-se por eliminar de cada corte os objectos indesejados existentes através da ferramenta *freehand selections*, nomeadamente a mesa onde a doente permanece deitada durante o tratamento. Seguidamente definiu-se o *Whole Body* através da selecção de *Process – Binary – Make Binary* e *Edit – fill* para colocar todas as regiões a branco. Definiu-se também a *Skin* através de *Process – Binary – Outline*. O *Whole Body* e a *Skin* são necessários para conjugar todos os elementos do fantoma no fim da segmentação das estruturas de interesse. Com a ferramenta *freehand selections* realizou-se a segmentação da bexiga, recto, ossos, músculos, aplicador ginecológico, tecidos moles, calcificações e regiões de ar. Após delimitar cada corte seleccionou-se *Edit – Fill* e *Edit – Clear Outside*. No fim de delimitar cada estrutura fez-se *Process – Binary – Make Binary* e subtraiu-se da sequência de 8-bit seleccionando no menu *Process – Image Calculator – Subtract*. Para distinguir as diferentes estruturas atribuíram-se diferentes números de identificação n , sendo que o *Whole Body* deve possuir o número mais baixo:

- $n=100$ - *Whole Body*
- $n=110$ - *Skin*
- $n=120$ - Ar
- $n=130$ - Ossos
- $n=140$ - Bexiga
- $n=150$ - Recto
- $n=160$ - Tubo transferência
- $n=170$ - Músculo
- $n=180$ - Cilindro
- $n=190$ - Calcificações

Para conjugar os órgãos escolheu-se a opção *Add* no *Image calculator* e repetiu-se o processo para todas as estruturas segmentadas. Depois de obter o fantoma com todas as estruturas adicionadas foram colocadas no interior do *Whole Body* através da operação *Max* também no *Image calculator* e obteve-se assim o fantoma antropomórfico de voxel para ser implementado nas simulações MC (ver figura 4.12).

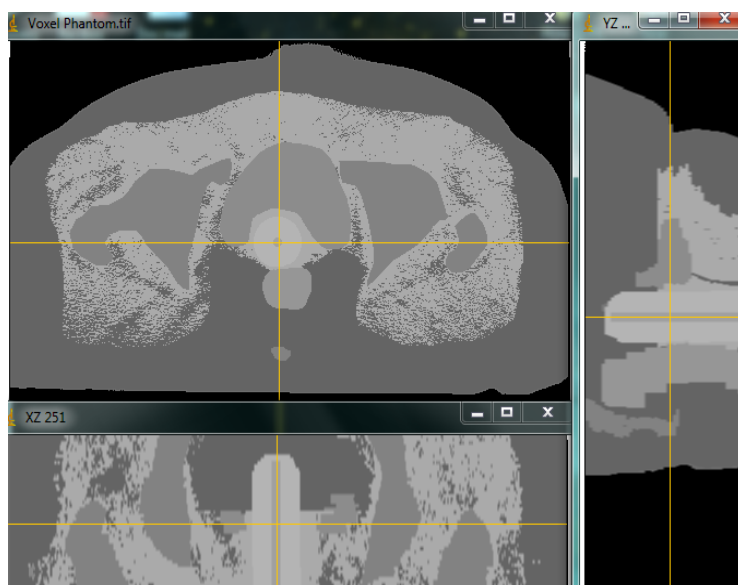


Figura 4.12 - Planos axial, coronal e sagital do fantoma antropomórfico de voxel obtido a partir da sequência de imagens de CBCT.

4.4.2. Implementação do fantoma de voxel no PENELOPE

Depois de restringir as dimensões do fantoma de voxel obtido para a zona de tratamento, com o intuito de reduzir o tempo de simulação, aplicou-se uma primeira rotina no *ImageJ* e criou-se o ficheiro binário que apresenta o número de repetições dos *voxels* de cada estrutura segmentada e que é representada pelo seu número de identificação n . Seguidamente aplicou-se uma segunda rotina que criou o ficheiro binário onde consta toda a informação sobre o número de identificação de cada estrutura presente em cada voxel do fantoma. Ao aplicar cada rotina definiu-se a dimensão de cada voxel como 0.1 cm em x , y e z . Para visualizar este ficheiro no PENELOPE através do *Gnuplot* criou-se um ficheiro *.CT a partir do ficheiro binário anterior onde se retirou a informação desnecessária presente antes e depois de surgirem os materiais presentes em cada voxel. Dado que o número de identificação de cada material estava disposto em várias colunas e linhas, para criar o ficheiro *.CT foi necessário alinhar todos os ID's numa só coluna, para tal utilizou-se o programa *Notepad++*. De forma a garantir que não ocorreu nenhum erro neste processo confirmou-se que o número total de linhas obtido correspondia ao número de *voxels* do fantoma, ou seja, 1478235 *voxels* (155 em x 187 em y e 51 em z). No início do ficheiro adicionou-se a informação relativa às dimensões do fantoma, sabendo que cada voxel tem 0.1 cm o fantoma possui 15.5 cm em x , 18.7 cm em y e 5.1 cm em z . Colocou-se também o número de *voxels* em cada direcção. Substituiu-se o ID de cada material atribuído no *ImageJ* pelo *ID* que vem na sequência da geometria quadrática que vai ser usada, ou seja, como no ficheiro *.geo o último material usado tem *ID* 4, significa que neste ficheiro o 1º material deverá ter *ID* 5. Colocou-se também a densidade^{68,69} de cada material em g/cm^3 , ou seja:

Tabela 4.7 - Número de identificação dos materiais e densidades utilizados no ficheiro *.CT.

ImageJ	ID CT	Densidade (g/cm ³)
100	5	1.0600E+00
120	6	1.2050E-03
130 e 190	7	1.9200E+00
140	8	1.0300E+00
150	9	1.0450E+00
160	10	7.9000E+00
170	11	1.0500E+00
180	12	1.4000E+00

Depois de realizadas todas as alterações guardou-se o ficheiro como “nome.ct” (ver anexo 7) e colocou-se no interior da pasta *Read* localizada no interior da pasta *Voxel_PENELOPE*. Para conseguir visualizar o fantoma nos planos x, y e z foram gerados 3 ficheiros *ct-den-mat.dat* no interior das pastas *Readct xy*, *Readct xz* e *Readct yz* através da compilação das 3 rotinas fortran. Antes de compilar as rotinas foram editadas e alterou-se na linha 7 e 81 o parâmetro MAXMAT para 8, que diz respeito ao número máximo de materiais na geometria e na linha 8 e 107 alterou-se o parâmetro NVX, NVY, NVZ para o número de *voxels* correspondentes em cada direcção. Para compilar cada rotina foi necessário instalar o programa *gfortran* e através da linha de comandos entrar na pasta onde se localiza a rotina e escrever *gfortran -os -wall readctxy.f -o readctxy.exe*, assim criou-se um ficheiro *readctxy.exe* que depois de ser executado, introduziu-se o nome do ficheiro *.CT. Assim obtiveram-se os 3 ficheiros *ct-den-mat.dat* que identificam para cada voxel os índices x, y e z, a densidade e o material. Para visualizar em cada plano os valores do ficheiro *ct-den-mat.dat* por densidade ou material utilizaram-se os dois *scripts* do *Gnuplot* existentes em cada pasta: *readct-den.gnu* e *readct-mat.gnu* (ver figura 4.13). Estes *scripts* foram editados para adicionar as linhas necessárias de acordo com o número de planos existentes em x, y e z.

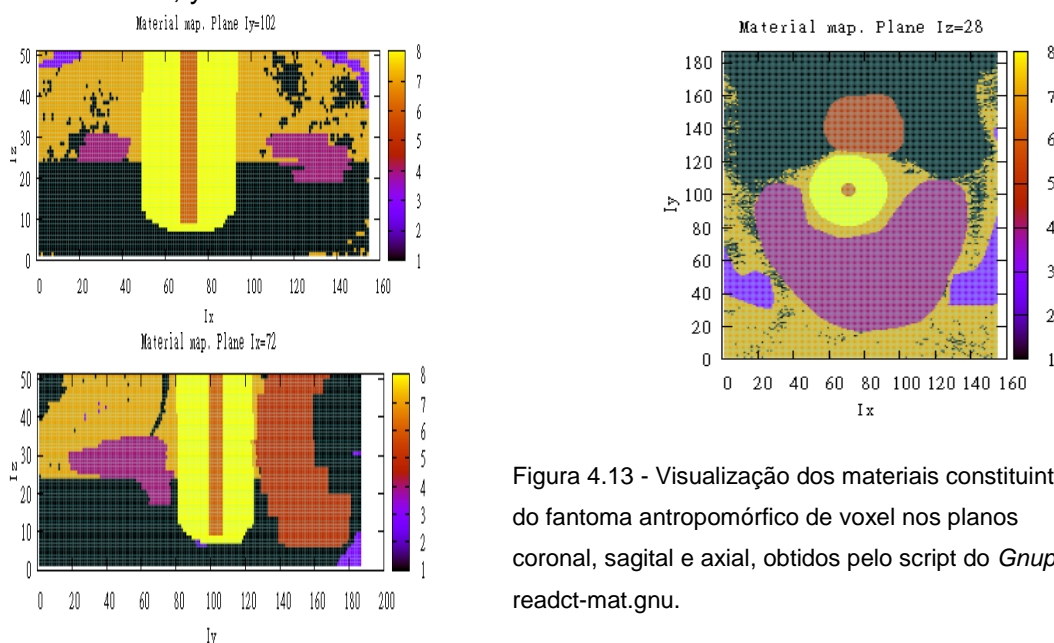


Figura 4.13 - Visualização dos materiais constituintes do fantoma antropomórfico de voxel nos planos coronal, sagital e axial, obtidos pelo script do *Gnuplot* *readct-mat.gnu*.

Contudo, o ficheiro *.CT criado só permite visualizar a correcta construção do fantoma. Para que o programa de simulação por métodos de MC PENELOPE consiga ler o fantoma de voxel criou-se o ficheiro *.vox (ver anexo 8) a partir do ficheiro *sample.vox* na pasta *Voxel_PENELOPE/RUN*. Neste ficheiro deixou-se a informação existente desde a linha 48-54 e 102, o restante foi eliminado, alterou-se o número de *voxels* e a dimensão do voxel e adicionou-se a informação existente no ficheiro *.CT que se referia ao número de identificação do material e à densidade, guardou-se o ficheiro como "*nome.vox*" e posteriormente introduziu-se este ficheiro no ficheiro de entrada do programa *PenEasy*.

4.4.3. Simulação utilizando o programa *PenEasy*

PenEasy é um programa auxiliar do PENELOPE e permite fazer simulações conjugando geometrias quadráticas com geometrias de voxel. Simulou-se um tratamento com 2 posições da fonte logo criaram-se 2 ficheiros de entrada. Cada ficheiro *peneasy.in* foi editado colocando $1E9$ (significando 10^9) no número de histórias. Seleccionou-se os fotões como as partículas a serem simuladas, especificou-se o espectro em energia e as respectivas probabilidades de emissão.

Para posicionar correctamente a fonte em relação à geometria de voxel identificou-se no *ImageJ* a origem (0,0,0) do fantoma e as coordenadas que a fonte devia assumir, ou seja, $x=7$ cm, $y=9.8$ cm e $z=1.2$ cm. Assim, definiu-se no ficheiro de entrada a posição central da fonte em $x=7$ cm, $y=9.8$ cm e $z=1.55$ cm e também uma *Box* em torno da fonte com $x=0.059$ cm, $y=0.059$ cm e $z=0.6$ cm. No 2º ficheiro de entrada alterou-se a posição central da fonte para $x=7$ cm, $y=9.8$ cm e $z=3.55$ cm. Colocou-se o ângulo de semi-abertura de 180° pelo facto de ser uma fonte isotrópica. Seguidamente introduziu-se o nome do ficheiro da geometria quadrática *nome.geo* e da geometria de voxel *nome.vox*.

Como este programa não permite visualizar a conjugação final das duas geometrias, na figura 4.14 observa-se um exemplo hipotético dessa combinação.

