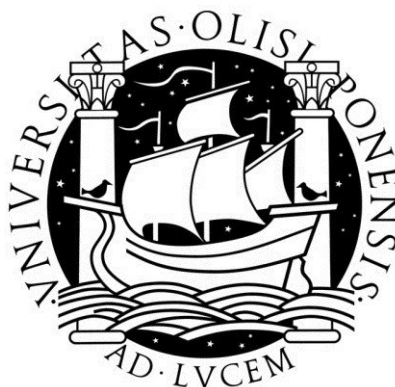


Universidade de Lisboa
Faculdade de Ciências
Departamento de Física



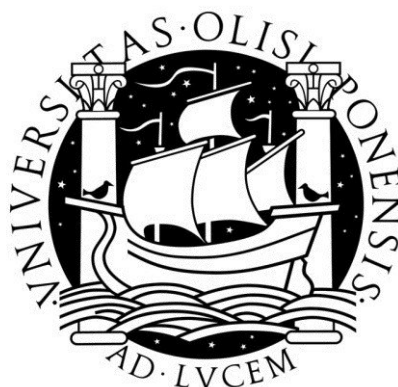
**Avaliação de Métodos de Cálculo de Barreiras de
Proteção Radiológica em Instalações de
Radioterapia Externa e Braquiterapia**

Maria José Pereira Rodrigues

Dissertação
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica
Perfil de Radiações em Diagnóstico e Terapia

2012

Universidade de Lisboa
Faculdade de Ciências
Departamento de Física



**Avaliação de Métodos de Cálculo de Barreiras de
Proteção Radiológica em Instalações de
Radioterapia Externa e Braquiterapia**

Maria José Pereira Rodrigues

Orientadora: Doutora Maria Esmeralda Poli

Orientador interno: Professor Doutor Eduardo Ducla Soares

Dissertação
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica e Biofísica
Perfil de Radiações em Diagnóstico e Terapia

2012

Dedico esta dissertação aos meus pais e à minha irmã.

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à Doutora Maria Esmeralda Poli, minha orientadora, por todo o empenho, dedicação e amizade demonstrada ao longo deste ano de trabalho. Gostaria também de lhe agradecer por todo o rigor com que dirigiu o meu trabalho, assim como por todos os saberes transmitidos que foram essenciais, não só para o correto desenvolvimento deste projeto, mas também para a transmissão de motivação e de confiança para o desenvolvimento de novos trabalhos.

Gostaria de deixar um agradecimento especial ao Professor Doutor Eduardo Ducla Soares, meu orientador interno, pela forma calorosa com que sempre me recebeu, por todo o seu empenho, dedicação, apoio e entusiasmo, assim como por toda a confiança demonstrada em mim e no meu trabalho. Muito obrigada por tudo.

Gostaria de agradecer à Professora Doutora Isabel Monteiro Grillo, Diretora do Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa, por ter autorizado a realização deste projeto no Serviço de Radioterapia.

Gostaria de mostrar a minha gratidão para com toda a equipa do Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa, pelo acolhimento e pela simpatia com que me receberam, em especial ao Doutor Luís Prudêncio e ao Engenheiro Tiago Ribeiro.

Gostaria também de mostrar a minha gratidão a todos os Professores do Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, que me acompanharam ao longo de todo o meu percurso académico, pela sua dedicação e inestimável apoio.

Quero ainda agradecer aos meus pais e à minha irmã, por tudo o que me proporcionaram, desde sempre, por todo o amor incondicional, e por acreditarem em mim e no valor do meu trabalho.

Por fim, quero agradecer ao Romeu por estar sempre presente, pelo seu apoio e paciência, mas acima de tudo por me fazer feliz.

Resumo

O presente projeto visa a avaliação de métodos de cálculo de barreiras de proteção radiológica em instalações de radioterapia, onde são utilizadas técnicas como a radioterapia conformacional a três-dimensões (3D-CRT), a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) e técnicas de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR).

As metodologias de cálculo analisadas baseiam-se no conceito de TVL (camada decidora) e foram aplicadas a instalações do Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria.

Neste contexto, para as técnicas de 3D-CRT, os métodos de cálculo descritos na legislação portuguesa em vigor (DL 180/2002), que segue a metodologia da norma alemã DIN-6847 (1977), foram comparados com os métodos propostos pelo documento americano NCRP 151 (2005). Com base na metodologia do NCRP foi também avaliado o impacto em termos de proteção radiológica da técnica de IMRT. Para as técnicas de braquiterapia de HDR, a metodologia utilizada foi baseada no documento IAEA 47 (2006), onde foi estabelecida uma comparação entre as espessuras das barreiras calculadas com os dados referenciados na legislação portuguesa e na legislação do Reino Unido descrita no IAEA 47.

Os resultados obtidos para a braquiterapia mostram que as espessuras das barreiras foram subestimadas, quando os cálculos se basearam na legislação portuguesa, o que se deveu ao elevado valor do limite de dose equivalente recomendado pelo DL. O mesmo se verifica para as técnicas de 3D-CRT, particularmente no caso das barreiras secundárias. Algumas razões para a ocorrência destas discrepâncias são os diferentes TVLs recomendados pelos dois documentos e o facto de a DIN considerar, nos cálculos das barreiras secundárias, a radiação de neutrões. Esta situação tornou-se ainda mais crítica para as técnicas de IMRT, pois estas conduzem a um aumento da carga de trabalho da radiação de fuga, que é tida em conta na metodologia do NCRP mas não na do DL.

Palavras-Chave (Tema): Cálculo de barreiras de proteção; radioterapia externa; braquiterapia; segurança radiológica.

Palavras-Chave (Tecnologias): DL 180/2002; DIN-6847; NCRP 151; IAEA 47.

Abstract

The purpose of this work was to evaluate shielding calculation methodologies applied to vaults where radiation therapy techniques, as three-dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT), intensity modulated radiation therapy (IMRT) and high dose rate (HDR) brachytherapy techniques are used.

The calculation methods used are based on the TVL (tenth-value layer) concept and were carried out for a radiotherapy bunkers located in the radiotherapy facility of the Santa Maria Hospital.

In this context, for 3D-CRT techniques, the calculation methods described by the current Portuguese regulation (DL 180/2002), which follows the methodology of the German standard DIN-6847 (1977), were compared with the methods recommended by American standard NCRP 151 (2005). Following the NCRP method was also evaluated the impact in terms of radiological protection of IMRT technique. For HDR brachytherapy techniques, the methodology used were based on IAEA 47 (2006), where was established a comparison between the barriers thicknesses calculated for input data from DL 180/2002 and UK regulation referred on IAEA 47.

The results obtained for brachytherapy showed that the calculated barriers thicknesses were underestimated, when the calculations were based on Portuguese regulation, due to the high value of dose equivalent limit recommended by DL. The same applies to the 3D-CRT techniques, particularly in the case of secondary barriers. Some reasons for these discrepancies are the different TVLs recommended by two standards and the fact that DIN method takes into account the neutron contribution for the secondary barriers calculation. This situation has become even more critical when the methodology is applied for IMRT techniques, because of the contribution of IMRT to increase leakage-radiation workload, which is taken into account in NCRP methodology but not in DL.

Keywords (Theme):

Protective barriers calculation; external radiotherapy; brachytherapy; radiation safety.

Keywords (Technology):

DL 180/2002; DIN-6847; NCRP 151; IAEA 47.

Índice

1	Introdução.....	1
1.1	Enquadramento	1
1.2	Apresentação do projeto.....	2
1.3	Contributos do trabalho.....	4
1.4	Organização da dissertação	5
1.5	Apresentação do Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa	6
2	A Radioterapia.....	9
2.1	Tipos de radioterapia.....	9
2.1.1	Radioterapia externa.....	10
2.1.2	Braquiterapia	15
3	Proteção Radiológica.....	21
3.1	Radiação ionizante e processo de ionização	22
3.2	Distribuição da dose em profundidade.....	23
3.3	Grandezas dosimétricas.....	24
3.3.1	Dose absorvida	24
3.3.2	Dose equivalente	25
3.3.3	Dose efetiva.....	25
3.3.4	Kerma	26
3.3.5	Atividade	26
3.4	Efeitos biológicos da radiação	27
3.5	Limites de dose	28
3.6	Princípios fundamentais da proteção radiológica	29
3.7	Estratégias básicas de proteção radiológica	30
3.8	Proteção radiológica em radioterapia.....	30
3.8.1	Legislação aplicada à radioterapia.....	31
4	Conceitos Fundamentais para o Cálculo de Barreiras	35

4.1	Objetivos do projeto de barreiras de proteção (P)	35
4.2	Áreas controladas e não controladas	35
4.3	Classificação das barreiras	36
4.4	Carga de trabalho (W)	36
4.4.1	Aplicada à radioterapia externa	36
4.4.2	Aplicada à braquiterapia	38
4.5	Fator de utilização (U)	39
4.6	Fator de ocupação (T)	40
4.7	Camada semi-redutora (HVL) e deci-redutora (TVL)	41
4.8	Esquema básico do cálculo de barreiras	41
4.9	Materiais utilizados na construção das barreiras	42
5	Estudo I: Cálculo de Barreiras em Instalações de Radioterapia Externa	45
5.1	Tipos de radiação provenientes do acelerador linear	47
5.2	Recomendações internacionais para o cálculo de barreiras	50
5.2.1	Metodologia NCRP 151	50
5.2.2	Metodologia DIN-6847	64
5.3	Materiais e métodos	68
5.3.1	Objetivos específicos	68
5.3.2	Descrição da instalação de radioterapia externa	72
5.3.3	Dados de entrada utilizados nos cálculos de barreiras	77
5.3.4	Procedimento da medição do débito de dose	88
6	Estudo II: Cálculo de Barreiras em Instalações de Braquiterapia	91
6.1	Tipos de radiação provenientes do equipamento de braquiterapia	92
6.2	Recomendações internacionais para o cálculo de barreiras	93
6.2.1	Metodologia IAEA 47	93
6.3	Materiais e métodos	97
6.3.1	Objetivos específicos	97
6.3.2	Descrição da instalação de braquiterapia	98

6.3.3	Dados de entrada utilizados nos cálculos de barreiras	101
7	Resultados e Discussão	105
7.1	Estudo I.....	105
7.2	Estudo II.....	132
8	Conclusões	141
8.1	Estudo I.....	141
8.2	Estudo II.....	143
8.3	Comentários finais	143
	Bibliografia	145
Anexo 1	Conversões	151
Anexo 2	Publicação	153

Índice de Figuras

Figura 1. Acelerador linear de partículas de uma das salas de tratamentos de radioterapia externa, do Hospital de Santa Maria.-----	11
Figura 2. Decaimento radioativo do Co-60.-----	12
Figura 3. Fonte típica de Ir-192 utilizada em equipamentos de afterloading remoto de HDR. -	18
Figura 4. Sala de braquiterapia do HSM, onde se encontra o equipamento de afterloading remoto de HDR. -----	19
Figura 5. Curvas da percentagem de dose em profundidade (PDD) em água para vários feixes de fótons de megavoltagem, que vão desde os raios gama do cobalto-60 até aos fótons de 25 MV, utilizando um campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e para uma distância de 100 cm entre a fonte de radiação e o paciente (SSD de “Source to Surface Distance”). -----	23
Figura 6. Efeitos determinísticos e estocásticos da radiação.-----	28
Figura 7. Esquema básico de blindagem de um indivíduo localizado em O , que se encontra protegido por uma barreira B , de uma fonte de radiação S à distância d .-----	41
Figura 8. Representação esquemática dos tipos de radiação e das barreiras de proteção existentes numa instalação de radioterapia externa. -----	46
Figura 9. Processos de produção de radiação que ocorrem no interior da sala de tratamentos de radioterapia externa equipada com um LINAC de alta energia. -----	49
Figura 10. Representação esquemática de uma instalação de radioterapia externa com labirinto, onde são definidos os parâmetros usados no cálculo da blindagem da porta. -----	57
Figura 11. Representação esquemática de uma instalação de radioterapia externa com labirinto, onde são definidos os parâmetros usados no cálculo da blindagem da porta. -----	60
Figura 12. Dose equivalente por unidade de fluência, transmitida pelos neutrões com uma energia média de En e que incidem em placas de betão normal. -----	63
Figura 13. Planta da instalação de radioterapia externa e identificação dos pontos de medição. -----	73
Figura 14. Planta da instalação de radioterapia externa em corte vertical e identificação dos pontos de medição.-----	74
Figura 15. Planta da instalação de radioterapia externa, que tem em consideração a sala de tratamentos adjacente à instalação, e identificação dos pontos de medição. -----	75

Figura 16. Representação gráfica dos valores mássicos dos TVLs da radiação primária, em função da energia dos raios-X, para diferentes materiais, de acordo com a DIN-6847.-----	87
Figura 17. Esquema de uma instalação de braquiterapia. -----	96
Figura 18. Planta da instalação de braquiterapia e identificação dos pontos de medição. -----	99
Figura 19. Planta da instalação de braquiterapia em corte vertical e identificação dos pontos de medição.-----	100

Índice de Tabelas

Tabela 1. Técnicas de radioterapia externa..	13
Tabela 2. Implantes utilizados em braquiterapia.....	16
Tabela 3. Caraterísticas de alguns núclídeos utilizados em braquiterapia.	17
Tabela 4. Limites de dose de acordo com a legislação portuguesa.	29
Tabela 5. Objetivos do projeto de barreiras de proteção (P), em dose equivalente, recomendados por várias organizações, para as áreas controladas e não controladas.	36
Tabela 6. Fatores de utilização (U) para as barreiras primárias, de acordo com NCRP 151.	39
Tabela 7. Fatores de utilização (U) para as barreiras primárias, de acordo com o DL 180/2002.	39
Tabela 8. Fatores de ocupação (T) para diferentes áreas, recomendados pelo DL 180/2002, pelo NCRP 151 e pela legislação do Reino Unido.	40
Tabela 9. Propriedades de alguns materiais utilizados na construção das barreiras.	44
Tabela 10. Regra da adição, aplicada para combinar as espessuras das barreiras de proteção calculadas para diferentes componentes de radiação.	66
Tabela 11. Informação relativa ao funcionamento de um dos LINACs do HSM.	72
Tabela 12. Classificação das barreiras de proteção e das respetivas áreas adjacentes.	74
Tabela 13. Dimensão das barreiras de proteção, que se encontram associadas aos pontos de medição das figuras 13 e 14.	76
Tabela 14. Fatores de utilização (U) e de ocupação (T) obtidos segundo o NCRP 151 e o DL 180/2002.....	77
Tabela 15. Valores dos parâmetros de funcionamento do LINAC.	78
Tabela 16. Número de frações, dose total e número de doentes tratados em 2011, de acordo com a energia e com o LINAC utilizado no tratamento.	80
Tabela 17. Carga de trabalho semanal referente ao ano de 2011 dos três LINACs do HSM. ...	80
Tabela 18. Valor total de unidades monitoras (MU) utilizadas nos planeamentos de 3D-CRT e de IMRT, e respetivo fator <i>CI</i>	81

Tabela 19. Carga de trabalho semanal da radiação de fuga (<i>WL</i>), de acordo com a percentagem de tratamentos de IMRT realizados.....	82
Tabela 20. Ângulo de dispersão da radiação de fótons dispersos pelo paciente nas barreiras de proteção secundárias associadas aos pontos de medição das figuras 13 e 14.	82
Tabela 21. Fração de dispersão medida a 1 metro de um fantoma humano, situado a 1 metro da fonte de raio-X, utilizando um feixe de 18 MV e um campo de radiação de 400 cm ²	83
Tabela 22. Distâncias utilizadas nos cálculos das espessuras das barreiras de proteção, associadas aos pontos de medição representados nas figuras 13 e 14.....	84
Tabela 23. Materiais utilizados na construção das barreiras da instalação de radioterapia externa.	85
Tabela 24. TVL da radiação primária com uma energia nominal de 15 MeV, para diferentes materiais, de acordo com o NCRP 151.	85
Tabela 25. TVL da radiação de fuga com uma energia nominal de 15 MeV, para diferentes materiais, de acordo com o NCRP 151.	86
Tabela 26. TVL da radiação de fótons dispersos pelo paciente com uma energia nominal de 15 MeV, para diferentes materiais, de acordo com o NCRP 151.....	86
Tabela 27. TVL da radiação de fótons com energia de 3,6 MeV e da radiação de neutrões com energia de 100 keV, para o chumbo e para a parafina, respetivamente, de acordo com o NCRP 151.....	86
Tabela 28. TVL da radiação de fótons dispersos pelo paciente (radiação secundária) e da radiação terciária, para diferentes materiais, de acordo com a DIN-6847.....	87
Tabela 29. TVL da radiação de neutrões diretos e da radiação de neutrões dispersos, para diferentes materiais, de acordo com a DIN-6847.....	88
Tabela 30. TVL da radiação de fótons com energia de 0,5 MeV, para o chumbo e para o Homirad-B [®] , de acordo com o catálogo da empresa CT-RAD [®]	88
Tabela 31. TVL da radiação de neutrões com energia de 100 keV, para a parafina e para o Homirad-B [®] , de acordo com o catálogo da empresa CT-RAD [®]	88
Tabela 32. Informação relativa à instalação de braquiterapia do HSM.....	99
Tabela 33. Classificação das barreiras de proteção e das respetivas áreas adjacentes.	100
Tabela 34. Dimensão das barreiras de proteção, que se encontram associadas aos pontos de medição das figuras 18 e 19.	101

Tabela 35. Fatores de utilização (U) e de ocupação (T) obtidos segundo a legislação do Reino Unido e o DL 180/2002.	102
Tabela 36. Valores dos parâmetros de funcionamento do equipamento de afterloading remoto de HDR.	102
Tabela 37. Valores da carga de trabalho, de acordo com a atividade da fonte de Ir-192.....	103
Tabela 38. Distâncias utilizadas nos cálculos das espessuras das barreiras, associadas aos pontos de medição representados nas figuras 18 e 19.....	103
Tabela 39. TVL da fonte de Ir-192, para diferentes materiais, de acordo com o IAEA 47.	104
Tabela 40. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados em cada norma (primeira abordagem).	106
Tabela 41. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, utilizando como dados de entrada, para as duas normas, os valores de P, U e T referenciados no NCRP 151 (segunda abordagem).	106
Tabela 42. Comparação entre as espessuras das barreiras secundárias para a radiação de fuga, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.....	108
Tabela 43. Comparação entre as espessuras das barreiras secundárias para a radiação de fótons dispersos pelo paciente, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.	109
Tabela 44. Comparação entre as espessuras finais das barreiras secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, não tendo em conta a contribuição dos neutrões diretos no método de cálculo descrito pela norma DIN-6847.....	110
Tabela 45. Comparação entre as espessuras finais das barreiras secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, não tendo em conta as considerações TADR no método de cálculo descrito pelo NCRP 151.	110
Tabela 46. Comparação entre as espessuras da parede do labirinto, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.	111
Tabela 47. Comparação entre as espessuras da porta da instalação de radioterapia externa, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.	112
Tabela 48. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o DL 180/2002.....	114

Tabela 49. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT.	115
Tabela 50. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o DL 180/2002, utilizando o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação.	116
Tabela 51. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT, utilizando o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação.	116
Tabela 52. Valores do débito de dose máximos de radiação X das barreiras primárias e secundárias, medidos diretamente na instalação de radioterapia externa após a construção do bunker.	118
Tabela 53. Comparação entre o débito de dose de radiação X das barreiras primárias e secundárias, medido diretamente na instalação após a construção do bunker e calculado de acordo com o NCRP 151, através do cálculo do IDR, utilizando as espessuras estimadas das barreiras da instalação.	119
Tabela 54. Número de TVLs necessários para a blindagem das barreiras da instalação de radioterapia do HSM, equipada com o acelerador linear Oncor.	120
Tabela 55. Espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002, para diferentes materiais.	121
Tabela 56. Espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o NCRP 151, para diferentes materiais.	121
Tabela 57. Custo relativo de diferentes materiais.	123
Tabela 58. Custo final das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002, para diferentes materiais.	124
Tabela 59. Custo final das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o NCRP 151, para diferentes materiais.	124
Tabela 60. Diferença em euros entre os custos das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, para diferentes materiais.	125
Tabela 61. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o NCRP 151 para as técnicas de 3D-CRT e de IMRT.	127
Tabela 62. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, tendo em conta que 70% dos tratamentos são realizados com técnicas de 3D-CRT e 30% com técnicas de IMRT.	128

Tabela 63. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, tendo em conta que 70% dos tratamentos são realizados com técnicas de 3D-CRT e 30% com técnicas de IMRT, e utilizando o valor da carga de trabalho da radiação primária definido na pré-instalação.	129
Tabela 64. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de IMRT, utilizando o valor da carga de trabalho da radiação primária definido na pré-instalação.	130
Tabela 65. Comparação entre as espessuras da porta da instalação de radioterapia externa calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT e de IMRT.	131
Tabela 66. Comparação entre a espessura da porta da instalação de radioterapia externa obtida na instalação (espessura real) e calculada de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT e de IMRT.	131
Tabela 67. Comparação entre as espessuras finais das barreiras da instalação de braquiterapia, calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL 180/2002 e na legislação do Reino Unido (descrita no IAEA 47).	133
Tabela 68. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 370 GBq (atividade real).	135
Tabela 69. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 400 GBq (atividade máxima prevista).	135
Tabela 70. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 518 GBq (atividade máxima permitida).	135
Tabela 71. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 518 GBq (atividade máxima permitida).	136
Tabela 72. Espessuras das barreiras primárias, calculadas de acordo com o IAEA utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os	

cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 370 GBq, utilizando
vários materiais. 137

Tabela 73. Custo final das barreiras primárias, calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando
diferentes materiais..... 138

Acrónimos

3D-CRT: Radioterapia Conformacional a três-dimensões (do inglês “*Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy*”);

BPE: Polietileno com Boro (do inglês “*Borated Polyethylene*”);

Bq: Becquerel;

Ci: Curie;

CT: Tomografia Computorizada (do inglês “*Computed Tomography*”);

DIN: Instituto Alemão de Normas (do alemão “*Deutsches Institut für Normung*”);

DL: Decreto-Lei;

Gy: Gray;

HDR: Alta Taxa de Dose (do inglês “*High Dose Rate*”);

HSM: Hospital de Santa Maria;

HVL: Camada semi-redutora (do inglês “*Half-Value Layer*”);

IAEA: Agência Internacional de Energia Atômica (do inglês “*International Atomic Energy Agency*”);

ICRP: Comissão Internacional de Proteção Radiológica (do inglês “*International Commission on Radiological Protection*”)

IDR: Taxa de Dose Equivalente Instantânea (do inglês “*Instantaneous Dose-equivalent Rate*”);

IMRT: Radioterapia de Intensidade Modulada (do inglês “*Intensity Modulated Radiation Therapy*”);

IPEM: Instituto de Física e Engenharia em Medicina (do inglês “*Institute of Physics and Engineering in Medicine*”);

keV: Kilo-eletrão-volt;

kV: Kilo-volt;

LDR: Baixa Taxa de Dose (do inglês “*Low Dose Rate*”);

LET.: Transferência Linear de Energia (do inglês “*Linear Energy Transfer*”);

LINAC: Acelerador Linear (do inglês “*Linear Accelerator*”);

MeV: Mega-eletrão-volt;

MLC: Colimador Multilâminas (do inglês “*Multi-Leaf Collimator*”);

MU: Unidade Monitora (do inglês “*Monitor Unit*”);

MV: Mega-volt;

NCRP: Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação (do inglês “*National Council on Radiation Protection and Measurements*”);

PDD: Percentagem de Dose em Profundidade (do inglês “*Percentage Depth Dose*”);

PDR: Taxa de Dose Pulsada (do inglês “*Pulsed Dose Rate*”);

Sv: Sievert;

TADR: Valor Médio da Taxa de Dose Equivalente (do inglês “*Time Averaged Dose-equivalent Rate*”);

TLD: Dosímetro Termoluminescente (do inglês “*Thermoluminescent Dosimeter*”);

TVL: Camada deci-redutora (do inglês “*Tenth-Value Layer*”).

1 Introdução

1.1 Enquadramento

A proteção radiológica tem como principal objetivo fornecer as condições de segurança para a realização de atividades que envolvam a utilização de radiações ionizantes.

Em termos da prática clínica, esta representa uma parte substancial do sistema de gestão de qualidade inerente a cada serviço de saúde, o qual engloba um conjunto de medidas que visam proteger os trabalhadores, os pacientes e o público em geral contra os efeitos adversos, causados pela utilização de radiações ionizantes.

A radioterapia é uma especialidade médica que se baseia no uso controlado de radiações ionizantes, para fins terapêuticos, com uma elevada gama de energias. Devido aos modernos equipamentos atualmente existentes, elevados níveis de radiação são cada vez mais utilizados nos tratamentos desta modalidade, e deste modo a proteção radiológica desempenha um papel vital nos Serviços de Radioterapia de todo o mundo.

Segundo a Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA de “*International Atomic Energy Agency*”) no ano de 1998 existiam cerca de 2.500 equipamentos de teleterapia em funcionamento no mundo, no entanto até 2015 o número de equipamentos em utilização poderá aumentar para os 10.000 (IAEA, 2006).

O crescente aumento no número de equipamentos de radioterapia, que se tem verificado ao longo dos últimos anos, nomeadamente no que se refere aos aceleradores lineares pois estes têm vindo a substituir gradualmente os equipamentos de telegamaterapia, deveu-se ao aparecimento das novas técnicas de radioterapia contemporâneas (Facure, 2007). Desta forma, surgiu a necessidade de adaptar os mecanismos de blindagem, ou barreiras de proteção, das instalações de radioterapia aos mais recentes avanços tecnológicos que permitem realizar as novas técnicas especiais nos modelos atuais de aceleradores lineares. Esta adaptação foi realizada através da reformulação dos métodos de cálculo de barreiras de proteção que, de acordo com a técnica de radioterapia envolvida, exigem parâmetros diferentes na sua projeção.

De um modo geral, os métodos de cálculo de barreiras de proteção radiológica permitem determinar a espessura necessária para reduzir a dose de radiação, que chega a um ponto de

interesse exterior à barreira, para um nível de proteção radiológica bem definido, de acordo com a legislação em vigor de cada país (NCRP, 2005).

A legislação portuguesa que contempla a informação relativa aos cálculos de barreiras de proteção, encontra-se definida no Decreto-Lei nº180/2002, de 8 de agosto de 2002 (DL 180/2002) (Decreto-Lei, 2002). Este diploma recomenda que os cálculos, relativos às instalações de radioterapia externa equipadas com aceleradores lineares de partículas, sejam realizados de acordo com a publicação alemã DIN-6847 (DIN de “*Deutsches Institut für Normung*”), de novembro de 1977, denominada de “*Medical Electron Accelerators; Part 2: Radiation Protection Rules for Installation*” (DIN-6847, 1977). No que diz respeito às instalações de braquiterapia, o DL 180/2002 não contempla qualquer tipo de informação de como devem ser realizados estes cálculos, assim como não referencia outra normativa na qual este procedimento deva ser baseado.

Neste âmbito, torna-se fundamental conhecer as metodologias de cálculo que são atualmente utilizadas na projeção de uma instalação de radioterapia portuguesa, de modo a poder compara-las com as metodologias descritas por documentos internacionais, com grande destaque no campo da proteção radiológica, tais como: o documento nº 151 introduzido pelo Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação (NCRP de “*National Council on Radiation Protection and Measurements*”) (NCRP 151) (NCRP, 2005), denominado de “*Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities*” e publicado em dezembro de 2005; e o documento nº 47 da Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA 47) (IAEA, 2006), denominado de “*Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities*” e publicado em setembro de 2006.

Seguindo este campo de ação, torna-se essencial a realização de estudos que permitam concluir acerca da problemática da proteção radiológica num Serviço de Radioterapia português, pois só deste modo é possível conduzir a implementação de medidas emergentes que contribuam para o melhoramento das condições de segurança das instalações.

1.2 Apresentação do projeto

Este projeto visa a avaliação de métodos de cálculo de barreiras de proteção radiológica para instalações de radioterapia que utilizam técnicas de radioterapia externa, como a radioterapia conformacional a três-dimensões (3D-CRT de “*Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy*”) e a radioterapia de intensidade modulada (IMRT de “*Intensity Modulated Radiation Therapy*”), e técnicas de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR de “*High Dose Rate*”).

Neste contexto foram avaliados e comparados os métodos de cálculo descritos na legislação portuguesa, definida no DL 180/2002, com os métodos propostos por organizações internacionais. Esta análise foi realizada para duas instalações do Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa, uma instalação de radioterapia externa e uma instalação de braquiterapia. Assim, o presente projeto encontra-se dividido em dois estudos principais, cada um deles referente a uma das instalações de radioterapia avaliadas, onde o **estudo I** diz respeito à instalação de radioterapia externa, enquanto que o **estudo II** contempla a instalação de braquiterapia.

Para as técnicas de 3D-CRT, contempladas no estudo I, os métodos de cálculo descritos pelo DL 180/2002, que tal como foi referido anteriormente seguem a metodologia da norma alemã DIN-6847, foram comparados com os métodos propostos pelo documento americano NCRP 151. Um dos principais objetivos deste estudo foi comparar a legislação portuguesa em vigor, relativa à proteção radiológica em radioterapia, com recomendações internacionais, de modo a podermos examinar as suas diferenças e peculiaridades. Para tal foi efetuada uma comparação entre as espessuras das barreiras da instalação de radioterapia externa calculadas pelas diferentes metodologias. Seguidamente foi realizada uma validação das metodologias de cálculo utilizadas através da avaliação radiológica da instalação de radioterapia externa do Hospital de Santa Maria. Nesta avaliação, de entre outros aspetos foi realizada uma comparação entre os valores do débito de dose de radiação X, que passam através de cada barreira de proteção, medidos diretamente da instalação e calculados através das metodologias apresentadas. Outros objetivos deste estudo consistiram em estudar a influência da utilização de diferentes materiais na construção das barreiras, e estudar o impacto económico causado pela metodologia de cálculo utilizada no cálculo das barreiras e pelo material utilizado na construção das barreiras.

No caso das técnicas de IMRT, que se encontram também contempladas no estudo I, uma vez que a norma DIN-6847 de 1977, segundo a qual a legislação portuguesa se baseia, não contempla informação sobre os cálculos de barreiras relativos a estas técnicas, estes foram apenas realizados segundo o documento americano NCRP 151. As espessuras das barreiras obtidas para as técnicas de IMRT foram depois comparadas com as espessuras calculadas de acordo com o mesmo documento, para as técnicas de 3D-CRT. O objetivo principal deste estudo foi compreender o impacto que a utilização de diferentes técnicas de tratamento têm no dimensionamento das barreiras de proteção, da mesma instalação de radioterapia externa.

No que diz respeito às técnicas de braquiterapia de HDR, contempladas no estudo II, a metodologia de cálculo utilizada nos cálculos de barreiras foi baseada no documento IAEA 47. Neste sentido, no estudo realizado foi feita uma comparação entre as espessuras das barreiras calculadas segundo esta metodologia, utilizando, por um lado, como dados de entrada os valores referenciados no DL 180/2002 e por outro os valores da legislação do Reino Unido que se

encontra descrita no IAEA 47. O objetivo principal deste estudo foi poder estabelecer uma comparação entre as diferenças encontradas nas espessuras das barreiras, obtidas com os valores das duas legislações, uma vez que a legislação do Reino Unido apresenta os valores mais conservativos. Neste estudo foi também realizada uma análise do impacto económico causado pela construção das barreiras de proteção, calculadas de acordo com o IAEA 47 e utilizando a legislação do Reino Unido, para diferentes materiais.

A principal motivação para a realização deste projeto foi a possibilidade de poder trabalhar na área da proteção radiológica, pois esta é uma área que se encontra em constante expansão devido à crescente evolução tecnológica que se tem verificado ao nível dos equipamentos médicos, e o facto de não só poder contrastar as metodologias de cálculo estudadas, mas também de as poder aplicar a instalações de radioterapia reais de um hospital de referencia de Portugal.

1.3 Contributos do trabalho

O trabalho desenvolvido servirá como um documento de apoio aos profissionais que trabalham em proteção radiológica, nomeadamente na área da radioterapia, uma vez que não existe atualmente em Portugal, nenhum documento oficial que contemple, com o devido pormenor, os princípios físicos e as metodologias associadas ao cálculo de barreiras de proteção radiológica de instalações de radioterapia externa e de braquiterapia.

A legislação portuguesa em vigor que integra esta temática, definida no Decreto-Lei nº180/2002 de 8 de agosto de 2002, não contempla a informação necessário que um documento desta natureza tem de possuir. Por um lado, esta encontra-se desatualizada no que se refere aos cálculos de barreiras de instalações de radioterapia externa equipadas com aceleradores lineares, uma vez que esta recomenda a utilização de normas internacionais que atualmente não se encontram em vigor, como é o caso da norma alemã DIN-6847 de novembro de 1977 (norma que já foi revista três vezes, sendo a última revisão emitida em setembro de 2008). Por outro lado, o DL 180/2002 não contempla nenhuma informação acerca da metodologia de cálculo de barreiras que deve ser utilizada nas instalações de braquiterapia.

Espera-se assim que, este projeto ao descrever as recentes revisões de normas internacionais atualmente vigentes, e ao estabelecer uma comparação entre vários parâmetros e metodologias de cálculo, descritos na legislação portuguesa e apresentados por estas normas internacionais, possa contribuir para a reformulação e consequente revisão dos diplomas atuais, no sentido de trazer melhorias nas condições de segurança das instalações de radioterapia portuguesas.

1.4 Organização da dissertação

Esta dissertação encontra-se organizada em oito capítulos principais.

Neste primeiro capítulo encontra-se descrito um enquadramento teórico do projeto realizado, o qual expõe a problemática da proteção radiológica num Serviço de Radioterapia português. É ainda realizada uma breve descrição do projeto, onde são evidenciados os seus principais objetivos, e por fim é feita uma reflexão sobre as futuras contribuições deste projeto.

No segundo capítulo é realizada uma introdução à radioterapia, onde são explicados os seus principais objetivos e as diferenças existentes entre os dois tipos de radioterapia, a radioterapia externa e a braquiterapia. Relativamente a estes, é feita uma descrição das suas fontes de radiação, dos equipamentos e das diferentes técnicas utilizadas no tratamento, onde são especificadas com maior detalhe as técnicas de 3D-CRT, de IMRT e de braquiterapia de HDR.

O terceiro capítulo é dedicado à proteção radiológica e, neste sentido, é realizada uma explicação detalhada sobre vários temas essenciais à compreensão desta temática, tais como: o que é a radiação ionizante e o que consiste o processo de ionização; como é que a dose de radiação se distribui em profundidade; quais as principais grandezas dosimétricas utilizadas em proteção radiológica; quais os efeitos biológicos provocados pela radiação; quais os limites de dose recomendados pela legislação portuguesa; quais são os princípios fundamentais e as estratégias básicas da proteção radiológica; e como é que a proteção radiológica atua ao nível da monitorização dos trabalhadores em radioterapia. Por fim, é realizada uma descrição das legislações portuguesas e internacionais, que se dedicam aos cálculos das barreiras de proteção radiológica em instalações de radioterapia externa e de braquiterapia.

No quarto capítulo encontram-se descritos os conceitos fundamentais para a realização dos cálculos de barreiras de proteção em instalações de radioterapia. Os vários conceitos apresentados são: o objetivo do projeto de barreiras de proteção; a identificação de áreas controladas e não controladas; o conceito de carga de trabalho, que se encontra especificado para as modalidades de radioterapia externa e de braquiterapia; o fator de utilização; o fator de ocupação; e os conceitos das camadas semi-redutoras e deci-redutoras. Para além da descrição detalhada destes conceitos, neste capítulo também é feita uma compilação dos valores numéricos referentes a vários destes fatores, os quais são recomendados pelos vários documentos estudados. Por fim, é feita uma descrição do esquema de cálculo utilizado nos cálculos de barreiras e são apresentadas as características principais de diversos materiais utilizados na construção das barreiras de proteção.

O quinto e o sexto capítulos são dedicados à apresentação do estudo I e do estudo II, respetivamente, onde o estudo I diz respeito aos cálculos de barreiras de instalações de

radioterapia externa, enquanto que o estudo II contempla os cálculos de barreiras de instalações de braquiterapia. Ambos os capítulos encontram-se subdivididos em três secções. Na primeira secção é realizada uma descrição dos processos de interação da radiação com a matéria, que ocorrem no interior da sala de tratamentos, bem como dos produtos de radiação resultantes dessas interações. A segunda secção é dedicada à explicação das metodologias utilizadas nos cálculos de barreiras, onde para a instalação de radioterapia externa, descrita no quinto capítulo, as metodologias apresentadas são as do documento americano NCRP 151 e da norma alemã DIN-6847, enquanto que para a instalação de braquiterapia, descrita no sexto capítulo, a metodologia de cálculo apresentada é a do documento IAEA 47. Por fim, na terceira secção é feita uma descrição dos materiais e métodos utilizados em cada um dos estudos. Nesta secção encontram-se detalhados os objetivos específicos do estudo realizado, assim como está presente uma descrição pormenorizada da instalação de radioterapia do Hospital de Santa Maria a ser analisada, onde são identificadas as suas barreiras de proteção e as áreas adjacentes a estas barreiras. Por último, encontram-se identificados os valores numéricos dos dados de entrada, utilizados nos cálculos das espessuras das barreiras, realizados segundo as metodologias apresentadas.

O sétimo capítulo é dedicado à apresentação dos resultados e da discussão de cada um dos estudos realizados, o qual se encontra dividido em dois subcapítulos, o primeiro relativo ao estudo I (instalação de radioterapia externa) e o segundo relativo ao estudo II (instalação de braquiterapia).

Por fim, no oitavo capítulo são apresentadas as conclusões finais retiradas de cada um dos estudos realizados.

1.5 Apresentação do Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa

O Hospital de Santa Maria de Lisboa (HSM) (Cen) faz parte do Centro Hospitalar Lisboa Norte e é um dos hospitais universitários de referência do Serviço de Saúde Português. Este hospital encontra-se organizado em vários departamentos, cada um orientado para uma especialidade médica. De entre os vários departamentos existentes, encontra-se o Departamento de Oncologia, que é constituído, de entre outros serviços, pelo Serviço de Radioterapia.

O Serviço de Radioterapia do HSM encontra-se instalado numa área autónoma do centro hospitalar, onde através de um túnel de acesso estabelece ligação ao hospital. A atual diretora do

Serviço é a Professora Doutora Isabel Monteiro Grillo que desde 1996 ocupa o cargo da direção.

Desde a sua inauguração, o Serviço de Radioterapia tem acompanhado os progressos médicos e tecnológicos que a especialidade tem sofrido ao longo dos anos. Foi pioneiro no país nas técnicas de alta precisão, nomeadamente braquiterapia dos tumores oculares, radioterapia conformacional utilizando um colimador multilâminas, radiocirurgia e radioterapia estereotáxica. A maioria destas técnicas são ainda hoje apenas praticadas no Serviço de Radioterapia do Centro Hospitalar Lisboa Norte, constituído pelo HSM e pelo Hospital de Pulido Valente.

O Serviço de Radioterapia do HSM conta assim com tecnologia de ponta que permite a realização de técnicas terapêuticas sofisticadas, garantindo desta forma, a administração de radiação ionizante num volume tumoral bem definido, com margens diminutas, preservando ao máximo os tecidos saudáveis adjacentes.

Neste Serviço existem três salas de radioterapia externa, cada uma delas equipada com um acelerador linear de partículas, e uma sala de braquiterapia, onde existe um equipamento *afterloading* remoto de alta taxa de dose. Os modelos e as marcas de cada um destes equipamentos de terapia encontram-se seguidamente representados:

- Acelerador linear modelo *Synergy*, da marca *Elekta*[®];
- Acelerador linear modelo *Synergy S*, da marca *Elekta*[®];
- Acelerador linear modelo *Oncor Impression Plus*, da marca *Siemens*[®];
- Equipamento de braquiterapia de *afterloading* remoto de alta taxa de dose modelo MicroSelectron HDR, marca *Nucletron*[®].

2 A Radioterapia

A radioterapia é uma especialidade médica que se baseia no uso controlado de radiações ionizantes, como por exemplo, os raios-X, os raios gama e os elétrons, para fins terapêuticos, principalmente no que diz respeito ao combate de neoplasias malignas (Brady, et al., 2006).

Esta modalidade terapêutica é utilizada tanto no tratamento de tumores malignos como benignos e no tratamento paliativo, onde o objetivo é controlar localmente a doença ou aliviar os seus sintomas. No entanto, o uso da radioterapia em condições benignas é limitado, devido a precauções que existem sobre o risco de se vir a formar um tumor maligno originário da radiação induzida (Halperin, et al., 2008).

O objetivo da radioterapia é fornecer uma dose de radiação prescrita a um volume alvo, tipicamente um volume tumoral, que seja capaz de danificar o material genético das células tumorais, conduzindo-as à sua destruição, mas sem afetar os tecidos saudáveis que lhes são adjacentes.

Em contraste com outras especialidades médicas, que se baseiam principalmente no conhecimento clínico e na experiência dos médicos especialistas, a radioterapia depende de modernas tecnologias e dos esforços de colaboração de vários profissionais, cuja abordagem da equipa influencia o resultado do tratamento.

2.1 Tipos de radioterapia

A radioterapia é uma modalidade terapêutica que é aplicada em mais de 50% de todos os pacientes que sofrem de cancro (Brady, et al., 2006).

De acordo com a localização da fonte de radiação, destacam-se dois tipos de radioterapia, a radioterapia externa ou teleterapia, onde a fonte de radiação é externa ao paciente, e a radioterapia interna ou braquiterapia, onde a fonte de radiação é colocada no interior do paciente, de forma temporária ou permanente, ou é aplicada diretamente na superfície da região do corpo a ser tratada (Podgorsak, 2005).

No momento de decidir qual a técnica de radioterapia a utilizar no tratamento é necessário ter em conta a localização e o tamanho do volume tumoral, qual a condição do paciente e a praticabilidade do procedimento.

Tipicamente, 80% dos pacientes aos quais foi indicado um tratamento com radiação são tratados com radioterapia externa, enquanto que 10-20% são tratados com braquiterapia (Podgorsak, 2005).

2.1.1 Radioterapia externa

2.1.1.1 Fontes de radiação

Na radioterapia externa os feixes de radiação utilizados são, geralmente, raios-X, raios gama ou eletrões.

