



Avaliação das necessidades da braquiterapia contemporânea e os desafios de implementação do paradigma: cuidados de Radioterapia baseados no valor

Luís Manuel Lopes Marques

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

Orientadores

Doutora Maria Esmeralda Ramos Poli (CHULN)
Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/FCUL)

Júri

Presidente: Doutora Maria Margarida Ribeiro (ESTeSL)
Vogal (arguente): Doutor Luís Prudêncio (CHULN)
Vogal (orientador): Doutora Maria Esmeralda Ramos Poli (CHULN)

Setembro de 2019



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



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

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Avaliação das necessidades da braquiterapia contemporânea e os desafios de implementação do paradigma: cuidados de Radioterapia baseados no valor

Luís Manuel Lopes Marques

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

Orientadores

Doutora Maria Esmeralda Ramos Poli (Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte)
Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL/Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa)

Júri

Presidente: Doutora Maria Margarida Ribeiro (ESTeSL)
Vogal (arguente): Doutor Luís Prudêncio (Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte)
Vogal (orientador): Doutora Maria Esmeralda Ramos Poli (Centro Hospitalar Univ. Lisboa Norte)

Setembro de 2019

DEDICATÓRIA

*Este trabalho é dedicado à minha esposa Carminda,
mãe incansável dos nossos filhos Luís Miguel e Clarisse Isabel,
sempre presente na nossa vida e que nos ama de forma incondicional.*

“Nowadays people know the price of everything and the value of nothing.”

The Picture of Dorian Gray, Oscar Wilde.

Este trabalho é escrito ao abrigo do antigo acordo ortográfico.

A braquiterapia é uma técnica de tratamento oncológica essencial no cancro do colo do útero e, também é utilizada como técnica adjuvante à Radioterapia externa como no tratamento da mama ou de em exclusiva noutros tipos de cancros como os de próstata e pele.

A utilização de métodos de imagens tridimensionais como a ressonância magnética na braquiterapia contemporânea, requer aplicadores com materiais de menor durabilidade que os metálicos usados no passado, o que aumentou o custo dos consumíveis usados nesta técnica.

À semelhança da Radioterapia externa contemporânea, a braquiterapia actual também evoluiu tecnologicamente o que tem elevado seu custo ao longo dos anos. Em contraste com a Radioterapia externa onde tem havido uma grande quantidade de evidências na sua viabilidade e necessidades, os dados relacionados com a braquiterapia são escassos.

Este trabalho tem como objectivos principais a avaliação de necessidades e dos custos associados à aplicação da braquiterapia de alta taxa de dose em pelo menos uma das patologias onde esta técnica de tratamento é essencial, o cancro do colo do útero. Os objectivos secundários incluem estudar o processo de utilização da radiação no tratamento oncológico; conhecer os tipos de cancro predominantes em Portugal e a distribuição dos centros de braquiterapia; os recursos necessários para a realização de braquiterapia e os custos associados à técnica.

Com base em dados nacionais, pode-se observar que há uma assimetria entre a predominância de cancro do colo do útero e a localização dos equipamentos de braquiterapia. Os custos estimados por sessão de braquiterapia intracavitária indica uma discrepância grande em relação aos preços praticados pelo Serviço Nacional de Saúde ao abrigo da Portaria em vigor. As simulações de custo realizadas com um número de tratamentos hipotéticos, indicam a necessidade de se otimizar o número de tratamentos realizados por ano afim de diluir os custos associados à aquisição do equipamento, sua manutenção e, os materiais consumíveis específicos a cada tipo de patologia a tratar com a técnica de braquiterapia.

O desenvolvimento de um paradigma baseado em valores para o tratamento de radiação oncológica é um processo com várias etapas onde a análise de custo é uma delas. Assim

para a criação de valor, é fundamental a reorganização dos cuidados de saúde através da integração da prática centrada no doente.

Palavras-Chave

Braquiterapia, análise de custo, braquiterapia intracavitária, recursos em braquiterapia

ABSTRACT

Brachytherapy is an essential treatment technique for cervical cancer and is also used as an adjunctive technique to external radiotherapy such as breast or exclusively applied in the treatment of other cancers such as prostate and skin.

The use of three-dimensional imaging methods as magnetic resonance imaging in contemporary brachytherapy requires applicators with materials less resistant than those used in the past, which increased the cost of consumable applicators for the technique.