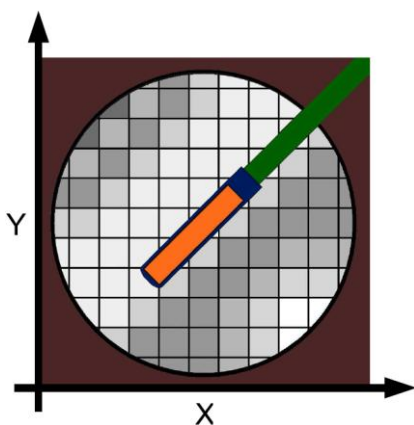


Figura 4.14 - Combinação hipotética de uma geometria de voxel (obtida de uma imagem de TC) com uma geometria quadrática (fonte de braquiterapia). Figura retirada de *Soler*⁵⁸.

Inicialmente criou-se o ficheiro com a geometria quadrática a partir do ficheiro utilizado para comparar os cálculos do TPS com as simulações de MC para a geometria sem aplicador. Contudo, como os resultados não foram satisfatórios, optou-se por inserir a geometria do aplicador no ficheiro *.geo e alterou-se o ficheiro *.vox passando o primeiro material a ter o ID 7 e alterou-se a densidade do aplicador para a densidade do ar (ver anexo 9). No ficheiro *.geo alterou-se a posição do aplicador e da fonte para as coordenadas referidas anteriormente. Além disso, alterou-se a esfera de água para uma esfera de ar com 30 cm de raio de modo a envolver todo o fantoma de voxel quando se sobrepôs a geometria quadrática e de voxel no ficheiro *peneasy.in*. Esta esfera foi designada como um material transparente através da colocação do número de identificação desse material. Na secção seguinte introduziu-se o número de identificação e o nome dos materiais utilizados nos dois ficheiros. Os materiais da geometria quadrática já tinham sido criados anteriormente, os restantes foram gerados na aplicação *Material* através da identificação do número atómico dos elementos e a constituição por fracção de peso atómico^{68,69} do tecido, músculo, osso, recto e bexiga (ver tabela 4.8).

Tabela 4.8 - Composição atómica dos materiais criados na aplicação *Material*.

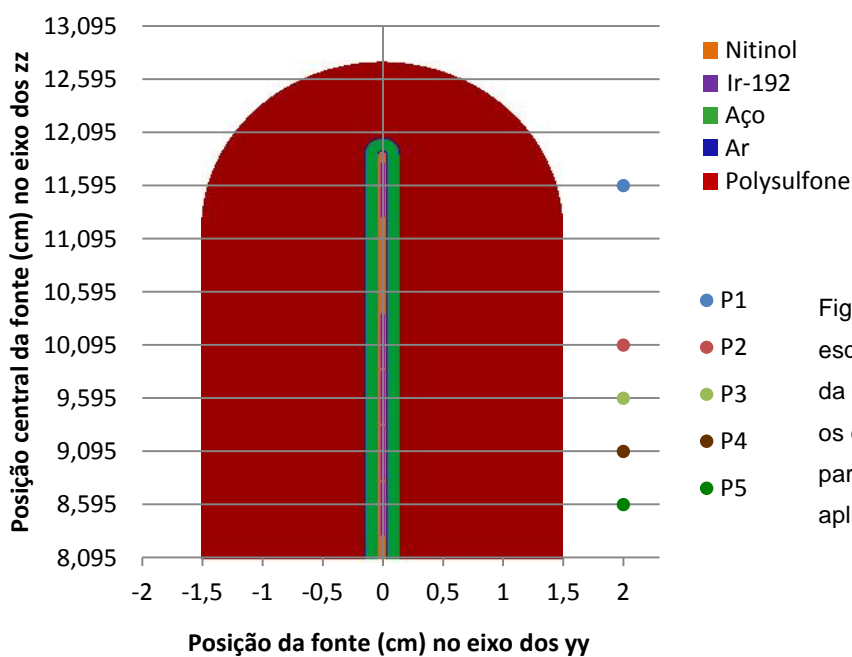
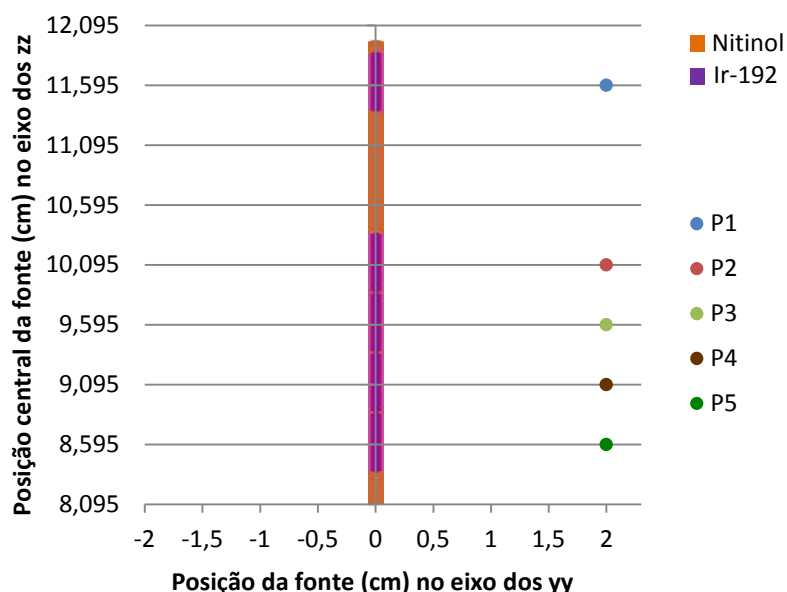
Materiais	Composição Atómica
Tecido	H (0.102), C (0.143), N (0.034), O (0.708), Na (0.002), P (0.003), S (0.003), Cl (0.002), K (0.003)
Músculo	H (0.102), C (0.143), N (0.034), O (0.71), Na (0.001), P (0.002), S (0.003), Cl (0.001), K (0.004)
Ossos	H (0.034), C (0.155), N (0.042), O (0.435), Na (0.001), Mg (0.002), P (0.103), S (0.003), Ca (0.225)
Recto	H (0.108), C (0.035), N (0.015), O (0.83), Na (0.003), P (0.001), S (0.001), Cl (0.005), K (0.002)
Bexiga	H (0.106), C (0.115), N (0.022), O (0.751), Na (0.001), P (0.001), S (0.001), Cl (0.002), K (0.001)

Na secção seguinte seleccionou-se *On* no *Status* da *tally Energy deposition* de modo a obter a energia depositada nas estruturas criadas. Antes de iniciar a simulação foi necessário editar todos os ficheiros fortran existentes na pasta *fortrancode* e alterar o parâmetro MAXMAT para 14 (número total de materiais da geometria). Devido a esta alteração recompilou-se a rotina do *peneasy.f* escrevendo *gfortran -os -wall peneasy.f -o peneasy.exe* na linha de comandos. Seguidamente iniciou-se a simulação através do comando *peneasy.exe < peneasy.in > peneasy.out*. O ficheiro de *input* do *PenEasy* pode ser visualizado no anexo 10.

5. Resultados

5.1. TPS vs PENELOPE

Obteve-se a dose para 5 pontos (P1, P2, P3, P4, P5) de relevância clínica localizados a 2 cm do centro da fonte para a geometria sem aplicador e com aplicador tal como se observa nas figuras 5.1 e 5.2, de modo a comparar a dose obtida pelo PENELOPE com a dose calculada pelo TPS.



5.1.1. Geometria sem aplicador

Os valores de dose calculados pelo TPS e os correspondentes valores obtidos por simulação Monte Carlo utilizando as expressões e factores descritos na secção 4.3 para a geometria sem aplicador encontram-se listados na tabela 5.1. A correspondente visualização é fornecida no gráfico 5.1. Os resultados das simulações têm associado a respectiva incerteza estatística (desvio padrão: $\pm 3\sigma$).

Tabela 5.1 - Valores de dose obtidos a 2 cm do centro da fonte com o TPS e com o PENELOPE, assim como o respectivo desvio relativo para a geometria sem aplicador.

Posição central da Fonte (cm)	Dose TPS (Gy)	Dose e Incerteza PENELOPE (Gy) Fonte Sem Aplicador	Desvio Relativo (%)
11.595	5.51	5.44 (± 0.26)	-1.27
10.095	5.5	5.44 (± 0.27)	-1.09
9.595	5.55	5.41 (± 0.26)	-2.52
9.095	5.58	5.47 (± 0.26)	-1.97
8.595	5.36	5.28 (± 0.25)	-1.49

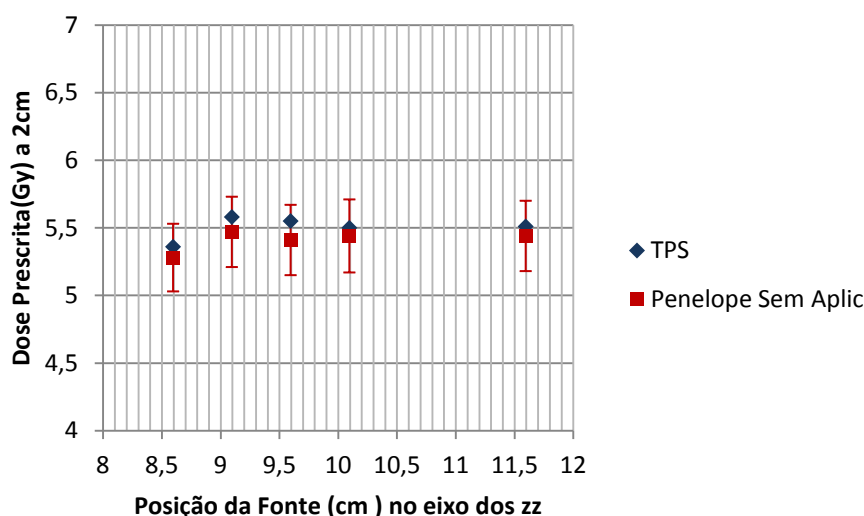


Gráfico 5.1 - Valores de dose obtidos a 2 cm da fonte com o TPS e com o PENELOPE, com a respectiva incerteza estatística para a geometria sem aplicador.

5.1.2. Geometria com aplicador

Os valores de dose calculados pelo TPS e os correspondentes valores obtidos por simulação Monte Carlo utilizando as expressões e factores descritos na secção 4.3 para a geometria com aplicador encontram-se listados na tabela 5.2. A correspondente

visualização é fornecida no gráfico 5.2. Os resultados das simulações têm associado a respectiva incerteza estatística (desvio padrão: $\pm 3\sigma$).

Tabela 5.2 - Valores de dose obtidos a 2 cm do centro da fonte com o TPS e com o PENELOPE, assim como o respectivo desvio relativo para a geometria com aplicador.

Posição central da Fonte (cm)	Dose TPS (Gy)	Dose e Incerteza PENELOPE (Gy) Fonte Com Aplicador	Desvio Relativo (%)
11.595	5.51	5.05 (± 0.24)	-9,11
10.095	5.5	4.97 (± 0.25)	-10,66
9.595	5.55	5.10 (± 0.25)	-8,82
9.095	5.58	5.15 (± 0.25)	-8,35
8.595	5.36	4.87 (± 0.23)	-10,06

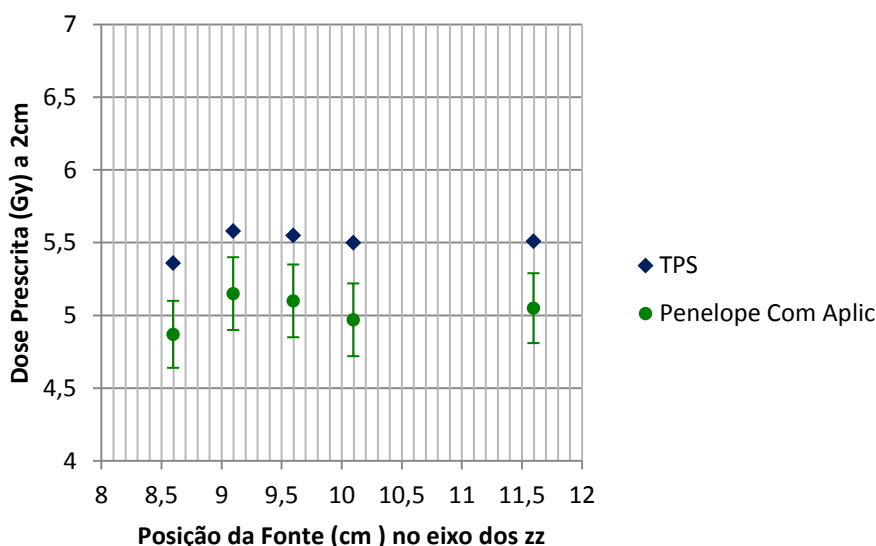


Gráfico 5.2 - Valores de dose obtidos a 2 cm do centro da fonte com o TPS e com o PENELOPE, com a respectiva incerteza estatística para a geometria com aplicador.