No que diz respeito aos **raios-X** estes são produzidos quando eletrões com uma determinada energia cinética são desacelerados, ao colidirem com um alvo metálico. É o valor nominal da energia cinética destas partículas carregadas que irá determinar a energia máxima do feixe de fótons produzidos (Wangler, 2008). Por exemplo, os feixes de raios-X utilizados em meio clínico têm uma gama de energias tipicamente entre os 10 kV (kilo-volt) e os 50 MV (mega-volt), o que significa que foram produzidos por eletrões com energias cinéticas de 10 keV (kilo-eletrão-volt) e 50 MeV (mega-eletrão-volt), respetivamente (Podgorsak, 2005).

De acordo com a sua gama de energias, os raios-X podem ser divididos em três categorias principais, que são: os superficiais (energia entre os 10-100 kV), os de ortovoltagem (energia entre os 100-500 kV), e os de megavoltagem (energia superior a 1 MV) (Podgorsak, 2005).

Os raios-X superficiais e de ortovoltagem são produzidos por tubos de raios-X, e são utilizados no tratamento de lesões superficiais na pele do paciente ou em regiões internas pouco profundas. Nestes equipamentos, o feixe de radiação atinge a área a ser irradiada apenas numa única direção.

Relativamente aos raios-X de megavoltagem utilizados em radioterapia, estes são normalmente produzidos em aceleradores lineares (LINAC de “*Linear Accelerator*”) (ver figura 1).

O LINAC é um acelerador de partículas cíclico com capacidade para acelerar eletrões com energias cinéticas entre os 4-25 MeV (Kapur, et al., 1998). No acelerador linear a fonte de radiação localiza-se na cabeça do acelerador, que se encontra montada numa estrutura denominada de *gantry* a qual roda em torno do paciente durante o tratamento. Este arranjo possibilita a deposição de dose de radiação ao longo de vários ângulos, levando a uma maior

cobertura de todo o volume tumoral, que juntamente com as altas energias do feixe de radiação permitem o tratamento de lesões a grandes profundidades.



Figura 1. *Acelerador linear de partículas de uma das salas de tratamentos de radioterapia externa, do Hospital de Santa Maria.*

A forma e a intensidade do feixe produzido pelo LINAC podem ser modeladas ou colimadas por uma variedade de instrumentos que se localizam na cabeça do LINAC, tais como, os colimadores multilâminas (MLC de “*Multi-Leaf Collimator*”), os blocos, as cunhas, os compensadores, etc (Pope, 1999).

No que diz respeito aos **raios gama**, estes são produzidos através de bombas de cobalto (símbolo químico: Co), que tal como os LINACs, contêm uma *gantry* giratória, que permite a emissão do feixe de radiação ao longo de vários ângulos em torno do paciente. A fonte de radiação utilizada por estes equipamentos é constituída pelo radioisótopo cobalto-60, que é uma fonte de radiação gama.

Na figura 2 é possível observar o decaimento radioativo do cobalto-60 para níquel-60 (símbolo químico: Ni), que ocorre devido a um desintegração β^- . Deste decaimento resulta a emissão de dois fótons gama em cascata, com energias de 1,17 MeV e de 1,33 MeV (Turner, 2007).

A fonte de cobalto-60 é uma fonte selada duplamente encapsulada e localiza-se na *gantry* do equipamento, protegida por um sistema de colimadores primários e secundários que, quando abertos, emitem radiação gama. Na prática o encapsulamento da fonte de cobalto faz com que as partículas beta sejam absorvidas e não alcancem o paciente (Cherry, et al., 1998).

As fontes de Co-60 utilizadas nestes equipamentos devem ser substituídas após um período de tempo de 5,26 anos (tempo de meia-vida¹ do Co-60), contudo, por questões económicas, as fontes são utilizadas durante mais tempo, prolongando assim o tempo de tratamento (Turner, 2007).

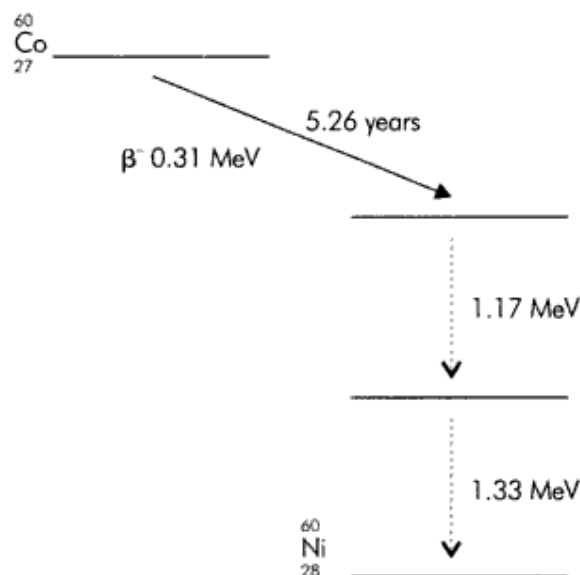


Figura 2. Decaimento radioativo do Co-60 (imagem retirada de (Cherry, et al., 1998)).

Relativamente aos feixes de **elétrões** utilizados em radioterapia, tanto os equipamentos de raios-X superficiais e de ortovoltagem, como os aceleradores lineares de partículas, são capazes de produzir estes feixes. Para tal, na extremidade do equipamento de teleterapia não se encontra o alvo metálico, fazendo com que não ocorra a formação de raios-X. Deste modo, os elétrões anteriormente acelerados são utilizados diretamente no tratamento (Cherry, et al., 1998).

2.1.1.2 Tratamento

Conhecer previamente a localização exata do volume alvo a ser tratado, assim como dos órgãos de risco que lhes são adjacentes, como por exemplo o coração e a medula espinal, é indispensável para o sucesso de um tratamento de radioterapia. No tratamento realizado em radioterapia externa são várias as técnicas que podem ser utilizadas no controlo local ou

¹ O tempo de meia-vida de um nuclídeo corresponde ao tempo necessário para que metade dos núcleos de uma amostra decaiam (Turner, 2007).

regional do volume tumoral. Para além das técnicas de radioterapia convencionais, onde o tratamento é tipicamente administrado em 25 a 35 frações com a libertação de pequenas doses de radiação diárias (Mascarenhas, et al., 2005), várias técnicas especializadas são conhecidas e utilizadas atualmente em radioterapia, que trouxeram benefícios a nível da distribuição de dose, minimizando o risco de toxicidade nos tecidos (Nicolini, et al., 2012), ou a nível da localização dos volumes alvo.

Na tabela 1 encontra-se uma breve descrição das principais técnicas de radioterapia externa atualmente praticadas em meio clínico e que utilizam feixes de fótons.

Tabela 1. Técnicas de radioterapia externa (Podgorsak, 2005) (Kildea, 2010).

Técnica	Fonte	Radiação	Descrição
3D-CRT	LINAC	Raios-X	Radioterapia conformacional a três-dimensões. Os feixes de radiação são aplicados de vários ângulos de maneira a intersetarem o tumor.
IMRT	LINAC	Raios-X	Radioterapia de intensidade modulada. A intensidade e a forma do feixe de radiação são moduladas por colimadores multilâminas, que permitem uma boa conformação do volume tumoral.
IMAT	LINAC	Raios-X	Arcoterapia de intensidade modulada. Tipo de tratamento de IMRT, onde o feixe de radiação é aplicado segundo um arco contínuo.
Tomoterapia	LINAC	Raios-X	Tipo de tratamento de IMRT, onde o feixe de radiação é aplicado de forma helicoidal e o LINAC contém um sistema de imagem incorporado.
IGRT	LINAC	Raios-X	Radioterapia com imagem guiada. Permite a aquisição de imagens anatómicas do paciente antes ou durante a sessão de tratamento.
Gated respiratório	LINAC	Raios-X	Os movimentos do paciente (ex. respiração) são monitorizados e são tidos em conta durante a aplicação do feixe de radiação.
SBRT	LINAC	Raios-X	Radioterapia estereotáxica fracionada. Envolve uma grande precisão na aplicação do feixe de radiação e no posicionamento do paciente.
SRS	LINAC	Raios-X	Radiocirurgia estereotáxica. A dose de radiação é entregue numa única fração. Envolve elevadas doses de radiação, onde há uma grande precisão na aplicação do feixe de radiação e no posicionamento do paciente.
Gammaknife SRS	Co-60	Raios gama	Tipo de radiocirurgia estereotáxica, que utiliza várias fontes de Co-60.
Cyberknife	LINAC	Raios-X	Sistema robótico de radiocirurgia, que permite a aquisição de imagens em tempo real.
TBI	LINAC ou Co-60	Raios-X ou gama	Irradiação de corpo inteiro.

Neste trabalho, o cálculo de barreiras de proteção, de instalações de radioterapia equipadas com aceleradores lineares, vai incidir sobre as técnicas de 3D-CRT e de IMRT. Deste modo, de maneira a ser possível compreender as metodologias de cálculo que vão ser apresentadas é necessário analisar com maior detalhe estas duas modalidades terapêuticas.

○ Radioterapia Conformacional a Três-Dimensões (3D-CRT)

Em comparação com as técnicas de radioterapia convencionais a duas-dimensões (2D), a radioterapia conformacional a três-dimensões (3D) permite um maior controlo e conformação na distribuição da dose de radiação, o que conduz a um tratamento mais eficaz (Yorke, et al., 2011). Deste modo, é possível entregar ao volume alvo de planeamento a dose que inicialmente lhe foi prescrita, através da utilização de um feixe de radiação de intensidade uniforme, ao mesmo tempo que os órgãos de risco recebem uma dose inferior à sua dose de tolerância.

Na radioterapia conformacional a localização dos volumes alvo e dos órgãos de risco é conseguida a partir de informação anatómica retirada através de imagens 3D, utilizando técnicas como por exemplo a tomografia computadorizada (CT de “*Computed Tomography*”).

O planeamento do tratamento pode ser realizado através de dois métodos, o planeamento direto (*forward planning*) e o planeamento inverso (*inverse planning*) (Podgorsak, 2005).

No planeamento direto é necessário escolher o número de feixes de radiação que vão ser utilizados, quais os seus ângulos, quais os tipos de cunhas de atenuação, entre outros aspetos, de maneira a ser possível entregar uma elevada dose de radiação ao tumor, poupando os órgãos de risco e minimizando a dose nos tecidos saudáveis. Depois de o plano inicial estar realizado o sistema de planeamento calcula a distribuição de dose e o processo é otimizado iterativamente. Este tipo de planeamento utiliza feixes com intensidade uniforme e é utilizado para tumores que têm uma forma simples e que não estejam na proximidade de órgãos de risco.

Para obter planeamentos mais complexos utiliza-se o planeamento inverso. No planeamento inverso é necessário escolher qual a dose prescrita para os volumes alvo, qual a dose máxima ou média que cada órgão de risco pode receber, assim como qual o fator de importância associado a cada órgão. Depois de selecionados estes fatores o sistema de planeamento executa um programa de otimização, para encontrar o melhor planeamento que satisfaça todos os critérios de entrada.

○ Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

A radioterapia de intensidade modulada é uma técnica de tratamento a 3D que permite uma maior conformação do(s) alvo(s), através da modulação da intensidade do feixe de radiação, o que a torna uma técnica mais sofisticada que a técnica de 3D-CRT (Hong, 2012).

A modulação da intensidade dos campos de radiação ocorre devido à existência de um colimador multilâminas (MLC) na cabeça do acelerador linear, que permite gerar sub-campos de radiação (*beamlets*) (Hong, 2012). O design das lâminas do colimador pode ser integrado no sistema de planeamento, que deste modo é capaz de simular o movimento das lâminas através

do feixe de radiação, de forma a variar a intensidade do feixe para poder atingir os objetivos do tratamento. Assim, existe uma redução significativa da dose de radiação nos tecidos saudáveis adjacentes ao tumor, quando comparada com as técnicas de radioterapia convencionais.

Na IMRT são utilizados múltiplos feixes de radiação em várias direções, conseguindo-se obter uma eficaz distribuição da dose de radiação, com a criação de um elevado gradiente de dose no interior do volume alvo (Das, 2008).

A modulação da intensidade dos campos de radiação pode ocorrer de duas formas. Por um lado com o MLC estático (método *stop and shoot*), onde o feixe de radiação dispara, com intensidade uniforme, numa sequência de pequenos segmentos do campo. Por outro lado com as folhas do MLC em movimento durante a irradiação, designado de MLC dinâmico (método *sliding window*), onde para uma posição fixa da *gantry* as folhas do MLC movimentam-se com o feixe de radiação ativo, de maneira a produzir a distribuição de dose desejada (Kim, et al., 2006).

Durante a irradiação do paciente a *gantry* do LINAC assume posições fixas em torno do paciente. Deste modo, o resultado final do tratamento de IMRT é uma distribuição de dose a 3D, onde os picos de maior intensidade se encontram aproximadamente no centro do volume tumoral (Teh, et al., 1999).

A IMRT baseia-se no planeamento inverso para determinar a intensidade modulada do feixe, que é mapeada através de imagens multimodais em 3D e que permitem definir o volume alvo. Algumas das vantagens desta técnica em relação ao planeamento direto são: o facto de o planeamento inverso ser mais rápido; e por oferecer uma maior homogeneidade na dose aplicada ao volume alvo, minimizando os efeitos nas estruturas críticas (Podgorsak, 2005).

A IMRT tem contribuído significativamente para uma melhor conformação do volume alvo. No entanto, a aplicação de dose por esta técnica sofre de algumas incertezas, nomeadamente no momento do tratamento. Estas incertezas estão associadas aos movimentos do paciente e dos seus órgãos e são normalmente contabilizadas através da adição de uma margem de segurança ao volume alvo de tratamento, aquando do planeamento.

2.1.2 Braquiterapia

2.1.2.1 Fontes de radiação

Braquiterapia é o termo utilizado para descrever o tratamento de volumes tumorais através da utilização de fontes radioativas encapsuladas, que se encontram em contacto direto ou na proximidade do tumor.

Neste procedimento, a dose de radiação é depositada de forma continua no volume alvo, durante um curto período de tempo, através de implantes temporários, ou durante todo o decaimento radioativo das fontes, através de implantes permanentes (Podgorsak, 2005). As características dos vários tipos de implantes utilizados em braquiterapia encontram-se descritas na tabela 2.

Tabela 2. Implantes utilizados em braquiterapia (Podgorsak, 2005).

Tipo de implante	Descrição	Aplicação
Intracavitário	As fontes são introduzidas no interior do corpo do paciente através de uma cavidade perto do volume tumoral.	Temporária
Intersticial	As fontes são implantadas cirurgicamente no interior do volume tumoral.	Temporária e permanente
Superficial	As fontes são colocadas sobre o tecido a ser tratado.	Temporária
Intraluminal	As fontes são colocadas no lúmen.	Temporária
Intraoperatório	As fontes são implantadas no interior do tecido alvo durante a cirurgia.	Temporária
Intravascular	Uma única fonte é introduzida dentro de uma artéria.	Temporária

Atualmente os radionuclídeos mais utilizados em braquiterapia são: o irídio-192 e o cobalto-60, para uso temporário, e o ouro-198 e o iodo-125, para uso permanente (Podgorsak, 2005).

Estas fontes de radiação podem ser manufaturadas sob a forma de tubos, agulhas, sementes ou esferas, e encontram-se todas encapsuladas. O encapsulamento é responsável por prevenir eventuais fugas de material radioativo e por absorver as radiações não penetrantes (radiação beta, alfa e fótons de baixa energia), que de outra maneira iriam contribuir para aumentar a dose de radiação na superfície da região a ser tratada, o que não contribui para o efeito terapêutico (Hoskin, et al., 2011).

Na tabela 3 é possível visualizar a energia média dos fótons e o tempo de meia-vida de vários radionuclídeos utilizados em braquiterapia.

Tabela 3. Características de alguns núclídeos utilizados em braquiterapia (IAEA, 2006).

Elemento	Núclídeo	Energia média dos fótons (MeV)	Tempo de meia-vida
Cobalto	Co-60	1,25	5,27 anos
Írídio	Ir-192	0,37	74,0 dias
Iodo	I-125	0,028	60,1 dias
Ouro	Au-198	0,42	64,7 horas

A escolha do radionuclídeo a utilizar no tratamento deve ser baseada nas suas características físicas e dosimétricas, ou seja, no tempo de meia-vida (tempo necessário para que metade dos núcleos de uma amostra decaiam), na energia dos fótons emitidos, no poder de penetração, na espessura semi-redutora (espessura de um material necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação para metade), na atividade (número de desintegrações por unidade de tempo) e na intensidade da fonte (Brady, et al., 2006).

Atualmente a fonte de radiação mais utilizada em braquiterapia é o Ir-192 devido a apresentar um valor de energia dos seus raios gama intermédio (ver tabela 3) e devido ao elevado valor da sua atividade específica (pode variar entre 10-20 Ci, ou seja, 370-740 GBq). No entanto, uma desvantagem desta fonte é o facto de ter um tempo de meia-vida curto (ver tabela 3), o que faz com que seja necessário efetuar a sua substituição frequentemente (normalmente entre três a quatro vezes por ano) (Podgorsak, 2005).

2.1.2.2 Sistemas *hot loading* e *afterloading*

A colocação das fontes, de forma temporária, no interior do volume alvo pode ser efetuada através da utilização de dois métodos, o *hot loading* e o *afterloading* (Podgorsak, 2005).

No *hot loading*, o aplicador é pré-carregado manualmente ou com o auxílio de uma máquina, o que significa que as fontes radioativas se encontram no seu interior no momento em que este é colocado dentro do paciente.

No *afterloading*, o aplicador é primeiramente colocado em posição, no interior do paciente, e em seguida é que as fontes são carregadas, manualmente (*afterloading* manual) ou com auxílio de uma máquina (*afterloading* remoto automático). Uma grande desvantagem da utilização do *afterloading* manual é o facto de todas as pessoas envolvidas no tratamento ficarem expostas à radiação, o que já não acontece com o *afterloading* remoto. Neste último, a fonte de radiação é comandada por uma unidade de controlo remoto, exterior à sala de tratamentos, denominada de consola. A consola é utilizada para programar os tratamentos, os

canais utilizados, os tempos e as posições de repouso da fonte. As duas fontes radioativas mais utilizadas em aparelhos de *afterloading* remoto são o Ir-192 e o Co-60.

Existem três tipos distintos de aparelhos de *afterloading* remoto, que são: os de baixa taxa de dose (LDR de “*Low Dose Rate*”), os de alta taxa de dose (HDR de “*High Dose Rate*”), e os de taxa de dose pulsada (PDR de “*Pulsed Dose Rate*”) (Devlin, 2007).

Os aparelhos de LDR utilizam fontes múltiplas, em conjunto com separadores inativos (material não radioativo com a mesma forma da fonte utilizada), de maneira a ser possível atingir índices de dose de tratamento entre os 0,4-2 Gy/h (Podgorsak, 2005) (Devlin, 2007).

Os aparelhos de HDR utilizam uma única fonte, por exemplo o Ir-192 com uma atividade de 10-20 Ci (370-740 GBq), o que permite atingir índices de dose de tratamento superiores a 12 Gy/h (Podgorsak, 2005) (Devlin, 2007). Desta forma, o tempo de tratamento é diminuído e põe de parte a hipótese de internamento, o que não sucede com os aparelhos de LDR.

Os aparelhos de PDR também utilizam uma única fonte, por exemplo o Ir-192 com uma atividade de 1 Ci (37 GBq), e estão programados para administrar tratamentos de HDR de curta duração, normalmente de hora a hora de modo a simular um tratamento de LDR contínuo.

A fonte de Ir-192 utilizada pelo equipamento de *afterloading* remoto de HDR apresenta pequenas dimensões (como por exemplo: 4,5 mm de comprimento, 3,5 mm de comprimento ativo e 0,9 mm de diâmetro (Zhang, et al., 2010)), que variam de acordo com o modelo do equipamento.

Um arranjo típico de uma fonte de Ir-192 pode ser visto na figura 3. Nesta figura, o cilindro interior representa o núcleo ativo do nuclídeo, onde nessa região a radioatividade encontra-se uniformemente distribuída, e o cilindro exterior representa a capsula da fonte, que normalmente é constituída por ferro inoxidável ou por titânio, nas fontes mais modernas (Halperin, et al., 2008).

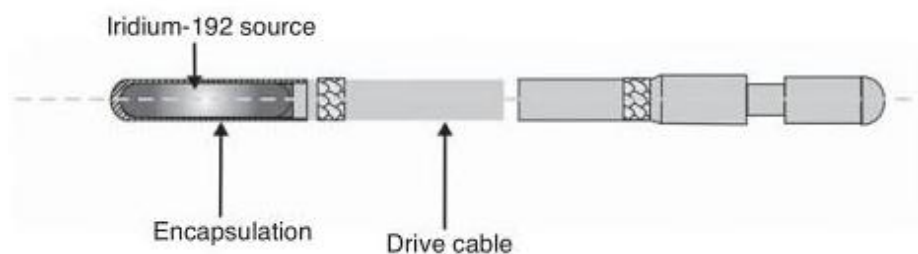


Figura 3. Fonte típica de Ir-192 utilizada em equipamentos de *afterloading* remoto de HDR (imagem adaptada de (Hoskin, et al., 2011)).

No tratamento de braquiterapia, a fonte de radiação encontra-se presa a um cabo que a faz deslocar ao longo do cateter utilizado no tratamento (ver figura 3). A fonte tem a possibilidade de fazer variar a distância, entre as posições em que se encontra parada, e o tempo, que se encontra em cada posição do cateter, sendo assim possível otimizar a distribuição de dose de radiação que o tumor irá receber.

Cada um dos cateteres, utilizados no tratamento de braquiterapia, encontra-se ligado, através de tubos de transferência, a cada um dos canais do equipamento de *afterloading* remoto de HDR, como é possível observar na figura 4.

O equipamento de *afterloading* remoto de HDR dispõe ainda de uma fonte de simulação que percorre os cateteres antes da fonte de radiação, de maneira a poder detetar a existência de eventuais anomalias a nível do cateter, que possam comprometer a eficácia do tratamento.

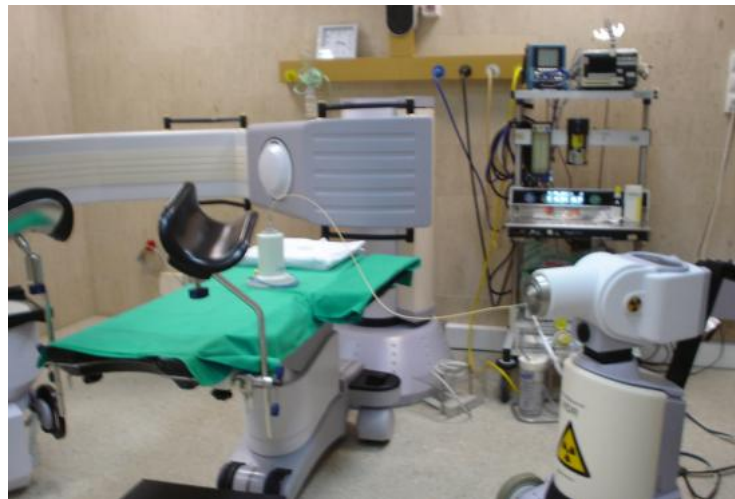


Figura 4. Sala de braquiterapia do HSM, onde se encontra o equipamento de *afterloading* remoto de HDR.

3 Proteção Radiológica

O uso de radiação oferece grandes benefícios à sociedade, tanto em termos clínicos como industriais. No entanto, aliada à sua utilização existem sempre alguns riscos associados, que podem ser controlados mas não eliminados, fazendo com que a radiação possa ser prejudicial para a saúde humana.

O principal objetivo da proteção radiológica é minimizar os riscos causados pela utilização da radiação, mantendo os benefícios que esta traz à sociedade.

Várias organizações tanto nacionais como internacionais têm-se preocupado, desde há muitos anos, com os processos de interação das radiações ionizantes no corpo humano e com os consequentes danos por elas criados.

Em Portugal, o uso de qualquer tipo de radiações ionizantes é controlado pelas normas e diretrizes de radioproteção estipuladas pela Direção-Geral de Saúde. A legislação Portuguesa que contempla esta informação encontra-se descrita no Decreto-Lei nº 222/2008, de 17 de novembro de 2008 (Decreto-Lei, 2008). Este diploma estabelece as normas de segurança de base, relativas à proteção sanitária da população e dos trabalhadores, contra os perigos resultantes das radiações ionizantes.

A nível internacional, as organizações que têm maior destaque no campo da proteção radiológica são: 1) a Comissão Internacional para Medidas e Unidades de Radiação (ICRU de *“International Commission on Radiation Units and Measurements”*), fundada em 1925 no Reino Unido, que se baseia no Sistema Internacional de Unidades (sistema S.I.) e é responsável por emitir normas internacionais sobre os sistemas de unidades e medidas radiométricas; 2) a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP de *“International Commission on Radiological Protection”*), fundada em 1928 no Reino Unido, que é responsável por promover o desenvolvimento da radioproteção através da emissão de recomendações sobre a proteção radiológica; e 3) o Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação (NCRP), fundado em 1964 nos Estados Unidos da América, que é uma organização não governamental de serviço público, responsável por fornecer e emitir recomendações sobre a proteção contra as radiações.

3.1 Radiação ionizante e processo de ionização

Radiação é o termo utilizado em física para definir a propagação de energia através do espaço ou da matéria. De acordo com a sua capacidade para ionizar a matéria, ou seja, ocorrer a ejeção de um ou mais elétrons a partir de átomos ou de moléculas neutras, a radiação pode ser classificada em duas categorias principais, a radiação não ionizante e a radiação ionizante (Haffty, et al., 2009).

A radiação não ionizante é caracterizada por não possuir energia suficiente para ionizar a matéria por onde se desloca. Exemplos deste tipo de radiação são: as ondas rádio, as micro-ondas, os infravermelhos e a luz visível.

A radiação ionizante possui energia suficiente para ejetar os elétrons dos átomos por onde se desloca, passando o átomo ionizado a ser uma espécie química eletricamente carregada denominada de ião. A energia necessária para ejetar um elétron de um átomo é designada de energia de ionização ou potencial de ionização dos átomos. Esta energia pode variar entre poucos elétrons-volt (eV) para elementos alcalinos e os 24,5 eV para o hélio (gás nobre) (Podgorsak, 2005).

Relativamente ao processo de ionização resultante da interação da radiação ionizante com o meio, este pode ocorrer de duas formas, que são: a ionização direta e a ionização indireta (Podgorsak, 2010).

Na ionização direta a energia é transferida para o meio através de interações de Coulomb² diretas, entre as partículas carregadas diretamente ionizantes e os elétrons que se encontram nas orbitais dos átomos do meio. Exemplos de radiação diretamente ionizante são as seguintes partículas carregadas: elétrons, prótons, partículas alfa e íons pesados.

Na ionização indireta a deposição de energia no meio ocorre segundo duas etapas. Na primeira etapa, as partículas neutras transferem energia às partículas carregadas secundárias que existem no meio, através de várias interações. Na segunda etapa, as partículas carregadas vão transferir a energia para o meio através de interações de Coulomb com os elétrons das orbitais dos átomos do meio, dando origem ao processo de ionização. Exemplos de radiação indiretamente ionizante são as seguintes partículas neutras: fótons, que são responsáveis por libertarem elétrons ou pósitrons, e os neutrões, que libertam prótons ou íons pesados.

² Interações de Coulomb são interações electroestáticas entre partículas eletricamente carregadas. Estas interações são descritas pela lei de Coulomb que estabelece que: entre duas cargas elétricas pontuais existe uma força diretamente proporcional às magnitudes das cargas e inversamente proporcional ao quadrado da distância que as separa. Esta força de Coulomb pode ser do tipo repulsivo ou atrativo, dependendo se as cargas têm o mesmo sinal ou sinais opostos, respetivamente (Plonsey, et al., 2007).

3.2 Distribuição da dose em profundidade

Quando um feixe de radiação incide no paciente, ou em outro meio material como por exemplo um fantoma, a dose absorvida pelo meio varia com a profundidade, originando uma distribuição da dose específica. Esta distribuição de dose pode ser descrita pela curva da percentagem de dose em profundidade (PDD de “*Percentage Depth Dose*”), que depende de diversos parâmetros tais como: o tipo de feixe de radiação, a energia do feixe, a composição do meio, o tamanho do campo, a distância entre a fonte de radiação e o paciente, o sistema de colimação do feixe, entre outros fatores (Halperin, et al., 2008).

Na figura 5 é possível observar as distribuições típicas da PDD para feixes de fótons de diferentes energias utilizados em radioterapia.

A curva de distribuição de dose em profundidade PDD representa a razão, expressa em percentagem, entre a dose absorvida no eixo central do feixe de radiação a uma determinada profundidade e a dose absorvida a uma profundidade de referência, normalmente a profundidade de dose máxima (profundidade onde ocorre o equilíbrio eletrônico) (Halperin, et al., 2008). Deste modo, numa curva PDD, a dose absorvida a uma dada profundidade, de um determinado meio material, é representada graficamente como uma percentagem máxima de dose absorvida.

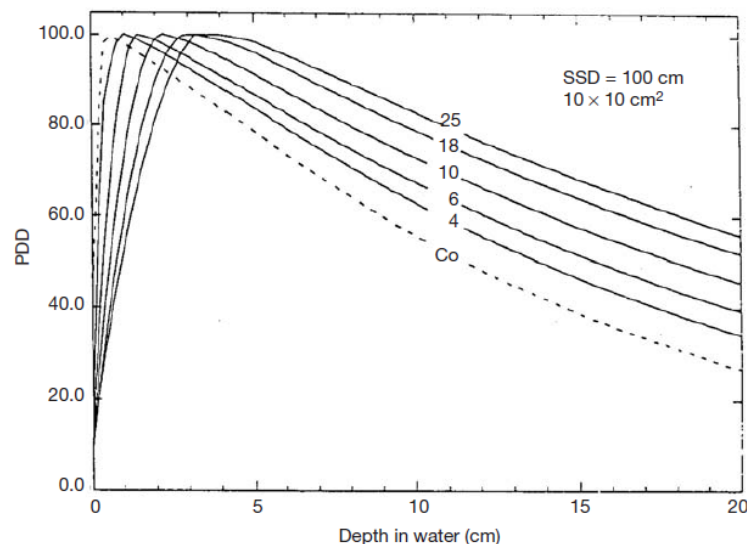


Figura 5. Curvas da percentagem de dose em profundidade (PDD) em água para vários feixes de fótons de megavoltagem, que vão desde os raios gama do cobalto-60 até aos fótons de 25 MV, utilizando um campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e para uma distância de 100 cm entre a fonte de radiação e o paciente (SSD de “*Source to Surface Distance*”) (imagem retirada de (Podgorsak, 2005)).

Com base nas curvas de PDD da figura 5 é possível observar que, com o aumento da energia do feixe de radiação a sua capacidade de penetração aumenta.

O número de fótons que incidem no meio decresce exponencialmente à medida que estes o penetram, devido às interações que ocorrem entre estas partículas e os átomos que constituem o meio (Chin, et al., 2008). Destas interações resultam a ejeção de eletrões secundários, que são os responsáveis por fazer a deposição da sua energia cinética, e consequente deposição de dose, no meio material. Como os eletrões ejetados perdem energia de forma contínua à medida que se deslocam no meio, existe uma distância que separa o local onde ocorreu a interação dos fótons e onde foi realizada a deposição de dose pelos eletrões (Chin, et al., 2008). Este mecanismo é responsável por criar a região de *build-up*, que representa a região entre a superfície irradiada (profundidade zero) e a profundidade onde a dose absorvida pelo meio atinge o seu valor máximo (Beyzadeoglu, et al., 2010).

Como o número de interações, entre os fótons e os átomos do meio, é mais elevado à superfície, a dose absorvida nesse região vai ser aproximadamente igual a zero, uma vez que a maioria dos eletrões ejetados movimentam-se para o interior do meio material (Chin, et al., 2008). De seguida, a dose absorvida pelo meio vai atingir o seu máximo, na região onde os eletrões atingem o seu alcance máximo, começando posteriormente a decrescer de forma exponencial (ver figura 5).

3.3 Grandezas dosimétricas

Em proteção radiológica as principais grandezas dosimétricas utilizadas são: a dose absorvida, a dose equivalente, a dose efetiva, o Kerma e a atividade. Estas grandezas e as suas unidades dosimétricas serão descritas seguidamente.

3.3.1 Dose absorvida

A dose absorvida (D) corresponde à energia de radiação ionizante absorvida por unidade de massa do material absorvente, e é definida pela seguinte equação (Decreto-Lei, 2008):

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad [1]$$

onde $d\bar{E}$ é a energia média transmitida pelas radiações ionizantes à matéria num elemento de volume (em joule - J), enquanto dm representa a massa de matéria contida nesse elemento de volume (em quilograma - Kg).

A dose absorvida representa a energia média num tecido ou órgão, e a sua unidade é o Gray (Gy), que equivale a uma unidade de energia por unidade de massa, ou seja, $Gy = J\ Kg^{-1}$.

3.3.2 Dose equivalente

A dose equivalente ($H_{T,R}$) é a dose absorvida no tecido ou órgão T, ponderada em função do tipo e qualidade de radiação R, e é definida pela seguinte equação (Decreto-Lei, 2008):

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R} \quad [2]$$

onde w_R é o fator de ponderação para o tipo de radiação R; e $D_{T,R}$ representa a dose média absorvida no tecido ou órgão T, em resultado da radiação R (em Gy).

A definição desta grandeza surge devido ao facto de alguns tipos de radiação serem biologicamente mais efetivos, isto é, mais perigosos, do que outros.

A dose equivalente é expressa em *sievert* (Sv), que tal como o Gray, equivale a uma unidade de energia por unidade de massa, ou seja, $Sv = J\ Kg^{-1}$.

Para campos de radiação mistos, a dose equivalente num tecido ou órgão é definida pelo seguinte somatório (Decreto-Lei, 2008):

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad [3]$$

3.3.3 Dose efetiva

A dose efetiva (E) corresponde à soma das doses equivalentes ponderadas em todos os tecidos e órgãos do corpo, resultante de irradiação interna ou externa, e é definida pela seguinte equação (Decreto-Lei, 2008):

$$E = \sum_T w_T H_T \quad [4]$$

onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão T (em Sv); e w_T é o fator de ponderação tecidular para o tecido ou órgão T.

A definição desta grandeza surge devido ao facto de tecidos e órgãos diferentes apresentarem sensibilidades diferentes à radiação, e a sua unidade é o Sievert.

3.3.4 Kerma

O Kerma (K) é o acrónimo de “*Kinetic Energy Released per unit Mass*”, ou seja, é a energia cinética transferida por unidade de massa.

No contexto da interação das radiações com a matéria, este é definido como a energia média transferida ($d\bar{E}_{tr}$, expressa em joule) pela radiação indiretamente ionizante, às partículas carregadas (elétrões) que se encontram no meio, por unidade de massa (dm , expressa em quilograma).

O kerma é expresso em *grays* e é definido pela seguinte equação (Turner, 2007):

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad [5]$$

3.3.5 Atividade

A atividade (A) de um radionuclídeo, também designada de taxa de decaimento, corresponde ao número de desintegrações que os seus átomos sofrem por unidade de tempo. Esta diminui exponencialmente ao longo do tempo e pode ser definida pela seguinte equação (Turner, 2007):

$$A = \lambda N \quad [6]$$

onde λ é a constante de decaimento, que apresenta dimensões de tempo inverso (ex: s^{-1}); e N representa o número de átomos de um radionuclídeo numa amostra em qualquer momento.

A atividade é expressa em Becquerel (Bq), onde $1 Bq = 1$ decaimento/segundo.

3.4 Efeitos biológicos da radiação

A radiobiologia é a ciência que estuda os efeitos biológicos das radiações ionizantes. Esta é responsável por analisar quer as interações da radiação ao nível celular, quer os efeitos resultantes dessas interações (Podgorsak, 2005).

Quando alguma forma de radiação é absorvida por um meio material biológico, existe a possibilidade de esta interagir diretamente com o alvo crítico da célula (o Ácido Desoxirribonucleico - ADN), modificando a sua estrutura, o que desencadeia uma cadeia de eventos que levarão à ocorrência de alterações biológicas (Haffty, et al., 2009). Alguns desses efeitos são: a morte celular, alterações ao nível dos cromossomas, mutações, retardo mitótico, etc. O processo de ação direta da radiação é dominante para radiações de alta transferência linear de energia³ (LET de “*Linear Energy Transfer*”), como é o caso dos neutrões, dos prótons e das partículas alfa. Estas partículas com alto LET, perdem energia muito rapidamente, produzindo assim muitas ionizações numa pequena distância (Saha, 2006).

Por outro lado, a radiação poderá interagir com outros átomos ou moléculas da célula, principalmente com a água que existe no meio intracelular, produzindo radicais livres através do processo de radiólise (Haffty, et al., 2009). Os radicais livres são espécies químicas altamente reativas e que têm a capacidade de se difundirem através do meio, danificando moléculas orgânicas, como por exemplo o ADN e as proteínas. Este processo, de ação indireta da radiação, é dominante para radiações de baixa transferência linear de energia, como é o caso dos fótons e das partículas beta (Saha, 2006).

A ação indireta da radiação é a responsável pela maioria dos danos produzidos nas moléculas de ADN das células (Podgorsak, 2005).

A resposta biológica dos diferentes tecidos é diferente, pois esta depende principalmente da sua capacidade de recuperação.

Os efeitos biológicos causados pelas radiações ionizantes são classificados em somáticos e hereditários (ou genéticos). Os somáticos são efeitos que se manifestam no indivíduo que é irradiado, enquanto que os hereditários são efeitos transmitidos aos descendentes do indivíduo irradiado.

De acordo com a sua resposta, estes efeitos biológicos podem ser classificados em determinísticos (ou não-estocásticos) e estocásticos (Beyzadeoglu, et al., 2012).

Os efeitos determinísticos são aqueles para os quais existe um limiar de ocorrência, ou seja, para valores de dose abaixo desse limiar a probabilidade de ocorrerem é nula, enquanto que para

³ A transferência linear de energia é a grandeza utilizada para caracterizar a interação das radiações ionizantes com a matéria. Esta grandeza é definida como a quantidade de energia depositada no meio, por unidade de comprimento da trajetória percorrida pela radiação, e pode ser expressa em keV/ μ m (Saha, 2006).

valores de dose acima desse limiar a probabilidade de os efeitos ocorrerem é de 100%. O valor de dose associado a este limiar de ocorrência é específico para cada indivíduo que é exposto à radiação.

Os efeitos estocásticos da radiação são estatisticamente mesuráveis, não existindo nenhuma relação entre a dose de radiação e a ocorrência do efeito, não se verificando assim nenhum limiar de dose para ocorrerem. Contudo, o grau de severidade dos efeitos estocásticos aumenta com o aumento da dose de radiação absorvida pelo indivíduo exposto.

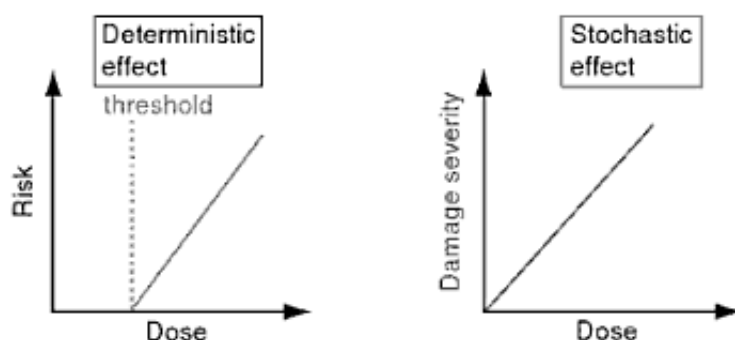


Figura 6. Efeitos determinísticos e estocásticos da radiação(imagem retirada de (Beyzadeoglu, et al., 2012)).

3.5 Limites de dose

Através da análise dos riscos e dos benefícios causados pela utilização de radiações ionizantes, ao longo dos tempos têm sido estabelecidos valores de dose limites, tanto para os trabalhadores como para o público em geral. No entanto, como cada organização que emite recomendações sobre a radioproteção estabelece os seus limites de dose, não existem valores padrão utilizados em todo o mundo, fazendo com que cada organização governamental inclua na sua legislação os valores recomendados por uma determinada organização.

Na tabela 4 encontram-se descritos os limites de dose em várias regiões do corpo, para trabalhadores expostos à radiação, membros do público e aprendizes/estudantes, de acordo com a legislação portuguesa.

Tabela 4. Limites de dose de acordo com a legislação portuguesa (Decreto-Lei, 2008).

Órgão/Tecido	Trabalhadores expostos à radiação	Membros do público	Aprendizes/estudantes
Todo o corpo	Limite de dose efetiva	Limite de dose efetiva	Limite de dose efetiva
	100 mSv em 5 anos, se em cada ano não ultrapassar 50 mSv	1 mSv/ano (este valor pode ser excedido num ano desde que a dose média ao longo de 5 anos consecutivos não exceda 1 mSv)	<u>Entre 16 e 18 anos:</u> 6 mSv/ano <u>Maiores de 18 anos:</u> 100 mSv em 5 anos, se em cada ano não ultrapassar 50 mSv
	Limite de dose equivalente	Limite de dose equivalente	Limite de dose equivalente
Cristalino	150 mSv/ano	15 mSv/ano	50 mSv/ano
Pele	500 mSv/ano	50 mSv/ano	150 mSv/ano
Mãos e pés (extremidades)	500 mSv/ano	-	150 mSv/ano

3.6 Princípios fundamentais da proteção radiológica

De acordo com o documento ICRP 60 (ICRP, 1991) os três princípios fundamentais da proteção radiológica são: a justificação da prática clínica, onde o benefício da prática clínica deve-se sobrepor ao dano causado pela radiação; a limitação da dose, onde os limites da dose de radiação devem ser estabelecidos de tal forma que, em circunstâncias normais, nenhum indivíduo esteja sujeito a um risco inaceitável; otimização da proteção e da segurança, as exposições à radiação devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente possíveis (princípio ALARA acrónimo de *“As Low As Reasonably Achievable”*). Este último é um princípio de segurança/proteção da utilização das radiações, que postula que qualquer exposição à radiação ionizante deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível de ser executada (NCRP, 2007). O seu objetivo é minimizar as doses de radiação a que os pacientes e os trabalhadores estão sujeitos, o que em termos práticos significa que o uso de radiação, não deve implicar um nível de exposição que se aproxima dos limites regulamentais. Deste modo todos os esforços devem ser conduzidos no sentido de garantir que, os limites de dose nunca sejam atingidos. Realizar um programa ALARA eficaz só é possível quando é exercido um compromisso de segurança por todos os profissionais envolvidos (Bevelacqua, 2010).

3.7 Estratégias básicas de proteção radiológica

Existem três métodos subjacentes à física da proteção radiológica, que controlam a dose de radiação recebida a partir da fonte de radiação e que permitem reduzir os danos causados pela radiação. Estes métodos estão relacionados com: o tempo, a distância e a barreira (Jayaraman, et al., 2004). A exposição à radiação pode então ser gerida através da combinação destas estratégias, que são indispensáveis para auxiliar na manutenção das doses ALARA (NCRP, 2007).