Similar to contemporary external radiotherapy, current brachytherapy has also evolved technologically which has increased its cost over the years. In contrast to external radiotherapy, where there has been a lot of evidence on its viability and needs, data related to brachytherapy are scarce.

This study aims to assess the needs and costs associated with high dose rate brachytherapy applications at least in one pathology where this treatment technique is essential, the cervical cancer. Secondary objectives include to study the process of using radiation in the cancer treatment; to know the predominant types of cancer in Portugal and the distribution of brachytherapy centres across the country; the resources required for brachytherapy and the costs associated with the technique.

Based on national data, one can note an asymmetry between the prevalence of cervical cancer and the location of brachytherapy equipments.

The costs estimated for the intracavitary brachytherapy session indicate a large discrepancy in value when compared with the reimbursement for National Health Service according to the National Regulation. The cost simulations performed in this work, using an hypothetical number of treatments per year, indicate the need to optimize the number of treatments performed per year in order to dilute the costs associated with equipment purchase, maintenance and consumable items used according to the type of pathology to be treated with this technique.

Developing a value-based paradigm for the treatment of cancer is a multi-step process where a cost analysis is one of them. Thus, for value creation, the reorganization of health care through the integration of patient-centered practice is critical.

Keywords

Brachytherapy, cost analysis, intracavitary brachytherapy, brachytherapy resource

AGRADECIMENTOS

À Doutora Esmeralda Poli, Coordenadora da Unidade de Física-Médica do Hospital de Santa Maria do Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte pela valorosa orientação científica, tendo transmitido os conhecimentos teóricos e práticos fundamentais que permitiram a conclusão deste trabalho.

Ao Doutor Pedro Ferreira, Professor do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL), docente da disciplina de Física Médica Avançada do curso de mestrado e grande incentivador da minha incursão na área da física-médica, pelo apoio e disponibilidade demonstrada ao longo deste trabalho.

Ao meu amigo e colega de curso João Pedro Ribeiro, engenheiro electrotécnico e mestre em Engenharia Biomédica, sempre motivador e sempre presente até ao momento da entrega deste trabalho.

À minha amiga e colega de curso Cândida Sofia Vitorino, Técnica Superior de Diagnóstico e Terapêutica (Radiologia) e mestre em Engenharia Biomédica, pelo incentivo à conclusão deste trabalho.

Aos meus colegas de curso e amigos pela ajuda, amizade e companheirismo ao longo de todo o curso de mestrado.

Agradeço ainda ao ISEL e à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (ESTeSL) pelo esforço e dedicação dos docentes na minha formação como estudante e profissional de engenharia.

A todos que me apoiaram, o meu muito obrigado.

Página intencionalmente deixada em branco.

RESUMO	III
ABSTRACT	V
AGRADECIMENTOS.....	VII
Índice.....	IX
Índice de Figuras.....	XIII
Índice de Tabelas	XV
Lista de Acrónimos e Abreviaturas.....	XVII
Lista de Símbolos.....	XIX
Capítulo 1.....	1
1. Introdução.....	1
1.1. Enquadramento	1
1.2. Objectivos	1
1.3. Estrutura da dissertação	2
Capítulo 2.....	5
2. Necessidades em Radioterapia e paradigma do valor	5
2.1. As necessidades na utilização da técnica de braquiterapia.....	5
2.2. Paradigma: cuidados de Radioterapia baseados no valor.....	6
Capítulo 3.....	9
3. Fundamentos Teóricos da Radiação	9
3.1. Classificação da Radiação	9
3.1.1. Radiação Ionizante	10
3.1.2. Radiação com LET baixo e alto	11
3.1.3. Uso da Radiação Ionizante	12
3.1.3.1. Electrões	15
3.1.3.2. Positrões	16
3.1.4. Classificação da radiação ionizante indirecta com fotões.....	16