5.1.3. Análise dos resultados

Através da tabela 5.1 e do gráfico 5.1 verifica-se que quando se considera apenas a fonte e a cápsula na água, os resultados obtidos pelo PENELOPE e pelo TPS são muito próximos, apresentando um desvio relativo inferior a 3% pelo que podemos dizer que o cálculo do TPS é exacto para esta geometria simplificada. Por outro lado, verifica-se através da tabela 5.2 e do gráfico 5.2 que quando se contabiliza na modelação e nas simulações de Monte Carlo o tubo de transferência e o cilindro o desvio relativo máximo observado foi de -10.66% entre os resultados do PENELOPE e

os correspondentes resultados do TPS. Os resultados obtidos evidenciam numa diminuição significativa da dose nos pontos de interesse clínico para a geometria simulada.

5.2. Simulações utilizando o fantoma de voxel

Com o objectivo de obter a dose nos órgãos críticos para cada posição da fonte recorreu-se à *tally* da energia depositada em eV. Esta *tally* fornece a energia depositada para todos os materiais definidos na geometria quadrática e de voxel com o respectivo desvio padrão ($\pm 2\sigma$). Neste caso particular registou-se o valor para os materiais 10 e 11 que correspondem à bexiga e ao recto respectivamente. Na tabela 5.3 apresentam-se os valores de energia depositada quando a fonte permanece na 1ª posição ($z= 1.55$ cm) e na tabela 5.4 apresentam-se os valores de energia depositada quando a fonte permanece na 2ª posição ($z= 3.55$ cm).

Tabela 5.3 - Energia depositada em cada material para a fonte centrada em $x= 7$ cm, $y= 9.8$ cm e $z= 1.55$ cm.

Material	Energia depositada (eV/partícula): $\pm 2\sigma$	Material	Energia depositada (eV/partícula): $\pm 2\sigma$
1	7520.71 (± 1.4)	8	295.702 (± 0.54)
2	584.856 (± 0.38)	9	13.3127 (± 0.092)
3	0.896441 (± 0.015)	10	135.786 (± 0.37)
4	4474.40 (± 1.1)	11	14.6578 (± 0.097)
5	4474.40 (± 1.1)	12	0.00000 (± 0.0)
6	7.10788 (± 0.041)	13	16773.8 (± 3.9)
7	72977.9 (± 7.2)	14	85006.0 (± 7.4)

Tabela 5.4 - Energia depositada em cada material para a fonte centrada em $x=7$ cm, $y=9.8$ cm e $z=3.55$ cm.

Material	Energia depositada (eV/partícula): $\pm 2\sigma$	Material	Energia depositada (eV/partícula): $\pm 2\sigma$
1	7524.16 (± 1.4)	8	1269.53 (± 1.1)
2	585.091 (± 0.38)	9	42.6722 (± 0.17)
3	0.980770 (± 0.015)	10	106.125 (± 0.32)
4	4892.36 (± 1.2)	11	47.9704 (± 0.18)
5	15076.7 (± 2.2)	12	0.00000 (± 0.0)
6	14.8903 (± 0.06)	13	36963.6 (± 5.6)
7	2743.8 (± 4.3)	14	94880.3 (± 7.6)

Para converter a energia média total depositada na bexiga (considerando uma massa de 40 g^{70}) para dose (cGy) temos (somando a energia depositada por partícula calculada para ambas as posições da fonte):

- $Dose(Gy/partícula) = \frac{(1.36 \times 10^2 + 1.06 \times 10^2)(eV/partícula)}{40(g)} \times \frac{1.602 \times 10^{-19}(J)}{10^{-3}(Kg)} = 9.69 \times 10^{-16} \left(\frac{Gy}{partícula} \right)$
- $Dose(Gy) = 9.69 \times 10^{-16} \left(\frac{Gy}{partícula} \right) \times 2.76 \times 10^{11}(Bq) \times 2.36 = 6.31 \times 10^{-4} \left(\frac{Gy}{s} \right)$

Tendo sido considerada a actividade da fonte de 7.45 Ci e o valor médio dos fotões emitidos por cada decaimento de 2.36. Para um tempo de permanência da fonte na primeira e segunda posições de 176.5 s, a dose absorvida total vem então dada por:

- $Dose(cGy) = 6.31 \times 10^{-4} \left(\frac{Gy}{s} \right) \times 176.5(s) \times 10^2 = 11.13 cGy$

Para converter a energia média total depositada no recto (considerando uma massa de 70 g^{70}) para dose (cGy) temos:

- $Dose(Gy/partícula) = \frac{(14.7 + 47.9)(eV/partícula)}{70(g)} \times \frac{1.602 \times 10^{-19}(J)}{10^{-3}(Kg)} = 1.46 \times 10^{-13} \left(\frac{Gy}{partícula} \right)$
- $Dose(Gy) = 1.46 \times 10^{-13} \left(\frac{Gy}{partícula} \right) \times 2.76 \times 10^{11}(Bq) \times 2.36 = 9.32 \times 10^{-5} \left(\frac{Gy}{s} \right)$
- $Dose(cGy) = 9.32 \times 10^{-5} \left(\frac{Gy}{s} \right) \times 176.5(s) \times 10^2 = 1.645 cGy$

5.2.1. Variação do posicionamento da fonte

De modo a avaliar o impacto da variação da posição da fonte na dose média da bexiga e do recto realizaram-se simulações com a variação de 1 mm no sentido anterior-posterior, direita-esquerda e crânio-caudal.

5.2.1.1. Dose média recebida pela bexiga

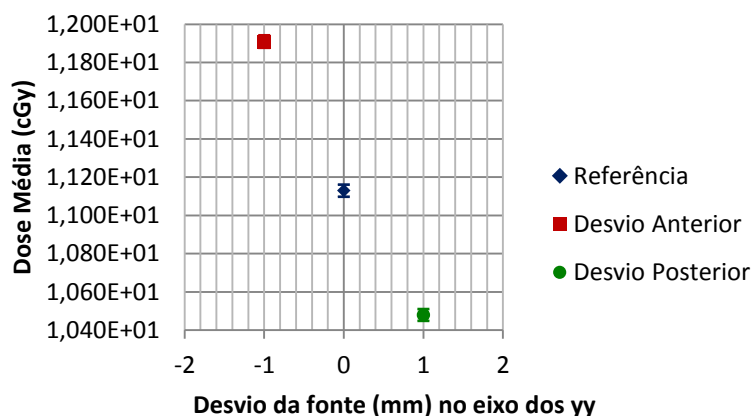


Gráfico 5.3 - Dose média recebida pela bexiga para um desvio anterior-posterior de 1 mm.

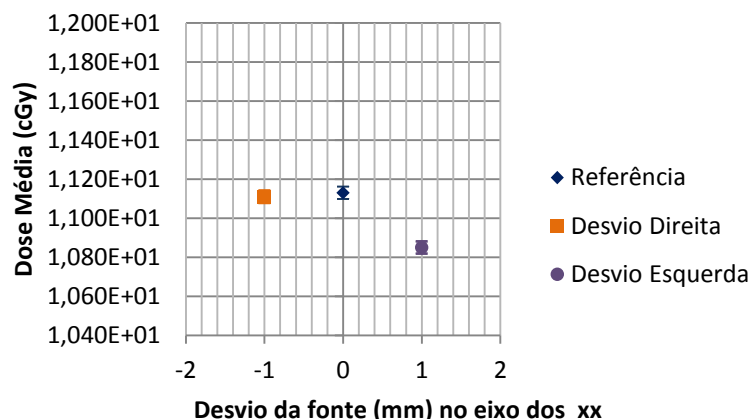


Gráfico 5.4 - Dose média recebida pela bexiga para um desvio direita-esquerda de 1 mm.

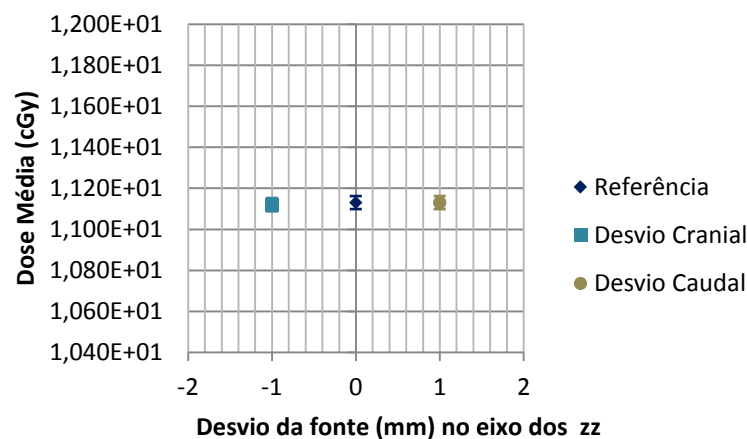


Gráfico 5.5 - Dose média recebida pela bexiga para um desvio crânio-caudal de 1 mm.

Considerando que para as 2 posições de referência da fonte de $x=7$ cm, $y= 9.8$ cm e $z= 1.55$ cm + 3.55 cm a bexiga recebe uma dose média de 11.13 cGy, na tabela 5.5 apresenta-se o desvio relativo na dose média obtida quando se varia a posição da fonte.

Tabela 5.5 - Desvio relativo da dose média recebida pela Bexiga para uma variação de 1 mm nas várias direcções

	Anterior	Posterior	Direita	Esquerda	Cranial	Caudal
Varição da posição da fonte (cm)	Y=9.7	Y=9.9	X=6.9	X=7.1	Z=1.45+3.45	Z=1.65+3.65
Dose Bexiga (cGy)	11.9 ±0.03	10.48 ±0.031	11.11 ±0.032	10.85 ±0.031	11.12 ±0.032	11.13 ±0.032
Desvio relativo (%)	6.56	-6.14	-0.12	-2.54	-0.04	0.02

5.2.1.2. Dose média recebida pelo recto

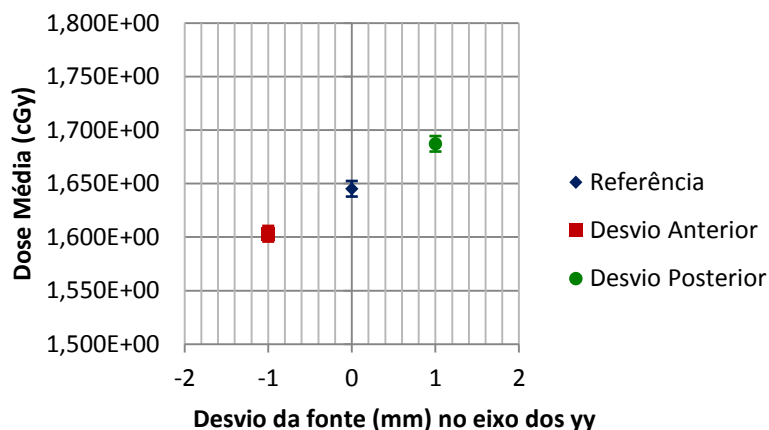


Gráfico 5.6 - Dose média recebida pelo recto para um desvio anterior-posterior de 1 mm.