Tempo: O tempo de exposição deve ser minimizado, o que reduz proporcionalmente a dose de radiação.

Distância: A distância entre a fonte de radiação e o paciente deve ser maximizada, o que reduz a dose de radiação devido à praticabilidade da lei do inverso do quadrado da distância. Esta lei estabelece que, a intensidade da radiação emitida por uma fonte pontual é inversamente proporcional ao quadrado da distância, medida a partir da fonte de radiação (Graham, et al., 2004). Em outras palavras significa que, aumentando a distância entre a fonte de radiação e o paciente num fator de dois, a dose de radiação nesse ponto, em comparação com o ponto inicial, será reduzida por um fator de quatro.

Barreira: A espessura do material que constitui a barreira de proteção deverá ser tal, que o feixe de radiação que incide na barreira será atenuado após atravessar esta barreira.

3.8 Proteção radiológica em radioterapia

A proteção radiológica tem como principal objetivo fornecer as condições de segurança para a realização de atividades que envolvam a utilização de radiações ionizantes.

Nos tratamentos de radioterapia estão envolvidas, na maioria da vezes, elevadas doses de radiação. Deste modo, trabalhadores expostos à radiação necessitam de ser monitorizados continuamente de maneira a garantir que os limites de dose não são excedidos. Esta monitorização é realizada através da utilização de dosímetros pessoais, capazes de determinar a exposição de radiação recebida pelo seu usuário num determinado período de tempo.

Os dosímetros termoluminescentes (TLD de “*Thermoluminescent Dosimeter*”) são os mais utilizados nas verificações de dose em radioterapia, funcionando como uma ferramenta de

controlo de qualidade (Podgorsak, 2005). De um modo geral, a termoluminescência corresponde à emissão de luz resultante da estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado, onde a luz emitida é proporcional à quantidade de energia da radiação absorvida pelo material termoluminescente (Beyzadeoglu, et al., 2010). Os TLDs são facilmente transportados, por exemplo podem ser colocados nas batas dos profissionais de saúde, e permitem uma leitura rápida e precisa.

Um outro aspeto que é importante ter em conta, quando abordamos a segurança radiológica de um Serviço de Radioterapia, é o dimensionamento das barreiras de proteção de uma instalação. As barreiras de proteção de uma instalação de radioterapia devem ser determinadas e avaliadas, de maneira a que estas sejam capazes de limitar, para um nível aceitável, a exposição da radiação aos trabalhadores, pacientes e membros do público em geral (NCRP, 2005).

3.8.1 Legislação aplicada à radioterapia

O cálculo de barreiras de proteção radiológica para uma instalação de radioterapia portuguesa está definido no Decreto-Lei nº 180/2002, de 8 de agosto de 2002 (DL 180/2002) (Decreto-Lei, 2002). Este diploma estabelece as normas de segurança, contra os perigos resultantes das radiações ionizantes para fins terapêuticos e de diagnóstico, dos trabalhadores e da população em geral.

3.8.1.1 Cálculo de barreiras para instalações de radioterapia externa

Segundo o DL 180/2002, os cálculos de barreiras de proteção relativos às instalações de radioterapia externa que utilizam aceleradores lineares devem ser realizados de acordo com a publicação alemã DIN-6847, de novembro de 1977, denominada de “*Medical Electron Accelerators; Part 2: Radiation Protection Rules for Installation*” (DIN-6847, 1977), bem como de acordo com a publicação oficial inglesa do Instituto de Física e Engenharia em Medicina (IPEM de “*Institute of Physics and Engineering in Medicine*”), descrita no documento nº 75 de 1997 (IPEM 75) (IPEM, 1997).

Relativamente à norma alemã DIN-6847, esta ao longo dos anos sofreu várias revisões (em março de 1990, em dezembro de 2003 e mais recentemente em setembro de 2008) devido à necessidade de incluir, no caso do cálculo de barreiras de proteção, não só os métodos associados a técnicas de radioterapia convencionais e de aceleradores lineares de baixa energia, mas também os métodos capazes de incluírem as técnicas contemporâneas de radioterapia atualmente praticadas, que envolvem a utilização de técnicas de IMRT e de feixes com energias

superiores a 10 MV (DIN-6847, 2008). No entanto, a legislação portuguesa em vigor, como se baseia na publicação DIN de 1977, apenas contempla informação relativa às técnicas de radioterapia convencionais, como é o caso da técnica de 3D-CRT, não incluindo assim as técnicas de tratamento contemporâneas, que requerem outros parâmetros nos cálculos de barreiras, como é o caso da técnica de IMRT.

No que diz respeito à norma inglesa IPEM 75, apesar de esta ser referenciada na legislação portuguesa, esta não é utilizada pelo ITN (Instituto Técnico e Nuclear) nos planos de cultura e segurança que emitem sobre os cálculos de barreiras das instalações de radioterapia portuguesas. O ITN, que é o consultor técnico da Direção Geral da Saúde, para realizar estes cálculos baseia-se na norma alemã DIN-6847.

Em termos internacionais, um dos documentos que tem maior destaque no campo da proteção radiológica é o documento americano introduzido pelo Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação (NCRP), que visa fornecer informações técnicas e recomendações sobre o projeto e a instalação de barreiras em serviços de radioterapia com feixes de megavoltagem.

O método utilizado no cálculo de barreiras de proteção introduzido pelo NCRP no seu documento nº 151 (NCRP 151), denominado de “*Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities*” e publicado em dezembro de 2005 (NCRP, 2005), tem como objetivo determinar e avaliar a blindagem de uma sala de tratamentos de radioterapia, de maneira a limitar, para um nível aceitável, a exposição da radiação aos membros do público e trabalhadores.

O NCRP 151 veio substituir as recomendações contidas no documento NCRP 49, denominado de “*Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*” e publicado em setembro de 1976 (NCRP, 1976), exceto no que se refere às instalações de radioterapia que utilizam energias menores que 500 keV e às instalações de braquiterapia, pois estas não são contempladas no NCRP 151. A necessidade de efetuar esta substituição deveu-se às inúmeras instalações de radioterapia externa que foram projetadas para feixes superiores a 10 MV e deste modo, fenómenos que não eram contemplados para os aceleradores lineares de baixa energia ($E \leq 10 \text{ MeV}$), como é o caso da produção de neutrões, passaram a ser requisitos essenciais nos processos de blindagens associados aos aceleradores de alta energia ($E > 10 \text{ MeV}$).

Segundo Sanchez Jimenez et al. (Jimenez, 2008), que efetuou um estudo comparativo entre o documento americano NCRP 151 e a mais recente norma alemã DIN-6847, os resultados obtidos no cálculo de barreiras de proteção para estes dois documentos, em geral, foram considerados similares.

Apesar de o documento americano ser a principal referência no campo da proteção radiológica, as revisões que foram efetuadas na norma alemã desde 1977 contribuíram para que esta normativa seja considerada também um padrão de referência conceituado.

3.8.1.2 Cálculo de barreiras para instalações de braquiterapia

Relativamente às instalações de braquiterapia, o DL 180/2002 não contempla qualquer tipo de informação de como devem ser realizados os cálculos de barreiras de proteção, assim como não referencia outra normativa na qual este procedimento deva ser baseado.

Em termos internacionais, o documento nº 47 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA 47) (IAEA, 2006), denominado de “*Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities*” e publicado em setembro de 2006, faz uma compilação de várias recomendações internacionais que contemplam informação utilizada nos cálculos de barreiras de proteção de instalações de radioterapia. De entre os vários documentos contemplados no IAEA 47, destacam-se vários relatórios das seguintes organizações: IAEA (IAEA, 2004) (IAEA, 1998) (IAEA, 1979) (IAEA, 2003) (IAEA, 1981) (IAEA, 2003); dos Estados Unidos da América – NCRP (NCRP, 1976)(NCRP, 1993)(NCRP, 2004)(NCRP, 1977)(NCRP, 1984) e NRC (de “*Nuclear Regulatory Commission*”) (NRC, 1991); e do Reino Unido – ICRP (ICRP, 1991)(ICRP, 1983), IPEN (IPEN, 1997) (IPEN, 2002), legislação oficial inglesa (HMSO, 1999)(British Institute of Radiology, 2000).

No que se refere às instalações de braquiterapia, o IAEA 47 faz uma descrição detalhada de como devem ser efetuados os cálculos das barreiras de proteção destas instalações.

Na metodologia de cálculo descrita neste documento vários fatores associados aos cálculos de barreiras, tais como, os níveis de dose equivalente e os valores dos fatores de ocupação, que serão detalhados no próximo capítulo, são apresentados sob a forma de tabelas, cujos valores variam de acordo com a legislação/documento apresentado. Neste contexto, é importante destacar que, no geral, os valores descritos nestas tabelas referentes à legislação do Reino Unido são mais restritos e conservadores que os valores recomendados pelos documentos americanos apresentados.

4 Conceitos Fundamentais para o Cálculo de Barreiras

4.1 Objetivos do projeto de barreiras de proteção (P)

Os objetivos do projeto de barreiras de proteção (P) correspondem aos níveis de dose equivalente (H), que servem como referência na proteção dos trabalhadores e membros do público, numa instalação de radioterapia (NCRP, 2005).

A cada área adjacente à instalação de radioterapia é atribuída um limite de dose equivalente que não deve ser excedido. Estas áreas são classificadas em áreas controladas e não controladas.

4.2 Áreas controladas e não controladas

As áreas controladas são áreas em que existe um controlo radiológico, ou seja, a exposição ocupacional dos indivíduos à radiação ionizante encontra-se supervisionada por um perito em radioproteção. Estas áreas têm acesso limitado e deste modo são restritas a trabalhadores qualificados na utilização de radiações ionizantes. Para estes trabalhadores, a exposição à radiação é individualmente monitorizada através da utilização de dosímetros pessoais (NCRP, 2004). Exemplos de áreas controladas existentes em instalações de radioterapia são: as salas de tratamento e as salas de comando (salas onde se encontram as consolas que controlam os tratamentos).

As áreas não controladas são áreas em que não há um controlo radiológico e podem ser acedidas por qualquer pessoa, incluindo os membros do público. Exemplos de áreas não controladas existentes em instalações de radioterapia são: as salas de exames dos pacientes e as salas de espera.

Os limites de dose equivalente recomendados para as áreas controladas e não controladas, de acordo com o DL 180/2002, o NCRP 151 e a legislação do Reino Unido, encontram-se representados na tabela 5.

Tabela 5. Objetivos do projeto de barreiras de proteção (P), em dose equivalente, recomendados por várias organizações, para as áreas controladas e não controladas.

Área	Valor de P DL 180/2002 (Decreto-Lei, 2002)	Valor de P NCRP 151 (NCRP, 2005)	Valor de P L. Reino Unido (HMSO, 1999)
Controlada	20 mSv/ano 0,4 mSv/semana	5 mSv/ano 0,1 mSv/semana	6 mSv/ano 0,12 mSv/semana
Não controlada	1 mSv/ano 0,02 mSv/semana	1 mSv/ano 0,02 mSv/semana	0,3 mSv/ano 0,006 mSv/semana

4.3 Classificação das barreiras

As barreiras de proteção radiológica são todas as paredes, teto, chão ou outras estruturas que são projetadas para reduzir a dose equivalente no lado oposto à fonte de radiação, de acordo com o limite autorizado (NCRP, 2005).

Numa instalação de radioterapia são considerados dois tipos de barreiras de proteção, as barreiras primárias e as barreiras secundárias.

As barreiras que atenuam a radiação emitida diretamente da fonte de radiação (radiação primária ou feixe primário) são consideradas barreiras primárias.

As barreiras que atenuam a radiação emitida indiretamente pela fonte, como é o caso da radiação que se escapa da cabeça da unidade de teleterapia (radiação de fuga) e a radiação que sofre dispersão no paciente ou nas superfícies da sala de tratamento (radiação dispersa), são consideradas barreiras secundárias.

4.4 Carga de trabalho (W)

4.4.1 Aplicada à radioterapia externa

Numa instalação de radioterapia externa a carga de trabalho (W) (*workload*) semanal representa a dose absorvida, numa semana de trabalho, a 1 metro da fonte de raio-X, e é expressa em *grays* por semana (Gy/semana) (NCRP, 2005).

Esta é específica para cada acelerador linear e pode ser calculada, para técnicas de 3D-CRT, através da multiplicação do valor médio da dose absorvida por paciente no isocentro (a 1 metro da fonte de radiação) e do número máximo de pacientes tratados numa semana.

Caso o isocentro não se encontre a 1 metro da fonte, a carga de trabalho W_2 a uma distância d_2 , diferente de 1 metro, é calculada pela seguinte equação (NCRP, 2005):

$$W_2 = \frac{W^2}{(d_2)^2} \quad [7]$$

O valor final da carga de trabalho deve também incluir uma estimativa da dose máxima absorvida semanalmente, que é entregue durante as verificações de controlo de qualidade, as calibrações e outras medições físicas que são realizadas no LINAC (NCRP, 2004).

Para técnicas de radioterapia contemporâneas, como é o caso das técnicas de IMRT, a carga de trabalho apresenta uma expressão mais complexa.

Como foi referido anteriormente, na modalidade de IMRT são utilizados pequenos feixes de radiação produzidos por colimadores multilâminas. Devido ao pequeno tamanho dos campos de radiação utilizados nestes procedimentos, criados pelos numerosos *beamlets* através do movimento das lâminas do MLC, as unidades monitoras⁴ (MU de “*Monitor Unit*”) necessárias ao funcionamento do acelerador linear para técnicas de IMRT são muito mais elevadas, do que as MU necessárias para entregar a mesma dose de radiação ao paciente através de técnicas de 3D-CRT (Seppaelae, et al., 2009).

A razão entre as MU para tratamentos de IMRT (MU_{IMRT}) e as MU para tratamentos de 3D-CRT (MU_{3D_CRT}), aplicando a mesma dose prescrita de radiação, é designada de fator de IMRT (representado por C_I) (ver equação [8]) (NCRP, 2005).

$$C_I = \frac{MU_{IMRT}}{MU_{3D_CRT}} \quad [8]$$

O fator C_I normalmente apresenta valores entre 2 e 10.

A quantidade MU_{IMRT} , apresentada na equação [8], pode ser obtida tendo em conta uma amostra de casos de IMRT e calculando, para todos os “*i*” casos dessa amostra, o valor médio de unidades monitoras (MU) necessárias para aplicar a dose de radiação que foi prescrita em cada fração de tratamento (D_{pre}). O cálculo de MU_{IMRT} é realizado através da seguinte equação (NCRP, 2005):

$$MU_{IMRT} = \sum_i \frac{MU_i}{(D_{pre})_i} \quad [9]$$

⁴ As unidades monitoras são uma medida do *output* do acelerador linear, que permitem determinar a quantidade de radiação que é entregue ao paciente. Uma unidade monitora é tipicamente igual a: uma dose de radiação específica, a uma dada profundidade de um fantoma de água, para uma energia específica do feixe de radiação, com um particular tamanho de campo e a uma certa distância da fonte de radiação (Stem, et al., 2011)(Sellakumar, et al., 2011).

A quantidade MU_{3D_CRT} pode ser obtida através do cálculo das unidades monitoras necessárias para aplicar a mesma unidade de dose absorvida a um fantoma com 10 cm de profundidade (profundidade média de um tratamento de radioterapia), para uma distância entre a fonte de radiação e o isocentro de 100 cm, e utilizando um campo de radiação de 10 x 10 cm (NCRP, 2005).

O aumento do número de unidades monitoras utilizadas em tratamentos de IMRT, comparativamente às utilizadas em técnicas de radioterapia conformacionais, não significa que haja um aumento da carga de trabalho para as barreiras primárias ou para as barreiras secundárias, no que diz respeito à componente da radiação de fótons dispersos. Tal facto ocorre pois a dose de radiação absorvida pelo paciente em ambos os procedimentos é semelhante. Assim, a carga de trabalho direta a 1 metro da fonte de radiação para as técnicas de IMRT (W_{IMRT}) e de 3D-CRT (W_{3D_CRT}) é semelhante. No entanto a carga de trabalho para a radiação de fuga (W_L), para as técnicas de IMRT, é significativamente maior devido à utilização do MLC (Martin, 2009).

A carga de trabalho para a radiação de fuga, para técnicas de IMRT, vai depender do fator de IMRT (C_I) e da percentagem de pacientes tratados com IMRT ($\%_{IMRT}$), e pode ser determinada através da seguinte equação (NCRP, 2005):

$$W_L = W_{3D_CRT} (1 - \%_{IMRT}) + W_{IMRT} C_I \%_{IMRT} \quad [10]$$

4.4.2 Aplicada à braquiterapia

Para os tratamentos de braquiterapia a carga de trabalho é baseada na dose de radiação aplicada em cada tratamento, bem como no número de tratamentos realizados.

A carga de trabalho (W) é expressa em $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$, e pode ser calculada através da seguinte equação (IAEA, 2006):

$$W = RAKR \times A \times t \times n \quad [11]$$

onde $RAKR^5$ é taxa de kerma no ar de referência para a fonte de radiação (em $\mu\text{Gy} \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$); A representa a atividade total da fonte de radiação, que é calculada através da multiplicação da atividade de uma fonte com o número total de fontes utilizadas no tratamento (em TBq); t é

⁵ Taxa de kerma de referência no ar (RAKR de “Reference Air Kerma Rate”) é a grandeza que expressa a variação temporal do kerma no ar, ou seja, é a energia cinética transferida para o ar por unidade de massa e de tempo (IAEA, 2006).

o tempo médio de duração de um tratamento (em horas); e n é o número médio de tratamentos realizados numa semana.

4.5 Fator de utilização (U)

O fator de utilização (U) é a fração de carga de trabalho do feixe primário que é direcionada para cada barreira primária. Deste modo, o fator de utilização associado às barreiras secundárias é sempre igual à unidade (NCRP, 2005).

Nas instalações de braquiterapia, como as fontes de radiação não são colimadas, o fator de utilização das barreiras primárias também é sempre igual à unidade (IAEA, 2006).

Para técnicas de radioterapia externa, o fator de utilização associado às barreiras primárias é uma função do ângulo de rotação da *gantry* do acelerador. Para uma distribuição simétrica dos ângulos de rotação da *gantry*, geralmente, o fator de utilização tem o valor de 0,25 (25%), para cada um dos quatro ângulos principais (0°, 90°, 180° e 270°) (NCRP, 2005). Para outras simetrias, de acordo com o NCRP 151, são utilizados os valores indicados na tabela 6.

Tabela 6. Fatores de utilização (U) para as barreiras primárias, de acordo com NCRP 151 (NCRP, 2005).

Acelerador com rotação da gantry de 45°	U	Acelerador com rotação da gantry de 90°	U
0° (baixo)	0,256	0° (baixo)	0,310
45° e 315°	0,058	-	-
90° e 270°	0,159	90° e 270°	0,213
135° e 225°	0,040	-	-
180° (cima)	0,230	180° (cima)	0,263

Na tabela 7 encontram-se identificados os fatores de utilização para as barreiras primárias recomendados pela legislação portuguesa.

Tabela 7. Fatores de utilização (U) para as barreiras primárias, de acordo com o DL 180/2002 (Decreto-Lei, 2002).

Estrutura	U
Paredes	0,25
Teto	-
Chão	1

4.6 Fator de ocupação (T)

O fator de ocupação (T) é a fração de tempo que o indivíduo mais exposto à radiação está numa área adjacente à instalação de radioterapia, enquanto o feixe de radiação está ligado (radioterapia externa) (NCRP, 2005) ou a fonte de radiação se encontra em utilização e fora da sua cápsula de blindagem (braquiterapia) (NCRP, 2007).

Este fator pode tomar valores menores ou iguais à unidade.

Na tabela 8 estão indicados os valores dos fatores de ocupação recomendados pela legislação portuguesa, pelo NCRP 151 e pelo IAEA 47 com valores referentes à legislação do Reino Unido.

Tabela 8. Fatores de ocupação (T) para diferentes áreas, recomendados pelo DL 180/2002, pelo NCRP 151 e pela legislação do Reino Unido.

Áreas ocupadas	Valor de T DL 180/2002 (Decreto-Lei, 2002)	Valor de T NCRP 151 (NCRP, 2005)	Valor de T Reino Unido (British Institute of Radiology, 2000)
Áreas de trabalho; laboratórios; gabinetes; zonas de atendimento; vestiários; salas de espera com pessoas; áreas que permitam permanências prolongadas.	1	1	1
Salas de tratamento adjacentes; salas de exame do paciente adjacentes.	1	1/2	1/2
Áreas de descanso dos trabalhadores.	1	1/5	1
Enfermaria	-	1	1/5
Corredores.	1/4	1/5	1/5
Zona da porta da sala de tratamentos.	-	1/8	-
Armazéns, áreas ao ar livre com acentos, salas de espera sem pessoas; parques de estacionamento com guarda etc.	1/4	1/20	1/10
Sanitários.	1/16	1/20	1/10
Escadas, áreas exteriores onde circulem pessoas a pé ou em veículos; parques de estacionamento sem guarda; elevadores automáticos; etc.	1/16	1/40	1/20

4.7 Camada semi-redutora (HVL) e deci-redutora (TVL)

A camada semi-redutora (HVL de “*Half-Value Layer*”) corresponde à espessura de um determinado material necessária para reduzir para metade o valor da intensidade do feixe de radiação que o atravessa. Enquanto que a camada deci-redutora (TVL de “*Tenth-Value Layer*”) reduz a intensidade do feixe de radiação a um décimo de seu valor inicial.

A relação existente entre o HVL e o TVL encontra-se representada na seguinte equação (NCRP, 2005):

$$HVL = 0,301 \times TVL \quad [12]$$

4.8 Esquema básico do cálculo de barreiras

O objetivo do cálculo de barreiras de proteção consiste em determinar a espessura de uma barreira, necessária para reduzir a dose de radiação, que chega a um ponto de interesse exterior à barreira, a um nível de proteção desejado.

O nível de proteção é determinado pelo objetivo do projeto de barreiras de proteção, em dose equivalente (P), que apresenta valores diferentes dependendo de o local de medição ser uma área controlada ou uma área não controlada (IAEA, 2006).

Considerando que uma fonte de radiação S produz um nível de radiação superior a P no local O , então é necessário utilizar uma barreira B capaz de atenuar o nível de radiação, de modo a que o valor de P não seja ultrapassado (ver figura 7).

O local de medição O é designado de ponto de interesse e situa-se sempre a 30 cm do lado exterior da barreira cuja espessura está a ser calculada (NCRP, 2005) (IAEA, 2006).

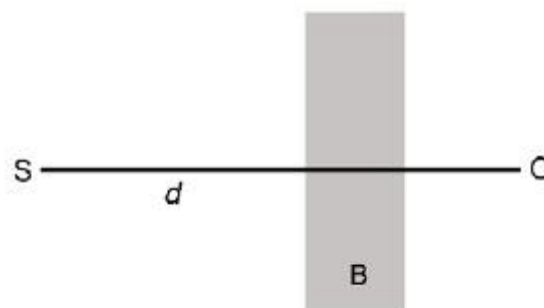


Figura 7. Esquema básico de blindagem de um indivíduo localizado em O , que se encontra protegido por uma barreira B , de uma fonte de radiação S à distância d (imagem retirada de (NCRP, 2005)).

A avaliação das metodologias de cálculo, descritas neste projeto, foi realizada para uma instalação de radioterapia externa e para uma instalação de braquiterapia, ambas pertencentes ao Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa.

Para ambas as instalações, o esquema utilizado no cálculo das espessuras das barreiras de proteção radiológica foi o seguinte:

- a. Fixar as características geométricas do ponto de medição (ponto exterior à barreira);
- b. Identificar todos os tipos de radiação envolvidos no cálculo;
- c. Identificar as barreiras de proteção da instalação;
- d. Identificar as áreas adjacentes às barreiras;
- e. Atribuir às áreas adjacentes às barreiras o valor do objetivo do projeto de barreiras de proteção (P), do fator de utilização (U) e do fator de ocupação (T);
- f. Calcular as espessuras das barreiras com base no conceito de TVL;
- g. Verificar, caso a metodologia de cálculo o exija, o valor da taxa de dose equivalente no ponto de medição.

No caso dos cálculos de barreiras realizados para instalações de radioterapia externa, as fontes de radiação que vão ser analisadas neste trabalho são os raios-X produzidos na cabeça do acelerador linear por radiação de travagem e as radiações secundárias originadas por esses fotões.

Para as instalações de braquiterapia as fontes de radiação a ser analisadas serão os radionuclídeos que emitem raios gama como resultado do seu decaimento radioativo, e as radiações secundárias originada por essa radiação gama.

4.9 Materiais utilizados na construção das barreiras

As barreiras de proteção de instalações de radioterapia externa, equipadas com aceleradores lineares de partículas de elevada energia, têm de ser capazes de atenuar tanto os fotões como os neutrões produzidos no interior da sala de tratamentos.

No caso das instalações de braquiterapia, como não há a formação de neutrões e no processo de deposição de dose apenas estão envolvidos fotões, somente estas últimas partículas são consideradas no projeto de barreiras de proteção.

Os materiais capazes de fornecer proteção contra fotões necessitam de ter massa e número atómico⁶ elevado (NCRP, 2005). Assim, quanto maior for a densidade do material utilizado na

⁶ Número atómico: número de protões existentes no núcleo de um átomo (Turner, 2007).

construção da barreira, menor será a espessura da barreira necessária para atenuar os fótons existentes na sala de tratamentos.

Relativamente aos neutrões, os materiais capazes de fornecer boa proteção contra os neutrões precisam de conter um elevado conteúdo de hidrogénio (NCRP, 2005), uma vez que estes materiais apresentam uma elevada secção transversal de absorção de neutrões, e assim na colisão dos neutrões com o hidrogénio, os neutrões perdem uma grande quantidade de energia (cerca de metade) (Nemati, et al., 2012).

Os vários tipos de betão são atualmente os materiais mais utilizados na construção de instalações de radioterapia (Mesbahi, 2011). Em especial, o betão normal por apresentar um baixo custo e por fornecer uma boa proteção contra fótons (Mesbahi, 2011). Este material também tem a particularidade de absorver adequadamente todos os neutrões produzidos nas instalações de radioterapia externa de alta energia, e deste modo nestas instalações não é necessário construir nenhuma barreira adicional para atenuar estas partículas. Assim, a espessura da barreira de proteção capaz de atenuar os fótons é também adequada para atenuar os neutrões, no caso de a barreira ser construída com betão normal, devido ao conteúdo relativamente alto em hidrogénio que o betão normal apresenta (NCRP, 2005).

Pelo contrário, materiais com um elevado número atómico, por não serem ricos em hidrogénio, como por exemplo o chumbo e o aço/ferro, são quase transparentes aos neutrões. No entanto estes materiais por terem uma elevada densidade são excelentes materiais de blindagem para os raios X e gama, sobretudo quando não existe muito espaço para construir a barreira de proteção (por exemplo a porta da sala de tratamentos), devido ao seu elevado custo (Newman, 2008). Uma particularidade do chumbo, que não se verifica no aço/ferro é que, através de dispersões inelásticas, este tem a capacidade de diminuir a energia dos neutrões (NCRP, 2005), facilitando assim a absorção dos neutrões por outros materiais.

Outros materiais utilizados na blindagem de neutrões são o polietileno com boro (BPE de "*Borated Polyethylene*") e a parafina. Apesar do seu elevado custo, o BPE é bastante utilizado, em especial quando não existe muito espaço para construir a barreira, devido à sua grande capacidade de absorver os neutrões térmicos, que é evidenciada pelo seu elevado conteúdo de hidrogénio (Nemati, et al., 2012) e pelo seu teor de boro (McCall, 1997) (Wang, 2011). No caso da parafina, esta também tem uma percentagem elevada de hidrogénio, sendo por isso um bom material para atenuar os neutrões, e tem a particularidade de ser menos dispendiosa que o polietileno. No entanto, a parafina apresenta uma baixa densidade e é facilmente inflamável.

Com base no que foi descrito é possível projetar uma configuração para a porta da sala de tratamentos das instalações de radioterapia externa equipadas com LINACs de alta energia, onde ocorre a produção de neutrões. Esta poderá ser constituída por uma camada de BPE ou parafina rodeada por duas camadas de chumbo (NCRP, 2005). A primeira camada de chumbo, que se encontra na zona interior da sala de tratamentos antes do BPE/parafina, irá ser

responsável por atenuar os fótons, que vêm do interior da sala, e reduzir a energia dos neutrões, tornando assim o BPE/parafina mais eficiente na sua blindagem. Enquanto que a segunda camada de chumbo, que se encontra depois do BPE/parafina, irá servir para atenuar os raios gama produzidos pelos neutrões capturados pelo BPE/parafina.

Existe uma variedade de materiais que podem ser utilizados na construção das barreiras de proteção das instalações de radioterapia externa e de braquiterapia. Na escolha do melhor material a utilizar devem ser ponderados uma série de fatores, como por exemplo: o tipo de partículas que queremos atenuar; o espaço que temos para construir a barreira; o peso final da barreira; a facilidade do material dissipar o calor; a sua resistência aos danos causados pela radiação; e a sua uniformidade depois de aplicado na barreira.

Na tabela 9 encontra-se uma descrição das propriedades de alguns materiais utilizados na construção das barreiras de proteção de instalações de radioterapia.

Tabela 9. Propriedades de alguns materiais utilizados na construção das barreiras (NCRP, 2005).

	Densidade (g/cm ³)	Nº Atómico efetivo	Concentração de hidrogénio x 10 ²² (átomos/cm ³)	Ativação de neutrões térmicos
Betão Normal	2,2 - 2,4	11	0,8 – 2,4	Pequena
Betão Pesado	3,7 – 4,8	~26	0,8 – 2,4	Grande
Chumbo	11,35	82	0	*
Aço/Ferro	7,87	26	0	Moderada
Polietileno	0,95	5,5	8	Nenhuma

* A quantidade de neutrões térmicos ativada depende, principalmente, da quantidade de impurezas existentes no chumbo.

5 Estudo I:

Cálculo de Barreiras em Instalações de Radioterapia Externa

Nos cálculos de barreiras descritos neste trabalho, para instalações de radioterapia externa, vão ser considerados feixes de fótons de megavoltagem. Para estas energias são utilizados aceleradores lineares cuja fonte de radiação é incorporada na cabeça da *gantry*, a qual efetua um movimento de rotação ao longo de um único plano em torno do paciente. Em alguns aceleradores é possível controlar a dimensão do feixe de radiação, por exemplo, através da utilização de um MLC.

O eixo de rotação horizontal da *gantry* é considerado um dos eixos do isocentro, onde o isocentro é o ponto no espaço definido pela intersecção do eixo central do feixe de radiação, que passa através dos colimadores, com o eixo de rotação da *gantry*. Geralmente, o isocentro encontra-se localizado a 1 metro da fonte de radiação (NCRP, 2005).

No cálculo das barreiras de proteção são considerados dois tipos de radiação que atingem as paredes da instalação de radioterapia:

- a radiação primária, resultante do feixe primário emitido diretamente da fonte e que passa através do paciente podendo ser ou não atenuado (ver figura 8);
- a radiação secundária, resultante da radiação de fuga, que corresponde à radiação que se escapa da cabeça da unidade de teleterapia, e da radiação dispersa, produzida pela interação do feixe primário no paciente ou nas superfícies da sala de tratamentos (ver figura 8).

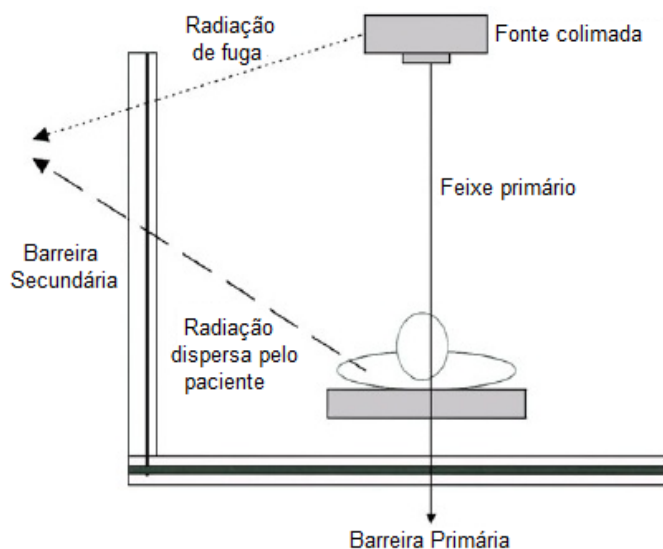


Figura 8. Representação esquemática dos tipos de radiação e das barreiras de proteção existentes numa instalação de radioterapia externa (imagem adaptada de (NCRP, 2005)).

Desde que a energia dos feixes primário e secundário difira de forma significativa, estes devem ser considerados independentes e exigem cálculos separados na projeção das barreiras de proteção (IAEA, 2006). Assim, são considerados dois tipos de barreiras de proteção numa instalação de radioterapia, as barreiras primárias e as secundárias, que são responsáveis por atenuar a radiação primária e secundária, respetivamente (ver figura 8).

Para unidades de teleterapia que funcionam a altas energias são consideradas mais duas fontes de radiação secundária, os fotoneutrões, produzidos por interações fotonucleares que ocorrem dentro da cabeça da unidade de teleterapia e nos núcleos dos materiais utilizados na construção das barreiras da sala de tratamentos, e os raios gama subsequentes produzidos nas interações de captura dos neutrões (captura neutrónica).

Como os neutrões e os raios gama produzidos por captura neutrónica dispersam livremente na sala de tratamentos, estes, tal como a radiação de fuga e a radiação dispersa pelo paciente, são considerados feixes multi-direcionais de radiação secundária e nos cálculos de barreiras assume-se que todos têm origem no isocentro (NCRP, 2005).

As instalações de radioterapia, para além das barreiras primárias e secundárias, contêm ainda uma porta blindada que permite aceder à sala de tratamentos.

Para unidades de teleterapia que funcionam a baixas energias o modelo da porta é simples, já que não há a produção de neutrões e por isso apenas os fótons têm que ser atenuados, ao contrário do que acontece para as altas energias (Naseri, 2010). Neste caso, utilizar uma porta com acesso direto à sala de tratamentos, ou seja, uma porta diretamente exposta ao feixe secundário de neutrões, é muitas vezes impraticável devido à sua grande dimensão e peso, que é indispensável para atenuar todos os fótons e neutrões (Hernandez-Adame, 2010). De maneira a

contornar esta situação o que se utiliza é um labirinto no interior da instalação, capaz de atenuar a radiação secundária antes de esta chegar à porta. O labirinto é constituído por uma barreira, que forma um corredor entre a porta e a parede oposta da sala de tratamentos, e a sua utilização permite reduzir a dimensão e o peso da porta.

5.1 Tipos de radiação provenientes do acelerador linear

Fotões, neutrões e eletrões de diferentes energias são produzidos na sala de tratamentos de radioterapia externa. Enquanto que, a contribuição dos eletrões no processo de deposição de dose pode ser ignorada, devido ao seu pequeno alcance, a contribuição dos fotões e dos neutrões é indispensável para a realização do projeto das barreiras da instalação (NCRP, 2005).

A radiação primária que é considerada na projeção das barreiras de proteção consiste em radiação de travagem (*bremsstrahlung*), produzida na cabeça do acelerador linear.

A radiação de travagem é produzida como resultado da perda de energia cinética sofrida por uma partícula carregada, por exemplo um eletrão, que ao ser acelerada ou desacelerada e deflectida pelo campo elétrico do núcleo através de interações de Coulomb, perde parte da sua energia que irá ser emitida sob a forma de radiação eletromagnética (Attix, 2004). Particularizando para o caso concreto de um acelerador linear, a radiação de travagem surge quando os eletrões, anteriormente acelerados, incidem nos núcleos de chumbo ou de tungsténio (alvos da fonte de raio-X do LINAC), onde são desacelerados ao serem desviados da sua trajetória inicial, resultando na irradiação de fotões sob a forma de radiação de travagem (ver figura 9).

Após a sua formação, os fotões interagem com os átomos do material de blindagem existentes na cabeça do acelerador e na sala de tratamentos (Mesbahi, 2011). Estas interações ocorrem através de efeito fotoelétrico, de interações de Compton e de produção de pares, das quais podem resultar a produção de novos fotões e eletrões (Podgorsak, 2005). No entanto, tal como foi explicado anteriormente, os eletrões devido ao seu pequeno alcance não têm interesse em ser considerados no projeto das barreiras de proteção.

Efeito fotoelétrico: Neste processo, um fotão sofre uma colisão com um eletrão fortemente ligado ao átomo. O fotão transfere praticamente toda a sua energia para o eletrão, denominado de fotoeletrão, e deixa de existir. Seguidamente, o eletrão é ejetado do átomo e começa a ionizar as moléculas vizinhas. Esta interação depende da energia do fotão incidente e do número atómico dos átomos do meio, onde para baixas energias e para números atómicos elevados a probabilidade de ocorrer o efeito fotoelétrico é maior. Este processo é dominante para energias inferiores a 20 keV (medido em água) (Podgorsak, 2005).

Interação de Compton: Neste processo, um fóton colide com um “elétrão livre” do átomo (elétrão que não se encontra fortemente ligado ao átomo). Desta colisão resulta a ejeção do elétron, que começa a ionizar as moléculas vizinhas devido à energia que recebe do fóton de entrada, e a dispersão de um outro fóton, que pode continuar a sofrer interações adicionais mas com energia inferior à do fóton de entrada. A probabilidade de uma interação de Compton ocorrer é inversamente proporcional à energia do fóton de entrada e é independente do número atômico do material. Este processo é dominante para uma faixa de energias entre os 20 keV - 10 MeV (medido em água) (Podgorsak, 2005).

Produção de pares: Neste processo, um fóton interage com o campo nuclear do átomo, e não com um elétron que se encontra nas suas orbitais. O fóton transfere a sua energia para o núcleo e durante este processo ocorre a formação de um par de elétrons carregados de forma negativa e positiva (denominado de positrão). O elétron e o positrão produzidos, seguidamente são ejetados do átomo e começam a ionizar as moléculas vizinhas. O positrão pode sofrer um processo de aniquilação, através da sua combinação com um elétron livre, dando origem a dois fótons que dispersam em direções opostas. A probabilidade do processo de produção de pares ocorrer é proporcional ao logaritmo da energia do fóton de entrada e dependente do número atômico do material. Este processo é dominante para energias superiores a 10 MeV (medido em água) (Podgorsak, 2005). Quando a interação do fóton se dá com os elétrons atômicos resulta também a ejeção desse elétron, havendo assim a emissão de um tripleto (positrão, elétron, elétron).

Os fótons primários, inicialmente produzidos por radiação de travagem na cabeça do acelerador linear, também podem sofrer interações fotonucleares (interações entre os fótons e os núcleos atômicos).

Nestas interações, os fótons transferem a sua energia para os núcleos atômicos, excitando-os para um nível de energia superior. Como resultado desta excitação, o núcleo ejeta um neutrão, denominado de fotoneutrão⁷ (Naseri, 2010), para compensar a energia extra que recebeu, tornando-se assim um núcleo radioativo que depois vai decair através de um decaimento β^+ ⁸ e gama (ver figura 9).

⁷ Fotoneutrão: neutrão libertado a partir de um núcleo atômico como resultado da absorção de um fóton energético (Naseri, 2010).

⁸ No Decaimento β^+ o núcleo radioativo desintegra-se e emite um elétron carregado positivamente, que é denominado de positrão (β^+), e um neutrino (partícula subatômica sem carga elétrica) (Turner, 2007).

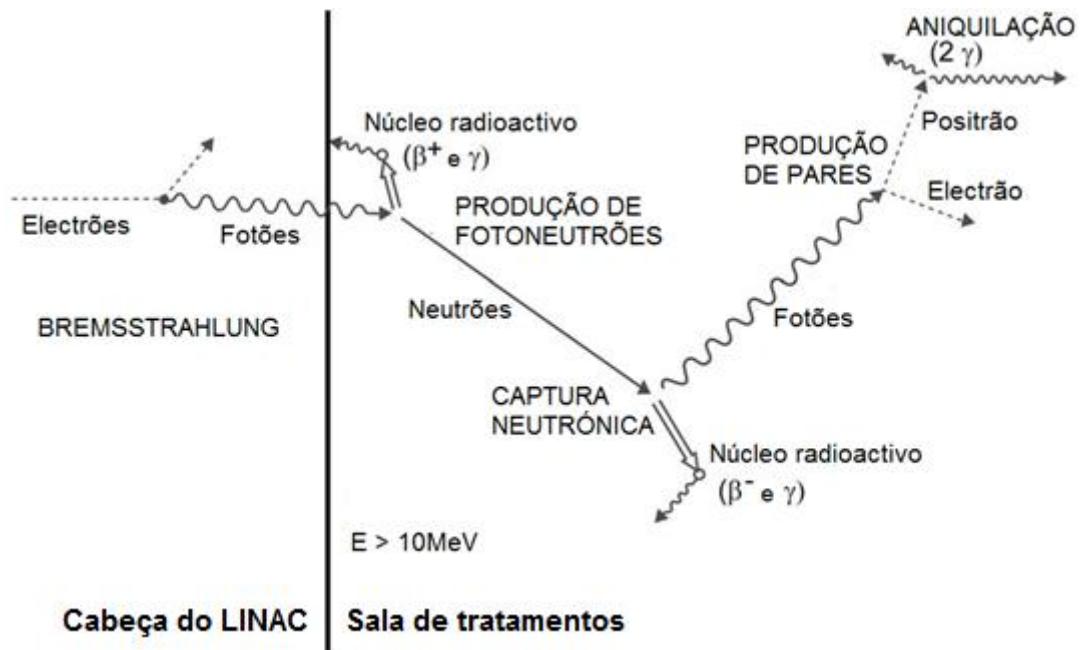


Figura 9. Processos de produção de radiação que ocorrem no interior da sala de tratamentos de radioterapia externa equipada com um LINAC de alta energia (imagem adaptada de (NCRP, 2005)).

A produção de fotoneutrões ocorre quando a energia dos fótons primários é igual ou superior à energia de ligação do neutrão ao núcleo, que tem um limiar de ~ 7 MeV (Howell, 2009) e um valor de 8 MeV (NRC, 2005) para a maioria dos nuclídeos. Deste modo, esta produção é significativa quando a energia dos fótons é superior a 10 MeV, devido ao incremento da secção eficaz do processo, ou seja, a probabilidade de a produção de fotoneutrões ocorrer (Vega-Carrillo, 2011).