Capítulo 4	19
4. Cancro, Diagnóstico e Tratamento.....	19
4.1. Diagnóstico	19
4.2. Tratamento	20
4.3. Centro de Radioterapia	23
Capítulo 5	25
5. Braquiterapia	25
5.1. Introdução.....	25
5.2. Características das fontes de fotões	28
5.3. Sistemas de pós-carregamento remoto	32
5.4. Imagem.....	36
5.5. Esquema de utilização da braquiterapia	37
Capítulo 6	39
6. Metodologia – Materiais e Métodos	39
6.1. Enquadramento Teórico da Metodologia.....	39
6.2. Técnica de Tratamento dos dados.....	40
Capítulo 7	41
7. Resultados e Discussão	41
7.1. Resultados.....	41
7.2. Discussão	49
Capítulo 8	51
8. Conclusões e Trabalhos Futuros	51
8.1. Conclusões	51
8.2. Trabalhos Futuros.....	51
Referências Bibliográficas	53
Anexo 1. Radiação, Grandezas e Unidades	55
Anexo 2. Isótopos mais Comuns	59
Anexo 3. Estadiamento do Cancro	61
Anexo 4. Equipamentos de Imagiologia	65

Anexo 5.	Unidade de Cobalto	67
Anexo 6.	LINAC.....	69
Anexo 7.	Braquiterapia - <i>Layout</i>.....	73
Anexo 8.	Estudo de Materiais e Consumíveis Utilizados nas Patologias Submetidas à Braquiterapia HDR.....	77
Anexo 9.	Cálculo do Custo dos Recursos Humanos.....	81

Página intencionalmente deixada em branco.

Índice de Figuras

Figura 1: Classificação da radiação – representação parcial, baseado em (Podgoršak, 2016).	9
Figura 2: Utilização da radiação ionizante na medicina.	11
Figura 3: Cancro Cervical.	31
Figura 4: Cancro do endométrio.	31
Figura 5: Cancro da próstata.	31
Figura 6: Cancro da mama.	31
Figura 7: Remote afterloading.	34
Figura 8: [A] Consola tratamento; [B] Cofre para transferência e transporte de fonte.	34
Figura 9: Sistema de detecção de radiação: Monitor de área e Sonda.	34
Figura 10: Sala tipo de Braquiterapia (Gryaznov, Velichko, Senchik, Korenkov, & Kireeva, 2016).	35
Figura 11: Dados (GLOBOCAN, 2018) sobre a incidência de cancro em Portugal.	41
Figura 12: Taxas de incidência e mortalidade padronizadas por idade (Mundial) considerando os 10 principais tipo de cancro (GLOBOCAN, 2018).	42
Figura 13: Distribuição geográfica dos tumores no colo do útero no ano de 2010 – taxa de incidência padronizada à população europeia (RORENO, 2016).	43
Figura 14: <i>Break even point</i> para número de tratamentos tipo intracavitário48	48
Figura 15: <i>Break even point</i> para número de tratamentos tipo intracavitário com agulha49	49
Figura 16: Exemplo de estadiamento do cancro da bexiga (Ajithkumar & Hatcher, 2011).64	64
Figura 17: [A] Unidade de Cobalto-60 típica, a fonte move-se da posição blindada (Off) para uma posição não blindada (On) para produzir um feixe de raios-gama para tratamento. [B] Equipamento Co-60, Best Theratronics, Ltd., Otava, Ontário, Canadá (Bourland, 2016).	68
Figura 18: LINAC Oncor (SIEMENS, 2009).	69
Figura 19: Colimador Multi-Lâminas modelo 160 MLC (SIEMENS, 2010).	69
Figura 20: Diagrama esquemático de um LINAC adaptado de (Saeed, 2016).	70
Figura 21: Planta típica da sala de tratamento e controle de braquiterapia HDR, adaptado do documento (IAEA, 2015).	73
Figura 22: <i>Layout</i> típico para a Área da Braquiterapia, baseado no documento (IAEA, 2015).	74
Figura 23: Exemplo de aplicador ginecológico intersticial, constituído de sonda, anel e agulhas flexíveis (Karlsson, Thunberg, With, Mordhorst, & Persliden, 2017).	78

Figura 24: Distribuição de dose típica de braquiterapia ginecológica com sonda intersticial e anel, planos axial, sagital e coronal (Chapman, Ohri, Showalter, & Doyle, 2013).	78
Figura 25: Exemplo de aplicador ginecológico tipo cilindro.....	79
Figura 26: Exemplo de braquiterapia endobronquica com inserção de dois cateteres (Fijuth, 2009).	79
Figura 27: Material para aplicação endobronquica. Acedido em 29-09-2019 em https://www.elekta.com/brachytherapy/bronchus-and-esophagus/	79
Figura 28: Braquiterapia intersticial de mama - tratamento (Nirpendra, Singh, Sharma, Opendra, & Patton, 2017).	80
Figura 29: Braquiterapia de próstata - tratamento (Prada, 2016).....	80