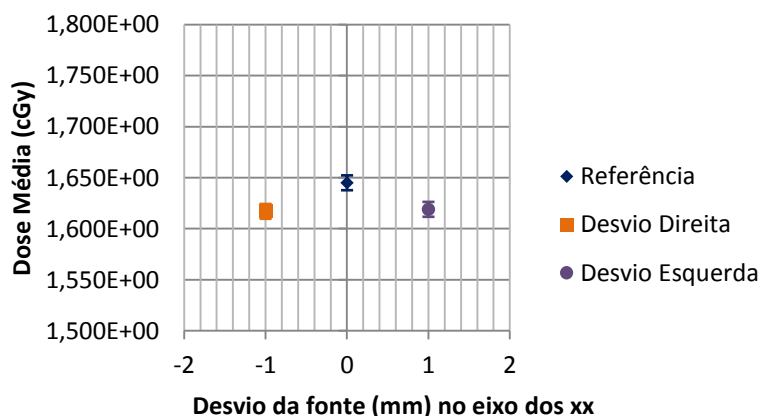


Gráfico 5.7 - Dose média recebida pelo recto para um desvio direita-esquerda de 1 mm.

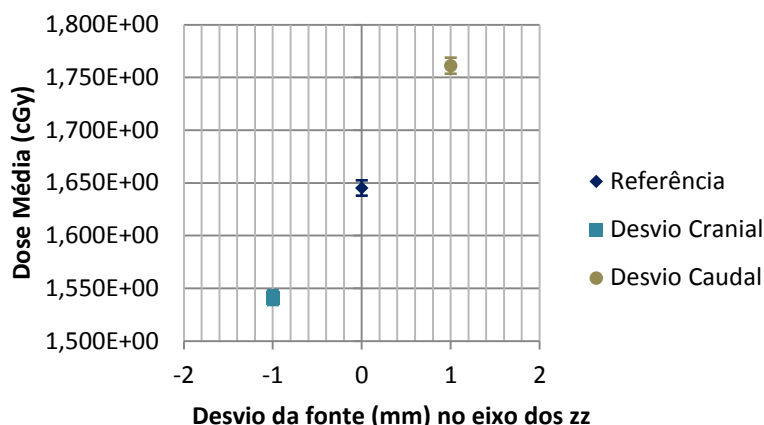


Gráfico 5.8 - Dose média recebida pelo recto para um desvio crânio-caudal de 1 mm.

Considerando que para as posições de referência da fonte de $x=7$ cm, $y=9.8$ cm e $z=1.55$ cm + 3.55 cm o recto recebe uma dose média de 1.645 cGy, na tabela 5.6 apresenta-se o desvio relativo na dose média obtida quando se varia a posição da fonte.

Tabela 5.6 - Desvio relativo da dose média recebida pelo Recto para uma variação de 1 mm nas várias direcções.

	Anterior	Posterior	Direita	Esquerda	Cranial	Caudal
Varição da Posição da Fonte (cm)	Y=9.7	Y=9.9	X=6.9	X=7.1	Z=1.45+3.45	Z=1.65+3.65
Dose Recto (cGy)	1.603 ±0.007	1.687 ±0.007	1.617 ±0.007	1.619 ±0.007	1.541 ±0.007	1.761 ±0.007
Desvio Relativo (%)	-2.62	+2.48	-1.74	-1.62	-6.73	+6.58

5.2.2. Análise dos resultados

Através dos gráficos 5.3, 5.4 e 5.5 observa-se que a variação da dose média recebida pela bexiga é superior quando é realizado um desvio anterior-posterior, com um desvio relativo de 6.6% como se verifica na tabela 5.5. Por sua vez, nos gráficos 5.6, 5.7 e 5.8 observa-se que a variação da dose média recebida pelo recto é superior quando é realizado um desvio crânio-caudal, com um desvio relativo de 6.6% como se verifica na tabela 5.6. Seria de esperar que o recto também recebesse uma dose superior perante um desvio posterior mas neste caso não foi tão significativo. Possivelmente devido à localização das posições da fonte e ao facto de o volume rectal ser superior no sentido crânio-caudal em relação à bexiga. Contudo, os resultados obtidos poderão sofrer variações dependendo do tipo de aplicador utilizado, da própria delimitação inter e intra observador das estruturas do fantoma e porque a sequência utilizada

representa a anatomia de uma só doente, não sendo portanto considerada a variabilidade individual. Mesmo para uma mesma doente a anatomia sofre variações entre tratamentos devido às alterações no preenchimento da bexiga e do recto. Estes resultados evidenciam que um desvio de poucos milímetros na posição da fonte contribui para um aumento significativo da dose média recebida pelos OAR's.

6. Análise de Incertezas

De modo a avaliar o nível de confiança dos resultados obtidos é importante analisar todas as fontes de incerteza presentes na parte experimental e nos resultados das simulações de MC. A análise das incertezas nos parâmetros experimentais e computacionais e da sua influência nos cálculos e medições efectuadas, permite determinar a sua influência na variação dos resultados dosimétricos obtidos (“*sensitivity analysis*”). A análise de incertezas baseia-se nas recomendações do ISO⁷¹ que dividem as incertezas em tipo A e tipo B. As de tipo A são avaliadas por métodos estatísticos e as de tipo B são avaliadas por outros métodos, como as especificações dos fabricantes, os dados presentes em certificados de calibração ou valores publicados na literatura. Os dois tipos de avaliação de incerteza baseiam-se em distribuições de probabilidade pelo que se obtêm através do desvio padrão ou da variância. Enquanto uma incerteza de tipo A obtém-se de uma função de densidade de probabilidade que depende de uma dada distribuição de frequências observada, a de tipo B baseia-se numa função de densidade de probabilidade teórica. Segundo estas recomendações a incerteza global calcula-se a partir da raiz quadrada da soma dos quadrados de cada incerteza (tipo A e B).

Neste capítulo é feita uma análise qualitativa e sempre que possível quantitativa, das fontes de incerteza presentes nas medições e nas simulações efectuadas.

6.1. Incertezas associadas às leituras de dose

Uma das fontes de incerteza presentes quando se realizam medições em braquiterapia diz respeito ao posicionamento relativo fonte-detector que depende do tipo de fantoma e do método utilizado para o posicionamento. Assumindo que o sistema de posicionamento utilizado neste trabalho permite uma variação na posição de 0.1 mm, significa que temos na pior das hipóteses uma incerteza de 0.12% para a distância de leitura de 8 cm. As restantes fontes de incerteza devem-se sobretudo a parâmetros relacionados com a câmara de ionização e com o electrómetro:

- **Incerteza no factor de calibração da câmara de ionização:** de acordo com o fabricante a câmara de ionização utilizada apresenta um factor de calibração de $5.343 \times 10^7 \text{ Gy/C} \pm 1.1\%$ ($K=1$) para a gama de energias do ^{60}Co . De modo a considerar a dependência energética da CI para a gama de energias do ^{192}Ir , obteve-se o valor de K_Q através da interpolação entre o factor do ^{60}Co e 145KeV. Assim, a incerteza associada a este parâmetro é de 2%⁶². Além disso, como o factor de calibração é obtido na água, é necessário introduzir um factor

de correcção para a dose medida no PMMA que possui uma incerteza de 0.3%⁶².

- **Incerteza no factor $K_{p,t}$:** tal como foi referido no capítulo 4 este factor considera a dependência com a pressão e temperatura nas leituras de dose realizadas. Um factor de correcção deve ser aplicado, para corrigir o valor medido em condições de pressão (P) e temperatura (T) que podem ser diferentes das condições padrão de pressão (P0) e temperatura (T0) em que o instrumento foi calibrado. A incerteza associada ao factor de correcção é de 0.3%⁶².
- **Incerteza no coeficiente de calibração do electrómetro:** a leitura da carga realizada pelo electrómetro UNIDOS, utilizado neste trabalho, apresenta uma incerteza intrínseca de 0.2%⁷².

Averiguou-se também a reprodutibilidade das medidas realizadas para cada "setup" através de duas leituras consecutivas de 120 s para cada posição da fonte. Obteve-se uma incerteza máxima de 0.13% em relação à média das leituras. Dois meses após terem sido obtidas as leituras voltou-se a montar os diferentes setups e realizaram-se novas leituras com correcção devido ao decaimento da actividade da fonte, para avaliar a reprodutibilidade da montagem experimental. As diferenças obtidas estão apresentadas na tabela 6.1.

Tabela 6.1 - Incertezas associadas à reprodutibilidade da montagem do "setup".

Posição Fonte (cm)	1ª Leitura (cGy)	2ª Leitura (cGy) (Após 2 meses)	Diferença (%)
SETUP 1			
0	15.65	15.645	0.03
1	15.175	15.16	0.1
2	14.15	14.125	0.2
2.9	12.975	12.965	0.1
3	12.8	12.78	0.2
3.1	12.66	12.645	0.1
4	11.26	11.255	0.04
5	9.59	9.5785	0.1
SETUP 2			
0	15.54	15.645	0.7
1	15.085	15.08	0.03
2	14.135	14.1	0.2
2.9	12.99	12.96	0.2
3	12.835	12.82	0.1
3.1	12.725	12.69	0.3
4	11.3	11.25	0.4
5	9.62	9.515	1.1
SETUP 3			
0	15.515	15.6	0.5
1	15.17	15.125	0.3
2	14.3	14.175	0.9
2.9	13.095	12.985	0.8
3	12.91	12.79	0.9
3.1	12.78	12.66	0.9
4	11.35	11.225	1.1
5	9.68	9.586	1

SETUP 4			
0	15.625	15.65	0.2
1	15.25	15.175	0.5
2	14.325	14.15	1.2
2.9	13.07	12.975	0.7
3	12.89	12.8	0.7
3.1	12.75	12.66	0.7
4	11.305	11.26	0.4
5	9.63	9.59	0.4

Através dos resultados obtidos considerou-se que a incerteza associada à reprodutibilidade da montagem do "setup" foi de 1.2%, dado que foi a maior diferença calculada. Deste modo, determinou-se a incerteza global associada:

Tabela 6.2 - Síntese das Incertezas presentes nas medições realizadas.

Incerteza Global (%) associada às medições		
	Tipo A	Tipo B
Posição Fonte-Detector		0.12
Factor Calibração CI		1.1
Factor para a dependência energética		2
Factor de conversão água-PMMA		0.3
Factor Kp,t		0.3
Coeficiente de Calibração do Electrómetro		0.2
Reprodutibilidade da leitura	0.13	
Reprodutibilidade do Setup	1.2	
Incerteza Total		2.63

6.2. Incertezas no cálculo da dose, associadas às simulações de Monte Carlo

A incerteza associada aos valores calculados pelo PENELOPE deve-se à reprodução da geometria e dos materiais de todos os modelos simulados, para além das incertezas inerentes ao código propriamente dito (algoritmos de amostragem e de transporte). Outra fonte de incerteza está associada aos valores dos dados de secções eficazes de interacção de fotões e electrões utilizados no transporte de partículas.