No projeto das barreiras de proteção para aceleradores com voltagens de aceleração menores ou iguais a 10 MV, geralmente, apenas se tem em conta a contribuição dos fótons para a dose depositada. Contudo podem existir situações excecionais onde também se deve ter em conta a contribuição dos neutrões produzidos, como por exemplo, se a sala de tratamento for blindada com materiais com elevado número atómico (NCRP, 2005). Tal facto acontece, pois o processo de produção de fotoneutrões depende do número atómico do material assim como da energia dos fótons, onde para números atómicos elevados a probabilidade de o fóton interagir é maior e deste modo há uma maior produção de neutrões.

Os fotoneutrões produzidos também irão sofrer interações com o material utilizado na construção das barreiras da sala de tratamentos.

Os neutrões, tal como os fótons, são partículas que não possuem carga elétrica e portanto não são influenciadas por forças de Coulomb a partir dos átomos do material. Deste modo, os

neutrões têm uma grande capacidade de induzirem reações nucleares por não serem afetados pela carga elétrica do núcleo alvo.

O fotoneutrão emitido pelo núcleo pode então ser capturado por outro núcleo atômico, designando-se este processo de captura neutrónica (n, γ) (Turner, 2007). Quando o núcleo alvo absorve o neutrão incidente, ocorre a formação de um núcleo composto num estado de energia excitado, o qual irá emitir o excesso de energia mediante um decaimento gama. Em vários casos, o núcleo composto produzido nesta reação nuclear possui excesso de neutrões podendo sofrer também um decaimento β^- (Attix, 2004).

Os raios gama produzidos por captura neutrónica devido à sua elevada energia, na ordem de 3,6 MeV (Tochilin), também terão de ser considerados no projeto das barreiras de proteção, pois fazem deposição de dose direta ou indiretamente (através da produção de pares elétron-positrão).

5.2 Recomendações internacionais para o cálculo de barreiras

Para instalações de radioterapia externa equipadas com aceleradores lineares de partículas, as metodologias utilizadas nos cálculos de barreiras de proteção apresentadas neste trabalho vão ser descritas com base em dois documentos internacionais: o americano NCRP 151 e o alemão DIN-6847, segundo o qual a legislação portuguesa se baseia.

5.2.1 Metodologia NCRP 151

A espessura da barreira de proteção, necessária para que os objetivos do projeto de barreiras de proteção (P) sejam cumpridos, pode ser determinada através de curvas de atenuação ou através de cálculos utilizando o número de TVLs (IAEA, 2006). A metodologia de cálculo descrita no NCRP 151 baseia-se neste último método, que leva em consideração a energia do acelerador linear e o tipo de material utilizado na construção das barreiras da sala de tratamentos.

O número de TVLs (n) necessários para produzir a atenuação pretendida do feixe de radiação é determinado através da seguinte equação:

⁹ No Decaimento β^- o núcleo radioativo desintegra-se e emite um elétron, denominado de partícula beta negativa (β^-), e um antineutrino (antipartícula do neutrino sem carga elétrica) (Turner, 2007).

$$n = \log_{10} \left(\frac{1}{B} \right) \quad [13]$$

onde B representa o fator de atenuação da barreira cuja espessura vai ser calculada.

De acordo com o tipo de radiação que atinge a barreira de proteção, o fator de atenuação assume diferentes expressões, as quais serão detalhadas mais à frente neste capítulo.

A espessura final da barreira de proteção (t), expressa em centímetros, pode então ser obtida através da seguinte equação:

$$t = TVL_1 + (n - 1) TVL_e \quad [14]$$

onde TVL_1 e TVL_e representam a primeira espessura deci-redutora e a espessura deci-redutora de equilíbrio, respetivamente (em centímetros).

As camadas deci-redutoras (TVLs) assumem valores diferentes de acordo com o tipo de radiação que atinge a barreira de proteção (radiação primária, radiação de fuga ou radiação dispersa). Estas são também uma função da energia de trabalho do acelerador linear e do tipo de material utilizado na construção da barreira, sendo que para a radiação de fótons dispersos estas também são uma função do ângulo de dispersão do feixe de radiação.

BARREIRA PRIMÁRIA

A espessura da barreira primária é calculada de maneira a que esta seja capaz de atenuar o feixe de fótons emitido diretamente pela fonte de radiação, uma vez que a radiação de fuga e a radiação de fótons dispersos pelo paciente são consideravelmente menos energéticas que a radiação primária.

Para aceleradores lineares de altas energias, a barreira primária também tem de ser capaz de atenuar os produtos secundários originados a partir do feixe primário, como por exemplo, os fotoneutrões produzidos pelo feixe primário na cabeça do acelerador (NCRP, 2005).

Como fator conservador assume-se que o feixe de radiação que incide sobre a barreira primária é perpendicular e constante em toda a largura da barreira.

O fator de atenuação da barreira primária (B_{pri}) capaz de reduzir a intensidade do feixe de radiação de acordo com o limite autorizado, é dado pela seguinte equação:

$$B_{pri} = \frac{P d_{pri}^2}{W U T} \quad [15]$$

onde P representa o limite de dose equivalente (Sv/semana); d_{pri} é a distância entre a fonte de raio-X e o ponto de medição (m); W é a carga de trabalho semanal (Gy/semana); U é o fator de utilização; e T é o fator de ocupação da área adjacente à barreira de proteção.

No cálculo das espessuras das barreiras de proteção é comum assumir que a carga de trabalho irá ser distribuída uniformemente ao longo do ano (NCRP, 2005). Deste modo, é razoável projetar uma barreira capaz de atenuar semanalmente 1/50 do limite anual de dose equivalente (NCRP, 2004), para as 50 semanas de trabalho que constituem um ano.

A avaliação dos níveis de dose equivalente, que chegam às áreas adjacentes às barreiras de proteção, é realizada através do cálculo do valor médio da taxa de dose equivalente que atravessa a barreira num determinado período de tempo (TADR de “*Time Averaged Dose-equivalent Rate*”). O TADR é capaz de representar adequadamente as condições de funcionamento e o nível de radiação das instalações de radioterapia, uma vez que depende do valor da taxa de dose equivalente instantânea (IDR de “*Instantaneous Dose-equivalent Rate*”), do valor da carga de trabalho (W) e do fator de utilização (U).

Para as áreas controladas, o período de tempo para o qual o valor de TADR é calculado é o semanal, uma vez que como já existe um controlo radiológico individual nestas áreas e como são de acesso restrito, o controlo semanal é suficiente para garantir o cumprimento da proteção radiológica necessária.

No entanto, para as áreas não controladas é conveniente fazer a medição da dose equivalente em intervalos de tempo mais curtos que os semanais, uma vez que a ocupação destas áreas não é constante. Assim, foi introduzido o conceito do TADR medido a qualquer hora, que é apenas aplicado a áreas não controladas.

O valor do TADR em qualquer hora (R_h) atenuado pela barreira primária, em Sv/h, é calculado pela seguinte equação:

$$R_h = N_{max} \frac{R_w}{\bar{N}_w} \quad [16]$$

onde N_{max} representa o número máximo de pacientes que é possível tratar em qualquer hora tendo em consideração o tempo de posicionamento do paciente; \bar{N}_w representa o número médio de pacientes tratados por semana; e R_w é o valor do TADR semanal atenuado pela barreira primária (Sv/semana), e é dado pela seguinte equação:

$$R_w = \frac{IDR W U}{\dot{D}_0} \quad [17]$$

onde IDR representa a taxa de dose equivalente instantânea no ponto de medição para a radiação primária (Sv/h) e pode ser calculado através da equação [18]; e \dot{D}_0 é a taxa de dose

absorvia a 1 m da fonte de raio-X (Gy/h), com o acelerador a trabalhar no seu débito de dose máximo.

$$IDR = \frac{\dot{D}_0 B}{d_{pri}^2} \quad [18]$$

onde B representa o fator de atenuação da barreira primária e pode ser calculado através da equação [15], ou então através da equação [19], que se encontra seguidamente representada:

$$B = 10^{-\left\{1 + \left[\frac{(t-TV L_1)}{TV L_e}\right]\right\}} \quad [19]$$

onde t representa a espessura da barreira primária (cm), para a qual se pretende determinar o seu respetivo fator de atenuação.

De acordo com a *U.S. Nuclear Regulatory Commission* (NRC, 2005), o valor de R_h para as **áreas não controladas**, sujeitas a fontes de radiação externas, não pode ultrapassar os 0,02 mSv em qualquer hora. Enquanto que, de acordo com o NCRP 151, o valor de R_w para as **áreas controladas** não pode ultrapassar o valor do objetivo do projeto de barreiras de proteção (P), que de acordo com a tabela 5 é de 0,1 mSv/semana.

Caso estes limites sejam ultrapassados é necessário adicionar à espessura final da barreira, anteriormente calculada, as camadas semi-redutoras (HVLs) necessárias para obter o limite de dose equivalente desejado.

BARREIRA SECUNDÁRIA

As barreiras secundárias são projetadas de maneira a serem capazes de atenuar a radiação de fuga (radiação que se escapa da cabeça do acelerador), a radiação de fótons dispersos pelo paciente e as radiações secundárias produzidas na cabeça do acelerador e nas superfícies da sala de tratamentos, tais como, os fotoneutrões e os raios gama resultantes da captura neutrónica. No entanto, os fotoneutrões e os raios gama produzidos na captura neutrónica só devem ser considerados para aceleradores com energias superiores a 10 MeV e quando estamos a projetar barreiras de fina espessura, como por exemplo a porta (NCRP, 2005).

De maneira a ser possível calcular a espessura final de uma barreira secundária (t_{sec}) é necessário calcular individualmente a espessura da barreira capaz de atenuar a radiação de fuga (t_L) e a espessura da barreira capaz de atenuar a radiação de fótons dispersos pelo paciente (t_{ps}), e de seguida agrupar estas duas espessuras tendo em conta a regra das duas fontes.

A **regra das duas fontes** é utilizada como uma medida conservadora quando o acelerador linear é de dupla energia, embora as energias individuais não sejam usadas em simultâneo, ou quando radiações de diferentes tipos são combinadas no cálculo da espessura final da barreira, como é o caso da radiação de fuga e da radiação de fótons dispersos pelo paciente. Uma vez que a espessura da barreira é determinada individualmente para cada energia e/ou tipo de radiação, a regra das duas fontes diz-nos que:

- Se a diferença das espessuras individuais das barreiras for maior que o TVL mais restrito, a espessura final da barreira será o valor da maior espessura.
- Se a diferença das espessuras individuais das barreiras for menor que o TVL mais restrito, a espessura final da barreira será a soma da maior espessura com o HVL mais restrito.

O cálculo das espessuras individuais das barreiras secundárias, espessura da radiação de fuga e da radiação de fótons dispersos pelo paciente, é realizado através da equação [14]. Deste modo, para aplicarmos esta equação é necessário proceder inicialmente ao cálculo dos respetivos fatores de atenuação da barreira.

O fator de atenuação da **radiação de fuga** (B_L) é calculado através da seguinte equação:

$$B_L = \frac{1000 P d_L^2}{W_L T} \quad [20]$$

onde W_L representa a carga de trabalho para a radiação de fuga (Gy/semana); e d_L é a distância entre a fonte de raio-X e o ponto de medição (m). Esta distância pode ser medida a partir do isocentro se podermos assumir que, em média, os ângulos de rotação da *gantry* são simétricos. O fator 1000 nesta equação aparece devido ao facto de assumirmos que a radiação de fuga da cabeça do acelerador corresponde a 0,1 % do feixe útil (NCRP, 2005).

O fator de atenuação da **radiação de fótons dispersos** pelo paciente (B_{ps}) é calculado através da seguinte equação:

$$B_{ps} = \frac{P d_{sca}^2 d_{sec}^2}{a(\theta) W U_{ps} T (F/400)} \quad [21]$$

onde d_{sca} representa a distância entre a fonte de raio-X e o paciente (m); d_{sec} representa a distância entre a superfície de dispersão e o ponto de medição (m); a representa a fração do feixe primário dispersa pelo paciente segundo um ângulo θ particular; F representa a área máxima do campo de radiação no isocentro (cm²); e U_{ps} é o factor de utilização da radiação de

fotões dispersos pelo paciente, onde o seu valor vai depender do ângulo de dispersão do feixe (θ), ou seja, $U_{ps} = 0,25$ para $\theta \leq 35^\circ$ e $U_{ps} = 1$ para $\theta > 35^\circ$ (Martin, 2009).

O valor médio da taxa de dose equivalente em qualquer hora (R_h) atenuada pela barreira secundária, em áreas não controladas, é calculado da mesma maneira que o da barreira primária, ou seja, através da equação [16]. No entanto, o valor de R_w para a barreira secundária é obtido através da seguinte equação:

$$R_w = \left(IDR_L \frac{W_L}{\dot{D}_0} \right) + \left(IDR_{ps} \frac{W U_{ps}}{\dot{D}_0} \right) \quad [22]$$

onde IDR_L e IDR_{ps} representam a taxa de dose equivalente instantânea no ponto de medição devido à radiação de fuga e à radiação dispersa pelo paciente, respetivamente, (Sv/h), e podem ser calculados através das equações [23] e [24], respetivamente; e \dot{D}_0 é a taxa de dose absorvia a 1 metro da fonte de raio-X (Gy/h), com o acelerador a trabalhar no seu débito de dose máximo.

$$IDR_L = \frac{\dot{D}_0 B}{1000 d_L^2} \quad [23]$$

$$IDR_{ps} = \frac{\dot{D}_0 B a(\theta) F}{400 d_{sca}^2 d_{sec}^2} \quad [24]$$

onde B representa o fator de atenuação total da barreira e é calculado através da seguinte equação:

$$B = 10^{-\left\{1 + \left[\frac{(t_{sec} - TVL_1)}{TVL_e} \right] \right\}} \quad [25]$$

onde t_{sec} representa a espessura final da barreira secundária (cm), obtida através da regra das duas fontes, que é aplicada às espessuras individuais da radiação de fuga e da radiação de fotões dispersos pelo paciente.

A taxa de dose equivalente instantânea total (IDR_{Total}) para as barreiras secundárias, em Sv/h, também pode ser calculada através da soma da taxa de dose equivalente instantânea, medida no mesmo ponto, resultante da radiação de fuga e da radiação dispersa pelo paciente, ou seja:

$$IDR_{Total} = IDR_L + IDR_{ps} \quad [26]$$

PORTA

O acesso a qualquer instalação de radioterapia externa é feito através de uma porta blindada, que pode ser uma porta de acesso direto ou uma porta com labirinto. As portas com acesso direto são utilizadas para aceleradores lineares que trabalham a baixas energias, uma vez que não há a produção de neutrões e por isso apenas os fótons de fuga e de dispersão são atenuados, de outra maneira a porta iria adquirir grandes dimensões e como tal seria muito pesada.

Nas instalações de radioterapia externa atuais as portas com labirinto são as mais utilizadas, tanto para aceleradores lineares de baixas como altas energias. De acordo com a energia do LINAC o cálculo da espessura da porta da sala de tratamentos envolve diferentes metodologias, que serão abordadas seguidamente.

LINAC DE BAIXA ENERGIA ($E \leq 10 \text{ MeV}$)

A radiação que chega à porta com labirinto de uma sala de tratamentos consiste em radiação dispersa nas superfícies da sala e no paciente, bem como radiação de fuga que se escapa da cabeça do acelerador e que penetra diretamente na parede interna do labirinto ou que sofre alguma reflexão nas paredes da sala de tratamentos. Assim, a dose equivalente que é depositada na porta da sala de tratamentos, para os aceleradores de baixa energia, vai depender de uma série de componentes que serão descritas seguidamente:

- H_S , representa a dose equivalente por semana na porta, em Sv/semana, devido à dispersão do feixe primário na parede G (ver figura 10) e é calculada através da seguinte equação:

$$H_S = \frac{W U_G \alpha_0 A_0 \alpha_z A_z}{(d_{pp} d_r d_z)^2} \quad [27]$$

onde W representa a carga de trabalho (Gy/semana); U_G é o fator de utilização da parede G; A_0 é a área da projeção do campo máximo de radiação, representado por F, sobre a parede G (m^2); α_0 é o coeficiente de reflexão da superfície A_0 ; A_z é a área da projeção de A_0 sobre a parede exterior do labirinto (m^2); α_z é o coeficiente de reflexão da superfície A_z ; d_{pp} é a distância entre a fonte de raio-X e o ponto central da superfície A_0 (m); d_r é a distância entre o ponto central da superfície A_0 e o *ponto b*, que se situa na linha média do labirinto, passando pelo vértice interior da parede do labirinto (m); e d_z é a distância entre o *ponto b* e a porta (m).

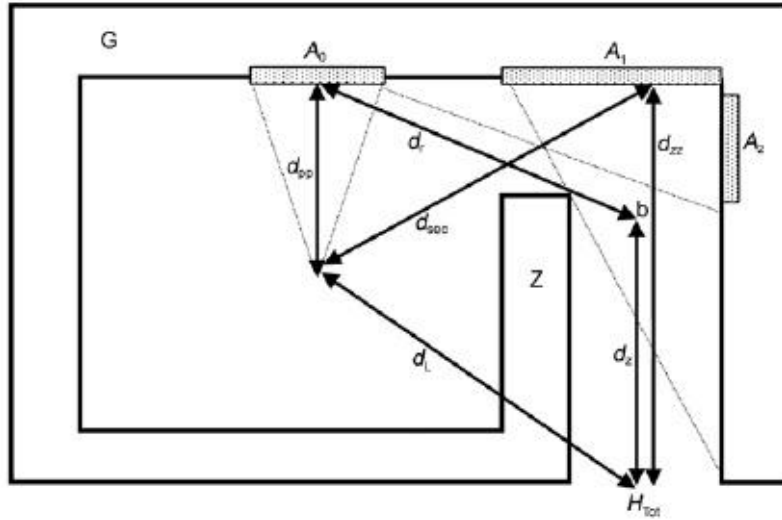


Figura 10. Representação esquemática de uma instalação de radioterapia externa com labirinto, onde são definidos os parâmetros usados no cálculo da blindagem da porta (imagem retirada de (NCRP, 2005)).

- H_{LS} , representa a dose equivalente por semana na porta, em Sv/semana, devido à radiação de fuga que sai da cabeça do acelerador e sofre uma única dispersão, e é calculada através da seguinte equação:

$$H_{LS} = \frac{L_f W_L U_G \alpha_1 A_1}{(d_{sec} d_{zz})^2} \quad [28]$$

onde L_f representa a razão da radiação de fuga que sai da cabeça do acelerador a 1 m da fonte de raio-X; W_L é a carga de trabalho para a radiação de fuga (Gy/semana); A_1 é a área da parede G que pode ser vista da porta (m^2); α_1 é o coeficiente de reflexão da superfície A_1 ; d_{sec} é a distância entre a fonte de raio-X e a linha central do labirinto medida na parede G (m) (Nota: esta distância pode ser medida a partir do isocentro, uma vez que este representa a posição média da fonte de radiação); d_{zz} é a distância perpendicular entre a parede G e a porta (m).

- H_{ps} , representa a dose equivalente por semana na porta, em Sv/semana, devido à radiação que sofre dispersão no paciente, e é calculada através da seguinte equação:

$$H_{ps} = \frac{a(\theta) W U_G \left(\frac{F}{400}\right) \alpha_1 A_1}{(d_{sca} d_{sec} d_{zz})^2} \quad [29]$$

onde $a(\theta)$ representa a fração de radiação de fótons dispersos pelo paciente segundo um ângulo θ ; F é a área máxima do campo de radiação no isocentro (cm^2); e d_{sca} é a distância entre a fonte de raio-X e o paciente (m).

- H_{LT} , representa a dose equivalente por semana na porta, em Sv/semana, devido à radiação de fuga que é transmitida através da parede do labirinto, e é calculada através da seguinte equação:

$$H_{LT} = \frac{L_f W_L U_G B}{d_L^2} \quad [30]$$

onde B representa o fator de atenuação da parede Z ao longo do caminho oblíquo traçado por d_L , que pode ser calculado através da equação [19], utilizando como valor de t a espessura oblíqua da parede do labirinto na direção de d_L ; e d_L é a distância entre a fonte de raio-X e o centro da porta, passando através da parede do labirinto (m).

Após calculadas estas quatro componentes de radiação já é possível obter a dose equivalente total (H_{Tot}), em Sv/semana, depositada na porta pelos fótons. Esta é calculada através da soma das quatro componentes, a qual é multiplicada por um fator de correção de 2,64, que estima o aumento da dose para as diferentes direções em que o LINAC trabalha. A sua equação encontra-se representada seguidamente:

$$H_{Tot} = 2,64 \times (fH_S + H_{LS} + H_{ps} + H_{LT}) \quad [31]$$

onde f é um fator que estima a fração de feixe primário, que é transmitida através do paciente ($f \sim 0,25$ para feixes de raio-X entre 6 a 10 MV e $f \sim 0,34$ para feixes de raio-X com energias superiores a 11 MV (NCRP, 2005)).

Com base nas equações descritas anteriormente, para aceleradores de baixa energia, é então possível calcular a espessura final da porta capaz de atenuar a dose equivalente total que lá chega. Tal como foi feito para as barreiras primárias e secundárias, começa-se por calcular o fator de atenuação para a porta, que neste caso é obtido pela divisão do limite de dose equivalente (P) com a dose equivalente total depositada na porta pelos fótons (H_{Tot}). De seguida, calcula-se a espessura da porta (t_{porta}), que é dada pela seguinte equação:

$$t_{porta} = TVL_{porta_Tot} \times (-\log(B_{porta_Tot})) \quad [32]$$

onde TVL_{porta_Tot} representa a camada deci-redutora para fótons a 0,5 MeV (energia média dos fótons de fuga e de dispersão (NCRP, 2005)) (mm); e B_{porta_Tot} é o fator de atenuação da porta, que é calculado através da seguinte equação:

$$B_{porta_Tot} = \frac{P}{H_{Tot}} \quad [33]$$

LINAC DE ALTA ENERGIA ($E > 10 \text{ MeV}$)

No cálculo da dose equivalente que é depositada na porta de instalações de radioterapia externa equipadas com aceleradores lineares de alta energia, para além da contribuição dos fótons, anteriormente calculada, também é necessário ter em consideração a contribuição da dose equivalente depositada na porta pelos raios gama produzidos na captura neutrónica e pelos neutrões.

A dose equivalente depositada na porta, por semana, devido aos raios gama produzidos na captura neutrónica (H_{cg}), em Sv/semana, é calculada através da seguinte equação:

$$H_{cg} = W_L K \varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \quad [34]$$

onde K representa a razão entre a dose equivalente devido aos raios gama produzidos na captura neutrónica e a fluência total de neutrões no ponto A da figura 11, e o seu valor médio é de $6.9 \times 10^{-16} \text{ Sv m}^2$; φ_A é a fluência total de neutrões na posição A por unidade de dose absorvida de raio-X no isocentro e é calculada através da equação [35] (neutrões/ m^2); d_2 é a distância entre o ponto A e a porta (m); e TVD representa a distância deci-redutora, ou seja, corresponde à distância que a radiação tem de atravessar, de maneira a reduzir a quantidade do feixe de radiação a um décimo do seu valor inicial (m) ($TVD \sim 5,4 \text{ m}$ para feixes de raio-X entre 18 e 25 MV e $TVD \sim 3,9 \text{ m}$ para feixes de raio-X de 15 MV (NCRP, 2005)).

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5,4 \beta Q_n}{2\pi S_r} + \frac{1,3 Q_n}{2\pi S_r} \quad [35]$$

onde β representa o factor de transmissão dos neutrões que penetram a blindagem da cabeça do acelerador ($\beta = 1$ se a blindagem for de chumbo e $\beta = 0,85$ se a blindagem for de tungsténio (NCRP, 2005)); Q_n é a intensidade de neutrões emitidos a partir da cabeça do acelerador por gray de dose absorvida de raio-X no isocentro (neutrões/Gy); d_1 é a distância entre o isocentro e o ponto A da figura 11 (m); e S_r é a área de superfície total da sala de tratamentos (m^2).

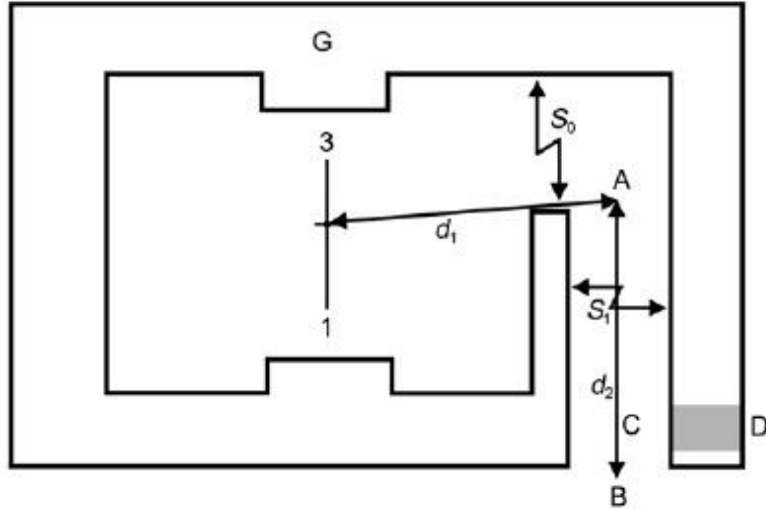


Figura 11. Representação esquemática de uma instalação de radioterapia externa com labirinto, onde são definidos os parâmetros usados no cálculo da blindagem da porta (imagem retirada de (NCRP, 2005)).

Relativamente aos neutrões, existem dois métodos para calcular a dose equivalente por semana, em Sv/semana, depositada na porta ($H_{n,D}$). Estes métodos são: o método de Kersey (ver equação [36]) e o método de McGinley e Huffman (ver equação [37]). O maior valor obtido dos dois métodos é aquele que é utilizado.

$$H_{n,D} = H_0 \left(\frac{S_0}{S_1} \right) \left(\frac{d_0}{d_1} \right)^2 10^{-\left(\frac{d_2}{5}\right)} \quad [36]$$

onde H_0 representa a dose equivalente total depositada pelos neutrões à distância d_0 (1,41 m) (mSv/Gy); S_0 é a área de acesso ao labirinto (m^2); S_1 é a área transversal do labirinto (m^2); d_1 é a distância entre o isocentro e o ponto A da figura 11 (m); e d_2 é a distância entre o ponto A e a porta (m).

$$H_{n,D} = 2,4 \times 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[1,64 \times 10^{-\left(\frac{d_2}{1,9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD_1}\right)} \right] \quad [37]$$

onde TVD_1 representa a distância deci-redutora (m) e é calculada pela seguinte equação:

$$TVD_1 = 2,06 \sqrt{S_1} \quad [38]$$

A dose equivalente por semana depositada na porta pelos neutrões (H_n), em Sv/semana, pode então ser calculada através da seguinte equação:

$$H_n = W_L H_{n,D} \quad [39]$$

Assim, a dose equivalente total por semana depositada na porta (H_W), em Sv/semana, é calculada através da soma das doses equivalentes relativas a todas as componentes da radiação fuga e dispersa, dos raios gama produzidos na captura neutrónica e dos neutrões, e a sua equação é representada por:

$$H_W = H_{Tot} + H_{cg} + H_n \quad [40]$$

Com base nas equações descritas anteriormente, para aceleradores de alta energia, é então possível calcular a espessura final da porta capaz de atenuar a dose equivalente total que lá chega. Para tal, começa-se por calcular os fatores de atenuação para cada uma das três componentes que compõem a dose equivalente total.

Os fatores de atenuação são obtidos pela divisão de metade do limite de dose equivalente (P) com a dose equivalente de cada componente. Em seguida, calcula-se a espessura da porta (t_{porta}), onde se assume que a contribuição dos fotões e dos neutrões representam cada uma 50% do limite de dose equivalente (NCRP, 2005).

Assim, a espessura da porta devida aos fotões é calculada pelas seguintes equações:

$$t_{porta_fotões_Tot} = TVL_{porta_Tot} \times (-\log(B_{porta_Tot})) \quad [41]$$

$$t_{porta_fotões_cg} = TVL_{porta_cg} \times (-\log(B_{porta_cg})) \quad [42]$$

onde TVL_{porta_Tot} e TVL_{porta_cg} representam as camadas deci-redutoras para fotões a 0,5 MeV e a 3,6 MeV, respetivamente, do material utilizado na blindagem da porta (mm); B_{porta_Tot} e B_{porta_cg} são os fatores de atenuação da porta devido aos fotões de fuga e de dispersão, e devido aos raios gama produzidos na captura neutrónica, respetivamente. Estes fatores de atenuação podem ser calculados através das seguintes equações:

$$B_{porta_Tot} = \frac{(P/2)}{H_{Tot}} \quad [43]$$

$$B_{porta_cg} = \frac{(P/2)}{H_{cg}} \quad [44]$$

Em aceleradores lineares de alta energia a dose equivalente total devido aos fotões de fuga e de dispersão é, geralmente, relativamente mais baixa que a dose equivalente devido aos raios

gama produzidos na captura neutrónica (Mcginley, 2000). Nesta situação, não é necessário ter em conta a contribuição de H_{Tot} para o cálculo da espessura da porta, contudo é fundamental verificar este resultado através da aplicação da regra das duas fontes (NCRP, 2005).

Relativamente à contribuição dos neutrões, o cálculo da espessura da porta é efetuado através da seguinte equação:

$$t_{porta_neutrões} = TVL_{porta_n} \times (-\log(B_{porta_n})) \quad [45]$$

onde TVL_{porta_n} representa a camada deci-redutora para neutrões a 0,1 MeV (energia média dos neutrões à entrada da porta com labirinto (NCRP, 1984)), do material utilizado na blindagem da porta (mm); e B_{porta_n} é o fator de atenuação da porta devido aos neutrões, e é calculado através da seguinte equação:

$$B_{porta_n} = \frac{(P/2)}{H_n} \quad [46]$$

A espessura final da porta da sala de tratamentos é então a soma das espessuras necessárias para atenuar os fótons e os neutrões, tendo em conta os diferentes materiais utilizados em todo o processo.

LABIRINTO

O ponto de medição necessário para determinar a espessura da parede do labirinto, segundo a metodologia do NCRP 151, localiza-se na porta. Esta espessura é determinada com base na radiação de fuga que é transmitida através da parede do labirinto e, no caso dos LINACs de alta energia, tem-se também em consideração os fotoneutrões rápidos que chegam à porta e que são transmitidos através da parede do labirinto.

Assim, o cálculo da espessura oblíqua do labirinto devido à radiação de fuga ($t_{s,L}$) é realizado através da equação [14], utilizando a equação [20] para obter o valor do fator de atenuação da radiação de fuga, onde, nesta equação, d_L é a distância, em metros, entre o isocentro e a porta, passando pela parede do labirinto.

Para os LINACs de alta energia é necessário avaliar seguidamente se esta espessura ($t_{s,L}$) é suficiente para atenuar os fotoneutrões rápidos. Esta avaliação é feita através da análise do valor da dose equivalente depositada na porta, devido a estas partículas, verificando se este é menor

que o valor da dose equivalente total, devido a todas as componentes dos fotões. Caso este resultado não se verifique é necessário aumentar a espessura da barreira do labirinto.

A dose equivalente depositada na porta, por semana, pelos fotoneutrões rápidos (H_n), em Sv/semana, pode então ser calculada através da seguinte equação:

$$H_n = W_L H_{ns} \varphi_n \quad [47]$$

onde W_L é a carga de trabalho para a radiação de fuga (Gy/semana); H_{ns} representa a dose equivalente transmitida pelos neutrões por unidade de fluência, e é obtida com base na representação gráfica apresentada na figura 12 tendo como referência o valor de $t_{s,L}$ (Sv.cm²/neutrões); e φ_n é a fluência dos fotoneutrões rápidos na porta, na ausência da barreira do labirinto e é estimado pelo primeiro termo da equação [35], sendo d_1 a distância entre o isocentro e a porta, passando pela parede do labirinto (neutrões/cm² Gy).

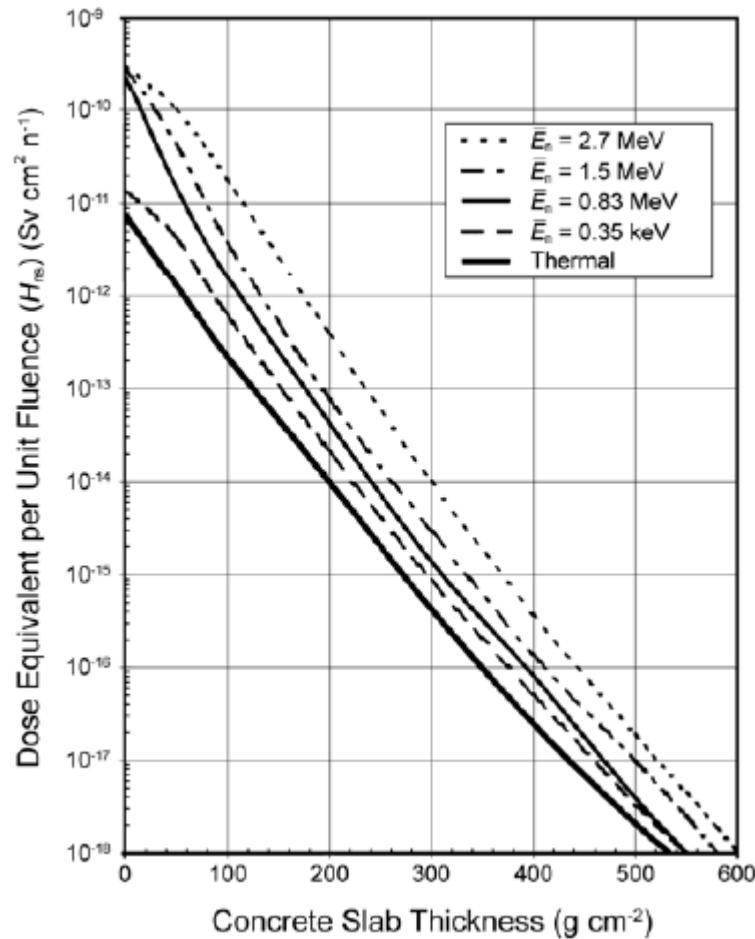


Figura 12. Dose equivalente por unidade de fluência, transmitida pelos neutrões com uma energia média de \bar{E}_n e que incidem em placas de betão normal (imagem retirada de (NCRP, 2005)).

A espessura final da barreira do labirinto (t), em centímetros, pode então ser calculada através da seguinte equação:

$$t = t_s \times \cos \theta \quad [48]$$

onde t_s é a espessura oblíqua do labirinto, na direção do isocentro e a porta (cm); e θ representa o ângulo sobre o qual a espessura oblíqua foi determinada (graus).

5.2.2 Metodologia DIN-6847

De acordo com a norma alemã DIN-6847 a espessura da barreira de proteção é calculada através da seguinte equação:

$$s_i = z_i \times n_i \quad [49]$$

com

$$n_i = \log_{10} \left(\frac{1}{B} \right) = \log_{10} \left(\frac{W U T K_i q_i}{H_w} \right) \quad [50]$$

onde i é o índice da componente de radiação; s é a espessura da barreira de proteção (cm); z representa a primeira espessura deci-redutora, o TVL (cm); n corresponde ao número de TVLs necessários para produzir a atenuação pretendida do feixe de radiação; B é o fator de atenuação da barreira; W é a carga de trabalho semanal medida à distância de referência a_0 em metros (mGy/semana); U é o fator de utilização; T é o fator de ocupação; K é o fator de atenuação da barreira; q é o fator de qualidade da radiação (para fótons $q = 1$ e para neutrões $q = 10$); e H_w é o objetivo do projeto de barreiras de proteção, ou seja, é o limite de dose equivalente semanal (mSv/semana).

BARREIRA PRIMÁRIA

A espessura da barreira primária é designada de s_r e é calculada a partir da aplicação da equação [49].

Para o feixe primário de raios-X o valor de TVL (designado de z_r) é uma função da energia do feixe de radiação e do tipo de material utilizado na construção da barreira.

O fator de atenuação da barreira primária segue a lei do inverso do quadrado da distância e pode ser obtido através da seguinte equação:

$$K_r = \frac{a_0^2}{a_n^2} \quad [51]$$

onde a_0 representa a distância de referência, ou seja, é a distância entre a fonte de raio-X e o isocentro, que normalmente tem o valor de 1 metro (m); e a_n é a distância entre a fonte de raio-X e o ponto protegido (m).

BARREIRA SECUNDÁRIA

No cálculo das espessuras das barreiras secundárias a metodologia expressa pela norma DIN, para além de considerar as contribuições da radiação de fuga e da radiação secundária de fótons dispersos, também considera a contribuição dos neutrões diretos que atingem as paredes da sala de tratamentos, quando os aceleradores lineares trabalham com energias superiores a 8MeV.

A contribuição dos neutrões para o cálculo da espessura final das barreiras secundárias na metodologia DIN é uma das particularidades que distingue este documento do NCRP, onde neste último a contribuição dos neutrões só é considerada no cálculo da espessura final da porta da sala de tratamentos.

De modo a ser possível calcular a espessura final da barreira secundária da sala de tratamentos, de acordo com a metodologia DIN, é necessário calcular individualmente a espessura da barreira capaz de atenuar a radiação de fuga (s_0), a radiação secundária de fótons dispersos (s_s) e a radiação de neutrões diretos (s_d), e de seguida combinar estas espessuras através da regra da adição (*add-on rule*).

A regra da adição é equivalente à regra das duas fontes utilizada pela metodologia do NCRP, no entanto apresenta diferentes particularidades. Segunda a regra da adição:

- Se a diferença entre as duas maiores espessuras individuais for maior que o TVL mais restrito, a espessura final da barreira será o valor da maior espessura.
- Se a diferença entre as duas maiores espessuras individuais estiver de acordo com os valores da primeira coluna da tabela 10, a espessura final da barreira será a soma da maior espessura individual com o valor correspondente da segunda coluna da tabela 10.

Tabela 10. Regra da adição, aplicada para combinar as espessuras das barreiras de proteção calculadas para diferentes componentes de radiação.

Diferença entre as espessuras individuais das barreiras (comparar com o TVL associado à menor espessura)	Adicionar à maior espessura individual da barreira (comparar com o TVL associado à maior espessura)
Menor do que: $0,3 \times TVL$	$+ 0,3 \times TVL$
Entre: $0,3 \times TVL$ e $0,6 \times TVL$	$+ 0,2 \times TVL$
Entre: $0,6 \times TVL$ e $1 \times TVL$	$+ 0,1 \times TVL$

Para calcular a espessura da barreira capaz de atenuar a **radiação de fuga** utiliza-se o valor de TVL que está associado à radiação primária (z_r), que é uma função da energia do feixe de radiação e do tipo de material utilizado na construção da barreira.

O fator de atenuação da barreira para a radiação de fuga também segue a lei do inverso do quadrado da distância e pode ser obtido através da seguinte equação:

$$K_0 = \frac{\dot{D}_0}{\dot{D}_r} \times \frac{a_0^2}{a_n^2} \quad [52]$$

onde \dot{D}_0 é a taxa de dose máxima da radiação de fuga no ponto de referência a_0 ; e \dot{D}_r é a taxa de dose máxima de raios-X no ponto de referência a_0 .

Para a **radiação secundária de fótons dispersos** o valor de TVL (designado de z_s) depende apenas do tipo de material utilizado na construção da barreira.

O fator de atenuação da barreira para a radiação secundária pode ser obtido através da seguinte equação:

$$K_s = 10^{-2} k \times \frac{F_n}{a_s^2} \quad [53]$$

onde o fator k é igual a 1 para os raios-X; F_n representa a secção transversal da área de dispersão da radiação secundária, ou seja, é a área máxima do campo de radiação a 1 metro do ponto de divergência do feixe de radiação (m^2); a_s é a distância entre a superfície de dispersão e o ponto protegido (m); e o fator 10^{-2} surge a partir da premissa de que, a fração de radiação dispersa a 1 metro do paciente, para aceleradores lineares que funcionem com técnicas de radioterapia convencionais, é 1 % do feixe útil

Para a **radiação de neutrões diretos** o valor de TVL (designado de z_d) depende apenas do tipo de material utilizado na construção da barreira.

O fator de atenuação da barreira para a radiação de neutrões diretos pode ser obtido através da seguinte equação:

$$K_d = \frac{\dot{D}_n}{\dot{D}_r} \times \frac{a_0}{a_d} \quad [54]$$

onde \dot{D}_n é a taxa de dose máxima da radiação de neutrões diretos no ponto de referência a_0 ; \dot{D}_r é a taxa de dose máxima de raios-X no ponto de referência a_0 ; e a_d é a distância entre a fonte de neutrões diretos (considera-se a fonte de raio-X) e o ponto protegido (m).

PORTA E LABIRINTO

Segunda a metodologia DIN, a espessura da parede do labirinto é calculada de forma independente do cálculo da porta. A parede do labirinto pode ser considerada uma barreira primária ou secundária, de acordo com a orientação do acelerador linear no interior da sala de tratamentos, e como tal o cálculo da sua espessura é realizado através de uma das metodologias descritas anteriormente.

O cálculo da espessura da porta da sala de tratamentos é realizado com base na contribuição da radiação terciária de fótons dispersos e da radiação de neutrões dispersos (quando a energia de trabalho do LINAC é superior a 8 MeV). A radiação terciária e a radiação de neutrões dispersos resultam da ocorrência de mais do que uma dispersão de fótons e de neutrões, respetivamente.

Para se obter a espessura final da porta é então necessário calcular individualmente a espessura das barreiras associadas a todas as componentes de radiação envolvidas (fótons e neutrões) e de seguida somar estas duas espessuras.

A espessura da barreira capaz de atenuar a radiação terciária de fótons dispersos é designada de s_t , enquanto que a espessura da barreira capaz de atenuar a radiação de neutrões dispersos é designada de s_g , e ambas são calculadas a partir da aplicação da equação [49].

Para a **radiação terciária de fótons dispersos** o valor de TVL utilizado nos cálculos de barreiras é igual ao TVL da radiação secundária de fótons dispersos (z_s).

O fator de atenuação da barreira para a radiação terciária pode ser obtido através da seguinte equação:

$$K_t = \left(10^{-6} + 10^{-2} \frac{\dot{D}_0}{\dot{D}_r} \right) \times \frac{F_t}{a_t^2} \quad [55]$$

onde \dot{D}_0 é a taxa de dose máxima da radiação de fuga no ponto de referência a_0 ; \dot{D}_r é a taxa de dose máxima de raios-X no ponto de referência a_0 ; F_t representa a secção transversal da área de dispersão da radiação terciária (m^2); e a_t é a distância entre a superfície de dispersão e o ponto protegido (m).

Para a **radiação de neutrões dispersos** o valor de TVL (designado de z_g) depende apenas do tipo de material utilizado na construção da barreira.