Índice de Tabelas

Tabela 1: Proposta de passos para criar valor em Radioncologia (Teckie et al., 2014).....	6
Tabela 2: Valores para vários feixes de radiação LET.....	12
Tabela 3: Tipos de implantes em braquiterapia.....	27
Tabela 4: Classificação dos TB relativamente à sua duração.....	27
Tabela 5: Classificação dos TB relativamente ao carregamento da fonte.....	27
Tabela 6: Classificação dos TB relativamente à taxa de dose ^a	28
Tabela 7: Características dos isótopos usados na braquiterapia (Podgoršak, 2005).....	29
Tabela 8: Esquema de utilização dos materiais / equipamentos.....	37
Tabela 9: Esquema de braquiterapia de alta taxa de dose.....	37
Tabela 10: Recursos de braquiterapia HDR (excluindo prostática com sementes) disponíveis em Portugal (dados 2012).....	42
Tabela 11: Resumo Radioncologia – 2012 (Oliveira & Trigo, 2013).....	44
Tabela 12: Valor atribuído por tratamento: Braquiterapia intracavitária com agulha.....	44
Tabela 13: Equipamento – Estimativa de custos de aquisição (IMPIC, 2019).....	45
Tabela 14: Equipamento – Estimativa de custo para a manutenção (IMPIC, 2019).....	45
Tabela 15: Recursos Humanos por tratamento conforme cálculos no Anexo 9, no âmbito do cancro do colo do útero.....	46
Tabela 16: Acessórios para intracavitário (estimativa de custos).....	46
Tabela 17: Acessórios para intracavitário com agulha (estimativa de custos).....	47
Tabela 18: Braquiterapia Intracavitária – Estimativa vs Valores atribuídos do SNS.....	47
Tabela 19: Braquiterapia Intracavitária com agulha – Estimativa vs Valores atribuídos do SNS.....	47
Tabela 20: <i>Break even point</i> para tratamentos de Braquiterapia Intracavitária.....	48
Tabela 21: <i>Break even point</i> para tratamentos de Braquiterapia Intracavitária com agulha.....	48
Tabela 22: Radiação: Grandezas, Unidades e Conversões.....	56
Tabela 23: Fatores de ponderação da radiação recomendados.....	57
Tabela 24: Isótopos mais comuns.....	59
Tabela 25: Sistemas de um LINAC.....	70
Tabela 26: Organização e procedimentos da sala de braquiterapia HDR (IAEA, 2015).....	75
Tabela 27: Materiais consumíveis utilizados nas patologias submetidas à braquiterapia HDR.....	77
Tabela 28: Cálculo do custo dos Recursos Humanos.....	81

Página intencionalmente deixada em branco.

Lista de Acrónimos e Abreviaturas

3D	Três Dimensões
3DCRT	<i>3-Dimensional Conformal Radiotherapy</i> ou Radioterapia conformada tridimensional
AJCC	<i>American Joint Committee on Cancer</i> Comité Conjunto Americano sobre Cancro
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> ou Tão baixo quanto razoavelmente exequível
AVAC&R	Aquecimento, Ventilação, Ar Condicionado e Refrigeração
BT	Braquiterapia
CCORE	<i>Collaboration for Cancer Outcomes Research and Evaluation</i> ou Colaboração para pesquisa e avaliação de resultados no cancro
CCP	Código dos Contratos Públicos
DIRAC	<i>Directory of RAdiotherapy Centres</i> ou Directório de Centros de Radioterapia
EBEST	<i>Evidence-Based Estimation method</i> ou Método de Estimativa Baseado na Evidência
EI	Energia de Ionização
HDR	<i>High Dose Rate</i> ou Alta Taxa de Dose
HVL	<i>Half-Value Layer</i> ou espessura semi-redutora
HW	Hardware
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
IGRT	<i>Image Guided Radiotherapy</i> ou Radioterapia guiada por imagem
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> ou Radioterapia de intensidade modulada
INE	Instituto Nacional de Estatística
IORT	<i>Intraoperative Radiotherapy</i> ou Radioterapia intraoperatória
LDR	<i>Low-Dose Rate</i> ou Baixa Taxa de Dose
LET	<i>Linear Energy Transfer</i> ou transferência linear de energia
LINAC	<i>Linear Particle Accelerator</i> ou acelerador linear de partículas
MDR	<i>Medium-dose rate</i> ou taxa de dose média
MLC	<i>Multi-Leaf Collimator</i> ou colimadores multi-lâminas
PCNT	Probabilidade de complicação do tecido normal
PCT	Probabilidade de Controlo do Tumor
PDR	<i>Pulsed Dose Rate</i> ou Taxa de Dose Pulsada
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> ou Tomografia por emissão de positrões