Os valores calculados pelo PENELOPE têm como unidade a energia depositada (eV) por partícula, logo, de modo a poder estabelecer comparações com medições realizadas ou com o cálculo do TPS, é necessário utilizar factores multiplicativos para converter os resultados em dose absorvida. Assim, incertezas nestes factores influenciam o valor final da dose obtida:

$$\circ \text{ Débito de Dose } \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right) = \frac{\text{Energia depositada (eV/partícula)}}{\text{massa (g)}} \times \frac{1.602 \times 10^{-19} \text{ (J)}}{10^{-3} \text{ (Kg)}} \times A(\text{Bq}) \times \text{Fotões Emitidos}$$

- **Incertezas na geometria e materiais:**
 - **Fonte de ^{192}Ir :** podemos ter variações no diâmetro e comprimento da fonte de ^{192}Ir e da cápsula de NITINOL assim como na sua densidade. Também pode verificar-se uma distribuição não-uniforme do material radioactivo.
 - **Fantoma cilíndrico, à câmara de ionização, ao tubo de transferência e ao cilindro vaginal:** possuem igualmente incertezas associadas à sua densidade e geometria. Como as referidas variações não são fornecidas pelo fabricante, não foi quantificada a propagação desta incerteza no valor calculado da dose.
 - **Geometria do fantoma de voxel:** tem associada uma variabilidade intra e inter observador no que diz respeito à delimitação das estruturas de interesse sobre as imagens DICOM.
 - **Variabilidade intrínseca de cada doente e dos próprios órgãos:** se se utilizasse outra sequência de imagens de outra doente para construir o fantoma os órgãos principais apresentariam posições e formas naturalmente diferentes. A influência deste factor na incerteza final dos cálculos dosimétricos não foi efectuada.
- **Incerteza na probabilidade de emissão da fonte:** A probabilidade de emissão da fonte para o espectro utilizado é de 2.36 fotões/segundo com uma incerteza de 0.3% estimada por Borg e Rogers⁷³ a partir do espectro publicado por Duchemin e Coursol.
- **Incertezas do código:**
 - **Dados de secções eficazes:** o programa PENELOPE utiliza diferentes bibliotecas de secções eficazes para os diferentes efeitos de interacção da radiação com a matéria tendo sido considerada uma incerteza de 2%⁷⁴.
 - **Incerteza estatística:** Em relação à incerteza estatística do cálculo, que se encontra nos ficheiros de saída, depende do número de partículas simulado. Na situação em que se estabeleceram comparações com o TPS simularam-se 10^9 partículas sendo a incerteza estatística relativa de 5%, devido ao número de partículas (muito inferior 10^9) que chegam ao volume onde é efectuado o “scoring” dos resultados.
- **Incerteza na actividade da Fonte:** quando se pretende comparar os resultados das simulações é necessário converter os valores para dose absorvida multiplicando pelo número de fotões emitidos pela fonte. Deste modo há que considerar a incerteza (tipo B) na actividade da fonte que é fornecida no certificado de calibração como sendo de 1.66%.

As diversas fontes de incerteza e a incerteza global no cálculo de dose, associada às simulações de Monte Carlo encontram-se listadas na tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Incerteza Global (%) associada ao cálculo de MC Penelope

Incerteza Global (%) associada ao cálculo de dose no programa PENELOPE		
	Tipo A	Tipo B
Incerteza Estatística	5	
Secção Eficaz		2
Probabilidade de Emissão da Fonte		0.3
Actividade da Fonte		1.66
Incerteza Total	5.6	

6.3. Incertezas no cálculo da dose, associadas ao posicionamento da fonte

O posicionamento da fonte quer a nível da parte experimental realizada, quer a nível de qualquer tratamento de braquiterapia ginecológica é feito pelo equipamento e pode existir uma variação na posição definida devido às tolerâncias existentes que permitem o seu percurso. De acordo com o fabricante pode existir uma variação de 1 mm no posicionamento da fonte e vamos assumir que essa variação existe no sentido radial e longitudinal. Investigou-se a influência da variação da posição da fonte nos dois sentidos na dose obtida para o modelo experimental validado através dos cálculos realizados com o PENELOPE. A análise foi feita para uma posição da fonte (3 cm) nos 4 "setups" a uma distância fixa, devido ao tipo de fantoma utilizado e os resultados são fornecidos na tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Incertezas associadas ao posicionamento da fonte para o modelo experimental.

	Setup1 (3cm)	Setup2 (3cm)	Setup3 (3cm)	Setup4 (3cm)
+1mm radial	4%	5%	5.5%	1%
+1mm Longitudinal	6%	7%	4%	3%

A incerteza total no cálculo da dose, associada ao posicionamento da fonte é:

Tabela 6.5 - Incerteza Global (%) associada ao posicionamento da fonte.

Incerteza Global (%) associada ao posicionamento da fonte		
	Tipo A	Tipo B
1mm radial		5.5
1mm Longitudinal		7
Incerteza Total	8.9	

A incerteza no posicionamento da fonte constitui assim o principal factor que influencia a incerteza no cálculo e avaliação de dose em braquiterapia ginecológica.

7. Discussão dos Resultados e Conclusões

Este trabalho permitiu adquirir conhecimentos sobre a utilização dos métodos de simulação Monte Carlo associados à utilização de fantasmas de voxel para efectuar cálculos dosimétricos nas aplicações médicas das radiações ionizantes, em particular em braquiterapia ginecológica. Actualmente os métodos de MC são pouco utilizados na prática clínica a nível da BT ou RTE, contudo constituem uma ferramenta muito promissora neste âmbito pois permitem modelar e simular com exactidão o transporte da radiação em geometrias complexas, nomeadamente em órgãos e tecidos constituintes do corpo humano⁷⁵⁻⁷⁶. Foi utilizado o programa PENELOPE, representativo do estado da arte computacional em simulações por métodos de Monte Carlo para o transporte de partículas.

O trabalho desenrolou-se em 3 etapas, que se descrevem seguidamente e cujos resultados serão sucintamente discutidos:

- Fase 1 - Consistiu na validação do modelo computacional (geometria e materiais do fantoma, da câmara de ionização, da fonte radioactiva, etc.) implementado no programa PENELOPE, comparando os resultados das simulações com medições efectuadas utilizando fantasmas físicos e câmaras de ionização. A validação foi efectuada. Os valores computacionais foram comparados com os correspondentes valores medidos.
- Fase 2 - Consistiu na simulação da distribuição de dose obtida de forma convencional por um sistema de planeamento de tratamento (TPS) tendo sido determinada a dose em determinados pontos de relevância clínica. Os resultados obtidos pelo TPS foram comparados com os resultados obtidos utilizando o programa PENELOPE para o modelo validado na fase 1. Foi também possível simular o transporte da radiação quando a geometria e os materiais do aplicador ginecológico (tubo de transferência + cilindro 3cm) são considerados e avaliou-se a variação na dose nesses mesmos pontos.
- Fase 3 – Consistiu na utilização de um fantoma de voxel antropomórfico pélvico para modelar a anatomia humana e simular de forma mais realista a distribuição de dose considerando os diferentes órgãos e estruturas com geometrias variadas e diferentes densidades. Deste modo, foi possível determinar a variação da dose média nos principais órgãos de risco devido a desvios na posição da fonte. Foi também feita uma análise qualitativa e quantitativa às principais fontes de incerteza associadas às medições e aos métodos de Monte Carlo.

Discutem-se seguidamente os resultados obtidos em cada uma das fases do estudo:

Fase 1 - Validação do termo fonte

Numa primeira fase validou-se o modelo implementado computacionalmente através da comparação dos resultados das simulações feitas pelo programa PENELOPE com as medições realizadas com uma câmara de ionização num fantoma de PMMA cilíndrico. A câmara de ionização foi colocada em 4 posições diferentes (“*setups*”) e para cada “*setup*” a fonte assumiu 8 posições. Para cada “*setup*” foi calculado o desvio relativo dos valores computacionais relativamente às medições efectuadas. Para os “*setups*” 1 e 4 o desvio relativo foi inferior a 5%, para o “*setup*” 2 o maior desvio observado foi de -5.75% e para o “*setup*” 3 registou-se a maior diferença num ponto com -7% e outro com -6%. Apesar disto, como na maioria dos pontos o desvio relativo entre as medições efectuadas e os valores obtidos pelo PENELOPE foi inferior a 5%, considerou-se o modelo validado. Os resultados obtidos revelam uma tendência para os valores de dose medidos serem superiores aos calculados pelas simulações de monte carlo. Isto deve-se a incertezas na geometria e materiais da fonte, da câmara de ionização e do fantoma e também incertezas na distribuição do material radioactivo. O método experimental utilizado foi muito limitativo pois:

- Não permitiu efectuar medições em diferentes profundidades e para posições mais próximas da fonte devido à distância fixa (8 cm) entre o detector e a fonte. Deste modo, seria possível estabelecer comparações com a dose obtida pelo TPS e pelo PENELOPE.
- Não permitiu realizar medições com o aplicador ginecológico implementado no PENELOPE, seria necessário um fantoma que permitisse posicionar a fonte, o aplicador e o detector com a menor variação possível e que permitisse realizar leituras para diferentes profundidades.

Fase 2 - TPS vs PENELOPE

A braquiterapia é caracterizada por possibilitar a redução da dose nos OAR's aumentando a dose no tumor, devido ao gradiente de dose acentuado que se obtém. A dose prescrita por fracção varia entre 5 Gy e 7 Gy por oposição à dose administrada em radioterapia externa que é de tipicamente de 2 Gy por fracção. Contudo, os sistemas de planeamento de tratamento actuais possuem algumas limitações pois só consideram o cálculo da dose em torno da fonte selada num meio infinito constituído por água, não sendo tido em conta no cálculo o aplicador ginecológico. Deste modo, com o objectivo de avaliar a exactidão do cálculo do TPS realizou-se a comparação da dose calculada pelo TPS e pelo PENELOPE em 5 pontos de relevância clínica localizados a 2 cm da fonte. Verificamos que quando são consideradas apenas a fonte

e a cápsula na água, os resultados obtidos pelo PENELOPE e pelo TPS são muito próximos, apresentando um desvio relativo inferior a 3% (para uma incerteza estatística inferior a 5%) pelo que podemos dizer que o cálculo do TPS é exacto para esta geometria simplificada. Por outro lado, quando se contabiliza na modelação e nas simulações de Monte Carlo o tubo de transferência e o cilindro verifica-se um desvio relativo médio de -9.4% (para uma incerteza estatística inferior a 5%) entre os resultados do PENELOPE e os correspondentes resultados do TPS. Os resultados obtidos evidenciam numa diminuição significativa da dose nos pontos de interesse devido à interacção da radiação com os materiais do aplicador e à deposição de energia associada. Outros autores também estudaram este efeito, nomeadamente *Ye et al*⁷¹ que obtiveram uma redução da dose de 4.3% para um cilindro de 2 cm de raio e para um ponto de medida localizado a 3 cm da fonte) e o estudo de *Gerardy*⁷⁷ que revela que numa aplicação intra-uterina a sonda uterina utilizada contribui para a redução da dose em 7% a 5 mm e 4-5% a 1 cm da fonte.

Seria também interessante averiguar o efeito da diminuição da dose devido à presença do aplicador ao nível da cúpula vaginal que em muitas situações é uma zona de alto risco de recidiva localizada na região acima do cilindro. A anisotropia da distribuição devido à cápsula e ao fio que transporta a fonte acaba por tornar difícil irradiar toda esta região com a dose prescrita. Este tipo de avaliação também pode ser feita para tratamentos com cilindros de diferentes espessuras e para outro tipo de aplicadores utilizados como os ovoides.

Se pensarmos nas doses elevadas administradas no tumor para garantir o sucesso do tratamento e o controlo da doença, é importante assegurar a exactidão do cálculo do TPS perante a presença de estruturas com diferentes densidades através da introdução de algoritmos⁷⁸⁻⁷⁹ mais sofisticados que considerem os materiais dos aplicadores, os tecidos de diferentes densidades e interfaces entre tecido e ar quando se utiliza TC de planeamento. Tal pode ser obtido através da utilização de fantasmas de voxel.

Fase 3 - Simulações utilizando o fantoma de voxel

O fantoma de voxel antropomórfico utilizado constitui uma forma realista de representar a anatomia humana dado que foi construído a partir de uma sequência de imagens de CBCT de uma doente que realizou braquiterapia ginecológica com cilindro. O fantoma foi implementado no módulo PenEasy do programa PENELOPE de modo a estimar a dose nos OAR's. As simulações foram feitas conjugando a geometria quadrática da fonte e do aplicador com a geometria de voxel e através da *tally* apropriada obteve-se a energia média depositada na bexiga e no recto.

Assumindo que a tolerância do fabricante para o posicionamento da fonte é de 1 mm, averiguou-se o impacto desta variação no sentido anterior-posterior, direita-esquerda e crânio-caudal na dose recebida pelos órgãos de risco. Os resultados obtidos demonstram uma variação de 6,6% na dose média recebida pela bexiga quando é realizado um desvio anterior-posterior.