O fator de atenuação da barreira para a radiação de neutrões dispersos pode ser obtido através da seguinte equação:

$$K_d = 0,1 \frac{\dot{D}_n}{\dot{D}_r} \times \frac{a_0}{a_g} \times \frac{b}{l} \quad [56]$$

onde \dot{D}_n é a taxa de dose máxima da radiação de neutrões diretos no ponto de referência a_0 ; \dot{D}_r é a taxa de dose máxima de raios-X no ponto de referência a_0 ; a_g representa o somatório das distâncias entre: a fonte de neutrões (considera-se a fonte de raio-X), a superfícies de dispersão e o ponto protegido (m); e $\frac{b}{l}$ representa a razão entre a largura e o comprimento do labirinto da sala de tratamentos.

5.3 Materiais e métodos

5.3.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho, relativos à instalação de radioterapia externa, foram os seguintes:

OBJETIVO 1: Comparar a legislação portuguesa em vigor, que contempla os cálculos de barreiras de proteção radiológica em radioterapia, com recomendações internacionais.

Esta avaliação foi realizada através do seguinte procedimento:

1. Estabelecer uma comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o DL 180/2002, que segue a metodologia da norma DIN-6847, e o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT;
 - 1.1. Primeira abordagem: utilizar em cada metodologia de cálculo, NCRP e DIN, os valores de P, U e T específicos de cada norma, NCRP e DL, respetivamente. O objetivo desta primeira abordagem consiste em comparar as duas normativas (NCRP e DL) na sua integra.
 - 1.1.1 Para as barreiras secundárias: analisar separadamente todas as componentes que apresentam diferentes abordagens em ambas as normas (NCRP e DL), isto é:
 - Radiação de fuga;
 - Radiação de fótons dispersos pelo paciente;
 - Radiação de neutrões diretos, na metodologia DIN;
 - Contribuição do TADR, na metodologia NCRP.
 - 1.2. Segunda abordagem: utilizar em ambas as metodologias de cálculo, NCRP e DIN, os valores de P, U e T recomendados pelo NCRP. O objetivo da segunda abordagem consiste em comparar as duas metodologias (NCRP e DIN) na sua integra.
2. Estabelecer uma comparação entre as espessuras da parede do labirinto e da porta da sala de tratamentos, calculadas de acordo com o DL 180/2002, que segue a metodologia da norma DIN-6847, e o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT;
3. Estabelecer uma comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias:
 - (a) obtidas na instalação de radioterapia externa do HSM;
 - (b) calculadas de acordo com o DL 180/2002, que segue a metodologia da norma DIN-6847; e
 - (c) calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT;
 - 3.1. Primeira abordagem: utilizar em ambas as metodologias de cálculo, NCRP e DIN, o valor mais conservativo da carga de trabalho, calculado para o bunker de radioterapia externa do HSM.

- 3.2. Segunda abordagem: utilizar em ambas as metodologias de cálculo, NCRP e DIN, o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação do bunker de radioterapia externa do HSM.

OBJETIVO 2: Validação da metodologia de cálculo do NCRP 151 através da avaliação radiológica da instalação de radioterapia externa do HSM.

Esta avaliação foi realizada através da comparação do débito de dose de radiação X, das barreiras primárias e secundárias: (a) medido diretamente na instalação de radioterapia externa, pelo ITN, após a construção do bunker; e (b) calculado de acordo com o NCRP 151, através do cálculo da taxa de dose equivalente instantânea (IDR). Para validar a metodologia de cálculo utilizada neste trabalho foi utilizado mais um segundo método, o qual foi aplicado a uma outra instalação de radioterapia externa do HSM. Este segundo método consistiu na comparação do número de TVLs: (a) calculados pelo ITN, após a construção do bunker; e (b) calculados de acordo com o NCRP 151.

OBJETIVO 3: Estudar o impacto causado pela utilização de diferentes materiais na construção das barreiras de proteção, calculadas pelas diferentes metodologias de cálculo analisadas.

Esta avaliação foi realizada através da comparação das espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT, utilizando os seguintes materiais:

- Betão normal;
- Betão com barita;
- Aço/Ferro;
- Chumbo.

OBJETIVO 4: Estudar o impacto económico causado pela utilização das diferentes metodologias de cálculo e pela utilização de diferentes materiais na construção das barreiras.

Esta avaliação foi realizada através da comparação do impacto económico causado pela construção das barreiras de proteção, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT, utilizando os seguintes materiais:

- Betão normal;
- Betão com barita;
- Aço/Ferro;
- Chumbo.

A comparação entre o custo final das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL e o NCRP, para técnicas 3D-CRT, utilizando os materiais anteriormente apresentados foi realizada tendo por base o custo relativo de cada material e o volume de cada barreira de proteção (o volume da barreira foi calculado com base na espessura, no comprimento e na altura da barreira).

OBJETIVO 5: Estudar o impacto em termos de proteção radiológica da utilização da técnica de IMRT.

Esta avaliação foi realizada através do seguinte procedimento:

1. Estabelecer uma comparação entre as espessuras das barreiras calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT e para técnicas de IMRT, utilizando os mesmos parâmetros de funcionamento do LINAC;
2. Estabelecer uma comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias:
 - (a) obtidas na instalação de radioterapia externa do HSM; e (b) calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de IMRT;
 - 2.1. Primeira abordagem: utilizar na metodologia de cálculo do NCRP, a percentagem de tratamentos que atualmente se realizam no Serviço com técnicas de IMRT (30%), e o valor mais conservativo da carga de trabalho, calculado para o bunker de radioterapia externa do HSM.
 - 2.2. Segunda abordagem: utilizar na metodologia de cálculo do NCRP, a percentagem de tratamentos que atualmente se realizam no Serviço com técnicas de IMRT (30%), e o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação do bunker de radioterapia externa do HSM.
 - 2.3. Terceira abordagem: utilizar na metodologia de cálculo do NCRP, a percentagem máxima de tratamentos que se podem realizar no Serviço com

técnicas de IMRT (100%), e o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação do bunker de radioterapia externa do HSM.

3. Estabelecer uma comparação entre a espessura da porta da sala de tratamentos: (a) obtida na instalação de radioterapia externa do HSM; (b) calculada de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT; e (c) calculada de acordo com o NCRP 151, para técnicas de IMRT.

5.3.2 Descrição da instalação de radioterapia externa

A instalação de radioterapia externa do Hospital de Santa Maria de Lisboa, que foi analisada neste trabalho, encontra-se equipada com um acelerador linear de partículas da marca *Elekta*, modelo *Synergy*, capaz de trabalhar com energias até 15 MeV.

O isocentro do acelerador linear *Synergy* localiza-se a 1 metro da fonte de radiação e os ângulos de rotação da sua *gantry* são considerados simétricos.

O LINAC está preparado para funcionar com técnicas de radioterapia conformacionais a três-dimensões (3D-CRT) ou de intensidade modulada (IMRT).

A informação relativa ao tempo de funcionamento e ao número de doentes/tratamentos realizados por um dos três LINACs, existentes no Serviço de Radioterapia do Hospital de Santa Maria, encontra-se descrita na tabela 11. Esta informação é baseada nos dados referentes ao ano de 2011.

Tabela 11. Informação relativa ao funcionamento de um dos LINACs do HSM.

Informação	Valor
Nº de semanas de trabalho por ano	50
Nº de dias de trabalho por semana	5
Nº de horas de trabalho por dia	13
Nº de doentes por ano	767
Nº de doentes por semana	15,3
Nº de tratamentos por ano	14743
Nº de tratamentos por semana	295

Nos cálculos de barreiras, realizados neste trabalho, foi utilizada a energia mais elevada de funcionamento do acelerador linear, que neste caso é de 15 MeV, de maneira a serem projetadas as barreiras com as espessuras mais conservadoras.

Como se trata de um LINAC de alta energia, nos cálculos apresentados, para além de se ter em consideração o feixe de raios-X, utilizado durante o tratamento de radioterapia, também se teve em conta a contribuição da radiação de neutrões, produzida no interior da sala, e os raios gama produzidos como resultado da captura neutrónica.

As plantas da instalação de radioterapia externa encontram-se representadas nas figuras 13 e 14. Nestas plantas, estão assinalados os pontos de medição, com a numeração de P1 a P10, sobre os quais os cálculos das espessuras das barreiras foi baseado. Estes pontos localizam-se nas áreas adjacentes às barreiras e distam 0,30 m da respetiva barreira de proteção.

O isocentro do LINAC *Synergy* encontra-se representado na figura 13 sob a forma de um ponto, onde as linhas que se interseitam ao seu lado representam os feixes de radiação emitidos pelo acelerador, que pretendem informar sobre a direção de rotação da *gantry*.

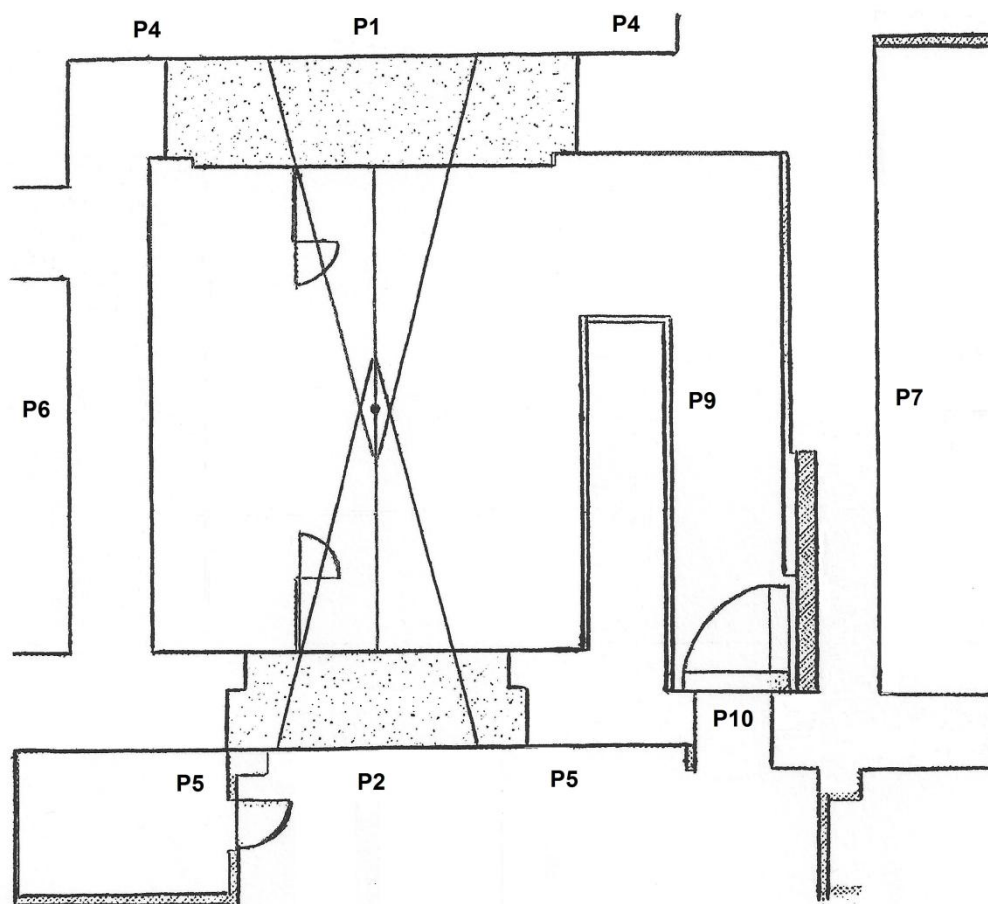


Figura 13. Planta da instalação de radioterapia externa e identificação dos pontos de medição.

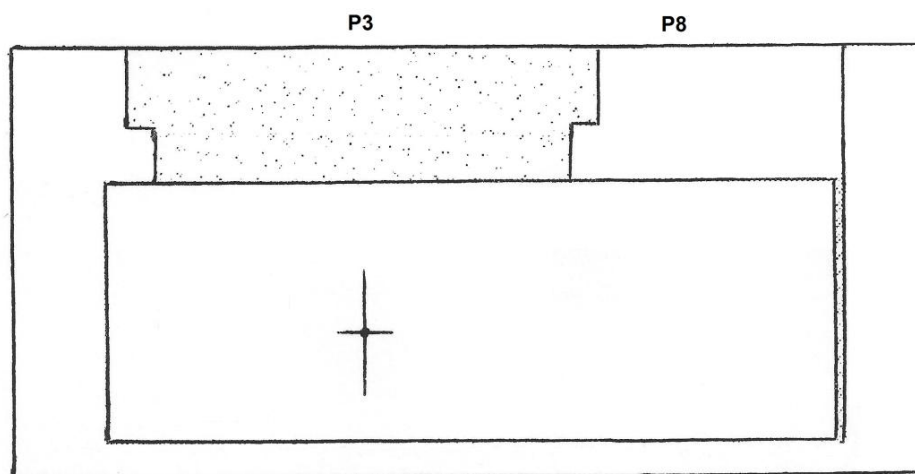


Figura 14. Planta da instalação de radioterapia externa em corte vertical e identificação dos pontos de medição.

Na tabela 12 é possível observar os tipos de barreiras de proteção existentes na instalação de radioterapia que foi analisada, assim como as respectivas áreas que lhes são adjacentes. A identificação/classificação destas estruturas foi realizada tendo como referência os pontos de medição representados nas figuras 13 e 14.

Tabela 12. Classificação das barreiras de proteção e das respectivas áreas adjacentes.

Ponto de Medição	Classificação da Barreira	Identificação da Área Adjacente à Barreira	Classificação da Área
P1	Primária	Exterior sem acentos	Não controlada
P2	Primária	Zona técnica: consolas	Controlada
P3	Primária	Teto - Exterior	Não controlada
P4	Secundária	Exterior	Não controlada
P5	Secundária	Zona técnica: gabinete e consolas	Controlada
P6	Secundária	Sala de braquiterapia adjacente	Controlada
P7	Secundária	Sala de tratamento adjacente (LINAC)	Controlada
P8	Secundária	Teto - Exterior	Não controlada
P9	Secundária	Labirinto da sala de tratamento	Controlada
P10	Porta	Zona técnica: consolas	Controlada

A barreira de proteção associada ao ponto P7 é considerada uma barreira secundária, quando estamos a ter em consideração apenas a orientação do feixe de radiação do LINAC *Synergy*.

No entanto, é necessário ter em atenção que adjacente a esta instalação encontra-se outra sala de tratamentos de radioterapia externa, onde o feixe de radiação do seu LINAC (designado de *Synergy S*) pode ser direcionado para a barreira associada ao ponto P7. Deste modo, é necessário considerar não só uma barreira secundária mas também uma barreira primária na parede que é comum às duas instalações, tal como se encontra representado na figura 15.

Nesta situação, passa a existir dois pontos de medição associados a esta barreira, que são eles:

- P7_pri : ponto de medição associado à barreira primária P7 do bunker que contém o LINAC *Synergy S*;
- P7_sec : ponto de medição associado à barreira secundária P7 do bunker que contém o LINAC *Synergy S*.

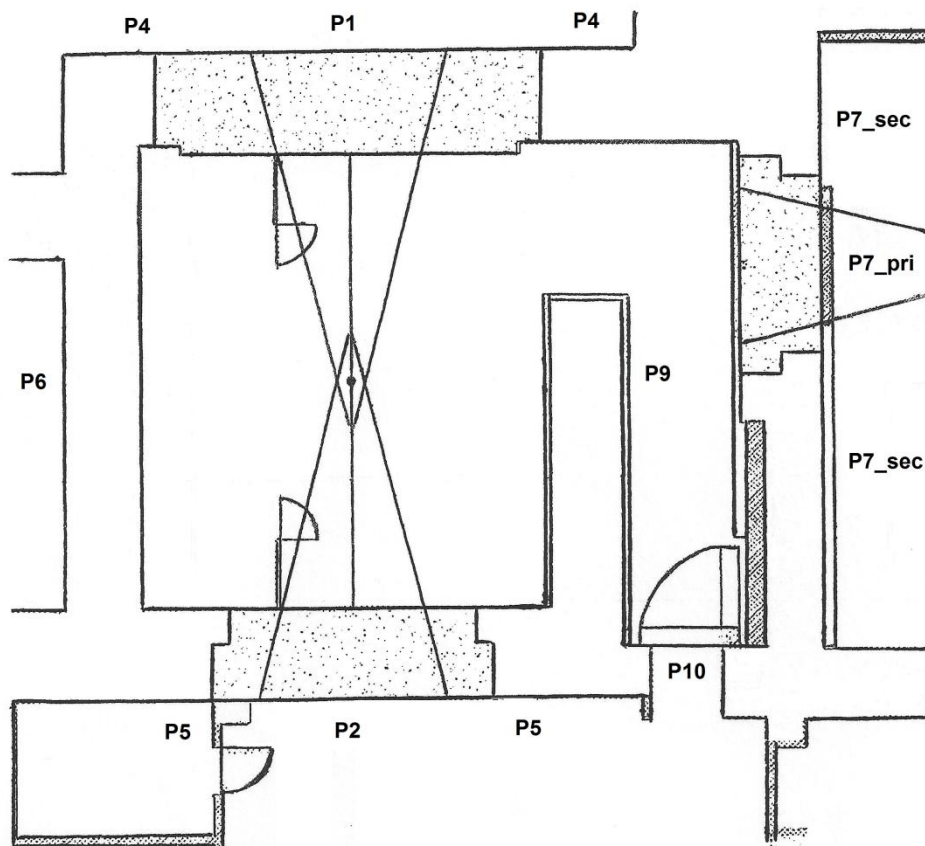


Figura 15. Planta da instalação de radioterapia externa, que tem em consideração a sala de tratamentos adjacente à instalação, e identificação dos pontos de medição.

NOTA: Quando a espessura de uma barreira de proteção pode ser calculada por mecanismos diferentes, como é o caso da barreira associada a P7 (que pode ser considerada uma

barreira secundária, tendo em conta o bunker do LINAC *Synergy*, ou uma barreira primária+barreira secundária, tendo em conta o bunker do LINAC *Synergy S*), a barreira final projetada é a resultante do mecanismo sobre o qual resultou a barreira com a maior espessura, de maneira a assegurar o cumprimento de todos os requisitos de segurança.

No caso concreto da instalação do Serviço de Radioterapia do HSM, a barreira associada ao ponto P7 é formada pela barreira primária e pela barreira secundária, que foram determinadas tendo em conta o bunker do LINAC *Synergy S*.

A instalação de radioterapia externa do HSM apresenta uma altura de 3 metros e a dimensão das suas barreiras de proteção pode ser visualizada na tabela 13.

Tabela 13. Dimensão das barreiras de proteção, que se encontram associadas aos pontos de medição das figuras 13 e 14.

Ponto de Medição	Dimensão da barreira (m)
P1	6,7 (largura)
P2	4,9 (largura)
P3	5,6 (largura) por 11,2 (comprimento)
P4	3,7 (largura)
P5	3,5 (largura)
P6	11,2 (largura)
P7	10,4 (largura)
P8	3,8 (largura) por 11,2 (comprimento)

Na projeção da instalação de radioterapia externa do HSM, os materiais utilizados na construção das barreiras de proteção foram os seguintes:

- Barreiras primárias: betão com barita;
- Barreiras secundárias: betão normal;
- Porta: Homirad-B^{® 10}

¹⁰ Homirad-B[®]: Material criado e patenteado pela empresa espanhola CT-RAD, que apresenta uma densidade entre os 3,6 – 4,1 Kg/dm³ e permite uma proteção simultânea contra fotões e neutrões (CT-RAD).

5.3.3 Dados de entrada utilizados nos cálculos de barreiras

5.3.3.1 Valores de P, U e T

A cada área adjacente a uma barreira de proteção, classificadas em áreas controladas ou não controladas (ver tabela 12), foi-lhes atribuído um limite de dose equivalente semanal, que representa o objetivo do projeto de barreiras de proteção (P) pretendido para essa área.

De acordo com a metodologia de cálculo que foi seguida neste trabalho (metodologia do NCRP 151 ou da DIN-6847), foram utilizados os valores de P descritos pelo NCRP 151 e pelo DL 180/2002, respetivamente. Assim:

- **Para as áreas controladas:** $P = 0,1 \text{ mSv/semana}$ (segundo o NCRP 151) e $P = 0,4 \text{ mSv/semana}$ (segundo o DL 180/2002);
- **Para as áreas não controladas:** $P = 0,02 \text{ mSv/semana}$ (segundo o NCRP 151 e o DL180/2002).

Para cada uma destas áreas, também lhes foi atribuído o valor dos seus fatores de utilização (U) e de ocupação (T) (ver tabela 14). Estes fatores foram utilizados nos cálculos de barreiras realizados segundo cada uma das metodologias anteriormente descritas.

Tabela 14. Fatores de utilização (U) e de ocupação (T) obtidos segundo o NCRP 151 e o DL 180/2002.

Ponto de Medição	NCRP 151		DL 180/2002	
	U	T	U	T
P1	0,25	1/40	0,25	1/16
P2	0,25	1	0,25	1
P3	0,25	1/40	0,25	1/16
P4	1	1/40	1	1/16
P5	*	1	1	1
P6	1	1/2	1	1
P7	1	1/2	1	1
P8	*	1/40	1	1/16
P9	1	1	1	1
P10	1	1	1	1

* Para o ponto P5 e P8 o fator de uso assume dois valores diferentes, ou seja, para a radiação de fuga este é igual a 1, enquanto que o fator de uso para a radiação dispersa pelo paciente (U_{ps}) é igual a 0,25 (ângulo de dispersão = 30°).

5.3.3.2 Parâmetros de funcionamento do LINAC

Os valores dos parâmetros de funcionamento do LINAC *Synergy* utilizados nos cálculos de barreiras encontram-se descritos na tabela 15. Nesta tabela, cada parâmetro é representado por um símbolo, o qual é referenciado nas equações que descrevem cada uma das metodologias de cálculo apresentadas neste capítulo.

Tabela 15. Valores dos parâmetros de funcionamento do LINAC.

Parâmetro de funcionamento	Símbolo	Valor
Máxima energia de funcionamento do LINAC ¹	E	15 MeV
Dose absorvida/tratamento ²	D	2,5 Gy
Taxa de dose máxima produzida pelo LINAC no isocentro ¹	\dot{D}_0	360 Gy/h
Área máxima do campo de radiação no isocentro ¹	F ou F_n	40 x 40 cm ² ou 0,4 x 0,4 m ²
Razão entre a taxa de dose da radiação de fuga e o feixe útil ³	$\frac{\dot{D}_0}{\dot{D}_r}$	0,001
Razão entre a taxa de dose da radiação de neutrões e o feixe útil ⁴	$\frac{\dot{D}_n}{\dot{D}_r}$	0,0005
Duração média de um tratamento (tempo que o feixe está ligado + tempo de <i>set-up</i>) ²	t	6 min

¹ Valor recolhido no manual de funcionamento do LINAC *Synergy*.

² Valor determinado com base nos dados do Serviço de Radioterapia do HSM referentes ao ano de 2011.

³ Valor proposto pelo documento NCRP 151.

⁴ Valor proposto pela norma DIN-6847.

5.3.3.3 Carga de trabalho (W)

O valor da carga de trabalho, definido na pré-instalação do bunker de radioterapia externa que contém o LINAC *Synergy*, é de: $W = 1500 \text{ Gy/semana}$.

Para além deste valor de referência, neste trabalho, efetuou-se o cálculo da carga de trabalho semanal do acelerador linear a 1 metro da fonte de raio-X (no isocentro), através de informação recolhida no Serviço de Radioterapia do HSM.

Deste modo, foram calculados quatro valores para a carga de trabalho semanal. O primeiro e o segundo valor de W , dizem respeito à carga de trabalho da radiação primária, e foram calculados com base em valores estimados e por medição direta, respetivamente. Enquanto que, o terceiro e o quarto valor de W , dizem respeito à carga de trabalho da radiação de fuga (W_L) para técnicas de IMRT, e foram calculados com base no conceito de unidades monitoras e na estimativa da percentagem de tratamentos realizados com as técnicas de IMRT.

1. Valor estimado de W :

O cálculo da carga de trabalho semanal no isocentro foi baseado no número de tratamentos realizados no ano de 2011, para um dos LINACs existentes no Serviço de Radioterapia do HSM (ver tabela 11), e no valor médio da dose absorvida por tratamento no isocentro (ver tabela 15). Ou seja:

$$W = N^{\circ} \text{ tratamentos/semana} \times \text{Dose_Absorvida/tratamento} \quad [57]$$

Assim, o valor estimado da carga de trabalho é de : $W = 737,18 \text{ Gy/semana}$.

2. Valor direto de W :

O valor direto da carga de trabalho foi obtido através da avaliação de todos os doentes do ano de 2011, que realizaram tratamentos de radioterapia externa no HSM, e que se encontravam no sistema de registo e de verificação do Serviço de Radioterapia do HSM (designado de MOSAIQ).

No total foram analisados 1337 doentes e esta avaliação foi realizada através do registo, utilizando uma folha de *Excel*, do número de frações de tratamento que cada doente realizou, da dose total que receberam durante todo o tratamento e do número de doentes tratados em função da energia de trabalho de um dos três LINACs existentes no HSM (ver tabela 16).

A carga de trabalho anual foi então calculada, para cada uma das energias de trabalho dos três LINACs do HSM, utilizando o valor da dose total, em *grays*, entregue a cada doente. Posteriormente foi calculada a carga de trabalho semanal (para as 50 semanas de trabalho que compõem um ano, ver tabela 11), com base na carga de trabalho anual total (ver tabela 17). Ou seja:

$$W_{semanal} = \frac{W_{anual}}{50} \quad [58]$$

Tabela 16. Número de frações, dose total e número de doentes tratados em 2011, de acordo com a energia e com o LINAC utilizado no tratamento.

	Synergy			Synergy S			Oncor		
	Nº frações	Dose total (Gy)	Nº doentes	Nº frações	Dose total (Gy)	Nº doentes	Nº frações	Dose total (Gy)	Nº doentes
6MV	7466	12694,79	286	3024	4825,67	175	6033	11731,56	305
10MV	2396	1821,77	127	1267	1214,77	79	10	0,8	1
15MV	10549	16047,35	496	5413	9745,67	288	6503	10507,2	347
4MeV	42	84	4	-	-	-	-	-	-
5MeV	-	-	-	-	-	-	36	93,6	1
6MeV	65	132	9	-	-	-	309	765	27
7MeV	-	-	-	-	-	-	6	16	1
9MeV	179	358	17	-	-	-	174	489	15
12MeV	37	74	5	10	20	1	144	298	19
15MeV	25	48	4	10	20	1	39	73	4
18MeV	-	-	-	-	-	-	5	10	1
TOTAL	29759	31259,91	-	9724	15826,11	-	13259	23984,16	-

Nota: Na tabela 16 os doentes estão contabilizados por energia, portanto o mesmo doente pode ter sido tratado com mais de uma energia.

Tabela 17. Carga de trabalho semanal referente ao ano de 2011 dos três LINACs do HSM.

	W_{Synergy} (Gy/semana)	W_{Synergy S} (Gy/semana)	W_{Oncor} (Gy/semana)
6MV	253,90	96,51	234,63
10MV	36,44	24,30	0,02
15MV	320,95	194,91	210,14
4MeV	1,68	-	-
5MeV	-	-	1,87
6MeV	2,64	-	15,3
7MeV	-	-	0,32
9MeV	7,16	-	9,78
12MeV	1,48	0,40	5,96
15MeV	0,96	0,40	1,46
18MeV	-	-	0,20
TOTAL	625,20	316,52	479,68

Assim, o valor real da carga de trabalho no ano de 2011 para o LINAC *Synergy* é de:
 $W = 625,20 \text{ Gy/semana}$.

NOTA IMPORTANTE: Caso não seja indicado o contrário, nos cálculos das espessuras das barreiras realizados, o valor da carga de trabalho utilizado foi o valor mais conservativo, ou seja, $W = 737,18 \text{ Gy/semana}$ (corresponde ao valor estimado).

3. Valores de W_L para técnicas de IMRT:

A carga de trabalho da radiação de fuga (W_L), para técnicas de IMRT, vai depender do fator de IMRT (C_I) e da percentagem de pacientes tratados com IMRT ($\%_{IMRT}$) (ver equação [10]). No que diz respeito ao fator C_I , este depende do número de unidades monitoras utilizadas nos tratamentos de IMRT (MU_{IMRT}) e nos tratamentos de 3D-CRT (MU_{3D_CRT}) (ver equação [8]).

Neste trabalho, os valores das unidades monitoras, necessárias para determinar o fator C_I , foram obtidos através da análise de 11 planeamentos da região da cabeça e pescoço, realizados para as técnicas de 3D-CRT e de IMRT. Estes planeamentos foram realizados tendo em conta técnicas de 3D-CRT (utilizando o sistema de planeamento Xio do HSM), que depois foram convertidos para técnicas de IMRT (utilizando o sistema de planeamento Mónico do HSM). Deste modo, através da análise do número de unidades monitoras utilizadas em cada fração de tratamento, obteve-se o número de unidades monitoras total utilizadas por paciente, para cada uma das duas técnicas de tratamento (ver tabela 18).

Tabela 18. Valor total de unidades monitoras (MU) utilizadas nos planeamentos de 3D-CRT e de IMRT, e respetivo fator C_I .

Planeamento	Total MU (3D-CRT)	Total MU (IMRT)	Fator C_I
1	458	746	1,63
2	325	529	1,63
3	461	796	1,73
4	407	634	1,56
5	293	687	2,34
6	465	525	1,13
7	374	902	2,41
8	499	596	1,19
9	460	713	1,55
10	446	639	1,43
11	422	571	1,35

O cálculo do fator C_I foi realizado individualmente para cada planeamento, sendo que o fator final, utilizado para calcular W_L , foi o fator mais conservativo, ou seja, o que apresentou um maior valor numérico. Assim, com base nos dados da tabela 18 o fator utilizado foi de: $C_I = 2,5$ (valor arredondado às décimas).

Relativamente à percentagem de pacientes tratados com IMRT ($\%_{IMRT}$) utilizada no cálculo de W_L (ver equação [10]), neste trabalho foram analisadas duas situações. Na primeira

situação assumiu-se que todos os tratamentos foram realizados com técnicas de IMRT, isto é, $\%_{IMRT} = 1$. Na segunda situação assumiu-se que 70% dos tratamentos foram realizados com 3D-CRT e 30% com IMRT, ou seja, $\%_{IMRT} = 0,3$.

Deste modo foram obtidos dois valores para a carga de trabalho da radiação de fuga para técnicas de IMRT, tal como é possível observar na tabela 19.

Tabela 19. Carga de trabalho semanal da radiação de fuga (W_L), de acordo com a percentagem de tratamentos de IMRT realizados.

Percentagem de tratamentos de IMRT	W_L (Gy/semana)
$\%_{IMRT} = 1$	1842,95
$\%_{IMRT} = 0,3$	1068,91

5.3.3.4 Ângulos de dispersão e fração de dispersão

A radiação de fótons que é dispersa pelo paciente, posteriormente atinge cada uma das barreiras de proteção segundo um determinado ângulo, que é designado de ângulo de dispersão.

A medição do ângulo de dispersão, associado a cada barreira, foi realizada utilizando como ponto central a projeção do isocentro do LINAC na barreira associada ao ponto P1 da figura 13, e utilizando como abertura máxima do ângulo, o local, da barreira a ser calculada, correspondente à menor distância entre esta e o isocentro.

Assim, para as barreiras secundárias associadas aos pontos de medição identificados nas figuras 13 e 14, os seus ângulos de dispersão encontram-se descritos na tabela 20.

Tabela 20. Ângulo de dispersão da radiação de fótons dispersos pelo paciente nas barreiras de proteção secundárias associadas aos pontos de medição das figuras 13 e 14.

Ponto de Medição	Ângulo de Dispersão θ (°)
P4	38
P5	30
P6	90
P7	90
P8	30

A influência do ângulo de dispersão nos cálculos das espessuras das barreiras capazes de atenuar a radiação de fótons dispersos pelo paciente, é contabilizada na metodologia NCRP, através da utilização da fração de dispersão, representada por $a(\theta)$ (ver equação [21]). Este fator representa a fração de radiação do feixe primário que é dispersa pelo paciente, segundo um determinado ângulo θ .

Na tabela 21 encontram-se representados os valores de $a(\theta)$ utilizados nos cálculos de barreiras realizados neste trabalho, segundo a metodologia descrita pelo NCRP. Os valores da fração de dispersão foram retirados do documento NCRP 151, mas uma vez que neste documento não se encontram contemplados os valores associados a feixes de 15 MV, nos cálculos de barreiras foram utilizados os valores associados aos feixes de 18 MV descritos neste documento, contemplando assim a situação mais próxima do real e mais conservativa encontrada.

Tabela 21. Fração de dispersão medida a 1 metro de um fantoma humano, situado a 1 metro da fonte de raio-X, utilizando um feixe de 18 MV e um campo de radiação de 400 cm².

Ângulo de Dispersão θ (°)	Fração de Dispersão $a(\theta)$
30	$2,53 \times 10^{-3}$
45	$8,64 \times 10^{-4}$
90	$1,89 \times 10^{-4}$

5.3.3.5 Distâncias

Os valores das distâncias utilizadas nos cálculos de barreiras foram medidos diretamente da instalação de radioterapia externa e depois foram comparados com os valores medidos na planta de instalação.

A identificação destas distâncias encontra-se de acordo com as equações descritas neste capítulo, referentes às metodologias do NCRP 151 e da DIN-6847, e podem ser visualizadas na tabela 22.

Tabela 22. Distâncias utilizadas nos cálculos das espessuras das barreiras de proteção, associadas aos pontos de medição representados nas figuras 13 e 14.

Ponto de Medição	Distância (m)	
	NCRP 151	DIN-6847
P1	$d_{pri} = 6,0$	$a_n = 7,0$
P2	$d_{pri} = 5,8$	$a_n = 6,8$
P3	$d_{pri} = 3,6$	$a_n = 4,6$
P4	$d_L = 7,6$ $d_{sec} = 7,6$	$a_n = 8,4$ $a_s = 7,6$ $a_d = 8,4$
P5	$d_L = 6,5$ $d_{sec} = 6,5$	$a_n = 7,5$ $a_s = 6,5$ $a_d = 7,5$
P6	$d_L = 5,2$ $d_{sec} = 5,2$	$a_n = 5,2$ $a_s = 5,2$ $a_d = 5,2$
P7	$d_L = 8,5$ $d_{sec} = 8,5$	$a_n = 8,5$ $a_s = 8,5$ $a_d = 8,5$
P8	$d_L = 6,0$ $d_{sec} = 6,0$	$a_n = 6,2$ $a_s = 6,0$ $a_d = 6,2$
P9	$d_L = 6,7$	$a_n = 4,8$ $a_s = 4,8$ $a_d = 4,8$
P10	$d_{pp} = 5,0$ $d_r = 6,5$ $d_z = 5,6$ $d_{zz} = 8,7$ $d_{sec} = 7,0$ $d_L = 6,7$ $d_1 = 6,0$ $d_2 = 7,1$	$a_t = 6,0$ $a_g = 13,0$

Nota: A distância entre a fonte de radiação e o isocentro é de 1 metro ($d_{sca} = a_0 = 1\text{ m}$).

5.3.3.6 TVL

Os cálculos de barreiras efetuados neste projeto foram realizados para vários tipos de materiais, de maneira a ser possível estabelecer uma comparação do impacto económico causado por cada uma das construções, tal como se encontra detalhado nos objetivos específicos deste trabalho.

Na tabela 23, encontra-se uma lista de todos os materiais utilizados na construção das barreiras de proteção, o valor da sua densidade, assim como a identificação da barreira de proteção onde foram aplicados.

Tabela 23. Materiais utilizados na construção das barreiras da instalação de radioterapia externa.

Material	Densidade (g/cm ³)	Barreira aplicada
Betão normal	2,35	Primárias e secundárias
Betão com barita	3,2	Primárias e secundárias
Aço/Ferro	7,87	Primárias e secundárias
Chumbo	11,35	Primárias e secundárias
Parafina	0,9	Porta

Ambas as metodologias de cálculo, avaliadas neste projeto (NCRP e DIN), baseiam-se no conceito de TVL para projetar as barreiras de proteção.

Nas tabelas seguintes são apresentados os valores de TVL, para a radiação primária, a radiação secundária e a radiação de neutrões, utilizados nos cálculos de barreiras para uma energia nominal de trabalho do acelerador linear de 15 MeV.

Tabela 24. TVL da radiação primária com uma energia nominal de 15 MeV, para diferentes materiais, de acordo com o NCRP 151.

Material	TVL ₁ (cm)	TVL _e (cm)
Betão normal	44	41
Betão com barita	32,3	30,1
Aço/Ferro	11	11
Chumbo	5,7	5,7

Tabela 25. TVL da radiação de fuga com uma energia nominal de 15 MeV, para diferentes materiais, de acordo com o NCRP 151.

Material	TVL ₁ (cm)	TVL _e (cm)
Betão normal	36	33
Betão com barita	26,4	24,2
Aço/Ferro	9,6	9,6
Chumbo	5,6	5,6

Tabela 26. TVL da radiação de fótons dispersos pelo paciente com uma energia nominal de 15 MeV, para diferentes materiais, de acordo com o NCRP 151.

Material	Ângulo de dispersão (°)					
	15	30	45	60	90	135
Betão normal	42	31	26	23	18	15
Betão com barita	25,3	22,8	19,1	16,9	13,2	11
Aço/Ferro	8,9	8,2	7,4	6,7	5,9	4,8
Chumbo	5,4	5	4,1	3,1	2,1	1,3

Tabela 27. TVL da radiação de fótons com energia de 3,6 MeV e da radiação de neutrões com energia de 100 keV, para o chumbo e para a parafina, respetivamente, de acordo com o NCRP 151.

Material	TVL (cm)
Chumbo ($E = 3,6 \text{ MeV}$)	6,1
Parafina ($E = 100 \text{ keV}$)	8

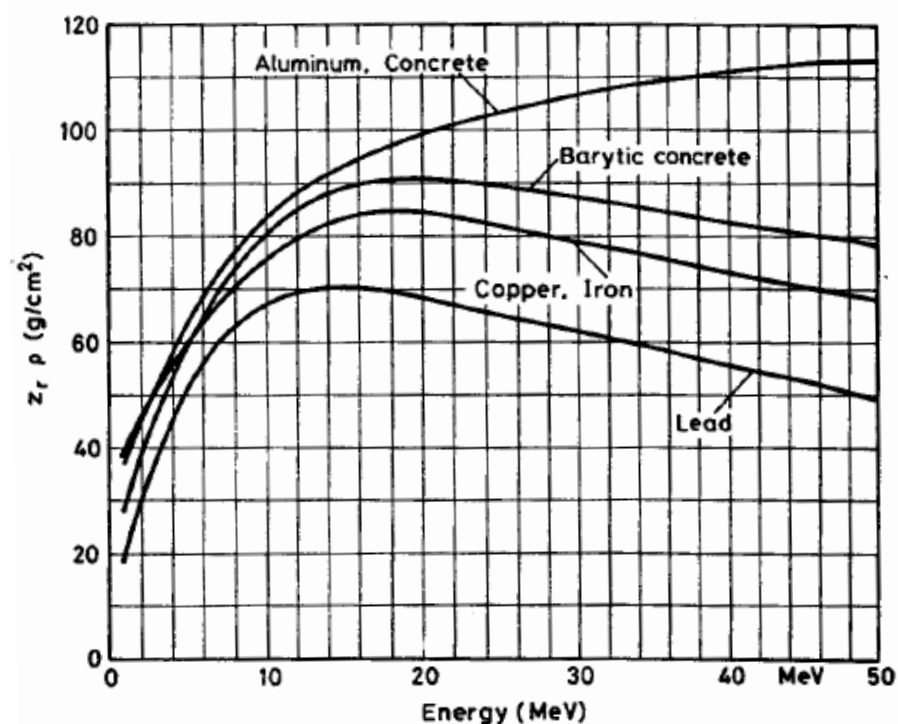


Figura 16. Representação gráfica dos valores mássicos dos TVLs da radiação primária, em função da energia dos raios-X, para diferentes materiais, de acordo com a DIN-6847 (imagem retirada de (Ródenas, et al., 1993)).

Tabela 28. TVL da radiação de fótons dispersos pelo paciente (radiação secundária) e da radiação terciária, para diferentes materiais, de acordo com a DIN-6847.

Material	TVL (cm)
Betão normal	17
Betão com barita	9
Aço/Ferro	5
Chumbo	1,5

Tabela 29. TVL da radiação de neutrões diretos e da radiação de neutrões dispersos, para diferentes materiais, de acordo com a DIN-6847.

Material	Neutrões diretos		Neutrões dispersos
	TVL ₁ (cm)	TVL _e (cm)	TVL ₁ (cm)
Betão normal	25	16	13
Betão com barita	25	16	13
Aço/Ferro	42*	42*	37*
Chumbo	42*	42*	37*
Parafina	15	10	8

* No caso dos materiais de proteção que contenham um número atômico superior a 10, é necessário adicionar, na barreira oposta à fonte de neutrões, uma espessura suplementar correspondente a 0,3 vezes o valor do TVL de um material hidrogenado, de maneira a garantir a proteção contra os neutrões.

Tabela 30. TVL da radiação de fótons com energia de 0,5 MeV, para o chumbo e para o Homirad-B[®], de acordo com o catálogo da empresa CT-RAD[®].

Material	TVL (cm)
Chumbo ($E = 0,5 \text{ MeV}$)	1,7
Homirad-B [®] ($E = 0,5 \text{ MeV}$)	8

Tabela 31. TVL da radiação de neutrões com energia de 100 keV, para a parafina e para o Homirad-B[®], de acordo com o catálogo da empresa CT-RAD[®].

Material	TVL (cm)
Parafina ($E = 100 \text{ keV}$)	8
Homirad-B [®] ($E = 100 \text{ keV}$)	5,3

5.3.4 Procedimento da medição do débito de dose

A medição do débito de dose de radiação X, efetuada diretamente na instalação de radioterapia externa, foi realizada pelo Instituto Técnico e Nuclear (ITN), após a construção do bunker, de maneira a se poder obter uma licença de funcionamento.

As medições do débito de dose foram realizadas para as barreiras primárias (P1 e P2) e para as barreiras secundárias (P5, P6 e P7), identificadas nas figuras 13 e 14. Relativamente à

barreira associada ao ponto de medição P5, nesta medição esta foi subdividida em duas barreiras diferentes que se encontram associadas aos pontos de medição P5_lab e P5_braqui, onde:

- P5_lab : ponto de medição associado à barreira secundária P5 localizada junto ao labirinto da instalação de radioterapia;
- P5_braqui : ponto de medição associado à barreira secundária P5 localizada junto à instalação de braquiterapia.