PI	Potencial de Ionização
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
RTE AL	Aceleradores de partículas para Radioterapia externa
SF6	Hexafluoreto de enxofre
SI	Sistema Internacional
SNS	Serviço Nacional de Saúde
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> ou Tomografia computadorizada por emissão de fóton único
SRS	<i>Stereotactic RadioSurgery</i> ou Radiocirurgia estereotáxica
SW	Software
TB	Tratamentos de Braquiterapia
TBI	<i>Total Body Irradiation</i> ou irradiação total do corpo
TC	Tomografia Computadorizada
TNM	<i>Tumor lymphNodes Metastasis</i> (sistema de estadiamento de cancro, de acordo com o tumor, linfonodo e metástase)
TPS	Sistema de Planeamento do Tratamento
TSDT	Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica
TSEI	<i>Total Skin Electron Irradiation</i> ou irradiação total da pele com eletrões
UICC	<i>Union for International Cancer Control</i> ou União para o Controlo Internacional do Cancro

Lista de Símbolos

Q	Carga em coulomb
A	Actividade
Bq	becquerel é o símbolo dado para a grandeza actividade duma fonte de radiação ionizante. No Sistema Internacional a unidade é: s^{-1} .
c	velocidade da luz no vácuo = 299 792 458 metros por segundo
C	coulomb é o símbolo dado para a grandeza quantidade de carga eléctrica. No Sistema Internacional em unidades de base é: $s \cdot A$ (segundo ampere).
Ci	curie – unidade de actividade (antigo sistema)
cm	centímetro
D	Dose absorvida
E	Dose efectiva
E_{ab}	Energia Absorvida
E_{tr}	Energia transferida
eV	eléctron-volt
	gray é o símbolo dado para a grandeza de dose absorvida de radiação ionizante num meio material. No Sistema Internacional a unidade é: J/kg
Gy	
Gy/h	gray por hora, taxa de dose
h	Hora
H_T	Dose equivalente
J	joule
K	Kerma (acrónimo de K inetic E nergy R eleased in M atter)
keV/ μ m	Unidades para LET
kg	kilograma
kV	kilo-volt
λ	Constante de decaimento
m / m_{ar}	Massa em kg / Massa do ar em kg
MHz	mega-hertz
N	Número de átomos radioactivos
R	röntgen – unidade antiga de exposição
rad	unidade antiga para dose absorvida (D)
rem	unidade antiga para dose equivalente (H_T)
Sv	sievert, no Sistema Internacional a unidade é: J/kg
w_R	Factor de ponderação da radiação
w_T	Factor de ponderação do órgão T

X Exposição
Z Número atômico

1. Introdução

1.1. Enquadramento

Em qualquer sistema de assistência à saúde é essencial que os doentes tenham acesso às terapias que sejam capazes de oferecer melhorias alcançáveis e sustentáveis nos resultados clínicos como qualidade de vida, sobrevida livre de doença, redução de toxicidade e outras. A Radioterapia é uma das terapias utilizadas no tratamento do cancro que vem sendo cada vez mais aplicada tanto para doentes curativos como no tratamento de cancro não curativo. No entanto, o acesso ao tratamento é frequentemente limitado ou não disponível em vários países. A justificação no investimento para o tratamento sofre desafios ainda maiores nos países com baixo rendimento. A Radioterapia contemporânea demanda um investimento inicial em infraestrutura e equipamentos significativos quando comparados com outras áreas da saúde. A avaliação dos custos na Radioterapia é essencial para orientar decisões ao nível regional e nacional. No entanto, o acesso à informação é limitado e, quando existente, muitas vezes não é claro o suficiente devido à falta de metodologia para a sua análise. Além disso, quando se definem prioridades nos gastos com a saúde, estas deveriam representar o óptimo uso não somente para os doentes com cancro, mas também para a sociedade como um todo. Assim, o investimento atribuído à Radioterapia deveria estar associado aos resultados dos cuidados prestados e permitir o seu acesso, idealmente, a toda população. Portugal é um país com uma distribuição geográfica um pouco distinta de alguns países membros da Comunidade Europeia, parte da população vive em ilhas, o que aumenta o desafio no que diz respeito ao acesso à Radioterapia.