Para o recto o maior desvio relativo observado correspondeu a 6.6% para um desvio crânio-caudal. Seria de esperar que o recto também recebesse uma dose superior perante um desvio posterior mas neste caso não foi tão significativo. Possivelmente devido à localização das posições da fonte e ao facto de o volume rectal ser superior no sentido crânio-caudal em relação à bexiga.

Outra questão tem que ver com o valor absoluto da dose recebida pelos dois órgãos que foi mais baixo do que o que se esperaria. Eventualmente a delimitação das estruturas pode ter influenciado estes resultados. Isto porque os artefactos na imagem na proximidade do aplicador e dos órgãos de risco (devido ao contraste existente na bexiga e aos metais existentes) dificultaram a distinção das diferentes estruturas. Daí a importância de aplicadores compatíveis com TC/RM para reduzir os artefactos na imagem⁸⁰.

Assim, os resultados obtidos poderão sofrer variações dependendo do tipo de aplicador utilizado, da própria delimitação inter e intra observador das estruturas do fantoma e porque a sequência utilizada representa a anatomia de uma só doente, não sendo portanto considerada a variabilidade individual. Mesmo para uma mesma doente a anatomia sofre variações entre tratamentos devido às alterações no preenchimento da bexiga e do recto, além disso o próprio aplicador pode ser posicionado de forma diferente⁸¹. Estes resultados evidenciam que um desvio de poucos milímetros na posição da fonte contribui para um aumento significativo da dose média recebida pelos OAR's. Neste trabalho considerou-se o volume total dos órgãos, mas a nível da braquiterapia a avaliação é feita para um volume de 0.1 cm³, 1 cm³ e 2 cm³, logo a dose recebida em termos absolutos é superior.

Apesar do controlo de qualidade prévio ao tratamento permitir quantificar o desvio da fonte em relação a uma dada posição, não corresponde à posição do tratamento. Actualmente não se consegue determinar esse desvio em tempo real durante o tratamento, apesar de já existirem algumas soluções⁸²⁻⁸³. Deste modo, seria possível cancelar o tratamento caso se verificassem desvios superiores ao recomendado e assim evitar doses elevadas nos OAR's mantendo a irradiação do volume alvo de acordo com o planeado.

Seria também interessante quantificar o impacto da variação da posição da fonte a nível da distribuição de dose, que pode levar, além da irradiação excessiva dos tecidos sãos, à irradiação inadequada do volume alvo. Poderia também ser avaliada a

influência da variação da posição do aplicador na dose recebida pelos OAR's e na distribuição de dose. Isto porque entre a aquisição da imagem para planeamento e a administração do tratamento podem existir desvios do aplicador sobretudo quando é necessário mover a doente.

Através da análise de incertezas realizada, a incerteza no posicionamento da fonte constitui o principal factor que influencia a incerteza no cálculo e avaliação de dose em braquiterapia ginecológica. Claro que existem outras incertezas que podem influenciar a correcta administração do tratamento mas não foram quantificadas.

Referências Bibliográficas

1. DGS. Rede de Referência Hospitalar de Oncologia. 17 de Janeiro de 2002. www.dgs.pt.
2. WHO.Reducing Risks, Promoting Healthy Life. 2002. http://www.who.int/whr/2002/en/whr02_en.pdf.
3. Nout R, Putter H, Jurgenliemk-Schulz I, Jobson J, Lutgens L, Steen-Banasik E, et al. Quality of Life After Pelvic Radiotherapy or Vaginal Brachytherapy for Endometrial Cancer: First Results of the Randomized PORTEC-2 Trial. *Journal Clinical Oncology* 2009 July; 27(21):3547-56.
4. Horowitz N, Peters W, Smith M, Drescher C, Atwood M, Mate T. Adjuvant High Dose Rate Vaginal Brachytherapy as treatment of stage I and II Endometrial Carcinoma. *Obstetrics & Gynecology* 2002 February; 99(2):235-240.
5. Atahan IL, Onal C, Ozyar E, Yiliz F, Selek U, Kose F: Long-term outcome and prognostic factors in patients with cervical carcinoma: a retrospective study. *Int J Gynecol Cancer* 2007, 17(4):833-842.
6. Nag S, Cardenes H, Chang S, Das I, Erickson B, Ibbott G, et al. Proposed guidelines for image-based intracavitary brachytherapy for cervical carcinoma: report from Image-Guided Brachytherapy Working Group. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004 April; 60(4):1160-1172.
7. Nag S. High dose rate brachytherapy: its clinical applications and treatment guidelines. *Technol Cancer Res Treat* 2004, 3(3):269-287.
8. Viani G, Manta G, Stefano E, de Fendi L. Brachytherapy for cervix cancer: low-dose rate or high-dose rate brachytherapy – a meta-analysis of clinical trials. *J Exp Clin Cancer Res* 2009 April; 28(47):1-12.
9. International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy, Rep. 38. 1985.
10. Nath R, Anderson L, Luxton G, Weaver K, Williamson J, Meigooni A. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group No. 43. *Med Phys* 1995 February; 22:209-34.
11. Rivard M, Coursey B, DeWerd L, Hanson W, Huq M, Ibbott G et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004 March; 31(3):633-674.
12. Rivard M, Butler W, DeWerd L, Huq M, Ibbott G, Meigooni A et al. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. *Med Phys* 2007 June; 34(6):2187-2205.
13. Venselaar J, Pérez-Calatayud J, editors. European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy, A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment, Booklet No 8, ESTRO; 2004.
14. Salvat F, Fernandez-Varea J, Sempau J. PENELOPE, a code system for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Spain : Barcelona University; 2008.
15. Xu X, Eckerman K. Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry. CRC Press. 2010
16. DeWerd L, Ibbott G, Meigooni A, Mitch M, Rivard M, Stump K et al. A Dosimetric Uncertainty Analysis for Photon-emitting Brachytherapy Sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. *Med Phys* 2011 February; 38(2):782-801.
17. International Atomic Energy Agency. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Reports Series No. 430; 2004.
18. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2-4); 2007.
19. Van Der Kogel A, Joiner M, editors. Basic Clinical Radiobiology. 4th edition. Hodder Arnold: London; 2009.
20. Attix F. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Wiley-VCH: New York; 1986.
21. Anderson, L. Dose specification and quantification of implant quality in brachytherapy physics-Williamson J, Thomadsen B, Nath R, Medical Physics publishing, 1995; 301-321.

22. Gerbaulet A, Ash D, Meertens H. General Aspects. In: The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy. Gerbaulet A, Pötter R, Mazon J-J, Meertens H, Van Limbergen E, editors. Leuven, Belgium, ACCO. 2002.
23. Thomadsen B, Rivard M, Butler W. Brachytherapy Physics. Second edition. Madison: Medical Physics Publishing; 2005.
24. Mayles P, Nahum A, Rosenwald J, editors. Handbook of radiotherapy physics: Theory and practice. 1th edition. Boca Raton: Taylor and Francis group; 2007.
25. Williams J, Thwaites D, editors. Radiotherapy Physics: In Practice. 2nd edition. Oxford University Press: New York; 2000.
26. International Commission On Radiation Units And Measurements. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy, Rep. 58, Bethesda, MD (1997).
27. American Association of Physicists in Medicine. Specification of brachytherapy source strength. AAPM Report No 32. New York: American Institute of Physics, 1987.
28. Podgorsak E, editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA: Vienna; 2005.
29. Angelopoulos A, Baras P, Sakelliou L, Karaiikos P. Monte Carlo dosimetry of a new ¹⁹²Ir high dose rate brachytherapy source. Med Phys 2000; 27:2521-7.
30. Stump K, DeWerd L, Micka J, Anderson D. Calibration of the VariSource ¹⁹²Ir HDR Source. Med Phys 2002; 29:1483-9.
31. http://www.nucleide.org/DDEP_WG/Nuclides/Ir-192_tables.pdf
32. Cho S H, Muller-Runkel R, Hanson W. Determination of the tissue attenuation factor along two major axes of a high dose rate (HDR) ¹⁹²Ir source. Med Phys 1999; 26(8):1492-1497.
33. http://www.varian.com/media/oncology/brachytherapy/pdf/VariSource_iX_Brochure.pdf
34. <http://www.medicalexpo.com/prod/varian-medical-systems/afterloaders-for-brachytherapy-70440-424110.html>
35. Eifel P, Moughan J, Owen J. Patterns of radiotherapy practice for patients with squamous carcinoma of the uterine cervix: Patterns of care study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999; 43:351-8.
36. Barret A, Dobbs J, Morris S, Roques T. Practical Radiotherapy Planning. 4th edition. Hodder Arnold: London; 2009.
37. Hoskin P, Coyle C, editors. Radiotherapy in practice, Brachytherapy. Oxford University Press: New York; 2005.
38. http://www.varian.com/media/oncology/brachytherapy/pdf/VBT_Applicator_Catalogue.pdf
39. Godden T. Medical Physics Handbooks 19: Physical Aspects of Brachytherapy. 1th edition. Bristol: Adam Hilger; 1988.
40. Jayaraman S, Lanzl L. Clinical Radiotherapy Physics. 2nd edition. Heidelberg: Springer; 2004.
41. Haie-Meder C, Potter R, Limbergen E, Briot E, Brabandere M, Dimopoulos J, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. Rad Onc 2004;75:235-245.
42. Potter R, Haie-Meder C, Limbergen E, Barillot I, Brabandere M, Dimopoulos J, et al. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. Rad Onc 2006;78:67-77.
43. Onal C, Arslan G, Topkan E, Pehlivan B, Yavuz M, Oymak E, et al. Comparison of conventional and CT-based planning for intracavitary brachytherapy for cervical cancer: target volume coverage and organs at risk doses. Journal of Experimental & Clinical Cancer Research 2009; 28(95):1-10.

44. Shin K, Kim T, Cho J, Kim J-Y, Park S, Kim D, et al. CT-guided intracavitary radiotherapy for cervical cancer: Comparison of conventional point A plan with clinical target volume-based three-dimensional plan using dose–volume parameters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 64(1):197-204.
45. Al-Halabi H, Portelance L, Duclos M, Reniers B, Bahoric B, Souhami L. Cone beam CT-based three-dimensional planning in high-dose rate brachytherapy for cervical cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 77(4):1092-1097.
46. Calatayud, José Pérez. *Sistemas de Planificación I: Reconstrucción, cálculo y limitaciones*. Curso Baeza, 2009.
47. BrachyVision Version 6.5. Treatment planning Instructions for use. Varian Medical Systems; 2004.
48. Perez-Calatayud J, Ballester F, Das R, Dewerd L, Ibbott G, Meigooni A, et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO. *Med Phys* 2012; 39(5):2904-2929.
49. Rivard M, Venselaar J, Beaulieu L. The evolution of brachytherapy treatment planning. *Med Phys* 2009; 36(6): 2136-2153.
50. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E. Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 selectron/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects. *Med Phys* 2004; 31: 493–499.
51. Ye S-J, Brezovich I, Shen S, Duan J, Popple R, Pareek Prem N. Attenuation of intracavitary applicators in 192Ir-HDR brachytherapy. *Med Phys* 2004; 31:2097-2106.
52. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM.
53. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Melhus C, Rivard M. Evaluation of high-energy brachytherapy source electronic disequilibrium and dose from emitted electrons. *Med Phys* 2009; 36(9):4250-4256.
54. Zaidi H, Sgouros G, editors. *Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine*. 1th edition. Boca Raton: Taylor and Francis group; 2002.
55. Berger M J. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. *Methods in Computational Physics*, Vol 1. New York: Academic Press; 1963.
56. Sempau J, Wilderman S, Bielajew A F. DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations.
57. Salvat F, Fernández-Varea J M, Sempau J, Mazurier J. Practical aspects of Monte Carlo simulation of charged particle transport: Mixed algorithms and variance reduction techniques. *Radiat Environ Biophys* 1999; 38:15–22.
58. Soler A B. Development of advanced geometric models and acceleration techniques for Monte Carlo simulation in Medical Physics. Doctoral dissertation. Universitat Politècnica de Catalunya. April 2008.
59. Nath R, Anderson L, Meli J, Olch A, Stitt J, Williamson J. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med Phys* 1997; 24(10):1557-1598.
60. Baltas D, Sakelliou L, Zamboglou N. *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*. 1th edition. Boca Raton: Taylor and Francis group; 2007.
61. International Atomic Energy Agency. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. TECDOC-1274; 2002.
62. Yang Y, Rivard M. Peripherally applied breast brachytherapy D-shaped applicators. *Med Phys* 2009; 36(3):809-815.
63. PTW Freiburg. User manual Ionization chamber: Type 30010, 30011, 30012, 30013 Technical Specifications.
64. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html>.