Para as barreiras associadas aos pontos de medição P2, P5 e P6 esta medição foi realizada através da utilização de uma câmara de ionização Mini-Instruments, modelo SmartION 2120S, S/N: M0006601, onde os valores obtidos são afetados por uma incerteza de 4%, de acordo com o certificado de calibração. Nas restantes barreiras (associadas aos pontos de medição P1 e P7) utilizou-se uma câmara de ionização Victoreen Inovision, modelo 451P-DE-SI, S/N: 6001, cuja incerteza é inferior a 16%, de acordo com o certificado de calibração.

Para a determinação do débito de dose da radiação transmitida através das barreiras, radiação primária e radiação secundária dispersa num fantoma, definiram-se várias orientações do feixe de radiação. Estas orientações foram identificadas pelos ângulos de rotação da cabeça do acelerador linear, sendo que o ângulo de 0° corresponde à orientação vertical no sentido de cima para baixo. A rotação da cabeça do acelerador foi realizada no sentido dos ponteiros do relógio, e foram realizadas medições para os ângulos de 0°, 90°, 180° e 270° (ângulos principais) e para os ângulos de 65°, 111°, 230° e 294,5° (ângulos correspondentes às arestas principais da sala de tratamentos).

Relativamente ao fantoma, este foi colocado na mesa de suporte do paciente, longitudinalmente e no isocentro (situado a 1 m da fonte de raio-X).

As medições foram realizadas em vários pontos, separados entre si por 0,5 m, de um reticulado constituído por três níveis de altura, que se encontrava atrás de cada uma das barreiras de proteção acessíveis. Os três níveis de altura do reticulado eram os seguintes:

- 1,80 m (altura aproximada do cristalino do homem-padrão);
- 1,30 m (altura aproximada do tronco do homem-padrão);
- 0,80 m (altura aproximada das gónadas do homem-padrão).

As medições do débito de dose foram realizadas com o LINAC a funcionar com os parâmetros mais exigentes, ou seja:

- Potencial de aceleração: 15 MV;
- Campo da radiação no isocentro: 40 x 40 cm;
- Débito de dose no isocentro: 600 UM/min.

Os resultados obtidos na medição do débito de dose, realizada pelo ITN após a construção do bunker de radioterapia, encontram-se descritos na tabela 52.

Relativamente ao cálculo teórico do débito de dose de radiação X nas barreiras primárias e secundárias, este foi realizado através do cálculo da taxa de dose equivalente instantânea (IDR), descrita nas equações [18] e [26] da metodologia do NCRP 151.

6 Estudo II:

Cálculo de Barreiras em Instalações de Braquiterapia

Nos tratamentos de braquiterapia podem ser utilizados uma variedade de nuclídeos, sendo que, em cada tratamento, apenas um nuclídeo específico constitui a(s) fonte(s) de radiação.

Enquanto que os nuclídeos de baixa energia, utilizados nos procedimentos de braquiterapia de LDR, podem não necessitar de mecanismos de blindagem especiais (IAEA, 2006), o mesmo não acontece para os nuclídeos de elevada energia, onde as barreiras, da sala de tratamentos equipada com o equipamento de *afterloading* remoto de HDR, precisam de ser projetadas com espessuras razoáveis, de maneira a garantirem a proteção necessária.

As barreiras de proteção das instalações de braquiterapia devem ser suficientes para reduzir para um nível aceitável, a radiação primária emitida diretamente pela fonte de radiação, nos pontos de medição exteriores às barreiras. Como as fontes de radiação utilizadas nestes procedimentos são isotrópicas e não colimadas, estas vão emitir radiação em todas as direções (Podgorsak, 2005). Deste modo, numa instalação de braquiterapia, todas as barreiras de proteção radiológica, ou seja, todas as paredes, o teto e o chão, são consideradas barreiras primárias (IAEA, 2006).

Para além da radiação primária, no interior da sala de tratamentos também ocorre a formação de radiação secundária, sob a forma de radiação dispersa. Esta radiação é produzida pela interação do feixe primário no paciente ou nas superfícies da sala de tratamentos. Como todas as barreiras de proteção da instalação de braquiterapia são projetadas como sendo barreiras primárias, estas também são capazes de atenuar a radiação dispersa pelo paciente e pelas superfícies da sala, uma vez que a radiação secundária é menos energética que a radiação primária.

Ao contrário do que acontece com as instalações de radioterapia externa de megavoltagem, as instalações de braquiterapia não necessitam de ter uma porta blindada, se no interior da sala existir um labirinto (IAEA, 2006).

Como nos tratamentos de braquiterapia estão envolvidas energias tipicamente da ordem dos poucos MeV (ver tabela 3), não ocorre a formação de neutrões¹¹, e deste modo a radiação de fótons dispersos é facilmente atenuada através da utilização do labirinto.

Numa instalação de braquiterapia, é fundamental limitar a posição da fonte de radiação no interior da sala, de maneira a facilitar os requisitos de blindagem, que têm de ser calculados para todas as posições possíveis da fonte.

6.1 Tipos de radiação provenientes do equipamento de braquiterapia

Os raios gama são uma forma de radiação eletromagnética emitida por núcleos radioativos sob a forma de “pacotes” de energia, designados de fótons, e são frequentemente acompanhados pela emissão de partículas alfa e beta, a partir do mesmo núcleo (Shapiro, 2002).

Nos equipamentos de raio-X é possível gerar ondas eletromagnéticas com diversos comprimentos de onda, através do ajuste da tensão aplicada ao equipamento. O mesmo não acontece com os radionuclídeos, pois estes emitem radiação gama característica do seu elemento emissor, ou seja, cada radionuclídeo emite uma quantidade de energia específica com um determinado comprimento de onda. A quantidade de energia emitida por um radionuclídeo é da ordem dos poucos MeV, por exemplo a energia média dos fótons do Co-60 é de 1,25 MeV e do Ir-192 é de 0,37 MeV (IAEA, 2006).

A interação dos raios gama com a matéria ocorre através de efeito fotoelétrico, de interação de Compton e de produção de pares, tal como acontece com os raios-X, de onde pode resultar a produção de novos fótons e eletrões. Enquanto que, a contribuição dos eletrões no processo de deposição de dose pode ser ignorada, devido ao seu pequeno alcance, a contribuição dos fótons é indispensável para a realização do projeto das barreiras de proteção da sala de tratamentos.

O feixe de radiação primário que é considerado no projeto das barreiras de proteção das instalações de braquiterapia consiste em radiação gama, que é emitida por radionuclídeos como resultado do seu decaimento radioativo. Como já foi referido anteriormente, durante este decaimento também pode haver a formação de partículas alfa e beta, mas estas, juntamente com os fótons de baixa energia, são absorvidas pelo material que se encontra a envolver a fonte de radiação (a cápsula), não contribuindo assim para o feixe de radiação primário (Hoskin, et al., 2011).

¹¹ A produção, interação e deposição de dose pelos neutrões são considerações importantes a ter em conta em técnicas de radioterapia que envolvam feixes de fótons com energias superiores a 10 MeV (Vega-Carrillo, 2011).

O feixe primário pode sofrer dispersão no paciente e nas superfícies da sala de tratamentos, dando origem a fótons gama menos energéticos que os fótons incidentes (radiação secundária).

Existem quatro fatores que influenciam a distribuição de dose de uma fonte radioativa, que são: a distância entre a fonte e o local de medição de dose (que segue a lei do inverso do quadrado da distância); a absorção e dispersão de fótons no núcleo da fonte ou no seu encapsulamento; a atenuação de fótons primários no meio; e a formação de fótons dispersos na sala de tratamentos (Halperin, et al., 2008).

6.2 Recomendações internacionais para o cálculo de barreiras

A metodologia utilizada nos cálculos de barreiras de proteção apresentada neste trabalho, para instalações de braquiterapia, vai ser descrita com base nas recomendações emitidas pela Agência Internacional de Energia Atômica, no seu documento nº 47 (IAEA 47) (IAEA, 2006).

6.2.1 Metodologia IAEA 47

De acordo com as recomendações emitidas no IAEA 47 as espessuras das **barreiras primárias**, de uma instalação de braquiterapia, podem ser calculadas através da seguinte equação:

$$Espessura = TVL \times N \quad [59]$$

com

$$N = \log_{10} \left(\frac{1}{B} \right) \quad [60]$$

onde *TVL* representa a primeira espessura deci-redutora (em milímetros), e é uma função do tipo de nuclídeo, utilizado no tratamento, e do tipo de material, utilizado na construção da barreira; *N* é o número de TVLs necessários para produzir a atenuação pretendida do feixe de radiação; e *B* é o fator de atenuação da barreira primária.

O fator de atenuação da barreira primária pode ser determinado tendo em conta o limite de dose equivalente (objetivo do projeto de barreiras de proteção), que assume diferentes valores consoante a área adjacente à instalação seja uma área controlada ou não controlada (ver tabela 5). Deste modo, o fator de atenuação da barreira primária (*B*) capaz de reduzir a intensidade do

feixe de radiação de acordo com o limite estabelecido, pode ser calculado através da seguinte equação:

$$B = \frac{P d^2}{W U T} \quad [61]$$

onde P representa o limite de dose equivalente ($\mu\text{Sv}/\text{semana}$); d é a distância entre a fonte de radiação e o ponto de medição (m); W é a carga de trabalho, calculada através da equação [11] ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$); U é o fator de utilização; e T é o fator de ocupação da área adjacente à barreira de proteção.

Uma vez calculada a espessura da barreira de proteção é conveniente realizar, seguidamente, o cálculo da taxa de dose equivalente instantânea em cada ponto de interesse exterior à barreira. O resultado obtido neste cálculo poderá, posteriormente, ser comparado com o valor da dose de radiação medido diretamente nesses mesmos pontos, após a construção da instalação de braquiterapia, de maneira a proceder à validação da construção efetuada.

A taxa de dose equivalente instantânea (IDR) no ponto de medição exterior à barreira primária, em $\mu\text{Sv}/\text{h}$, é dada pela seguinte equação:

$$IDR = \frac{D_0 B}{d^2} \quad [62]$$

onde D_0 é a taxa de dose que chega ao ponto de medição ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$), e pode ser calculada através da seguinte equação:

$$D_0 = RAKR \times A \quad [63]$$

onde $RAKR$ é a taxa de kerma no ar de referência para a fonte de radiação ($\mu\text{Gy}\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$); e A representa a atividade total das fontes de radiação utilizadas no tratamento (TBq).

Para as áreas não controladas, adjacentes à sala de braquiterapia, é recomendável que o valor de IDR não exceda os $7,5 \mu\text{Sv}/\text{h}$, de acordo com as regulamentações do Reino Unido (IPEM, 2002). Caso este valor seja excedido é necessário voltar a calcular a espessura final da barreira de proteção.

Genericamente, a espessura da barreira necessária para reduzir o valor de IDR para um nível aceitável, no ponto de medição exterior à barreira, é calculada através da equação [59], utilizando o seguinte fator de atenuação (B_{IDR}):

$$B_{IDR} = \frac{P_{IDR} d^2}{D_0} \quad [64]$$

onde P_{IDR} é o limite máximo da taxa de dose instantânea recomendado ($\mu\text{Sv/h}$); d é a distância entre a fonte de radiação e o ponto de medição (m); e D_0 é a taxa de dose máxima ($\mu\text{Gy.m}^2/\text{h}$), que é calculada com base no número máximo de fontes de radiação disponíveis.

Também para as áreas não controladas, é necessário verificar se a taxa de dose equivalente que atravessa a barreira num determinado período de tempo (TADR) não excede os $0,5 \mu\text{Sv/h}$ nas 8 horas de trabalho diário, de acordo com as regulamentações do Reino Unido (IPEM, 2002).

O cálculo do TADR é realizado para o pior cenário encontrado, ou seja, assumindo o número máximo de pacientes tratados nas 8 horas de trabalho diário (n), onde cada paciente utiliza no seu tratamento o número máximo de fontes de radiação disponíveis, durante o maior período de tempo praticado (t). Neste cálculo também é tido em conta a quantidade de radiação que é atenuada pelo paciente (*TissueAirRatio*). Deste modo o TADR nas 8 horas de trabalho diário pode ser calculado através da seguinte equação:

$$TADR = \frac{IDR \times t \times TissueAirRatio \times n}{8} \quad [65]$$

Relativamente à espessura da **parede do labirinto** da sala de tratamentos, esta também é considerada uma barreira primária, e deste modo a sua espessura é calculada através da equação [59], utilizando como fator de atenuação o fator descrito pela equação [64], uma vez que é recomendável que o valor de P_{IDR} não exceda os $7,5 \mu\text{Sv/h}$, na área de entrada do labirinto. No entanto, para esta situação, o valor de D_0 na equação [64] não é calculado com base no número máximo de fontes de radiação disponíveis, mas sim com base no número de fontes de radiação utilizadas no tratamento, tal como acontece na equação [63].

Após efetuado o calculado da espessura da parede do labirinto é necessário verificar se o somatório das taxas de dose, que chegam à entrada do labirinto (junto à porta da sala de tratamentos), não excede os $7,5 \mu\text{Sv/h}$. Uma vez que, a porta da instalação de braquiterapia não necessita de ter uma blindagem especial no caso de a instalação ter um labirinto, e deste modo é fundamental assegurar que os princípios de segurança junto à porta são cumpridos.

A dose à entrada do labirinto resultará da radiação primária que é transmitida através do paciente e da parede do labirinto, e também da radiação primária que sofre dispersão na parede da sala de tratamentos que se encontra de frente para a entrada do labirinto (ver figura 17).

A taxa de dose à entrada do labirinto resultante da radiação primária que é transmitida através do paciente e da parede do labirinto (DR_p), em $\mu\text{Sv/h}$, pode ser calculada através da seguinte equação:

$$DR_p = P_{IDR} \times TissueAirRatio \quad [66]$$

A taxa de dose à entrada do labirinto resultante da radiação primária que sofre dispersão na parede da sala de tratamentos, que se encontra de frente para a entrada do labirinto (DR_w), em $\mu\text{Sv/h}$, pode ser calculada através da seguinte equação:

$$DR_w = \frac{D_0 \times TissueAirRate}{d_1^2} \times \frac{\alpha_1 A_1 \alpha_2 A_2}{d_2^2 d_3^2} \quad [67]$$

onde D_0 é a taxa de dose ($\mu\text{Gy.m}^2/\text{h}$), que é calculada com base no número de fontes de radiação utilizadas no tratamento; *TissueAirRate* é a quantidade de radiação que é atenuada pelo paciente; α_1 é o coeficiente de reflexão da primeira superfície de dispersão; A_1 é a área da primeira superfície de dispersão (m^2); α_2 é o coeficiente de reflexão da segunda superfície de dispersão; A_2 é a área da segunda superfície de dispersão (m^2); d_1 é a distância entre a fonte de radiação e a primeira superfície de dispersão (m); d_2 é a distância entre a primeira e a segunda superfícies de dispersão, ou seja, corresponde ao comprimento interior do labirinto (m); e d_3 é a distância entre a segunda superfície de dispersão e a porta (m) (ver figura 17).

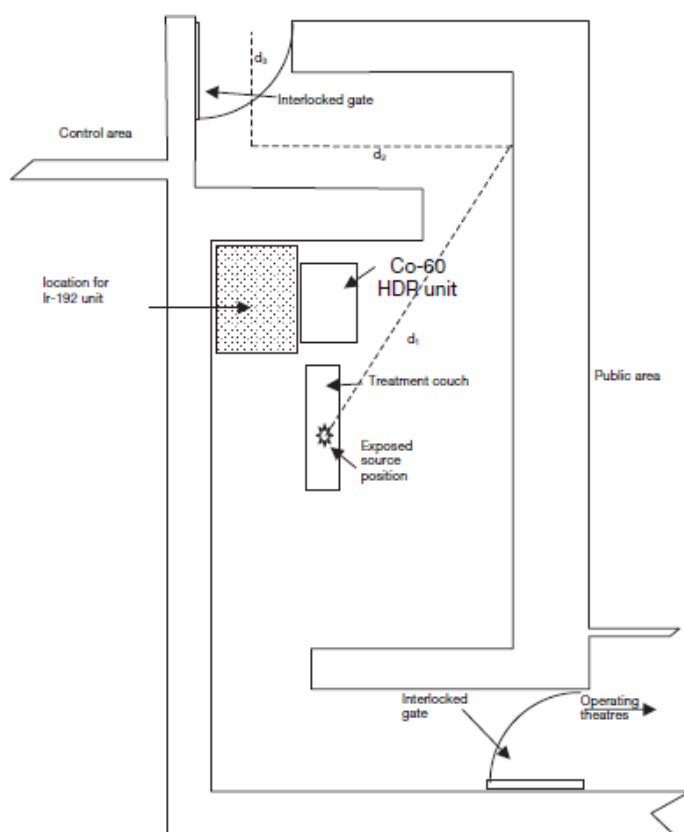


Figura 17. Esquema de uma instalação de braquiterapia (imagem retirada de (IAEA, 2006)).

6.3 Materiais e métodos

6.3.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho, relativos à instalação de braquiterapia, foram os seguintes:

OBJETIVO 1: Comparar a influência, dos valores de P, U e T descritos na legislação portuguesa em vigor, que contempla os cálculos de barreiras de proteção radiológica em radioterapia, com os valores referenciados em recomendações internacionais, nas espessuras das barreiras de proteção das instalações de braquiterapia,

Esta avaliação foi realizada através do seguinte procedimento:

1. Estabelecer uma comparação entre as espessuras das barreiras calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL 180/2002 e na legislação do Reino Unido (referida na tabela 2 do IAEA 47). Realizar estes cálculos para a fonte existente na instalação de braquiterapia do HSM, utilizando o valor real da sua atividade;
2. Estabelecer uma comparação entre as espessuras das barreiras: (a) obtidas na instalação de braquiterapia do HSM; (b) calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido (referida na tabela 2 do IAEA 47); e (c) calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL 180/2002;
 - 2.1. Primeira abordagem: efetuar os cálculos do ponto (b) para a fonte existente na instalação de braquiterapia do HSM, utilizando o valor real da sua atividade.
 - 2.2. Segunda abordagem: efetuar os cálculos do ponto (b) para a fonte existente na instalação de braquiterapia do HSM, utilizando o valor máximo da sua atividade prevista.
 - 2.3. Terceira abordagem: efetuar os cálculos dos pontos (b) e (c) para a fonte existente na instalação de braquiterapia do HSM, utilizando o valor máximo da atividade, permitido pelo equipamento de *afterloading* remoto de HDR do HSM.

OBJETIVO 2: Estudar o impacto económico causado pela utilização de diferentes materiais na construção das barreiras da instalação de braquiterapia.

Esta avaliação foi realizada através da comparação do impacto económico causado pela construção das barreiras de proteção, calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido (descrita na tabela 2 do IAEA 47), e utilizando os seguintes materiais:

- Betão normal;
- Aço/Ferro;
- Chumbo.

6.3.2 Descrição da instalação de braquiterapia

A instalação de braquiterapia do Hospital de Santa Maria de Lisboa encontra-se equipada com um equipamento *afterloading* remoto de HDR. Este equipamento trabalha com uma única fonte de radiação, que é constituída por um radioisótopo de Ir-192 com uma atividade de 370 GBq.

Como a energia média dos raios gama do Ir-192 é de 0,37 MeV, a radiação envolvida nos cálculos de barreiras é constituída unicamente por fotões.

A posição do equipamento de HDR encontra-se limitada no interior da instalação de braquiterapia. Este situa-se junto à parede do labirinto da instalação e apenas se consegue deslocar paralelamente à mesa de tratamento.

Na sala de tratamentos para além do equipamento de *afterloading* remoto de HDR também existe um equipamento de raio-X capaz de adquirir imagens a 2D, que permitem localizar os implantes radioativos no interior do paciente.

A informação relativa ao tempo de funcionamento e ao número de doentes/tratamentos realizados na instalação de braquiterapia do Hospital de Santa Maria encontra-se descrita na tabela 32. Esta informação foi baseada nos dados referentes ao ano de 2011, recolhidos no HSM.

Tabela 32. Informação relativa à instalação de braquiterapia do HSM.

Informação	Valor
Nº de semanas de trabalho por ano	50
Nº de dias de trabalho por semana	5
Nº de horas de trabalho por dia	8
Nº de doentes por ano	270
Nº de doentes por semana	5,4
Nº de tratamentos por ano	1000
Nº de tratamentos por semana (<i>n</i>)	20

As plantas da instalação de braquiterapia do HSM encontram-se representadas nas figuras 18 e 19.

Nestas plantas encontram-se assinalados os pontos de medição, com a numeração de P1 a P6, sobre os quais os cálculos das espessuras das barreiras foi baseado. Estes pontos localizam-se nas áreas adjacentes às barreiras e distam 0,30 m da respetiva barreira de proteção.

Os dois pontos identificados nas figuras 18 e 19 representam as posições máximas que a fonte de radiação pode ocupar durante o tratamento de braquiterapia.

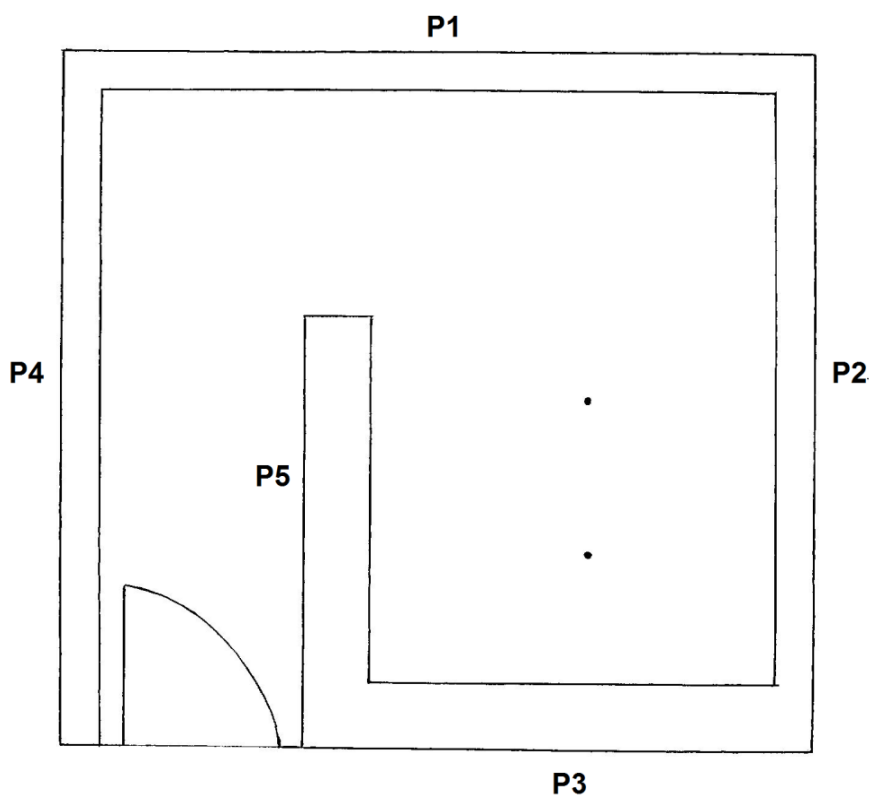


Figura 18. Planta da instalação de braquiterapia e identificação dos pontos de medição.

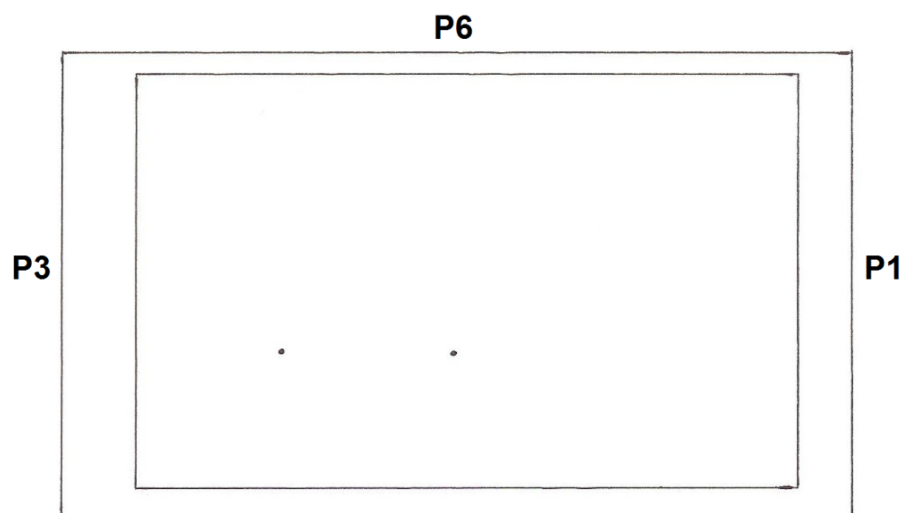


Figura 19. Planta da instalação de braquiterapia em corte vertical e identificação dos pontos de medição.

Na tabela 33 é possível observar os tipos de barreiras de proteção existentes na instalação de braquiterapia que foi analisada, assim como as respectivas áreas que lhes são adjacentes. A identificação/classificação destas estruturas foi realizada tendo como referência os pontos de medição representados nas figuras 18 e 19.

Tabela 33. Classificação das barreiras de proteção e das respectivas áreas adjacentes.

Ponto de Medição	Classificação da Barreira	Identificação da Área Adjacente à Barreira	Classificação da Área
P1	Primária	Exterior com acentos	Não controlada
P2	Primária	Sala de tratamento adjacente (LINAC)	Controlada
P3	Primária	Zona técnica: consolas	Controlada
P4	Primária	Enfermaria/Armazém	Controlada
P5	Primária	Labirinto sala de tratamento: área de trabalho	Controlada
P6	Primária	Teto - Exterior	Controlada

A instalação de braquiterapia do HSM apresenta uma altura de 3,9 metros e a dimensão das suas barreiras de proteção pode ser visualizada na tabela 34.

Tabela 34. Dimensão das barreiras de proteção, que se encontram associadas aos pontos de medição das figuras 18 e 19.

Ponto de Medição	Dimensão da barreira (m)
P1	7,5 (largura)
P2	6,4 (largura)
P3	4,6 (largura)
P4	7,0 (largura)
P5	4,6 (largura)
P6	7,5 (largura) por 6,4 (comprimento)

Neste estudo foi considerado que, o material utilizado na construção de todas as barreiras de proteção foi o betão normal.

6.3.3 Dados de entrada utilizados nos cálculos de barreiras

6.3.3.1 Valores de P, U e T

A cada área adjacente a uma barreira de proteção, classificadas em áreas controladas ou não controladas (ver tabela 33), foi-lhes atribuído um limite de dose equivalente semanal, que representa o objetivo do projeto de barreiras de proteção (P) pretendido para essa área.

De acordo com os objetivos específicos deste trabalho e seguindo a metodologia de cálculo descrita pelo IAEA 47, foram utilizados os valores de P descritos pela legislação do Reino Unido (valores mais conservadores sugeridos pelo IAEA 47) e pela legislação portuguesa. Assim:

- **Para as áreas controladas:** $P = 120 \mu Sv/semana$ (segundo a legislação do Reino Unido) e $P = 400 \mu Sv/semana$ (segundo o DL 180/2002) ;
- **Para as áreas não controladas:** $P = 6 \mu Sv/semana$ (segundo a legislação do Reino Unido) e $P = 20 \mu Sv/semana$ (segundo o DL 180/2002).

Para cada uma destas áreas, também lhes foi atribuído o valor dos seus fatores de utilização (U) e de ocupação (T) (ver tabela 35). Estes fatores foram utilizados separadamente nos cálculos de barreiras, realizados segundo a metodologia do IAEA.

Tabela 35. Fatores de utilização (U) e de ocupação (T) obtidos segundo a legislação do Reino Unido e o DL 180/2002.

Ponto de Medição	L. Reino Unido		DL 180/2002	
	U	T	U	T
P1	1	1/10	1	1/4
P2	1	1/2	1	1
P3	1	1	1	1
P4	1	1/5	1	1
P5	1	1	1	1
P6	1	1/20	1	1/16

6.3.3.2 Parâmetros de funcionamento do equipamento de *afterloading* remoto de HDR

Os valores dos parâmetros de funcionamento do equipamento de *afterloading* remoto de HDR utilizados nos cálculos de barreiras encontram-se descritos na tabela 36. Nesta tabela, cada parâmetro é representado por um símbolo, o qual é referenciado nas equação que descrevem a metodologias de cálculo do IAEA 47, apresentada neste capítulo.

Tabela 36. Valores dos parâmetros de funcionamento do equipamento de *afterloading* remoto de HDR.

Parâmetro de funcionamento	Símbolo	Valor
Atividade real aproximada da fonte de Ir-192 ¹	A_{real}	370×10^3 TBq
Atividade máxima prevista da fonte de Ir-192 ¹	$A_{prevista}$	400×10^3 TBq
Atividade máxima permitida da fonte de Ir-192 ¹	$A_{permitida}$	518×10^3 TBq
Dose absorvida/tratamento ²	D	7,5 Gy
Taxa de kerma no ar de referência para a fonte de Ir-192 ³	$RAKR$	0,111 $\mu\text{Gy} \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$
Quantidade de radiação emitida pela fonte de Ir-192, que é atenuada em 10 cm de água ³	$TissueAirRatio$	0,93
Duração média de um tratamento ²	t	10 min = 0,167 h

¹ Valor recolhido do Documento de Cultura e Segurança do Serviço de Radioterapia do HSM.

² Valor estimado com base nos tratamentos realizados no Serviço de Radioterapia do HSM.

³ Valor proposto pelo documento IAEA 47.

6.3.3.3 Carga de trabalho (W)

A carga de trabalho referente à instalação de braquiterapia foi calculada através da equação [11], utilizando os dados indicados nas tabelas 32 e 36.

Neste trabalho foram calculados três valores diferentes para a carga de trabalho, de acordo com o valor da atividade da fonte de Ir-192 utilizada (ver tabela 36).

Os valores da carga de trabalho obtidos encontram-se representados na tabela 37.

Tabela 37. Valores da carga de trabalho, de acordo com a atividade da fonte de Ir-192.

Atividade da fonte de Ir-192 (TBq)	W ($\mu\text{Gy.m}^2$)
370×10^3	$1,37 \times 10^5$
400×10^3	$1,48 \times 10^5$
518×10^3	$1,92 \times 10^5$

6.3.3.4 Distâncias

Os valores das distâncias utilizadas nos cálculos de barreiras foram medidos diretamente da instalação de braquiterapia e depois foram comparados com os valores medidos na planta de instalação.

A identificação destas distâncias encontra-se de acordo com as equações descritas neste capítulo, referentes à metodologia de cálculo do IAEA 47, e podem ser visualizadas na tabela 38.

Tabela 38. Distâncias utilizadas nos cálculos das espessuras das barreiras, associadas aos pontos de medição representados nas figuras 18 e 19.

Ponto de Medição	Distância (m)
P1	$d = 4,0$
P2	$d = 2,8$
P3	$d = 2,6$
P4	$d = 6,2$
P5	$d = 3,6$
P6	$d = 3,4$
Porta	$d_1 = 5,1$ $d_2 = 6,9$

6.3.3.5 TVL

Os cálculos de barreiras efetuados neste projeto foram realizados para vários tipos de materiais, de maneira a ser possível estabelecer uma comparação do impacto económico causado por cada uma das construções, tal como se encontra detalhado nos objetivos específicos deste trabalho.

Os materiais utilizados para construir as barreiras primárias da instalação de braquiterapia foram: o betão normal ($\rho = 2,35 \text{ g cm}^{-3}$), o aço/ferro ($\rho = 7,87 \text{ g cm}^{-3}$) e o chumbo ($\rho = 11,35 \text{ g cm}^{-3}$).

A metodologia de cálculo descrita no IAEA 47 baseia-se no conceito de TVL para projetar as barreiras de proteção.

Na tabela 39 encontram-se representados os valores de TVL, para os diferentes materiais utilizados na construção das barreiras, capazes de atenuar os fótons emitidos pela fonte de Ir-192.

Tabela 39. TVL da fonte de Ir-192, para diferentes materiais, de acordo com o IAEA 47.

Material	TVL (mm)
Betão normal	152
Aço/Ferro	43
Chumbo	16

7 Resultados e Discussão

7.1 Estudo I

Os resultados referentes aos objetivos específicos do estudo I (ver secção 5.3.1 do capítulo 5), bem como a sua discussão, encontram-se seguidamente apresentados.

○ OBJETIVO 1

Procedimento 1: *Comparação entre as espessuras das barreiras calculadas de acordo com o DL 180/2002, que segue a metodologia da norma DIN-6847, e o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT, utilizando como materiais o betão com barita, para as barreiras primárias, e o betão normal, para as barreiras secundárias.*

Os resultados obtidos, para as duas abordagens descritas no procedimento 1 deste trabalho (ver secção 5.3.1 do capítulo 5), encontram-se representados nas tabelas 40 e 41, respetivamente.

Com base nestes resultados é possível observar as diferenças existentes entre a legislação portuguesa e o documento americano, no que se refere às espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, calculadas para a instalação de radioterapia externa do HSM.

As variações existentes, entre as espessuras das barreiras calculadas através das duas metodologias, são apresentadas sob a forma percentual, onde as diferenças positivas significam que a espessura calculada pelo DL é superior à calculada pelo NCRP, enquanto que as diferenças negativas representam o contrário, ou seja, que a espessura calculada pelo DL é inferior à calculada pelo NCRP.

Tabela 40. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados em cada norma (primeira abordagem).

Ponto de medição e identificação da barreira	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Espessura da barreira (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1. Barreira Primária	132	113	+ 16
P2. Barreira Primária	129	141	- 8
P3. Barreira Primária	143	124	+ 15
P4. Barreira Secundária	75	82	- 8
P5. Barreira Secundária	75	93	- 19
P6. Barreira Secundária	80	84	- 4
P7. Barreira Secundária	75	70	+ 7
P8. Barreira Secundária	78	67	+ 16

Tabela 41. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, utilizando como dados de entrada, para as duas normas, os valores de P, U e T referenciados no NCRP 151 (segunda abordagem).

Ponto de medição e identificação da barreira	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Espessura da barreira (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1. Barreira Primária	119	113	+ 5
P2. Barreira Primária	149	141	+ 5
P3. Barreira Primária	131	124	+ 5
P4. Barreira Secundária	58	82	- 29
P5. Barreira Secundária	94	93	+ 1
P6. Barreira Secundária	94	84	+ 11
P7. Barreira Secundária	80	70	+ 13
P8. Barreira Secundária	69	67	+ 3

Começando por analisar os resultados relativos às barreiras primárias é possível observar que as diferenças, entre as espessuras das barreiras calculadas através do DL e do NCRP, foram maiores (até 16%) quando os valores de P, U e T utilizados nos cálculos de barreiras seguiram as recomendações de cada uma das normativas.

Para esta primeira abordagem, as variações positivas associadas aos pontos P1 e P3, localizados numa área não controlada, ocorreram devido ao elevado valor do fator de ocupação utilizado pelo DL (para o DL: $T = 1/16$ e para o NCRP: $T = 1/40$), que conduziu a um aumento das espessuras das barreiras calculadas através desta norma. Para o ponto P2, que se encontra localizado numa área controlada, a diferença entre as duas espessuras diminuiu para os 8%. Esta variação está associada com o facto de o valor do objetivo do projeto de barreiras de proteção recomendado pelo DL ser superior ao valor utilizado pelo NCRP (para o DL: $P =$

0,4 mSv/semana e para o NCRP: $P = 0,1 \text{ mSv/semana}$), que conduziu a uma diminuição da espessura da barreira calculada de acordo com o DL.

No que diz respeito aos resultados obtidos na segunda abordagem (ver tabela 41), estes mostram que as diferenças existentes entre as duas normas foram de 5%, para todas as barreiras primárias. Estas variações ocorreram devido às diferenças existentes no conceito de TVL, utilizado para calcular as espessuras finais das barreiras em cada uma das metodologias seguidas (NCRP e DIN), tal como se encontra descrito nas equações [14] e [49], respetivamente. Na metodologia descrita pelo NCRP, tanto o TVL de equilíbrio (TVL_e) como o primeiro TVL (TVL_1) da barreira primária são considerados no cálculo da espessura final da barreira, enquanto que a metodologia DIN utiliza apenas o primeiro TVL (s_r). Deste modo, as diferenças positivas associadas a estes resultados ocorreram porque, para o betão normal e para um feixe de raios-X de 15 MV, o $TVL_1 = s_r = 44 \text{ cm}$ e o $TVL_e = 41 \text{ cm}$.

Relativamente aos resultados obtidos para as barreiras secundárias, no que diz respeito à barreira associada ao ponto P4, a qual contém um ângulo de dispersão de 38° , apesar de o valor de T (na primeira abordagem) e o conceito de TVL (na segunda abordagem), conduzirem a um aumento da espessura calculada de acordo com o DL, os resultados mostram exatamente o contrário. Esta variação deve-se ao facto de, nos cálculos realizados através do NCRP, o valor da fração de dispersão utilizado estar associado ao ângulo de dispersão de 30° , por ser o valor mais conservativo (ver tabela 21 e equação [21]), enquanto que U_{ps} assumiu o valor igual à unidade (o que só acontece para ângulos superiores a 30°) (ver tabela 14). Como consequência, a espessura da barreira calculada pelo NCRP aumentou.

Para o ponto P5, na primeira abordagem, a contribuição do valor de P contribui para a diminuição da espessura da barreira calculada pelo DL. Já na segunda abordagem, enquanto que a espessura final da barreira calculada pelo NCRP foi afetada pelo valor de U_{ps} , no caso do DL isto não aconteceu uma vez que, a espessura final foi obtida através da diferença entre a espessura da radiação de fuga e de neutrões. Para esta situação, se considerássemos $U_{ps} = 1$ em ambas as normas, a diferença entre estas passaria de 1% para 16%, na segunda abordagem, sendo a espessura do NCRP a mais elevada. Este último argumento também é válido para o ponto P8, onde as variações passariam de 3% para os 18%. Ainda relativamente a P8, a variação positiva na primeira abordagem ocorreu devido às diferenças existentes no valor de T em ambas as normas, uma vez que P8 é uma área não controlada.

Para os pontos P6 e P7, os valores de P e de T influenciaram de forma contrária as espessuras das barreiras calculadas. Deste modo, com base nestes valores não é possível chegar a uma conclusão sobre os resultados apresentados na primeira abordagem. Como será discutido posteriormente, os resultados obtidos para P6 foram influenciados pelas considerações TADR na metodologia do NCRP (resultando numa variação negativa de 4%), enquanto que os resultados obtidos para P7 foram afetados pela contribuição da radiação de neutrões na

metodologia DIN (resultando numa variação positiva de 7%). Relativamente à segunda abordagem, para os pontos P6 e P7, as espessuras das barreiras calculadas pelo DL foram superiores às calculadas através do NCRP, devido aos elevados ângulos de dispersão (90°) associados a estes pontos, tal como será explicado posteriormente.

De maneira a ser possível compreender, de forma mais detalhada, as diferenças existentes entre as duas normativas, no que se refere às espessuras das barreiras secundárias, foi necessário analisar separadamente todas as componentes que apresentaram diferentes abordagens em ambas as metodologias. As componentes estudadas foram as seguintes: a radiação de fuga e a radiação de fótons dispersos pelo paciente, a influência da radiação de neutrões diretos na metodologia DIN e a contribuição do TADR na metodologia NCRP. A análise destas componentes foi realizada tendo em conta os dados relativos à primeira abordagem.

Na tabela 42 encontram-se identificadas as diferenças existentes entre as espessuras das barreiras da radiação de fuga calculadas de acordo com o DL e o NCRP.

Tabela 42. Comparação entre as espessuras das barreiras secundárias para a radiação de fuga, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.

Ponto de medição	Espessura da barreira para a radiação de fuga (cm) DL 180/2002	Espessura da barreira para a radiação de fuga (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P4	66,6	42,7	+ 56
P5	66,7	77,0	- 13
P6	80,7	73,4	+ 9
P7	61,9	59,4	+ 4
P8	78,2	49,5	+ 58

Com base nos resultados da tabela 42 é possível verificar que, para as barreiras associadas aos pontos P4, P6, P7 e P8, as espessuras das barreiras para a radiação de fuga calculadas pelo DL foram superiores às calculadas pelo NCRP. A ocorrência destas variações positivas deve-se principalmente aos valores de TVL da radiação de fuga, utilizados para obter as espessuras finais das barreiras. Enquanto que o NCRP utiliza o primeiro TVL e o TVL de equilíbrio na sua metodologia de cálculo, que para a radiação de fuga, a 15 MV no betão normal apresentam valores de 36 cm e 33 cm, respetivamente, na metodologia DIN, apenas é utilizado o primeiro TVL da radiação de fuga, que tem o mesmo valor que o TVL da radiação primária, ou seja, para 15 MV no betão normal este tem o valor de 44 cm.

Uma exceção a estes resultados é verificada para a barreira associada ao ponto P5, onde a espessura da barreira para a radiação de fuga calculada de acordo com o DL foi menor à calculada pelo NCRP. Esta variação negativa de 13% ocorreu principalmente devido à

influência do valor de P e das diferenças existentes entre as distâncias d_L e a_n , nas equações [20] e [52], respetivamente, que conduziram a um aumento da espessura da barreira calculada de acordo com o NCRP.

Concluída a análise realizada para a radiação de fuga, seguidamente foi realizada a análise da influência da radiação de fótons dispersos pelo paciente nas espessuras das barreiras. Na tabela 43 encontram-se identificadas as diferenças existentes entre as espessuras das barreiras para a radiação de fótons dispersos pelo paciente, calculadas de acordo com o DL e o NCRP.

Tabela 43. Comparação entre as espessuras das barreiras secundárias para a radiação de fótons dispersos pelo paciente, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.

Ponto de medição	Ângulo de dispersão (°)	Espessura da barreira para a radiação dispersa (cm) DL 180/2002	Espessura da barreira para a radiação dispersa (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P4	38	30,7	71,3	- 57
P5	30	31,3	82,0	- 61
P6	90	34,6	36,2	- 4
P7	90	27,4	28,6	- 4
P8	30	34,2	56,2	- 39

Analisando os resultados apresentados na tabela 43 é possível verificar que, as diferenças existentes entre as duas normas foram maiores para os pontos associados aos pequenos ângulos de dispersão (pontos P4, P5 e P8). Sendo que a consequência destes resultados está relacionada com os valores de TVL utilizados em ambas as normativas. Com base na metodologia DIN, os valores de TVL para a radiação de fótons dispersos apenas dependem do tipo de material utilizado na construção da barreira (por exemplo: para o betão normal: $TVL = 17\text{cm}$). No caso do NCRP os valores de TVL da radiação de fótons dispersos, para além de serem uma função do tipo de material utilizado na construção da barreira, também variam em função da energia do LINAC e do ângulo de dispersão da radiação (por exemplo: para o betão normal a 15 MV: $TVL_{30^\circ} = 31\text{ cm}$ e $TVL_{90^\circ} = 18\text{ cm}$). Deste modo, para ângulos de dispersão grandes (90°) o valor do TVL em ambas as normas é similar, conduzindo a uma diminuição das diferenças existentes entre as duas metodologias, tal como pode ser observado na tabela 43 para os pontos P6 e P7.