1.2. Objectivos

Este estudo tem o objectivo de examinar a viabilidade da Radioterapia na actualidade, com foco na Braquiterapia de Alta Taxa de Dose ou HDR (*High Dose Rate*). Pretende-se conhecer os tipos de cancro predominantes no país e as técnicas para tratamento consideradas; o estado da arte em Radioterapia, as tecnologias disponíveis no país e sua distribuição regional para identificar as necessidades actuais a fim de definir uma abordagem de avaliação do custo baseado no valor da cadeia de tratamento do doente oncológico na

Radioterapia, que promova a mudança de paradigma abordando os elementos que são importantes para o doente e abrangem o senso de valor.

1.3. Estrutura da dissertação

A dissertação encontra-se estruturada em oito capítulos, existindo uma interligação entre os mesmos através de uma lógica de sustentabilidade teórica dos conceitos necessários para a realização do caso de estudo. Apresentam-se alguns anexos com importância, para complementar o corpo do documento.

No **Capítulo 1** é feito o enquadramento do trabalho e pertinência do mesmo e, seguidamente, são apresentados os objectivos.

No **Capítulo 2** são apresentadas as necessidades em Radioterapia e o paradigma do valor, no qual é feita uma revisão da literatura sobre o tema.

No **Capítulo 3** é feito um enquadramento teórico generalizado à radiação electromagnética e de partículas, onde se insere a radiação ionizante directa e indirecta utilizada em medicina no diagnóstico e tratamento do cancro.

No **Capítulo 4** descreve-se o diagnóstico do cancro, que frequentemente requer estudos de imagem adquiridos através da Radiologia Convencional e da Medicina Nuclear, e técnicas de tratamento. É apresentada a Radioterapia, para tratamento curativo ou paliativo do cancro, e respectivos requisitos genéricos de funcionamento.

No **Capítulo 5** é feita uma exposição alargada sobre a técnica de tratamento braquiterapia, onde são descritos os tipos principais de tratamento, as patologias tratadas, as fontes utilizadas e respectivos equipamentos e instalações, e os recursos humanos necessários para o normal funcionamento da área.

No **Capítulo 6** é descrita a metodologia, os materiais e métodos utilizados na elaboração desta dissertação.

No **Capítulo 7** são apresentados os resultados e respectiva discussão.

Por último, no **Capítulo 8** são apresentadas as conclusões e apontadas algumas perspectivas de trabalhos futuros, com base no trabalho desenvolvido.

Página intencionalmente deixada em branco.

2. Necessidades em Radioterapia e paradigma do valor

Este Capítulo 2 aborda a revisão da literatura referente ao tema.

2.1. As necessidades na utilização da técnica de braquiterapia

Nos últimos anos, tem havido uma grande quantidade de evidências na viabilidade e necessidades da Radioterapia. Em contraste com o esperado, têm sido observadas lacunas consideráveis no acesso à Radioterapia, não só em países de baixo e médio rendimento mas também na maioria dos países Europeus (Zubizarreta, Van Dyk, & Lievens, 2017).

No que diz respeito à braquiterapia, a literatura sobre os recursos e custos nesta área é muito escassa.

A braquiterapia é um tratamento essencial do cancro do colo do útero. Provavelmente, este é o motivo pelo qual o cancro de colo do útero é uma das poucas patologias onde é possível encontrar algum dado na literatura.

Utilizando o modelo CCORE-EBEST (*Collaboration for Cancer Outcomes Research and Evaluation (CCORE) - Evidence-Based Estimation method (EBEST)*) foi calculado para cada país, com base nos dados do (GLOBOCAN, 2012), o número de indicações de Radioterapia externa e braquiterapia de colo do útero que requer braquiterapia (Wong, DeLaney, & Barton, 2016).

A proporção de casos de Radioterapia que requer braquiterapia foi de 1,5% para países de alto rendimento e 14% em países de baixo rendimento, geralmente, usando entre 1 a 5 fracções (Nag et al., 2002).