65. PTW Freiburg. User Manual Afterloading Calibration Phantom type 9193.
66. Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics. Dosimetry and Quality Assurance in High Dose Rate Brachytherapy with Iridium-192. Recommendations No. 13. January 2005.
67. Ferreira T. ImageJ User Guide. October 2012.
68. Woodard H Q, White D R. The composition of body tissues. The British Journal of Radiology 1986; 59(708):1209-18.
69. Clark L, Stabin M, Fernald M, Brill Aaron. Changes in radiation dose with variations in human anatomy: moderately and severely obese adults. The Journal of Nuclear Medicine 2010; 51(6):929-932.
70. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection reference values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3-4); 2002.
71. International Organization for Standardization (IOS). Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. Geneva, 1993.
72. Scarlat F, Scarisoreanu A, Oane M, Mitru E, Avadanei C. On the absorbed dose determination method in High energy photon beams. 6th Conference on Nuclear and Particle Physics. 17-21 Nov. 2007.
73. Borg, J, Rogers, D. W. O.; Monte Carlo Calculations of Photon Spectra in Air from Ir 192 sources; Institute for National Measurement Standards, Canada; Março 1999;
74. Casado, Francisco J., García-Pareja, Salvador, Cenizo, Elena, Mateo, Beatriz, Bodineau, Coral, Galán, Pedro; Dosimetric characterization of an 192Ir Brachytherapy source with the Monte Carlo code PENELOPE; Physica Medica 26, 132-139, Janeiro 2010;
75. Reynaert N, Van der Marck S, Schaart D, Van der Zee W, Tomsej M, Van Vliet- Vroegindeweij C, et al. Report 16 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry: Monte Carlo Treatment Planning - An Introduction. June 2006.
76. Lemoigne Y, Caner A, editors. Radiotherapy and Brachytherapy. 1th edition. Dordrecht: Springer; 2009.
77. Gerardy I; Evaluation d'un système de planification pour un traitement de brachythérapie gynécologique en utilisant des techniques Monte Carlo et des mesures expérimentales; Tesis Doctoral, Maio 2011;
78. Brachyvision Acuros Algorithm Reference Guide. Varian Medical Systems. March 2010.
79. Beaulieu L, Tedgren A C, Carrier J-F, Davis S-D, Mourtada F, Rivard M J, et al. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. Med Phys 2012; 39(10):6208-6236.
80. Skowronek J. CT-Image Guided Brachytherapy. In: Theory and Applications of CT Imaging and Analysis. Homma N, editor. InTech, 2011.
81. Bellon M, Fraser C, Sintay B, Chetty I, Elshaikh M A. Interfraction geometric and dosimetric variations in vaginal cuff high dose -rate Brachytherapy using CT based planning: A Prospective Study. IJROBP 2009; 75(3):S381-S382.
82. Nakano T, Suchowerska N, McKenzie D R, Bilek M M. Real-time verification of HDR brachytherapy source location: implementation of detector redundancy. Phys Med Biol 2005; 50(2):319-329.
83. Batic M, Burger J, Cindro V, Kramberger G, Mandic I, Mikuz M, et al. Verification of high dose rate ¹⁹²Ir source position during brachytherapy treatment using silicon pixel detectors. IEEE Transactions on Nuclear Science 2011. 58(5):2250-2256.

ANEXO 1 - FICHEIRO DE GEOMETRIA (SETUP 1 E 1ª POSIÇÃO DA FONTE)

```

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
  setupl a
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 1) Ir-192
INDICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
X-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 2) plane z
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(-0.4830000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 3) plane z
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(-0.0170000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( 1) body
MATERIAL( 1)
SURFACE ( 1), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 2), SIDE POINTER=( 1)
SURFACE ( 3), SIDE POINTER=(-1)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 4) Extremidade Sup Fonte
INDICES=( 1, 1, 1, 0,-1)
X-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Z-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Z-SHIFT=(-0.4830000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( 2) body
MATERIAL( 1)
SURFACE ( 2), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 4), SIDE POINTER=(-1)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 5) Extremidade Inf Fonte
INDICES=( 1, 1, 1, 0,-1)
X-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Z-SCALE=(+0.0170000000000000E+00, 0)
Z-SHIFT=(-0.0170000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( 3) body
MATERIAL( 1)
SURFACE ( 3), SIDE POINTER=(+1)
SURFACE ( 5), SIDE POINTER=(-1)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 6) Fio NiTINOL
INDICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
X-SCALE=(+0.0295000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=(+0.0295000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 7) plane z
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(-0.5705000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 8) plane z
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(+14.65000000000000E+00, 0)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( 4) body
MATERIAL( 2)
SURFACE ( 1), SIDE POINTER=(+1)
SURFACE ( 6), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 7), SIDE POINTER=( 1)
SURFACE ( 8), SIDE POINTER=(-1)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( 17) body
MATERIAL( 2)
SURFACE ( 6), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 2), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 7), SIDE POINTER=(+1)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
BODY ( 18) body
MATERIAL( 2)
SURFACE ( 6), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 3), SIDE POINTER=(+1)
SURFACE ( 8), SIDE POINTER=(-1)
000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 9) Extremidade Sup Fio NITINOL

```


ANEXO 2 - FICHEIRO DE ENTRADA (SETUP 1 E 1ª POSIÇÃO DA FONTE)

```

TITLE  setupla
      . (the dot prevents editors from removing trailing blanks)
      >>>>>>> Source definition.
SKPAR  2          [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 8.91e3,0.0146 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 8.9100001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9.44e3,0.0410 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9.4400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61.49e3,0.0113 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61.4900001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 63e3,0.0196 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 6300000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65.12e3,0.0263 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65.1200001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66.83e3,0.0452 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66.8300001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 71.40e3,0.0084 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 71.40000001e3,1-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 75.70e3,0.0197 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 75.70000001e3,1-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 136.35e3,0.00181 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 136.3500001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 201.30e3,0.00467 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 201.3000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 205.80e3,0.0329 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 205.8000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 283.26e3,0.00261 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 283.2600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 295.96e3,0.2902 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 295.9600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 308.46e3,0.2968 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 308.4600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 316.51e3,0.8285 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 316.5100001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 374.48e3,0.0073 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 374.4800001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 416.46e3,0.00664 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 416.4600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 423.07e3,0.0008 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 423.0700001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 468.0715e3,0.4810 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 468.07150001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 484.58e3,0.0316 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 484.58000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 489.06e3,0.00398 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 489.06000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 588.584e3,0.0457 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 588.58400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 604.414e3,0.0820 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 604.41400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 612.46e3,0.0534 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 612.46000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 871.73e3,0.00099 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 871.73000001e3,-1 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 884.51e3,0.00302 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 884.51000001e3,-1 [E bin: lower-end and total probability]
SPOSIT 0,0,-0.25 [Coordinates of the source]
SBOX 0.034,0.034,0.5 [Source box dimensions]
SBODY 1 [Active source body; one line for each body]
SBODY 2 [Active source body; one line for each body]
SBODY 3 [Active source body; one line for each body]
SCONE 0,0,180 [Conical beam; angles in deg]
      .
      >>>>>>> Material data and simulation parameters.
      Up to MAXMAT materials; 2 lines for each material.
MFNAME IR.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME nitinol.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME AL.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME grafite.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME PMMA.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME POLI.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e4,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

```

```
.
>>>>>>> Geometry and local simulation parameters.
GEOMFN  setupla.geo          [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX  -10, 10              [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY  -10, 10              [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ  -2, 6                [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 50,50,50
.
>>>>>>> Job properties.
RESUME  dump.dmp            [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO  dump.dmp            [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP   6                   [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH  1e9                 [Desired number of simulated showers]
TIME    2e9                 [Allotted simulation time, in sec]
.
END                                [Ends the reading of input data]
```

***ANEXO 3 - FICHEIRO DE GEOMETRIA DA FONTE SEM APLICADOR (1ª
POSIÇÃO DA FONTE)***

***ANEXO 4 - FICHEIRO DE GEOMETRIA DA FONTE COM APLICADOR (1ª
POSIÇÃO DA FONTE)***

***ANEXO 5 - FICHEIRO DE ENTRADA DA FONTE SEM APLICADOR (1ª
POSIÇÃO DA FONTE)***

```

TITLE Sem Aplicador
. (the dot prevents editors from removing trailing blanks)
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 8.91e3,0.0146 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 8.9100001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9.44e3,0.0410 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9.4400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61.49e3,0.0113 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61.4900001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 63e3,0.0196 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 6300000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65.12e3,0.0263 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65.1200001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66.83e3,0.0452 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66.8300001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 71.40e3,0.0084 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 71.40000001e3,1-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 75.70e3,0.0197 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 75.70000001e3,1-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 136.35e3,0.00181 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 136.3500001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 201.30e3,0.00467 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 201.3000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 205.80e3,0.0329 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 205.8000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 283.26e3,0.00261 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 283.2600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 295.96e3,0.2902 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 295.9600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 308.46e3,0.2968 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 308.4600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 316.51e3,0.8285 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 316.5100001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 374.48e3,0.0073 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 374.4800001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 416.46e3,0.00664 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 416.4600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 423.07e3,0.0008 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 423.0700001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 468.0715e3,0.4810 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 468.07150001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 484.58e3,0.0316 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 484.58000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 489.06e3,0.00398 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 489.06000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 588.584e3,0.0457 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 588.58400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 604.414e3,0.0820 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 604.41400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 612.46e3,0.0534 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 612.46000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 871.73e3,0.00099 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 871.73000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 884.51e3,0.00302 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 884.51000001e3,-1 [E bin: lower-end and total probability]
SPOSIT 0,0,11.595 [Coordinates of the source]
SBOX 0.034,0.034,0.5 [Source box dimensions]
SBODY 1 [Active source body; one line for each body]
SBODY 2 [Active source body; one line for each body]
SBODY 3 [Active source body; one line for each body]
SCONE 0,0,180 [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
Up to MAXMAT materials; 2 lines for each material.
MFNAME IR.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME nitinol.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME agua.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry and local simulation parameters.
GEOMFN sem-aplic.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -5, 5 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -5, 5 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ 6,14 [Z coordinates of the enclosure vertices]

```

```
GRIDBN 60,60,60
.
>>>>>>> Job properties.
RESUME dump.dmp          [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump.dmp         [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 6                  [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 1e8              [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9                 [Allotted simulation time, in sec]
.
END                      [Ends the reading of input data]
```

***ANEXO 6 - FICHEIRO DE ENTRADA DA FONTE COM APLICADOR (1ª
POSIÇÃO DA FONTE)***

```

TITLE Aplicador
. (the dot prevents editors from removing trailing blanks)
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 8.91e3,0.0146 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 8.9100001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9.44e3,0.0410 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 9.4400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61.49e3,0.0113 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 61.4900001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 63e3,0.0196 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 6300000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65.12e3,0.0263 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 65.1200001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66.83e3,0.0452 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 66.8300001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 71.40e3,0.0084 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 71.40000001e3,1-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 75.70e3,0.0197 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 75.70000001e3,1-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 136.35e3,0.00181 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 136.3500001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 201.30e3,0.00467 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 201.3000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 205.80e3,0.0329 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 205.8000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 283.26e3,0.00261 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 283.2600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 295.96e3,0.2902 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 295.9600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 308.46e3,0.2968 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 308.4600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 316.51e3,0.8285 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 316.5100001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 374.48e3,0.0073 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 374.4800001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 416.46e3,0.00664 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 416.4600001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 423.07e3,0.0008 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 423.0700001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 468.0715e3,0.4810 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 468.07150001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 484.58e3,0.0316 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 484.58000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 489.06e3,0.00398 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 489.06000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 588.584e3,0.0457 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 588.58400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 604.414e3,0.0820 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 604.41400001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 612.46e3,0.0534 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 612.46000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 871.73e3,0.00099 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 871.73000001e3,1e-35 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 884.51e3,0.00302 [E bin: lower-end and total probability]
SPECTR 884.51000001e3,-1 [E bin: lower-end and total probability]
SPOSIT 0,0,11.595 [Coordinates of the source]
SBOX 0.034,0.034,0.5 [Source box dimensions]
SBODY 1 [Active source body; one line for each body]
SBODY 2 [Active source body; one line for each body]
SBODY 3 [Active source body; one line for each body]
SCONE 0,0,180 [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
Up to MAXMAT materials; 2 lines for each material.
MFNAME IR.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME nitinol.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME accoinoxidavel.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME psul.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME agua.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1.0e5,1.0e3,1.0e7,0.1,0.1,5e3,1e4 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry and local simulation parameters.