O cálculo da espessura final das barreiras, segundo a metodologia NCRP, é estimado com base nas diferenças existentes entre as espessuras calculadas para a radiação de fuga e para a radiação de fótons dispersos pelo paciente, enquanto que a metodologia DIN também tem em conta a contribuição da radiação de neutrões diretos.

Para podermos estudar a influência da radiação de neutrões diretos na metodologia DIN, foram calculadas as espessuras finais das barreiras secundárias segundo a norma DIN, não tendo em consideração a radiação de neutrões diretos, as quais foram comparadas com as espessuras calculadas de acordo com o NCRP. Os resultados obtidos a partir desta abordagem, encontram-se representados na tabela 44.

Tabela 44. Comparação entre as espessuras finais das barreiras secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, não tendo em conta a contribuição dos neutrões diretos no método de cálculo descrito pela norma DIN-6847.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Metodologia DIN-6847 sem a contribuição dos neutrões	Espessura da barreira (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P4	67	82	- 18
P5	67	93	- 28
P6	80	84	- 4
P7	62	70	- 11
P8	78	67	+ 16

Comparando os resultados apresentados na tabela 44 com os resultados descritos na tabela 40 é possível verificar que, tal como esperado, as espessuras das barreiras calculadas pela metodologia DIN aumentam quando se tem em consideração a contribuição da radiação de neutrões diretos (pontos P4, P5 e P7). Relativamente aos pontos P6 e P8, estes não foram afetados pela contribuição dos neutrões uma vez que, para estes pontos a espessura da barreira para a radiação de fuga prevaleceu perante as outras espessuras.

No que diz respeito à influência das considerações TADR na metodologia descrita pelo NCRP, os resultados podem ser visualizados na tabela 45.

Tabela 45. Comparação entre as espessuras finais das barreiras secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, não tendo em conta as considerações TADR no método de cálculo descrito pelo NCRP 151.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Espessura da barreira (cm) NCRP 151 sem as considerações TADR	Diferença (%)
P4	75	82	- 8
P5	75	93	- 19
P6	80	73	+ 9
P7	75	70	+ 7
P8	78	67	+ 16

Comparando os resultados apresentados na tabela 45 com os resultados da tabela 40 é possível verificar que, para o ponto P6, as considerações TADR na metodologia NCRP, conduziram a um aumento da espessura da barreira calculada através desta norma. Tal facto pode ser explicado, por P6 ter sido o único ponto onde a diferença, entre as espessuras das barreiras para a radiação de fuga e para a radiação de fótons dispersos pelo paciente, ter sido superior a um TVL. Deste modo, a espessura final da barreira foi igual à maior espessura individual, que neste caso foi a espessura para a radiação de fuga. Contudo, esta espessura final não era suficiente para cumprir as considerações TADR, sendo então necessário adicionar-lhe um HVL, o que conduziu a um aumento da espessura da barreira calculada de acordo com o NCRP. Relativamente aos outros pontos, P4, P5, P7 e P8, estes não foram afetados pelas considerações TADR.

Procedimento 2: *Comparação entre as espessuras da parede do labirinto e da porta da sala de tratamentos, calculadas de acordo com o DL 180/2002, que segue a metodologia da norma DIN-6847, e o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT, utilizando como materiais o betão normal, para a parede do labirinto, e o chumbo e a parafina, para a porta.*

Os resultados que mostram a espessura final da parede do labirinto da instalação de radioterapia, calculada de acordo com as duas metodologias analisadas, encontram-se representados na tabela 46.

Tabela 46. Comparação entre as espessuras da parede do labirinto, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Espessura da barreira (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P9	84	59	+ 42

Com base nos resultados da tabela 46 é possível verificar que, a espessura da parede do labirinto calculada segundo o DL, que se baseia na metodologia de cálculo da norma alemã DIN, foi 42% superior à espessura obtida pela metodologia do NCRP.

Analisando as duas metodologias de cálculo, descritas no capítulo 5, verifica-se que, na metodologia DIN, o cálculo da espessura da parede do labirinto é realizado de igual forma que os cálculos das barreiras secundárias, uma vez que o feixe de fótons emitido diretamente pela fonte de radiação não intersesta esta barreira. Já na metodologia do NCRP, a espessura da parede

do labirinto é calcula com base na radiação de fuga e nos fotoneutrões rápidos que são transmitidos através desta barreira.

Como nos cálculos realizados para projetar a parede do labirinto o material utilizado foi betão normal, e pelo facto de o betão normal oferecer boa proteção contra fotões e neutrões, os cálculos efetuados segundo o NCRP foram realizados tendo em conta apenas a radiação de fuga, que é transmitida através da parede do labirinto e que atinge a porta da sala de tratamentos. Já nos cálculos realizados segundo a DIN, encontram-se envolvidas todas as componentes de radiação, utilizadas nos cálculos das barreiras secundárias, isto é, a radiação de fuga, a radiação de fotões dispersos pelo paciente e a radiação de neutrões diretos, uma vez que o labirinto é tratado como sendo uma barreira secundária.

Com base nesta informação e sabendo que foi utilizado o mesmo fator de ocupação em ambas as metodologias de cálculo ($T = 1$), é possível concluir que a diferença de 42% obtida entre as duas espessuras, deve-se fundamentalmente aos valores de TVL da radiação de fuga, utilizados em cada metodologia (na metodologia DIN, a espessura da barreira capaz de atenuar a radiação de fuga prevalece, sobre a espessura para a radiação de fotões dispersos e a espessura para a radiação de neutrões diretos, na regra da adição). Enquanto que o NCRP utiliza o primeiro TVL e o TVL de equilíbrio na sua metodologia de cálculo, que para a radiação de fuga, a 15 MV no betão normal apresentam valores de 36 cm e 33 cm, respetivamente, na metodologia DIN, apenas é utilizado o primeiro TVL da radiação de fuga, que tem o mesmo valor que o TVL da radiação primária, ou seja, para 15 MV no betão normal este tem o valor de 44 cm.

No que se refere à espessura da porta da sala de tratamentos, os resultados obtidos pelas duas metodologias, encontram-se representados na tabela 47.

Em ambas as metodologias, a porta foi projetada com uma camada de chumbo, responsável pela atenuação dos fotões, e uma camada de parafina, responsável pela atenuação dos neutrões.

Tabela 47. Comparação entre as espessuras da porta da instalação de radioterapia externa, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151.

Constituição da porta	Espessura da porta (cm) DL 180/2002	Espessura da porta (cm) NCRP 151	Diferença (%)
Chumbo	1,1	1,2	- 9
Parafina	10,6	14,9	- 28
	TOTAL: 11,7	TOTAL: 16,1	- 27

Segundo a metodologia do NCRP, o cálculo da espessura final da porta é baseado na informação referente à dose equivalente que é depositada na porta, devido aos fótons γ e gama, e aos neutrões. Para este cálculo em particular, a dose equivalente total medida na porta foi de $3,77 \text{ mSv/semana}$, onde 94% deste valor resultou da dose depositada pelos neutrões (H_n), 4% da dose depositada pelos fótons que sofreram dispersão e que foram transmitidos a partir da parede do labirinto (H_{Tot}), e 2% da dose depositada pelos raios gama produzidos na captura neutrónica (H_{cg}). Relativamente às componentes associadas aos fótons (H_{Tot} e H_{cg}), a blindagem necessária para atenuar os raios gama produzidos na captura neutrónica foi suficiente para atenuar a radiação de fuga e a radiação de fótons dispersos, de acordo com a regra das duas fontes. Deste modo, o cálculo da espessura da porta, responsável por atenuar os fótons (representada pela camada de chumbo), foi realizado com base na componente H_{cg} . Já o cálculo da camada de parafina teve em consideração o valor da dose equivalente depositada pelos neutrões na porta.

Segundo a metodologia DIN, a espessura da camada de chumbo da porta foi obtida através do cálculo da espessura da radiação terciária (fótons que sofreram pelo menos duas dispersões), enquanto que a espessura da camada de parafina foi obtida através do cálculo da espessura da radiação de neutrões dispersos.

Com base na descrição realizada é então possível perceber que as duas metodologias apresentadas são muito diferentes, no que diz respeito ao cálculo da espessura da porta, o que torna difícil estabelecer uma comparação entre os resultados representados na tabela 47.

Tanto para a camada de chumbo, como para a camada de parafina as espessuras obtidas pelo DL foram inferiores às calculadas através do NCRP. Relativamente à camada de parafina, o valor do TVL da parafina utilizado em ambas as metodologias foi o mesmo ($TVL = 8 \text{ cm}$), o que mostra que este fator não influenciou os resultados obtidos. No entanto, no caso da camada de chumbo os valores de TVL utilizados nas duas metodologias diferem significativamente (para o DL: $TVL = 1,5 \text{ cm}$ e para o NCRP: $TVL = 6,1 \text{ cm}$). Estas variações devem-se ao facto de, segundo o NCRP, os valores de TVL do chumbo variarem em função do comprimento longitudinal do labirinto, onde os labirintos curtos deveriam utilizar TVLs maiores que os labirintos largos (como é caso do labirinto da instalação estudada). Contudo, o NCRP utiliza em ambas as situações, como medida conservadora, os valores de TVLs mais restritos, ou seja, os valores correspondentes aos labirintos curtos ($TVL = 6,1 \text{ cm}$). Este facto, conduziu a um aumento da espessura da camada de chumbo calculada pelo NCRP, relativamente à espessura calculada pelo DL.

Outra particularidade que distingue as duas metodologias de cálculo é o facto de o NCRP considerar que, no cálculo da espessura da porta, a contribuição dos fótons e dos neutrões representam cada uma 50% do limite de dose equivalente (P), o que conduziu, nesta situação, a um aumento das espessuras calculadas pelo NCRP relativamente às obtidas pela norma DIN.

Procedimento 3: *Comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias: (a) obtidas na instalação de radioterapia externa do HSM; (b) calculadas de acordo com o DL 180/2002, que segue a metodologia da norma DIN-6847; e (c) calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT. Os cálculos foram realizados utilizando como materiais o betão com barita, para as barreiras primárias, e o betão normal, para as barreiras secundárias.*

Nas tabelas 48 e 49 encontram-se representados os resultados obtidos, para as diferenças encontradas entre as espessuras estimadas das barreiras da instalação do HSM e as espessuras calculadas de acordo com o DL e o NCRP, respetivamente.

Relativamente aos cálculos destas espessuras, estes foram realizados utilizando a carga de trabalho mais conservativa do LINAC *Synergy*, ou seja, $W = 737,18 \text{ Gy/semana}$ (carga de trabalho estimada com base nos dados de 2011), tal como se encontra descrito na primeira abordagem do procedimento 3, referente ao objetivo 1 deste trabalho (ver secção 5.3.1 do capítulo 5).

Uma vez que os cálculos realizados foram comparados com as espessuras das barreiras da instalação, a barreira associada ao ponto P7 teve de ser dividida numa barreira primária e numa barreira secundária, pois só desta maneira é que cenário real do Serviço de Radioterapia do HSM é projetado (ver figura 15).

Tabela 48. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o DL 180/2002.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Diferença (%)
P1	180	132	+ 26
P2	155	129	+ 16
P3	155	143	+ 7
P4	180	75	+ 58
P5	155	75	+ 51
P6	130	80	+ 38
P7_pri	140	118	+ 15
P7_sec	140	55	+ 60
P8	155	78	+ 49

Tabela 49. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1	180	113	+ 37
P2	155	141	+ 9
P3	155	124	+ 20
P4	180	82	+ 54
P5	155	93	+ 40
P6	130	84	+ 35
P7_pri	140	118	+ 15
P7_sec	140	78	+ 51
P8	155	67	+ 56

Começando por analisar as espessuras das barreiras medidas na instalação, e tendo em conta que as espessuras das barreiras primárias são sempre maiores que as espessuras das barreiras secundárias, para o mesmo material utilizado na construção das barreiras, é possível observar que as barreiras secundárias apresentam a mesma espessura que a barreira primária que lhes é adjacente (P1=P4, P2=P5, P3=P8, P7_pri=P7_sec) (ver figuras 13 e 14). Apesar de estas barreiras terem sido construídas com diferentes materiais (betão com barita para as barreiras primárias e betão normal para as barreiras secundárias) estes resultados sugerem que as espessuras das barreiras secundárias são um prolongamento das barreiras primárias.

Comparando os valores das espessuras das barreiras estimadas com as espessuras calculadas através das duas metodologias é possível verificar, com base nos resultados apresentados nas tabelas 48 e 49, que todas as barreiras calculadas apresentam espessuras inferiores às espessuras estimadas. Sendo que, as maiores diferenças percentuais foram obtidas para as barreiras secundárias, em ambas as metodologias de cálculo (em alguns casos as diferenças foram superiores a 50%).

Relativamente aos resultados referentes às barreiras primárias, pontos P1, P2, P3 e P7_pri, é possível verificar que, para os cálculos realizados através da norma DL, a diferença entre as duas espessuras foi de 7% para o ponto P3, enquanto que para os cálculos realizados através do NCRP, a diferença foi de 9% para o ponto P2.

De maneira a podermos obter resultados mais precisos, sobre a avaliação anteriormente efetuada, é fundamental realizarmos os cálculos de barreiras, com cada uma das metodologias, utilizando o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação do bunker de radioterapia ($W = 1500 \text{ Gy/semana}$), uma vez que o projeto de barreiras de proteção da instalação é sempre realizado antes da construção do bunker.

Os resultados obtidos nesta segunda abordagem, para as duas metodologias de cálculo analisadas, encontram-se descritos nas tabelas 50 e 51.

Tabela 50. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o DL 180/2002, utilizando o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Diferença (%)
P1	180	142	+ 21
P2	155	139	+ 10
P3	155	154	+ 0,6
P4	180	81	+ 55
P5	155	81	+ 47
P6	130	94	+ 27
P7_pri	140	137	+ 2
P7_sec	140	80	+ 42
P8	155	92	+ 40

Tabela 51. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT, utilizando o valor da carga de trabalho definido na pré-instalação.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1	180	122	+ 32
P2	155	150	+ 3
P3	155	133	+ 14
P4	180	89	+ 50
P5	155	103	+ 33
P6	130	95	+ 26
P7_pri	140	135	+ 4
P7_sec	140	86	+ 38
P8	155	77	+ 50

De acordo com estes últimos resultados apresentados é possível verificar que, tal como esperado, as diferenças encontradas entre as espessuras das barreiras diminuíram com o aumento da carga de trabalho. Contudo, esta diminuição não foi significativa no caso das barreiras secundárias onde as diferenças, entre as espessuras estimadas e as espessuras calculadas, ainda atingiram valores de 50%.

Relativamente às barreiras primárias, a diferença diminuiu para os 0,6% no caso de P3, quando a comparação é realizada com a norma DL, enquanto que para a norma NCRP esta diferença atinge os 3%, para a barreira associada ao ponto P2. No entanto, a maior diferença nas barreiras primárias verifica-se, em ambas as metodologias, na barreira associada ao ponto P1 (21% para o DL e 32% para o NCRP). A origem desta grande discrepância, comparativamente

às diferenças encontradas para as restantes barreiras primárias, pode surgir do facto de P1 se encontrar numa área não controlada, exterior ao Serviço de Radioterapia e localizada ao nível do solo, que apesar de não ter acentos está sujeita a ter uma permanência prolongada de pessoas, e desta forma a elevada espessura da barreira pretende assegurar o cumprimento das regras de segurança no caso desta situação se verificar.

Com base nestes resultados é possível concluir que, no caso de os materiais que constituem as barreiras da instalação do HSM serem exatamente os mesmos materiais que foram estudados neste trabalho, tanto de acordo com a legislação portuguesa como de acordo com a norma americana, aplicada a técnicas de 3D-CRT, as espessuras das barreiras da instalação de radioterapia externa do HSM encontram-se sobrestimadas, principalmente no que diz respeito às barreiras secundárias. Esta última referência evidencia que, as barreiras secundárias da instalação resultaram de um prolongamento das espessuras das barreiras primárias que lhes são adjacentes.

○ OBJETIVO 2

Procedimento: *Comparação entre o débito de dose de radiação X, das barreiras primárias e secundárias: (a) medido diretamente na instalação de radioterapia externa após a construção do bunker; e (b) calculado de acordo com o NCRP 151, através do cálculo da taxa de dose equivalente instantânea (IDR). E comparação entre o número de TVLs: (a) calculados pelo ITN, após a construção do bunker; e (b) calculados de acordo com o NCRP 151.*

Os valores máximos do débito de dose, medidos nas áreas adjacentes às barreiras de proteção da instalação de radioterapia do HSM, encontram-se representados na tabela 52. Nesta tabela também se encontram identificados os ângulos de incidência do feixe de radiação, a partir dos quais foram efetuadas as medições, e a informação relativa à ocorrência de dispersão do feixe de radiação, durante as medições. É importante relembrar que a dispersão do feixe ocorre apenas quando este é direcionado para um fantoma, que pode ser colocado em cima da mesa de tratamento.

O procedimento de medição do débito de dose foi realizado pelo Instituto Técnico e Nuclear (ITN), após a construção do bunker, de maneira a se poder obter uma licença de funcionamento da instalação. Deste modo, os dados que constam neste trabalho foram obtidos do relatório final resultante desta avaliação radiológica.

Com base nos dados da tabela 52 é possível observar que, o feixe de radiação apenas sofreu dispersão (no fantoma) quando foram determinados os débitos de dose das barreiras

secundárias, tal como era suposto acontecer, pois estas barreiras são responsáveis por atenuar para além da radiação de fuga, a radiação resultante do feixe primário que é dispersa pelo paciente (simulado através do fantoma).

Tabela 52. Valores do débito de dose máximos de radiação X das barreiras primárias e secundárias, medidos diretamente na instalação de radioterapia externa após a construção do bunker.

Ponto de Medição	Débito de dose ($\mu\text{Sv/h}$)	Ângulo de incidência ($^\circ$)	Dispersão do feixe
P1	0,4	230	Não
P2	31,0	65	Não
P5_lab	11,6	90	Sim
P5_braqui	2,3	90	Sim
P6	0,6	90	Sim
P7	0,45	270	Sim

Os valores do débito de dose anteriormente apresentados foram medidos por duas câmaras de ionização. Deste modo, estes resultados encontram-se afetados por uma incerteza de 4% (nas barreiras associadas aos pontos P2, P5 e P6) e de 16% (nas barreiras associadas aos pontos P1 e P7), de acordo com os certificados de calibração de cada uma das câmaras de ionização utilizadas na medição (ver secção 5.3.4 do capítulo 5).

Na tabela 53 é possível observar os resultados do débito de dose medidos na instalação (valores práticos) e os valores teóricos do débito de dose, obtidos através do cálculo da taxa de dose equivalente instantânea (IDR), descrita na metodologia NCRP.

Relativamente aos valores práticos do débito de dose, estes encontram-se divididos em três valores, onde um deles corresponde ao valor obtido diretamente nas medições, enquanto que os outros dois correspondem à soma ou à subtração da incerteza ao valor obtido, e são representados por (+) incerteza ou (-) incerteza, respetivamente.

No caso dos cálculos efetuados para se obter o IDR, estes foram projetados tendo em conta as espessuras estimadas das barreiras da instalação (ver tabela 48), de maneira a podermos contemplar o cenário real do Serviço de Radioterapia do HSM.

Tabela 53. Comparação entre o débito de dose de radiação X das barreiras primárias e secundárias, medido diretamente na instalação após a construção do bunker e calculado de acordo com o NCRP 151, através do cálculo do IDR, utilizando as espessuras estimadas das barreiras da instalação.

Ponto de Medição	Débito de dose medido na instalação (valor prático) ($\mu\text{Sv/h}$)			Débito de dose calculado pelo NCRP (valor teórico) ($\mu\text{Sv/h}$)
	(+) Incerteza	Valor obtido	(-) Incerteza	
P1	0,46	0,40	0,34	9,10
P2	32,24	31,00	29,76	65,00
P5_lab	12,06	11,60	11,14	1,07
P5_braqui	2,39	2,30	2,21	1,07
P6	0,62	0,60	0,58	1,89
P7	0,52	0,45	0,38	0,35

Com base nos resultados apresentados na tabela 53 é possível verificar que, o valor do débito de dose calculado pelo NCRP é superior ao débito de dose medido na instalação, para os pontos P1, P2 e P6. No entanto, para os pontos P5_lab, P5_braqui e P7 os valores calculados são inferiores aos valores práticos.

É importante referir que os cálculos efetuados através do NCRP foram realizados considerando a menor distância entre os pontos de medição e o isocentro, o que, de acordo com as equações [18] e [26], faz com que os valores de débito de dose determinados (valores de IDR) correspondam aos maiores valores que são possíveis obter (valores mais conservativos). Já os valores práticos, dizem respeito à média dos valores de débito de dose determinados em vários pontos de medição, todos localizados atrás da mesma barreira de proteção. Assim, analisando os resultados obtidos é necessário dar mais relevância aos pontos P5_lab, P5_braqui e P7, uma vez que os resultados práticos foram superiores aos teóricos, o que evidencia, para estes pontos, a ocorrência de uma discrepância.

Relativamente ao ponto P7, os valores práticos são da mesma ordem de grandeza do valor teórico, e portanto, estas variações não são consideradas significativas uma vez que, como o ponto de medição se encontra localizado no interior de outra sala de tratamentos de radioterapia externa, as medições realizadas poderiam ter sido influenciadas por partículas, provenientes dessa sala de tratamentos, que contribuíram para o aumento do débito de dose medido pela câmara de ionização.

No caso dos pontos P5_lab e P5_braqui, as discrepâncias entre os valores práticos e os valores teóricos rondaram os 90% e os 50%, respetivamente. Como estes pontos de medição se localizam em áreas controladas que correspondem a zonas técnicas (ver tabela 12), não há a possibilidade de ter ocorrido a contaminação dos resultados. Uma possível justificação para

estes resultados é o facto de estas barreiras de proteção não terem sido construídas exatamente com betão normal de densidade igual a $2,35 \text{ g/cm}^3$, mas sim por uma mistura de betão, de menor densidade, que não garante a proteção necessária.

Por terem ocorrido estas incertezas, relacionadas como os valores do débito de dose calculados e medidos na instalação de algumas barreiras de proteção, e como o objetivo desta parte do trabalho é validar os cálculos realizados pela metodologia do NCRP, utilizou-se mais um método de comparação capaz de validar este trabalho.

Neste segundo método foi realizada uma comparação entre o número de TVLs calculados de acordo com o NCRP e obtidos pelo ITN, num estudo realizado em 2007, para outra sala de tratamentos de radioterapia do HSM, onde se encontra o acelerador linear *Oncor* da Siemens. Os resultados obtidos no estudo realizado encontram-se representados na tabela 54.

Tabela 54. Número de TVLs necessários para a blindagem das barreiras da instalação de radioterapia do HSM, equipada com o acelerador linear *Oncor*.

Ponto de Medição	Nº de TVLs requeridos pelo ITN	Nº de TVLs calculados pelo NCRP sem as considerações TADR	Nº de TVLs calculados pelo NCRP com as considerações TADR
1	5,01	4,94	4,94
2	5,31	5,24	5,24
3	5,08	4,89	4,89
4	2,05	2,00	2,60
6	2,15	2,30	2,60
7	3,07	2,63	3,23

Nota: Os pontos 1, 2 e 3 estão associados a barreiras primárias e os pontos 4, 6 e 7 estão associados a barreiras secundárias.

Com base nos resultados apresentados na tabela 54 é possível concluir que, os cálculos realizados neste trabalho são consistentes com os resultados obtidos por um método de cálculo totalmente independentes (proveniente do relatório do ITN). Onde as discrepâncias encontradas nestes resultados devem-se, fundamentalmente, ao facto de o método de avaliação adotado pelo ITN ser baseada em vários documentos (DIN 6847 de 1990, NCRP-49, NCRP-51 e NCRP-151).

○ OBJETIVO 3

Procedimento: *Comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT, utilizando diferentes materiais: o betão normal, o betão com barita, o aço/ferro e o chumbo.*

Os resultados obtidos, para as espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL e o NCRP para técnicas 3D-CRT, construídas com diferentes materiais, encontram-se representados nas tabelas 55 e 56, respetivamente.

Tabela 55. Espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002, para diferentes materiais.

Ponto de medição	Espessura da barreira com betão normal (cm)	Espessura da barreira com betão com barita (cm)	Espessura da barreira com aço/ferro (cm)	Espessura da barreira com chumbo (cm)
P1	179	132	120	120
P2	176	129	113	113
P3	195	143	128	128
P4	75	62	132	132
P5	75	63	130	130
P6	80	66	136	136
P7	75	61	128	128
P8	78	66	137	137

Tabela 56. Espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o NCRP 151, para diferentes materiais.

Ponto de medição	Espessura da barreira com betão normal (cm)	Espessura da barreira com betão com barita (cm)	Espessura da barreira com aço/ferro (cm)	Espessura da barreira com chumbo (cm)
P1	154	113	40	21
P2	192	141	51	26
P3	169	124	44	23
P4	82	58	21	13
P5	93	68	25	15
P6	84	62	26	14
P7	70	52	22	11
P8	67	49	18	11

Começando por analisar os resultados da tabela 56, relativos aos cálculos realizados através da metodologia NCRP, e tendo em conta os valores das densidades dos materiais (ver tabela 23), é possível verificar que, quanto maior é a densidade do material menor é a espessura da

barreira de proteção. Este facto também pode ser comprovado através da análise dos valores de TVL da radiação primária, da radiação de fuga e da radiação de fótons dispersos pelo paciente, onde os materiais de maior densidade apresentam menores valores de TVL e como consequência, a espessura final da barreira irá ser menor, de acordo com a equação [14].

No caso dos resultados obtidos pela norma DL, representados na tabela 55, para todas as barreiras projetadas com betão normal ou com barita, também se verifica que, quanto maior é a densidade do material, menor são as espessuras das barreiras. Contudo, o mesmo não se verifica para as barreiras projetadas com aço/ferro e chumbo, onde as espessuras obtidas para estes materiais são maiores que as espessuras projetadas com os dois tipos de betões, que apresentam uma menor densidade que o aço/ferro e o chumbo. Tal facto acontece pois, contrariamente à metodologia descrita pelo NCRP, na metodologia DIN, segundo a qual a legislação portuguesa se baseia, os cálculos das barreiras secundárias são realizados tendo em conta a contribuição da radiação de neutrões diretos, que para materiais como o aço/ferro e o chumbo apresentam valores de TVL muito elevados (ver tabela 29). Como consequência, a espessura individual da radiação de neutrões diretos vai prevalecer, sobre a radiação de fuga e a radiação de fótons dispersos, na regra da adição. Assim, como os valores de TVL para a radiação de neutrões diretos são iguais para estes dois materiais, as espessuras finais das barreiras obtidas segundo a norma DL para o aço/ferro e chumbo foram iguais. A razão para os valores de TVL do aço/ferro e do chumbo serem tão elevados deve-se ao facto de estes materiais não conterem hidrogénio na sua constituição (ver tabela 9), o que torna estes materiais quase transparentes aos neutrões. Deste modo, apesar de estes materiais apresentarem densidades elevadas, são necessárias barreiras com elevadas espessuras para garantir a proteção necessária contra os neutrões, as quais necessitam contudo de ser reforçadas por uma barreira suplementar, constituída por um material com elevado teor de hidrogénio (ver tabela 29).

No caso das barreiras primárias, a metodologia DIN não considera a contribuição da radiação de neutrões nos cálculos de barreiras, uma vez que assume que os materiais utilizados na construção das barreiras são ricos em hidrogénio, como é o caso dos vários tipos de betão. Deste modo, como o feixe primário de fótons é mais energético que a radiação de neutrões, se as espessuras das barreiras construídas com estes materiais forem capazes de atenuar os fótons, automaticamente também oferecem proteção contra os neutrões. Contudo, como para o aço/ferro e chumbo este argumento não é válido, foi necessário considerar nos cálculos das espessuras das barreiras primárias a contribuição da radiação de neutrões diretos, o que conduziu às elevadas discrepâncias nos resultados relativos às barreiras primárias (pontos P1, P2 e P3), obtidos pelas duas metodologias.

De acordo com os resultados apresentados nas tabelas 55 e 56 é então possível concluir que, para materiais com baixa percentagem de hidrogénio, como é o caso do aço/ferro e o chumbo, existe uma grande diferença entre as espessuras das barreiras calculadas de acordo com

DL e o NCRP, o que se deve ao facto de a metodologia da norma DIN ter em consideração a radiação de neutrões diretos, contrariamente à metodologia do NCRP.

○ OBJETIVO 4

Procedimento: *Comparação entre o impacto económico causado pela construção das barreiras de proteção, o calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, para técnicas 3D-CRT, utilizando diferentes materiais: o betão normal, o betão com barita, o aço/ferro e o chumbo.*

Nas tabelas 58 e 59 encontram-se representados os custos finais das barreiras de proteção, da instalação de radioterapia do HSM analisada, calculadas de acordo com o DL e o NCRP, respetivamente. Estes custos foram determinados a partir do volume de cada barreira, que foi calculado através da multiplicação da espessura (obtida segundo cada uma das metodologias analisadas), da largura (ver tabela 13) e da altura de cada barreira, e a partir da informação referente ao custo relativo de cada um dos materiais utilizados na construção das barreiras.

Os custos relativos dos materiais utilizados na construção das barreiras encontram-se representados na tabela 57 e foram obtidos com base nas informações recolhidas em várias empresas de construção civil.

Tabela 57. Custo relativo de diferentes materiais.

Material	Custo (€/m ³)
Betão normal	85
Betão com barita	760
Aço/Ferro	190
Chumbo	1870

Tabela 58. Custo final das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002, para diferentes materiais.

Ponto de medição	Custo para o betão normal (€)	Custo para o betão com barita (€)	Custo para o aço/ferro (€)	Custo para o chumbo (€)
P1	3.058	20.164	4.583	45.104
P2	2.199	14.412	3.156	31.063
P3	10.396	68.164	15.254	150.127
P4	708	5.230	2.784	27.399
P5	669	5.027	2.594	25.526
P6	2.285	16.854	8.682	85.452
P7	1.989	14.464	7.588	74.680
P8	2.822	21.348	11.078	109.034
TOTAL	24.126	165.664	55.718	548.385

Tabela 59. Custo final das barreiras primárias e secundárias calculadas de acordo com o NCRP 151, para diferentes materiais.

Ponto de medição	Custo para o betão normal (€)	Custo para o betão com barita (€)	Custo para o aço/ferro (€)	Custo para o chumbo (€)
P1	2.631	17.262	1.528	7.893
P2	2.399	15.753	1.424	7.147
P3	9.010	59.107	5.243	26.976
P4	774	4.893	443	2.698
P5	830	5.426	499	2.945
P6	2.399	15.832	1.660	8.796
P7	1.856	12.330	1.304	6.418
P8	2.424	15.849	1.456	8.755
TOTAL	22.323	146.453	13.557	71.629

Com base nos resultados das tabelas 58 e 59 é possível verificar que, as barreiras projetadas com betão normal foram aquelas que apresentaram um menor custo final, com exceção das barreiras projetadas com ferro/aço na metodologia NCRP. No entanto é necessário ter em atenção que o ferro/aço são transparentes aos neutrões e deste modo não podem ser utilizados isoladamente na projeção das barreiras primárias e secundárias quando estas partículas são produzidas no interior da sala de tratamento (segundo o NCRP há a produção de neutrões em LINACs que funcionam com feixes de radiação de energias superiores a 10 MV).

No que diz respeito ao betão normal é necessário ainda ter em atenção que, apesar de este apresentar um menor custo relativamente ao betão com barita, o volume total que a barreira ocupa com o betão normal é maior que o volume ocupado pelo betão com barita (ver tabelas 55 e 56). Em instalações de radioterapia onde não existe muito espaço para construir a barreira este

pode ser um grande problema, principalmente para as barreiras primárias, que apresentam uma maior espessura que as barreiras secundárias. Na maioria das situações, a solução passa por se construir as barreiras primárias com o betão baritado e as barreiras secundárias com betão normal.

Para se proceder à escolha dos materiais a utilizar na construção das barreiras de uma instalação de radioterapia é então necessário conhecer previamente o tipo de partículas envolvidas no processo de blindagem, as técnicas de tratamento a utilizar e o espaço da instalação, que se pode ocupar com cada barreira de proteção. De seguida, efetua-se um balanço entre o volume e o custo final de cada barreira, de modo a conseguirmos encontrar o melhor material, capaz de oferecer a proteção necessária ao mesmo tempo que causa um menor impacto económico.

De maneira a ser possível estabelecer uma comparação mais detalhada, entre os resultados apresentados nas tabelas anteriores, determinou-se as diferenças existentes entre os custos finais das barreiras calculadas de acordo com as duas metodologias avaliadas. Estes resultados encontram-se representados na tabela 60, onde os valores positivos significam que os custos das barreiras cujas espessuras foram calculadas através do DL são superiores aos custos das barreiras obtidas pelo NCRP, e vice-versa.

Tabela 60. Diferença em euros entre os custos das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o DL 180/2002 e o NCRP 151, para diferentes materiais.

Ponto de medição	Diferença de custos para o betão normal (€)	Diferença de custos para o betão com barita (€)	Diferença de custos para o aço/ferro (€)	Diferença de custos para o chumbo (€)
P1	+ 427	+ 2.902	+ 3.055	+ 37.211
P2	- 200	- 1.341	+ 1.732	+ 23.915
P3	+ 1.386	+ 9.057	+ 10.010	+ 123.151
P4	- 66	+ 337	+ 2.341	+ 24.701
P5	- 161	- 399	+ 2.095	+ 22.580
P6	- 114	+ 1.021	+ 7.022	+ 76.655
P7	+ 133	+ 2.134	+ 6.284	+ 68.262
P8	+ 398	+ 5.499	+ 9.623	+ 100.280
TOTAL	+ 1.803	+ 19.211	+ 42.162	+ 476.756

Analisando os resultados da tabela 60 é possível verificar que, para todos os materiais, os custos totais das barreiras calculadas pelo DL são superiores aos custos obtidos para o NCRP. Sendo este resultado uma consequência dos valores das espessuras calculadas pelas duas metodologias.

No caso do betão normal e do betão com barita a diferença existente entre os custos totais varia entre os 1.803 € e os 19.211 €, respetivamente. Apesar de as discrepâncias entre as

espessuras das barreiras calculadas pelas duas metodologias serem aproximadamente as mesmas, a causa destas variações deve-se fundamentalmente à grande diferença no custo relativo destes materiais (ver tabela 57).

Para o aço/ferro, apesar de estes apresentarem um custo relativo 4 vezes menor que o custo do betão com barita, o custo total das barreiras para o aço/ferro é cerca de 3 vezes maior que o custo total das barreiras para o betão com barita. Tal facto acontece devido às grandes diferenças encontradas entre as espessuras das barreiras calculadas pelo DL e pelo NCRP, no que diz respeito ao aço/ferro, devido à influência da radiação de neutrões diretos e devido ao facto de este material não conter hidrogénio na sua constituição, tal como foi explicado na discussão do objetivo quatro deste projeto.

A maior diferença nos custos totais, de entre todos os materiais avaliados, verifica-se para o chumbo (476.756 €) devido ao elevado custo deste material (1.870 €/m³) e devido à grande discrepância existente entre as espessuras das barreiras calculadas pelas duas metodologias.

Com base nos resultados apresentados pode-se concluir que, pelo facto de, as espessuras das barreiras calculadas de acordo com a legislação portuguesa se encontrarem, para a maior parte dos casos estudados, sobrestimadas relativamente às espessuras calculadas segundo o NCRP, faz com que ocorra um aumento significativo nos custos totais de construção quando estamos a ter em conta a legislação portuguesa.

○ OBJETIVO 5

Procedimento 1: *Comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT e para técnicas de IMRT, utilizando como materiais o betão com barita, para as barreiras primárias, e o betão normal, para as barreiras secundárias.*

Na tabela 61 encontram-se representados os resultados obtidos para as espessuras finais das barreiras calculadas de acordo com o NCRP, para duas técnicas de radioterapia externa: a radioterapia conformacional a três-dimensões e a radioterapia de intensidade modulada. É importante referir que esta análise não foi efetuada segundo a legislação portuguesa, uma vez que esta não contempla as técnicas de IMRT.

Tabela 61. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, calculadas de acordo com o NCRP 151 para as técnicas de 3D-CRT e de IMRT.

Ponto de medição	Espessura da barreira para 3D-CRT (cm) NCRP 151	Espessura da barreira para IMRT (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1	113	113	0
P2	141	141	0
P3	124	124	0
P4	82	96	- 16
P5	93	101	- 8
P6	84	98	- 15
P7	70	84	- 19
P8	67	74	- 9
P9	59	69	- 15

Com base nos resultados da tabela 61 é possível verificar que, as espessuras das barreiras primárias (P1, P2 e P3) obtidas para técnicas de IMRT foram iguais às espessuras obtidas utilizando as técnicas de 3D-CRT. Tal facto acontece uma vez que, as técnicas de IMRT apenas contribuem para o aumento da radiação que se escapa da cabeça do acelerador linear, a radiação de fuga, devido à utilização do MLC, não afetando assim o feixe de radiação primária.

Relativamente às barreiras secundárias (P4 a P9), tal como esperado, as espessuras das barreiras calculadas para as técnicas de 3D-CRT foram todas inferiores às espessuras calculadas através das técnicas de IMRT. O grande fator para a ocorrência destas divergências foi o valor da carga de trabalho da radiação de fuga (W_L), que passou dos 737,18 Gy/semana, para as técnicas de 3D-CRT, para os 1842,95 Gy/semana, para as técnicas de IMRT. Para estas barreiras, as menores diferenças verificaram-se para os pontos P5 e P8 (diferença de 8% e de 9%, respetivamente), uma vez que nos cálculos realizados com as técnicas de 3D-CRT, devido ao valor do fator U_{ps} (ver tabela 14), a espessura da barreira capaz de atenuar a radiação de fótons dispersos pelo paciente predominou sobre a espessura da radiação de fuga, contrariamente ao que aconteceu para as outras barreiras secundárias.

Procedimento 2: Comparação entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias: (a) obtidas na instalação de radioterapia externa do HSM; e (b) calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de IMRT. Os cálculos foram realizados utilizando como materiais o betão com barita, para as barreiras primárias, e o betão normal, para as barreiras secundárias.

Na tabela 62 encontram-se representados os resultados obtidos, no que diz respeito às diferenças existentes entre as espessuras das barreiras de proteção estimadas da instalação e as

espessuras calculadas de acordo com o NCRP, onde se assumiu que 30% dos tratamentos seriam realizados com IMRT e 70% com 3D-CRT. Estas percentagens representam os valores estimados no Serviço de Radioterapia do HSM para a prática de técnicas de IMRT.

Os cálculos efetuados foram realizados utilizando a carga de trabalho da radiação primária mais conservativa do LINAC *Synergy*, ou seja, $W = 737,18 \text{ Gy/semana}$ (carga de trabalho estimada com base nos dados de 2011). Uma vez que as espessuras das barreiras resultantes destes cálculos foram comparadas com as espessuras estimadas das barreiras da instalação, a barreira associada ao ponto P7 teve de ser dividida numa barreira primária e numa barreira secundária, pois só desta maneira é que cenário real do Serviço de Radioterapia do HSM é projetado (ver figura 15).

Tabela 62. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, tendo em conta que 70% dos tratamentos são realizados com técnicas de 3D-CRT e 30% com técnicas de IMRT.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira para 30% IMRT e 70% 3D-CRT (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1	180	113	+ 37
P2	155	141	+ 9
P3	155	124	+ 20
P4	180	85	+ 52
P5	155	94	+ 39
P6	130	90	+ 31
P7_pri	140	118	+ 15
P7_sec	140	69	+ 50
P8	155	67	+ 56

Comparando os valores das espessuras estimadas das barreiras com as espessuras calculadas para técnicas de IMRT é possível verificar, com base nos resultados apresentados na tabela 62, que as espessuras estimadas das barreiras são superiores a todas as espessuras calculadas.

Se tivermos em conta os resultados apresentados na tabela 49, onde se efetuou uma comparação entre as espessuras estimadas das barreiras e as espessuras calculadas segundo o NCRP, para técnicas de 3D-CRT, é possível verificar que para as barreiras primárias (P1, P2, P3 e P7_pri) as diferenças encontradas na tabela 49 são iguais às diferenças da tabela 62. A razão para a ocorrência destes resultados deve-se ao facto de as barreiras primárias não serem afetadas pela carga de trabalho da radiação de fuga (W_L), que aumenta para técnicas de IMRT. Contudo o mesmo não se verifica para as barreiras secundárias, pois estas são fortemente influenciadas

por W_L fazendo com que as espessuras das barreiras aumentem, quando os cálculos são realizados tendo em conta as técnicas de IMRT.

Com base nos resultados obtidos na tabela 62 é apenas possível perceber que existe uma grande discrepância entre as espessuras medidas na instalação e as espessuras calculadas. De maneira a podermos obter resultados mais precisos, sobre a avaliação anteriormente efetuada, é fundamental realizarmos os cálculos de barreiras, utilizando o valor da carga de trabalho da radiação primária definido na pré-instalação do bunker de radioterapia ($W = 1500 \text{ Gy/semana}$), uma vez que o projeto de barreiras de proteção da instalação é sempre realizado antes da construção do bunker. Os resultados obtidos nesta segunda abordagem encontram-se representados na tabela 63.

Tabela 63. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, tendo em conta que 70% dos tratamentos são realizados com técnicas de 3D-CRT e 30% com técnicas de IMRT, e utilizando o valor da carga de trabalho da radiação primária definido na pré-instalação.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira para 30% IMRT e 70% 3D-CRT (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1	180	122	+ 32
P2	155	150	+ 3
P3	155	133	+ 14
P4	180	95	+ 47
P5	155	104	+ 33
P6	130	95	+ 27
P7_pri	140	135	+ 4
P7_sec	140	86	+ 38
P8	155	77	+ 50

De acordo com os resultados apresentados na tabela 63, é possível verificar que, tal como esperado, as diferenças encontradas entre as espessuras das barreiras primárias e secundárias diminuiram com o aumento da carga de trabalho da radiação primária. Contudo, esta diminuição não foi significativa no caso das barreiras secundárias, onde as diferenças entre as espessuras estimadas e as espessuras calculadas ainda atinge valores de 50% (como é o caso de P8).