Este trabalho utiliza dados da literatura e nacionais para estimar as necessidades e custo de alguns procedimentos de braquiterapia de alta taxa de dose.

2.2. Paradigma: cuidados de Radioterapia baseados no valor

O actual sistema de saúde, considerando o elevado custo sem melhoria proporcional na qualidade ou nos resultados, tem solicitado apreciáveis pedidos de mudança no formato como são entregues e pagos os cuidados. Assim, têm sido propostos alguns modelos de prestação de cuidados de saúde baseados em valor (Teckie, McCloskey, & Steinberg, 2014).

O desenvolvimento de um paradigma baseado em valores para o tratamento de radiação oncológica é um processo formativo. Podemos dizer que estamos no início. Os componentes de valor - estrutura, processo, resultado e custo - não são teóricos ou esotéricos, conforme mostra a Tabela 1. No entanto, o núcleo dessa transformação de valor para a oncologia por radiação envolve a árdua tarefa de estabelecer e padronizar estruturas e processos que reduzem a variação nos cuidados e garantam a elevada qualidade, enquanto, e simultaneamente, medem rigorosamente o processo, resultados e custos. Além disso, considerando a medição de dados na saúde no presente, os resultados devem transcender a convenção actual e abordar os elementos que são importantes para o doente e abrangem o senso de valor. Nesse sentido, medir o custo do atendimento, para um campo em que o elevado custo é um problema abrangente, não é nada menos que crítico. Finalmente, é fundamental para a criação de valor a reorganização dos cuidados através da integração da prática centrada no doente, porque facilita a medição de resultados e custos durante todo o processo, e coloca os doentes em primeiro lugar.

Tabela 1: Proposta de passos para criar valor em Radioncologia (Teckie et al., 2014).

Estrutura	Processo	Resultado	Custos
Envolver a unidade de prática integrada com modelos para prestação de cuidados	Optimizar a acessibilidade, a pontualidade, a coordenação de cuidados	Medir os objectivos e os resultados subjectivos	Medir todos os custos envolvidos com o cuidado de dado episódio realizado
Promover credenciamento afim de reduzir a variação entre as práticas	Estabelecer padrões de processo que são centrados no doente e focados na segurança	Criar registos nacionais fáceis de se usar	Ir além das cobranças facturadas e conhecer o custo total verdadeiro por ciclo de atendimento
Incentivar os utentes a seleccionar os prestadores que atendem aos padrões de alto valor	Facilitar o acesso do doente às informações sobre os aspectos do processo de seus cuidados	Relatar resultados, aderência às directrizes, e aderência às melhores práticas entre prestadores	Gerir valor na reforma de estratégias de pagamento

Estimativa de custo: um passo necessário na adoção de tecnologias avançadas em braquiterapia.

No âmbito do desenvolvimento desta tese, que tem como finalidade a avaliação de custos numa área específica de tratamento oncológico, considerou-se importante o conhecimento dos fundamentos teóricos na aplicação da radiação nesta área da medicina.

Página intencionalmente deixada em branco.

3. Fundamentos Teóricos da Radiação

No presente capítulo faz-se um enquadramento teórico generalizado à radiação electromagnética e de partículas, onde se insere a radiação ionizante (raios-X, raios-gama e radiação beta) utilizada em medicina no diagnóstico e tratamento do cancro.

3.1. Classificação da Radiação

A radiação é classificada em duas categorias principais, como mostra a Figura 1: não ionizante e ionizante, dependendo da capacidade de ionizar a matéria. A energia de ionização (EI) ou potencial de ionização (PI) dos átomos é definida como a energia mínima necessária para ionizar um átomo e é normalmente especificada em eletrão-volt (eV). Na natureza, a EI varia de alguns eletrão-volt (~ 4 eV) para elementos alcalinos a 24,6 eV para hélio (gás nobre) com EI para todos os outros átomos situados entre os dois extremos (Podgoršak, 2016).