```

```
GEOMFN aplicador.geo          [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -5, 5                   [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -5, 5                   [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ  6, 14                  [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 60,60,60
.
>>>>>>> Job properties.
RESUME dump.dmp               [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump.dmp               [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 6                       [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 1e9                    [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9                      [Allotted simulation time, in sec]
.
END                            [Ends the reading of input data]
```

ANEXO 7 - FICHEIRO *.CT

ANEXO 8 - FICHEIRO *.VOX

***ANEXO 9 - FICHEIRO *.GEO INTRODUCIDO NO PENEASY PARA A 1ª
POSIÇÃO DA FONTE***

ANEXO 10 - FICHEIRO DE ENTRADA DO PENEASY PARA A 1ª POSIÇÃO DA FONTE

Dosimetria e Análise de Incertezas em Braquiterapia Ginecológica

```

[SECTION CONFIG v.2009-06-15]
1.0e9          NO. OF HISTORIES (<1.0e15)
1.0e30        ALLOTTED TIME (s) (+ FOR REAL TIME; - FOR CPU TIME)
50.0          UPDATE INTERVAL (+ FOR REAL TIME (s) < 8.0e4; - FOR
HISTORIES)
1 1           INITIAL RANDOM SEEDS
rngseed.in    READ RANDOM SEEDS FROM FILE (USED ONLY IF SEEDS=0,0)
[END OF CONFIG SECTION] (SIGNALS THE END OF THIS SECTION)

[SECTION SOURCE BOX ISOTROPIC GAUSS SPECTRUM v.2009-10-30]
ON            STATUS (ON or OFF)
2            PARTICLE TYPE (1=ELECTRON, 2=PHOTON, 3=POSITRON)
0            ACTIVATE PHOTON POLARISATION (1=YES, 0=NO)
0 0 0        STOKES PARAMETERS (UNUSED IF POLARISATION=0)
Energy(eV)  Probability ENERGY SPECTRUM (see instructions in ~/documentation/)
8.91e3      0.0146      [E bin: lower-end and total probability]
8.91000001e3 1e-35     [E bin: lower-end and total probability]
9.44e3      0.0410      [E bin: lower-end and total probability]
9.44000001e3 1e-35     [E bin: lower-end and total probability]
61.49e3     0.0113      [E bin: lower-end and total probability]
61.49000001e3 1e-35    [E bin: lower-end and total probability]
63e3        0.0196      [E bin: lower-end and total probability]
63.00000001e3 1e-35    [E bin: lower-end and total probability]
65.12e3     0.0263      [E bin: lower-end and total probability]
65.12000001e3 1e-35    [E bin: lower-end and total probability]
66.83e3     0.0452      [E bin: lower-end and total probability]
66.83000001e3 1e-35    [E bin: lower-end and total probability]
71.40e3     0.0084      [E bin: lower-end and total probability]
71.40000001e3 1e-35    [E bin: lower-end and total probability]
75.70e3     0.0197      [E bin: lower-end and total probability]
75.70000001e3 1e-35    [E bin: lower-end and total probability]
136.35e3    0.00181     [E bin: lower-end and total probability]
136.35000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
201.30e3    0.00467     [E bin: lower-end and total probability]
201.30000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
205.80e3    0.0329      [E bin: lower-end and total probability]
205.80000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
283.26e3    0.00261     [E bin: lower-end and total probability]
283.26000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
295.96e3    0.2902      [E bin: lower-end and total probability]
295.96000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
308.46e3    0.2968      [E bin: lower-end and total probability]
308.46000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
316.51e3    0.8285      [E bin: lower-end and total probability]
316.51000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
374.48e3    0.0073      [E bin: lower-end and total probability]
374.48000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
416.46e3    0.00664     [E bin: lower-end and total probability]
416.46000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
423.07e3    0.0008      [E bin: lower-end and total probability]
423.07000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
468.0715e3  0.4810      [E bin: lower-end and total probability]
468.07150001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
484.58e3    0.0316      [E bin: lower-end and total probability]
484.58000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
489.06e3    0.00398     [E bin: lower-end and total probability]
489.06000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
588.584e3   0.0457      [E bin: lower-end and total probability]
588.58400001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
604.414e3   0.0820      [E bin: lower-end and total probability]
604.41400001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
612.46e3    0.0534      [E bin: lower-end and total probability]
612.46000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
871.73e3    0.00099     [E bin: lower-end and total probability]
871.73000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
884.51e3    0.00302     [E bin: lower-end and total probability]
884.51000001e3 1e-35   [E bin: lower-end and total probability]
0.0          FWHM (eV) OF GAUSSIAN ENERGY DISTRIB.
7 9.8 1.55   CENTER COORDINATES OF THE BOX ENCLOSURE (cm)
0.059 0.059 0.6 BOX SIDES (cm)
0.0 0.0      FWHMs (cm) OF GAUSSIAN X,Y DISTRIBs.
0.0 0.0 0.0  EULER ANGLES [Rz,Ry,Rz] (deg) TO ROTATE BOX
1            MATERIAL (0=DO NOT CARE)
0.0 0.0 1.0  DIRECTION VECTOR, NO NEED TO NORMALIZE
180         ANGLE OF SEMI-APERTURE [0,180] (deg)
[END OF BIGS SECTION]

[SECTION SOURCE PHASE SPACE FILE v.2009-06-15]
OFF          STATUS (ON or OFF)

```

Dosimetria e Análise de Incertezas em Braquiterapia Ginecológica

```

0          PSF FORMAT (0=STANDARD penEasy ASCII; 1=IAEA BINARY)
particles.psf PSF FILENAME, REMOVE EXTENSION IF PSF FORMAT=1
1          SPLITTING FACTOR
0.0 0.0 0.0 EULER ANGLES [Rz,Ry,Rz] (deg) TO ROTATE POSITION AND
DIRECTION
0.0 0.0 0.0 CARTESIAN COMPONENTS [DX,DY,DZ] (cm) OF POSITION SHIFT
1          VALIDATE BEFORE SIMULATION (1=YES, MAY TAKE A WHILE;
0=NO)
0.000e0     MAX PSF ENERGY (eV) (UNUSED IF VALIDATE=1; ADD 1023 keV
FOR e+)
[END OF SPSF SECTION]

[SECTION PENGEOM+PENVOX v.2009-06-15]
mcaplic4.geo QUADRICS FILE NAME, USE '-' IF NONE
voxelmc2.vox VOXELS FILE NAME, USE '-' IF NONE
6           TRANSPARENT QUADRIC MAT (USED ONLY IF QUAD&VOX)
10          GRANULARITY TO SCAN VOXELS (USED ONLY IF QUAD&VOX)
[END OF GEO SECTION]

[SECTION PENELOPE v.2009-10-01]
MAT# FILE (max 20 char) EABS(e-) EABS(ph) EABS(e+) C1 C2 WCC WCR
DSMAX COMMENTS
1 IR.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
2 nitinol.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
3 ar.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
4 acoinoxidavel.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
5 psul.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
6 ail.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
7 tissue.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
8 ar3.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
9 bone.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
10 bladder.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
11 rectum.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
12 ar4.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
13 muscle.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
14 ar5.mat 1.0e5 1.0e3 1.0e7 0.1 0.1 5e3 1e4
1.0e30
0 (SET MAT=0 TO END LIST)
[END OF PEN SECTION]

[SECTION TALLY VOXEL DOSE v.2009-06-15]
OFF STATUS (ON or OFF)
0 0 ROI MIN,MAX X-INDEX (0 0 FOR ALL VOXELS)
0 0 ROI MIN,MAX Y-INDEX (0 0 FOR ALL VOXELS)
0 0 ROI MIN,MAX Z-INDEX (0 0 FOR ALL VOXELS)
0 0 INCLUDE QUAD. CONTRIBUTION TO VOXEL MASS & DOSE
(1=YES,0=NO)
1 1 PRINT VOXELS MASS IN REPORT (1=YES,0=NO)
1 1 PRINT COORDINATES IN REPORT (1=YES,0=NO)
0.0 RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF VDD SECTION]

[SECTION TALLY SPATIAL DOSE DISTRIB v.2009-06-15]
OFF STATUS (ON or OFF)
0.0 0.0 0 XMIN,XMAX(cm),NXBIN (0 for DX=infty)
0.0 0.0 0 YMIN,YMAX(cm),NYBIN (0 for DY=infty)
0.0 7.0 40 ZMIN,ZMAX(cm),NZBIN (0 for DZ=infty)
1 PRINT COORDINATES IN REPORT (1=YES,0=NO)
1.0 RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF SDD SECTION]

[SECTION TALLY CYLINDRICAL DOSE DISTRIB v.2009-06-15]
OFF STATUS (ON or OFF)
0.0 8.0 80 RMIN,RMAX(cm),NRBIN (>0)
0.0 7.0 40 ZMIN,ZMAX(cm),NZBIN (0 for DZ=infty)
1 PRINT COORDINATES IN REPORT (1=YES,0=NO)

```

```
0.0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF CDD SECTION]

[SECTION TALLY SPHERICAL DOSE DISTRIB v.2009-06-15]
OFF                                STATUS (ON or OFF)
0.0 1.0 50                        RMIN,RMAX(cm),NRBIN (>0)
1                                  PRINT COORDINATES IN REPORT (1=YES,0=NO)
0.0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF SPD SECTION]

[SECTION TALLY ENERGY DEPOSITION PULSE SPECTRUM v.2009-06-15]
ON                                  STATUS (ON or OFF)
10                                 DETECTION MATERIAL
0.0 1.0e9 100                    EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS
0                                  RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF EPS SECTION]

[SECTION TALLY FLUENCE TRACK LENGTH v.2009-06-15]
OFF                                STATUS (ON or OFF)
1                                  DETECTION MATERIAL
1.0e2 1.0e9 70                   EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS (LOG SCALE)
1.0e30                            RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF FTL SECTION]

[SECTION TALLY PHASE SPACE FILE v.2009-06-15]
OFF                                STATUS (ON or OFF)
0                                  PSF FORMAT (0=STANDARD penEasy ASCII; 1=IAEA BINARY)
1                                  DETECTION MATERIAL (NOT EQUAL 0)
output.psf                        PSF FILENAME, REMOVE EXTENSION IF FORMAT=1
[END OF PSF SECTION]

[SECTION TALLY PARTICLE CURRENT SPECTRUM v.2009-06-15]
OFF                                STATUS (ON or OFF)
1                                  DETECTION MATERIAL
0.0 1.0e9 100                    EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS
0.0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF PCS SECTION]

[SECTION TALLY PARTICLE TRACK STRUCTURE v.2009-06-15]
OFF                                STATUS (ON or OFF)
100                               NUMBER OF HISTORIES TO DISPLAY (~100 RECOMMENDED)
[END OF PTS SECTION]
```