Relativamente às barreiras primárias, tal como foi justificado anteriormente, verifica-se que as diferenças obtidas foram iguais às encontradas na tabela 51, onde os cálculos foram efetuados assumindo que 100% dos tratamentos foram realizados com técnicas de 3D-CRT.

Como as espessuras estimadas das barreiras da instalação de radioterapia externa do HSM ainda são muito superiores às espessuras calculadas de acordo com a segunda abordagem do

procedimento 2, referente ao objetivo específico 5 deste trabalho ($W = 1500 \text{ Gy/semana}$, 30% dos tratamentos realizados com IMRT e 70% com 3D-CRT), para avaliar novamente estes resultados testou-se uma terceira abordagem, que consistiu em utilizar novamente o valor da carga de trabalho da radiação primária definido na pré-instalação e assumir que 100% dos tratamentos seriam realizados com técnicas de IMRT. Os resultados obtidos nesta terceira abordagem encontram-se representados na tabela 64.

Tabela 64. Comparação entre as espessuras finais das barreiras primárias e secundárias, obtidas na instalação e calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de IMRT, utilizando o valor da carga de trabalho da radiação primária definido na pré-instalação.

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira 100% IMRT (cm) NCRP 151	Diferença (%)
P1	180	122	+ 32
P2	155	150	+ 3
P3	155	133	+ 14
P4	180	106	+ 41
P5	155	112	+ 28
P6	130	108	+ 17
P7_pri	140	136	+ 4
P7_sec	140	94	+ 32
P8	155	84	+ 46

Os resultados apresentados na tabela 64 mostram que as diferenças encontradas para as barreiras secundárias diminuíram ligeiramente, em comparação com os resultados da tabela 63. No entanto, relativamente à barreira associada ao ponto P6 esta diferença passou dos 27% para os 17%, sendo esta a variação mais baixa que foi encontrada ao nível das barreiras secundárias. Analisando com maior pormenor o ponto P6, vemos que este é o único ponto que se encontra associado a uma barreira secundária, que nas suas extremidades não comunica com nenhuma barreira primária (ver figura 13). Todos estes acontecimentos e o facto de as barreiras secundárias apresentarem a mesma espessura que a barreira primária que lhes é adjacente sugerem que, as barreiras secundárias foram construídas como sendo um prolongamento das espessuras das barreiras primárias adjacentes, o que justifica as grandes discrepâncias de resultados obtidas ao nível das barreiras secundárias.

Com base nestes resultados, e assumindo que o material que compõe as barreiras da instalação de radioterapia do HSM é o mesmo material que foi utilizado nos cálculos realizados, é possível concluir que, as barreiras da instalação de radioterapia do HSM se encontram sobrestimadas, face às modalidades de tratamento praticadas atualmente no Serviço.

Procedimento 3: *Comparação entre a espessura da porta da sala de tratamentos: (a) obtida na instalação de radioterapia externa do HSM; (b) calculada de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT; e (c) calculada de acordo com o NCRP 151, para técnicas de IMRT. Os cálculos foram realizados utilizando como materiais o chumbo e a parafina.*

Na tabela 65 encontram-se representados os resultados obtidos para espessura da porta, calculada de acordo com o NCRP, para técnicas de 3D-CRT e de IMRT. Para ambas as situações a porta foi projetada com uma camada de chumbo, responsável pela atenuação dos fótons, e uma camada de parafina, responsável pela atenuação dos neutrões.

Tabela 65. Comparação entre as espessuras da porta da instalação de radioterapia externa calculadas de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT e de IMRT.

Constituição da porta	Espessura da porta (cm) 3D-CRT	Espessura da porta (cm) IMRT	Diferença (%)
Chumbo	1,2	3,6	- 66
Parafina	14,9	18,0	- 18
	TOTAL: 16,1	TOTAL: 21,6	- 25

Com base nos resultados da tabela 65 é possível verificar que, as espessuras de ambas as camadas que constituem a porta (chumbo e parafina), diminuiram quando os cálculos foram realizados utilizando as técnicas de 3D-CRT. O que pode ser explicado pelo facto de as técnicas de IMRT aumentarem a produção de radiação de fuga, que contribui para o aumento da dose equivalente que é depositada na porta, por todas as componentes (ver equação [40]). Em termos práticos, o aumento da radiação de fuga é visualizado pelo aumento da sua carga de trabalho.

De modo a podermos estabelecer uma comparação entre os resultados apresentados e o valor real da espessura da porta da instalação de radioterapia externa do HSM, foi necessário converter as camadas de chumbo e de parafina, em Homirad-B[®] (material que compõe a porta do HSM). Esta conversão foi realizada utilizando os valores de TVL das tabelas 30 e 31, e pode ser visualizada no anexo 1. Os resultados obtidos, para as espessuras finais da porta construída com Homirad-B[®], encontram-se representados na tabela 66.

Tabela 66. Comparação entre a espessura da porta da instalação de radioterapia externa obtida na instalação (espessura real) e calculada de acordo com o NCRP 151, para técnicas de 3D-CRT e de IMRT.

Constituição da porta	Espessura da porta (cm) Real	Espessura da porta (cm) 3D-CRT	Espessura da porta (cm) IMRT
Homirad-B [®]	19	11	18

Analisando os resultados da tabela 66 é possível verificar que, a espessura real da porta é superior às espessuras calculadas, sendo que a menor diferença (cerca de 5%) foi encontrada quando os cálculos foram realizados tendo em conta apenas as técnicas de IMRT (100% dos tratamentos realizados com IMRT).

Com base nestes resultados pode-se concluir que a espessura da porta da sala de tratamentos da instalação de radioterapia analisada está adequada, mesmo para o caso de se utilizar a técnica de IMRT em 100% dos tratamentos.

7.2 Estudo II

Os resultados referentes aos objetivos específicos do estudo II (ver secção 6.3.1 do capítulo 6), bem como a sua discussão, encontram-se seguidamente apresentados.

○ OBJETIVO 1

Procedimento 1: *Comparação entre as espessuras das barreiras calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL 180/2002 e na legislação do Reino Unido (referenciada na tabela 2 do IAEA 47). Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 370 GBq, e foi utilizado como material o betão normal.*

Na tabela 67 encontram-se representados os resultados obtidos para as diferenças existentes entre a legislação portuguesa e a legislação inglesa referida no documento IAEA 47, no que se refere às espessuras finais das barreiras da instalação de braquiterapia do HSM, calculadas de acordo com a metodologia descrita no IAEA.

Estas diferenças são apresentadas sob a forma percentual, onde as variações positivas significam que a espessura obtida pelo DL é superior à obtida pela legislação do Reino Unido, e vice-versa.

Antes de procedermos à análise destes resultados é importante relembrar que, como a fonte de Ir-192 utilizada nos tratamentos de braquiterapia do HSM, é considerada, em termos de proteção radiológica, uma fonte isotrópica que emite radiação em todas as direções, todas as barreiras da instalação são consideradas barreiras primárias.

Tabela 67. Comparação entre as espessuras finais das barreiras da instalação de braquiterapia, calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL 180/2002 e na legislação do Reino Unido (descrita no IAEA 47).

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Valores de P, U, T do DL 180/2002	Espessura da barreira (cm) Valores de P, U, T da legislação do Reino Unido	Diferença (%)
P1	31	39	- 20
P2	25	29	- 13
P3	26	34	- 23
P4	15	12	+ 25
P5	22	30	- 26
P6	5	11	- 54

Os parâmetros avaliados neste estudo foram :o objetivo do projeto de barreiras de proteção (P), o fator de utilização (U) e o fator de ocupação (T), descritos em cada uma das legislações analisadas. No entanto, relativamente ao fator de utilização, este fator em ambas as normativas apresentou, para todas as barreiras, o valor de 1 (ver tabela 35), pelo facto de a fonte de Ir-192 ser considerada isotrópica. Deste modo, este parâmetro não teve qualquer tipo de influência nos resultados apresentados.

De acordo com os resultados da tabela 67, é possível observar que, as barreiras calculadas com os parâmetros do DL apresentaram uma menor espessura que as barreiras obtidas utilizando os parâmetros da legislação do Reino Unido, com exceção da barreira associada ao ponto de medição P4.

Para a barreira associada ao ponto P1, os desvios entre as duas legislações foram de 20%. Contudo é importante evidenciar o facto de, como este ponto se localiza numa área não controlada, a diferença entre os valores de P descritos nas duas legislações é significativamente mais baixa do que os valores de P associados às áreas controladas, e como tal, as diferenças encontradas nas espessuras das barreiras de P1 deveriam de ser menores. No entanto, como a barreira P1 está associada a uma área não controlada, no cálculo da sua espessura teve-se em conta as considerações IDR ($IDR < 7.5 \mu Sv/h$), seguidas pela legislação do Reino Unido, o que conduziu a um aumento da espessura da barreira calculada segundo esta legislação. Se as considerações IDR não fossem consideradas, a diferença entre as espessuras das barreiras seria de 6%.

Para os pontos P2, P3, P5 e P6 como se encontram todos localizados em áreas controladas (ver tabela 33), a principal razão para a ocorrência das variações negativas deve-se ao valor de P utilizado pelo DL, que conduziu à diminuição destas espessuras (para o DL: $P = 400 \mu Sv/semana$ e para a legislação do Reino Unido: $P = 120 \mu Sv/semana$). No entanto, para o ponto P4, que também se localiza numa área controlada, o valor T utilizado pelo DL (para o DL:

$T = 1$ e para a legislação do Reino Unido: $T = 1/5$), conduziu ao aumento da espessura obtida por esta legislação, que contraria o efeito do valor de P , verificando-se assim uma variação positiva neste ponto.

Para o ponto P2, também se verifica uma grande diferença entre os valores de T utilizados pelas duas legislações (para o DL: $T = 1$ e para a legislação do Reino Unido: $T = 1/2$), que favorecem o aumento da espessura do DL, no entanto este aumento não prevalece sobre a influência de P . Deste modo, verifica-se, com base nos dados da tabela 67, que a menor diferença está associada ao ponto P2 (13%).

De acordo com a análise realizada é possível concluir que, comparativamente à legislação utilizada no Reino Unido, que contém os valores mais conservativos de P descritos pelo IAEA 47, as espessuras das barreiras de proteção das instalações de braquiterapia portuguesas estão a ser subestimadas, quando os cálculos de barreiras são realizados de acordo com a legislação portuguesa atualmente em vigor.

Procedimento 2: *Comparação entre as espessuras das barreiras: (a) obtidas na instalação de braquiterapia do HSM; (b) calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P , U e T referenciados na legislação do Reino Unido (referida na tabela 2 do IAEA 47); e (c) calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P , U e T referenciados no DL 180/2002. Os cálculos foram realizados utilizando como material o betão normal.*

Nas tabelas 68, 69 e 70 encontram-se representados os resultados obtidos, para as diferenças encontradas entre as espessuras estimadas das barreiras da instalação de braquiterapia do HSM e as espessuras calculadas de acordo com o IAEA, utilizando os dados da legislação do Reino Unido. Relativamente a estas últimas espessuras, estas foram calculadas para uma fonte de Ir-192 (fonte existente no HSM), utilizando diferentes valores para a sua atividade.

Tabela 68. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 370 GBq (atividade real).

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) legislação do Reino Unido	Diferença (%)
P1	40	39	- 2
P2	40	29	- 27
P3	65	34	- 47
P4	40	12	- 70
P5	70	30	- 57
P6	20	11	- 45

Tabela 69. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 400 GBq (atividade máxima prevista).

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) legislação do Reino Unido	Diferença (%)
P1	40	39	- 2
P2	40	29	- 27
P3	65	35	- 46
P4	40	13	- 67
P5	70	31	- 55
P6	20	11	- 45

Tabela 70. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 518 GBq (atividade máxima permitida).

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) legislação do Reino Unido	Diferença (%)
P1	40	41	+ 2
P2	40	31	- 22
P3	65	37	- 43
P4	40	14	- 65
P5	70	32	- 54
P6	20	13	- 35

De acordo com os resultados apresentados nas tabelas 68, 69 e 70 é possível observar que, com o aumento da atividade da fonte de radiação as espessuras das barreiras obtidas segundo a legislação do Reino Unido aumentaram, conduzindo assim a uma diminuição das diferenças existentes entre as espessuras das barreiras medidas na instalação e as espessuras calculadas.

Com exceção dos resultados obtidos para a barreira associada ao ponto P1 da tabela 70, todos os restantes resultados mostram que as espessuras das barreiras calculadas segundo a metodologia do IAEA utilizando a legislação inglesa são inferiores às espessuras medidas na instalação de braquiterapia. Mesmo utilizando o valor da atividade máxima permitida da fonte (518 GBq) as menores diferenças encontradas atingem um valor de 22%. É importante referir que os cálculos foram realizados tendo em conta os dados descritos na legislação inglesa, que apresenta os valores mais conservativos encontrados na literatura, e deste modo, em regra geral, são obtidos os maiores valores para as espessuras das barreiras.

Relativamente à barreira associada ao ponto P1, esta foi a barreira que apresentou as menores diferenças, sendo que nos resultados da tabela 70 é possível verificar que a espessura calculada foi superior à espessura medida na instalação (variação positiva de 2%). A explicação para este resultado deve-se ao facto de P1 estar localizado numa área não controlada e como tal, segundo as recomendações da legislação do Reino Unido, teve de se ter em conta as considerações IDR, que conduziram a um aumento da espessura da barreira.

Para percebermos se estas variações positivas também ocorrem quando os cálculos são realizados para os valores de P, U e T descritos na legislação portuguesa, foi realizada esta análise para uma fonte de Ir-192 utilizando o valor mais elevado da atividade desta fonte. Os resultados obtidos encontram-se representados na tabela 71.

Tabela 71. Comparação entre as espessuras das barreiras primárias, medidas na instalação e calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados no DL. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 518 GBq (atividade máxima permitida).

Ponto de medição	Espessura da barreira (cm) Medida na instalação	Espessura da barreira (cm) DL 180/2002	Diferença (%)
P1	40	34	- 15
P2	40	28	- 30
P3	65	29	- 55
P4	40	17	- 57
P5	70	24	- 65
P6	20	7	- 65

Com base nos resultados da tabela 71, é possível observar que, tal como esperado, as espessuras calculadas para o DL foram inferiores às espessuras das barreiras medidas na

instalação, mesmo para a barreira associada ao ponto P1. Apesar de esta apresentar a menor diferença encontrada (15%), o facto de não termos em conta na metodologia de cálculo as considerações IDR, faz com que os resultados obtidos pelo DL sejam inferiores aos medidos.

Assim, de acordo com todos os resultados apresentados no procedimento 2, do objetivo 1 deste trabalho é possível concluir que, as barreiras da instalação de braquiterapia do HSM, encontram-se sobrestimadas, comparativamente aos cálculos realizados segundo a metodologia do IAEA, utilizando a legislação portuguesa e a legislação do Reino Unido. No entanto, devido às considerações IDR aplicadas às áreas não controladas descritas na legislação inglesa, existe uma aproximação entre as espessuras obtidas na instalação e as calculadas.

○ OBJETIVO 2

Procedimento: *Comparação entre o impacto económico causado pela construção das barreiras de proteção da instalação de braquiterapia, calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido (descrita na tabela 2 do IAEA 47) e utilizando diferentes materiais: o betão normal, o aço/ferro e o chumbo.*

Os resultados obtidos para as espessuras das barreiras primárias, calculadas de acordo com o IAEA 47 utilizando diferentes materiais, encontram-se representados na tabela 72.

Tabela 72. Espessuras das barreiras primárias, calculadas de acordo com o IAEA utilizando como dados de entrada os valores de P, U e T referenciados na legislação do Reino Unido. Os cálculos foram realizados para a fonte de Ir-192 com uma atividade de 370 GBq, utilizando vários materiais.

Ponto de medição	Espessura da barreira com betão normal (cm)	Espessura da barreira com aço/ferro (cm)	Espessura da barreira com chumbo (cm)
P1	39	10,9	4,1
P2	29	8,1	3,0
P3	34	9,6	3,6
P4	12	3,4	1,3
P5	30	8,4	3,2
P6	11	3,0	1,2

De acordo com os resultados apresentados na tabela 72, é possível observar que, quanto maior é a densidade do material, menor é a espessura da barreira de proteção, uma vez que os materiais de maior densidade apresentam menores valores de TVL (ver tabela 39) e como consequência, a espessura final da barreira irá ser menor, de acordo com a equação [59].

As variações encontradas entre os resultados apresentados foram de 72%, comparando as espessuras obtidas com betão normal com as de aço/ferro, e de 89%, comparando as espessuras de betão normal com as de chumbo.

Uma vez que as únicas partículas envolvidas no projeto de barreiras de proteção de instalações de braquiterapia são os fotões, qualquer um dos materiais apresentados pode ser utilizado na construção das barreiras de proteção, pois oferecem boa proteção contra a radiação X e gama. Deste modo, é necessário avaliar o impacto económico causado pela construção das barreiras utilizando cada um destes materiais, de forma a podermos escolher o material a utilizar.

Na tabela 73 encontram-se representados os custos finais das barreiras de proteção da instalação de braquiterapia do HSM, calculadas de acordo com o IAEA 47. Estes custos foram determinados a partir do volume de cada barreira, que foi calculado através da multiplicação da espessura (ver tabela 72), da largura (ver tabela 34) e da altura de cada barreira, e a partir da informação referente ao custo relativo de cada um dos materiais utilizados na construção das barreiras.

Os custos relativos dos materiais utilizados na construção das barreiras de proteção encontram-se representados na tabela 57, e foram obtidos com base nas informações recolhidas em várias empresas de construção civil, tal como foi referido anteriormente.

Tabela 73. Custo final das barreiras primárias, calculadas de acordo com o IAEA 47, utilizando diferentes materiais.

Ponto de medição	Custo para o betão normal (€)	Custo para o aço/ferro (€)	Custo para o chumbo (€)
P1	970	606	2.243
P2	615	384	1.400
P3	518	327	1.208
P4	278	176	664
P5	457	286	1.074
P6	449	274	1.077
TOTAL	3.288	2.053	7.665

Analisando os resultados da tabela 73, é possível verificar que as barreiras projetadas com aço/ferro foram aquelas que apresentaram um menor custo. Apesar de o custo relativo do aço/ferro ser superior ao do betão normal (aço/ferro: 190 €/m³ e betão normal: 85 €/m³), o facto

de este material apresentar uma elevada densidade fez com que as espessuras finais das barreiras fossem menores, o que conduziu a uma diminuição dos custos finais das barreiras.

A avaliação anteriormente efetuada sensibiliza-nos para a necessidade de se realizar um estudo económico, sobre os custos associados aos materiais utilizados na construção das barreiras de proteção, antes de projetarmos estas barreiras.

8 Conclusões

8.1 Estudo I

De acordo com os resultados obtidos para a instalação de radioterapia externa, analisada no estudo I deste trabalho, é possível concluir que todos os objetivos propostos foram cumpridos com sucesso.

Relativamente ao **objetivo 1** pode-se concluir que existem muitas diferenças entre a metodologia de cálculo de barreiras recomendada pela legislação portuguesa, ou seja, a metodologia da norma alemã DIN-6847 de 1977, e o documento americano NCRP 151 de 2005. As principais diferenças, responsáveis pela maior discrepância nos resultados obtidos, devem-se sobretudo aos diferentes valores de TVL recomendados pelos dois documentos e o facto de a norma DIN considerar, nos cálculos das barreiras secundárias, a radiação de neutrões diretos. Contudo, foram os diferentes valores dos parâmetros P, U e T recomendados pelo DL 180/2002 e pelo NCRP 151 que contribuíram para que, as espessuras calculadas de acordo com o DL 180/2002 fossem, em algumas barreiras, menores que as espessuras calculadas segundo o NCRP 151, principalmente no caso das barreiras secundárias. Deste modo, a escolha destes parâmetros deve ser muito bem ponderada, no momento de realizar a projeção das barreiras de uma instalação de radioterapia, de maneira a não ocorrer uma subestimação de nenhuma barreira de proteção.

No que diz respeito ao **objetivo 2** pode-se concluir que a metodologia de cálculo utilizada neste trabalho (NCRP 151) pôde ser validada através da sua comparação com técnicas e métodos de cálculo independentes. Num trabalho desta natureza, é fundamental proceder à validação dos métodos apresentados de maneira a podermos assegurar a veracidade de todos os resultados apresentados.

Para o **objetivo 3** é possível concluir que conhecer o valor da densidade do material utilizado na construção das barreiras é um requisito essencial a ter em conta no projeto de barreiras. Por um lado, porque vários dos parâmetros utilizados nas metodologias de cálculo são uma função da densidade do material e por outro lado, porque só assim é que podemos controlar o espaço/dimensionamento da barreira de proteção. Contudo, com base no estudo realizado

também se pôde concluir que os materiais com baixa percentagem de hidrogénio, como é o caso do aço/ferro e do chumbo, apesar de apresentarem uma densidade elevada, estes são transparentes aos neutrões e deste modo não podem ser utilizados isoladamente na projeção das barreiras primárias e secundárias, quando estas partículas são produzidas no interior da sala de tratamentos.

Relativamente ao **objetivo 4** pode-se concluir que, pelo facto de, no geral, as espessuras das barreiras calculadas de acordo com o DL 180/2002 se encontrarem sobrestimadas relativamente às espessuras calculadas segundo o NCRP 151, faz com que ocorra um aumento significativo nos custos totais de construção quando estamos a ter em conta a legislação portuguesa. Estes custos tornaram-se ainda mais relevantes para o caso das barreiras construídas com materiais com baixo teor de hidrogénio, pois estes não oferecem a proteção necessária contra os neutrões e por isso as suas barreiras têm de ser projetadas com espessuras muito elevadas.

O **objetivo 5** foi avaliado apenas para a metodologia descrita pelo NCRP 151 uma vez que a metodologia da norma alemã DIN-6847, segundo a qual a legislação portuguesa de baseia, não contempla as técnicas de IMRT. Com base nos resultados obtidos neste estudo pode-se concluir que, as espessuras das barreiras calculadas para as técnicas de IMRT foram superiores às espessuras obtidas para técnicas de 3D-CRT, no que diz respeito às barreiras secundárias e à porta da sala de tratamentos, devido ao aumento que se verifica na carga de trabalho da radiação de fuga nos tratamentos de IMRT. Estas conclusões evidenciam a importância que existe em se definir as técnicas de tratamento, que serão praticadas na instalação de radioterapia, antes de se realizar o projeto de construção da instalação.

Por fim, com base nos resultados obtidos ao longo deste estudo, onde se efetuou uma comparação entre as espessuras das barreiras obtidas na instalação de radioterapia externa do HSM e as espessuras calculadas segundo as várias metodologias, pode-se concluir que, no caso de os materiais que constituem as barreiras da instalação do HSM serem exatamente os mesmos materiais que foram estudados neste trabalho, tanto de acordo com a legislação portuguesa como de acordo com a norma americana, aplicada a técnicas de 3D-CRT e de IMRT, as espessuras das barreiras da instalação de radioterapia do HSM (barreiras primárias, secundárias e porta da sala de tratamentos) encontram-se sobrestimadas, ou seja, estas encontram-se adequadas em termos de proteção radiológica.

8.2 Estudo II

De acordo com os resultados obtidos para a instalação de braquiterapia, analisada no estudo II deste trabalho, é possível concluir que todos os objetivos propostos foram cumpridos com sucesso.

Relativamente ao **objetivo 1** pode-se concluir que, comparativamente à legislação utilizada no Reino Unido, que contém os valores mais conservativos de P descritos pelo IAEA 47, as espessuras das barreiras de proteção das instalações de braquiterapia portuguesas estão a ser subestimadas, quando os cálculos são realizados de acordo com a legislação portuguesa atualmente em vigor (DL 180/2002). No entanto, as barreiras da instalação de braquiterapia do HSM, pelo contrário, encontram-se sobrestimadas comparativamente aos cálculos realizados segundo a metodologia do IAEA 74, para as duas legislações avaliadas. De um modo geral, assumindo que o material que compõe as barreiras da instalação de braquiterapia do HSM é o mesmo material que foi utilizado nos cálculos realizados, pode-se concluir que a instalação de braquiterapia do HSM está dimensionada para o pior cenário que se pode obter em termos de proteção radiológica, ou seja, esta apresenta barreiras com espessuras suficientes para que seja utilizada: a fonte de radiação com a maior atividade, os objetivos de segurança mais restritos apresentados no documento IAEA 47 e a carga de trabalho máxima que é possível obter na instalação.

No que diz respeito ao **objetivo 2** pode-se concluir que, os materiais de maior densidade, como é o caso do aço/ferro e chumbo, utilizados na construção das barreiras, conduziram a uma diminuição na espessura da barreira, uma vez que nas instalações de braquiterapia não estão envolvidos no projeto de barreiras a radiação de neutrões. Neste contexto, apesar de o aço/ferro apresentar um custo relativo superior a outros materiais de baixa densidade, como é o caso do betão normal, na prática o impacto económico causado pela construção das barreiras com aço/ferro irá ser menor. Deste modo, é fundamental a realização de um estudo económico, relacionado com o custo/benefício dos possíveis materiais utilizados na construção das barreiras de proteção de instalações de braquiterapia, antes de se iniciar o projeto de construção da instalação.

8.3 Comentários finais

Os dois estudos realizados, o estudo I relativo à instalação de radioterapia externa e o estudo II referente à instalação de braquiterapia, mostraram o impacto, tanto em termos

estruturais como em termos económicos, causado pela utilização de diversos parâmetros e conceitos no projeto de barreiras, que tenha como principal objetivo assegurar a proteção radiológica de instalações de radioterapia.

Estes estudos também evidenciaram a necessidade de se proceder, antes da realização de qualquer projeto de barreiras, à avaliação da finalidade da instalação, ou seja, conhecer as técnicas de tratamento que serão praticadas na instalação de radioterapia, assim como ter conhecimento: da estimativa do número de pacientes, que se pretendem tratar por dia/semana/ano, e quais as técnicas que serão utilizadas nesses tratamentos; dos tipos de radiação que o equipamento irá gerar; e dos objetivos de segurança que se pretendem alcançar, tendo em conta a finalidade e a utilização das áreas adjacentes à instalação de radioterapia.

Por fim, mas não menos importante, na apresentação de um projeto de barreiras, é necessário dar a devida atenção à análise de custo do projeto, realizada através do impacto económico causado pela escolha do material, utilizado na construção das barreiras, e o espaço físico ocupado pelas barreiras.

Bibliografia

Attix, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry* : Wiley - VCH, 2004.

Bevelacqua, Joseph. *Practical and Effective ALARA - The Radiation Safety Journal*: Health Physics Society, 2010. Vol. 98. pp. 39-47. - 2.

Beyzadeoglu, Murat; Ozyigit, Gokhan; Ebruli, Cuneyt. *Basic Radiation Oncology*: Springer, 2010.

Beyzadeoglu, Murat; Ozyigit, Gokhan; Selek, Ugur. *Radiation Oncology - A MCQ and Case Study-Based Review*: Springer, 2012.

Brady, L. W.; Heilmann, H. P.; Molls, M. *New Technologies in Radiation Oncology* ed. Schlegel W., Bortfeld T. e Grosu A. L.: Springer, 2006.

British Institute of Radiology/Institute of Physics and Engineering in Medicine *Radiation Shielding for Diagnostic X-rays*: Report of a Joint BIR/IPEM Working Party, 2000.

Centro Hospitalar Lisboa Norte, Hospital de Santa Maria, E.P.E. - <http://www.hsm.min-saude.pt/>.

Cherry, P.; Duxbury, A. *Practical Radiotherapy Physics and Equipment* : Greenwich Medical Media LTD, 1998.

Chin, Lawrence; Regine, William. *Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery*: Springer, 2008.

CT-RAD - www.ct-rad.com.

Das, Indra J. *Intensity-modulated radiation therapy dose prescription, recording, and delivery: patterns of variability among institutions and treatment planning systems*. 2008. Vol. 100 (5). pp. 300-307.

Decreto-Lei nº180/2002 Diário da República - I Série A , Ministério da Saúde. 8 de Agosto de 2002.

Decreto-Lei nº222/2008 Diário da República - I Série Nº 223, Ministério da Saúde. 17 de Novembro de 2008.

Devlin, Phillip. *Brachytherapy Applications and Techniques*: Lipponcott Williams & Wilkins, 2007.

DIN-6847 Deutsches Institut für Normung Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen; Teil 2: Strahlenschutzregeln für die Errichtung (Medical electron accelerators; Part 2: Rules for construction of structural radiation protection). 2008.

DIN-6847 Deutsches Institut für Normung Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen; Teil 2: Strahlenschutzregeln für die Errichtung (Medical electron accelerators; Part 2: Rules for construction of structural radiation protection). 1977.

Facure, A. *The use of high-density concretes in radiotherapy treatment room design.* Applied Radiation and Isotopes.: Elsevier, 2007. Vol. 65. pp. 1023–1028.

Graham, Donald; Cloke, Paul. *Principles of Radiological Physics.*: Elsevier, 2004. Fourth edition.

Haffty, Bruce; Wilson, Lynn. *Handbook of Radiation Oncology: Basic Principles and Clinical Protocols.*: Jones and Bartlett Publishers, 2009.

Halperin, Edward; Perez, Carlos; Brady, Luther; *Principles and Practice of Radiation Oncology.*: Lippincott Williams & Wilkins, Wolters Kluwer, 2008. Fifth Edition.

Hernandez-Adame, Luis. *Design of a Treatment Room for an 18 MV LINAC.* 17th Pacific Basin Nuclear Conference. 2010. pp. 24-30.

HMSO Health and Safety Executive Ionising Radiations Regulations.: S.I. No. 3232, 1999.

Hong, Theodore. *Modern Radiation Therapy Approaches: Targeted and Ablative Strategies. Interventional Oncology - A Practical Guide for the Interventional Radiologist.*: Springer, 2012.

Hoskin. Peter; Coyle, Catherine. *Radiotherapy in Practice - Brachytherapy.*: Oxford University Press, 2011.

Howell, Rebecca. *Secondary neutron spectra from modern Varian, Siemens, and Elekta linacs with multileaf collimators.* Medical Physics. 2009. Vol. 36(9). pp. 4027-4038.

IAEA International Atomic Energy Agency Code of Conduct on the Safety and Security of Radioactive Sources. Viena, 2004.

IAEA International Atomic Energy Agency Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects. Viena: IAEA-TECDOC-1040, 1998.

IAEA International Atomic Energy Agency Radiation protection in the design of radiotherapy facilities.: International Atomic Energy Agency Safety Report Series No. 47, 2006.

IAEA International Atomic Energy Agency *Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators*. Viena : Technical Reports Series No. 188, 1979.

IAEA International Atomic Energy Agency *Revised Categorization of Radioactive Sources*. Viena : IAEA-TECDOC-1344, 2003.

IAEA International Atomic Energy Agency *Safety of Medical Electrical Equipment, Part 2: Particular Requirements for Medical Electron Accelerators in the Range 1 MeV to 50 MeV*. Viena : Publication 601-2-1, 1981.

IAEA International Atomic Energy Agency *Security of Radioactive Sources — Interim Guidance for Comment*. Viena : IAEA-TECDOC-1355, 2003.

ICRP International Commission on Radiological Protection *Cost–Benefit Analysis in the Optimization of Radiation Protection*.: ICRP Publication 37, 1983.

ICRP International Commission on Radiological Protection *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*.: ICRP Publication 60, 1991.

IPEM Intitute of Physics and Engineering in Medicine *Medical and Dental Guidance Notes*. 2002.

IPEM Intitute of Physics and Engineering in Medicine *Report 75*. 1997.

Jayaraman, Subramania; Lanzl, Lawrence. *Clinical Radiotherapy Physics*. : Springer, 2004. Second edition.

Jimenez, Sanchez. *NCRP Report No. 151 versus Norm DIN 6847-2*. Radioproteccion. 2008. Vol. 55. pp. 12-21.

Kapur, Ajay [et al.] *Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator*. 1998. Vol. 43. (12).

Kildea, John. *An evaluation of NCRP report 151/radiation shielding design for radiotherapy facilities, and a feasibility study for 6 MV open-door treatments in an existing high-energy radiation therapy bunker*.: McGill University, 2010.

Kim, Sung [et al.] *Dose Evaluation of Dynamic Multileaf Collimator in Intensity Modulated Radiation Therapy*. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Korea : Springer, 2006. Vol. 14/3.

Martin, M. C. *Linear Accelerator Direct Shielded Doors – An Approach for Calculating the Specialized Shielding Required Adjacent to the Door*. International Federation for Medical and Biological Engineering.: Springer, 2009. Vol. 25/3. pp. 431-434.

Martin, M. *Shielding design methods for linear accelerator.* American Association of Physicists for Medicine 51st annual meeting. 2009.

Mascarenhas, Francisco [et al.] *A Radiocirurgia Estereotóxica em Tumores Malignos e Benignos do Sistema Nervoso Central.* Acta Med Port. 2005. Vol. 18. pp. 45-60.

McCall, RC. *Shielding for thermal neutrons.* Medical Physics. 1997. Vol. 24(1). pp. 135-6.

Mcginley, P.H. *Evaluation of the contribution of capture gamma rays, x-ray leakage, and scatter to the photon dose at the maze door for a high energy medical electron accelerator using a Monte Carlo particle transport code.* Journal of Medical Physics. 2000. Vol. 27(1). pp. 225-230.

Mesbahi, Asghar. *Photoneutron and capture gamma dose calculations for a radiotherapy room made of high density concrete.* Nuclear Technology & Radiation Protection. 2011. Vol. 26(2). pp. 147-152.

Mesbahi, Asghar. *Photoneutron production and backscattering in high density concretes used for radiation therapy shielding.* Annals of Nuclear Energy: Elsevier. 2011. Vol. 38. pp. 2752–2756.

Naseri, Alireza. *A review on photoneutrons characteristics in radiation therapy with high-energy photon beams.* Oncology and Radiotherapy. 2010. Vol. 15. pp. 138–144.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Limitation of Exposure to Ionizing Radiation.*: NCRP Report No. 116, 1993.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Management of Radionuclide Therapy Patients.*: NCRP Report No. 155, 2007.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators.*: NCRP Report No. 79, 1984.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Radiation Protection Guidelines for 0.1–100 MeV Particle Accelerator.*: NCRP Report No. 51, 1977.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Radiation Protection in Educational Institutions.*: NCRP Report No. 157, 2007.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV.*: NCRP Report No. 49, 1976.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities.*: NCRP Report No. 151, 2005.

NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities.*: NCRP Report No. 147, 2004.

NCRP National Council on Radiation Protection *Recent Applications of the NCRP Public Dose Limit Recommendation.*: Statement No. 10, 2004.

Nemati, M.; Amrollahi, R.; Habibi, M. *Analysis for Radiation and Shielding Dose in Plasma Focus Neutron Source Using FLUKA.* Journal of Fusion Energy. : Springer, 2012. Vol. 31. pp. 284-297.

Newman, F. *An optimization model and solution for radiation shielding design of radiotherapy treatment vaults.* Medical Physics. 2008. Vol. 35(1). pp. 171-180.

Nicolini, Giorgia; Ghosh-Laskar, Sarbani; Shrivastava, Shyam. *Volumetric Modulation Arc Radiotherapy With Flattening Filter-Free Beams Compared With Static Gantry IMRT and 3D Conformal Radiotherapy for Advanced Esophageal Cancer: A Feasibility Study.* International Journal of Radiation Oncology.: Elsevier, 2012.

NRC U.S. Nuclear Regulatory Commission *Dose limits for individual members of the public.* 10 CFR 20.1301. 2005. (Março, 2012). <http://www.gpoaccess.gov/cfr/retrieve.html>.

NRC U.S. Nuclear Regulatory Commission *Standards of Protection against Radiation.* 10 CFR 20, US Office of the Federal Register, 1991.

Plonsey, Robert; Barr, Roger C. *Bioelectricity - A Quantitative Approach.*: Springer, 2007. Third edition.

Podgorsak, Ervin B. *Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering - Radiation Physics for Medical Physicists.*: Springer, 2010. Second Edition.

Podgorsak, Ervin B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* Austria : Technical Editor, 2005.

Pope, Jean. *Medical Physics: Imaging.*: Heinemann, 1999.

Ródenas, José; Verdú, Gumersindo. *Application of the Monte Carlo Method to Estimate the Tenth-value Thickness for X-rays in Medical Electron Accelerators.* 1993.

Saha, Gopal. *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine.*: Springer, 2006.

Sellakumar, P. [et al.] *Comparison of monitor units calculated by radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification software.* European Journal of Medical Physics.: Elsevier, 2011. Vol. 27. pp. 21-29.

Seppaelae, Jan; Lahtinen, Tapani; Kolmonen, Pekka. *Major reduction of monitor units with the avoidance of leaf-sequencing step by direct aperture based IMRT optimisation.* Acta Oncol. 2009. Vol. 48. pp. 426-430.

Shapiro, Jacob. *Radiation Protection - A Guide for Scientists, Regulators and Physicians.* Harvard College, 2002. Fourth edition.

Stem, Robin [et al.] *Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy.* Medical Physics. 2011. Vol. 38(1). pp. 504-530.

Teh, Bin; Woo, Shiao; Butler, Brian. *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT): A New Promising Technology in Radiation Oncology:* AlphaMed, 1999. Vol. 4. pp. 433-442.

Tochilin, E. *Neutron leakage characteristics related to room shielding.* Proceedings of a Conference on Neutrons from Electron Medical Accelerators. NBS Special Publication 554, Heaton, H.T. and Jacobs, R., Eds..

Turner, James *Atoms, Radiation, and Radiation Protection.*: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co., 2007.

Vega-Carrillo, Hector. *Photoneutron spectra around an 18 MV LINAC.* Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry. 2011. Vol. 287. pp. 323-327.

Wang, X. *The neutron dose equivalent evaluation and shielding at the maze entrance of a Varian Clinac 23EX treatment room.* Medical Physics. 2011. Vol. 38(3). pp. 1141-1149.

Wangler, Thomas. *RF Linear Accelerators.*: Wiley-VCH, 2008.

Yorke, Ellen; Gelblum, Daphna; Ford, Eric. *Patient Safety in External Beam Radiation Therapy.* Medical Physics and Informatics.: American Roentgen Ray Society, 2011.

Zhang, Menglong [et al.] *A Study of Experimental Measurements of Dosimetric Parameters in HDR Ir-192 Source.* Medical Dosimetry.: Elsevier, 2010. Vol. 35. pp. 250-254.

Anexo 1

Conversões

Conversão das camadas de chumbo e de parafina, que constituem a porta, numa única camada de Homirad-B[®].

1. VALORES OBTIDOS SEGUNDO O NCRP 151 PARA TÉCNICAS DE 3D-CRT:

❖ **Blindagem proposta:** 1,2 cm de chumbo + 14,9 cm de parafina

- **Chumbo** ($E = 0,5 \text{ MeV}$)

$$TVL(\text{Chumbo}) = 1,7 \text{ cm}$$

$$TVL(\text{Homirad} - \text{B}) = 8 \text{ cm}$$

Espessura de Homirad-B[®] equivalente a 1,2 cm de chumbo é de: $5,65 \text{ cm} \approx 6 \text{ cm}$ de Homirad-B[®]

- **Parafina** ($E = 100 \text{ KeV}$)

$$TVL(\text{Parafina}) = 8 \text{ cm}$$

$$TVL(\text{Homirad} - \text{B}) = 5,3 \text{ cm}$$

Espessura de Homirad-B[®] equivalente a 14,9 cm de parafina é de: $9,87 \text{ cm} \approx 10 \text{ cm}$ de Homirad-B[®]

❖ **Espessura final da porta:** 11 cm de Homirad-B[®]

2. VALORES OBTIDOS SEGUNDO O NCRP 151 PARA TÉCNICAS DE IMRT:

❖ **Blindagem proposta:** 3,6 cm de chumbo + 18,0 cm de parafina

- **Chumbo** ($E = 0,5 \text{ MeV}$)

$$TVL(\text{Chumbo}) = 1,7 \text{ cm}$$

$$TVL(\text{Homirad} - \text{B}) = 8 \text{ cm}$$

Espessura de Homirad-B[®] equivalente a 3,6 cm de chumbo é de: $16,94 \text{ cm} \approx 17 \text{ cm}$ de Homirad-B[®]

- **Parafina** ($E = 100 \text{ KeV}$)

$$TVL(\text{Parafina}) = 8 \text{ cm}$$

$$TVL(\text{Homirad} - \text{B}) = 5,3 \text{ cm}$$

Espessura de Homirad-B[®] equivalente a 18,0 cm de parafina é de: $11,93 \text{ cm} \approx$

12 cm de Homirad-B[®]

❖ **Espessura final da porta:** 18 cm de Homirad-B[®]

Anexo 2

Publicação

Rodrigues, MJP; Poli, MER. Shielding Evaluation for a Radiotherapy Bunker by NCRP 151 and Portuguese Regulation on Radiation Safety. IRPA13 – 13th International Congress of the International Radiation Protection Association, 13-18 May, 2012, Glasgow, Scotland.
<http://www.irpa13glasgow.com/>

Shielding Evaluation for a Radiotherapy Bunker by NCRP 151 and Portuguese Regulation on Radiation Safety

Maria José Rodrigues¹, Maria Esmeralda Poli²

¹ Institute of Biophysics and Biomedical Engineering, Faculty of Sciences of the University of Lisbon, Lisbon, Portugal

² Medical Physics Unit, Santa Maria Hospital, Lisbon, Portugal

NCRP Report No. 151 (2005) concerned with radiation safety is one of the most suitable documents for structural shielding design and evaluation in contemporary radiotherapy facilities. For radiation safety purposes, the barriers thicknesses must be designed to attenuate the primary, leakage and scatter photon radiations. The purpose of this work was to establish a comparison between the primary and secondary barriers thicknesses calculated according to NCRP 151 recommendation and the current Portuguese regulation (DL 180/2002), which recommends the German Standard DIN-6847 (1977) for a radiotherapy bunker with a linear accelerator.

The calculation methods performed are based on the tenth-value layer (TVL) concept, and in this study were used the TVL values recommended in each norm for the same shielding material, the ordinary concrete. For both standards, the calculation was carried out for a treatment room with a Elekta-Synergy linear accelerator, with maximum nominal energy of 15 MV, and for three-dimensional conformal radiation therapy treatment technique.

The results obtained by both standards show that the maximum deviations for the primary and secondary barriers were up to 16% and 19%, respectively. When using the same occupancy

and use factors, the deviations between both norms for the primary and secondary barriers were up to 5% and 29%, respectively.

Some reasons for the discrepancies between both methods are the TVL values. Differently from DIN-6847, the NCRP's TVL is a function of the energy and radiation scatter angle. Another source of discrepancy is that DIN methodology takes into account the neutron contribution for the secondary barriers.