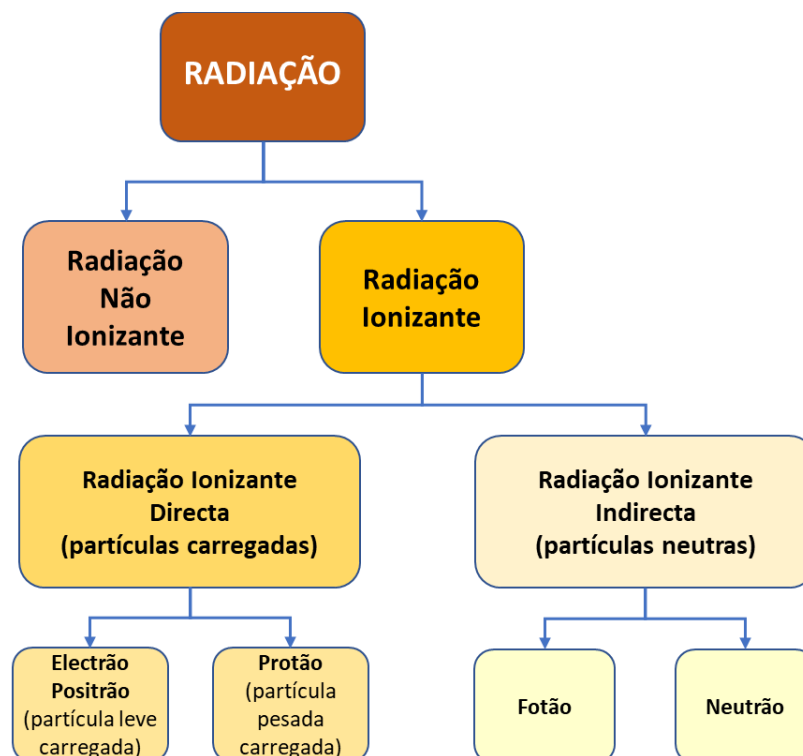


Figura 1: Classificação da radiação – representação parcial, baseado em (Podgoršak, 2016).

A radiação não ionizante refere-se assim a todos os tipos de radiação electromagnética que não transportam energia suficiente por quantum para ionizar átomos ou moléculas do absorvedor. Um espectro da radiação ultravioleta, luz visível, fotões infravermelhos, microondas e ondas de rádio são exemplos de radiação não ionizante (Podgoršak, 2016).

A radiação ionizante pode ionizar a matéria, directa ou indirectamente, porque a sua energia quântica excede o potencial de ionização de átomos e moléculas do absorvedor. A radiação ionizante tem muitos usos práticos na indústria, agricultura e medicina, mas também apresenta um risco para a saúde quando usada de forma descuidada ou inadequada. A física médica é amplamente, ainda que não exclusivamente, baseada no estudo e uso da radiação ionizante na medicina; a física da saúde lida com os riscos na saúde decorrentes da radiação ionizante e com questões de segurança relacionadas ao uso da radiação ionizante (Podgoršak, 2016).

3.1.1. Radiação Ionizante

A radiação ionizante é classificada em duas categorias distintas de acordo com o modo de ionização, e também em duas categorias de acordo com a densidade de ionização que produz no absorvedor.

De acordo com o modo de ionização, existem duas categorias de radiação ionizante, directa e indirecta:

1. **Radiação ionizante directa:** compreende partículas carregadas (electrões, prótons, partículas α e iões de carbono) que depositam energia no absorvedor através de um processo directo de uma etapa envolvendo interações de Coulomb directamente entre a partícula carregada ionizante e os electrões orbitais dos átomos no absorvedor.
2. **Radiação ionizante indirecta:** compreende partículas neutras (fotões como raios-X e raios gama e neutrões) que depositam energia no absorvedor através de um processo de duas etapas, a seguir descrito:
 - Na primeira etapa, os fotões por efeito fotoeléctrico, dispersão de Compton ou produção de pares libertam as partículas carregadas no absorvedor (os fotões libertam electrões ou pares electrão/positrão, os neutrões libertam prótons ou iões mais pesados).

- Posteriormente, as partículas carregadas libertadas depositam energia no absorvedor através de interações directas de Coulomb com electrões orbitais dos átomos no absorvedor (Podgoršak, 2016).

As radiações ionizantes directa e indirecta são usadas no diagnóstico e tratamento da doença. Os ramos da medicina que utilizam radiação ionizante no tratamento de doenças são a Radioterapia e a medicina nuclear. O ramo da medicina que utiliza radiação ionizante no diagnóstico da doença é chamado de imagiologia médica e geralmente é dividido em duas categorias: radiologia de diagnóstico baseado no uso de raios-X para imagiologia, e a medicina nuclear, com base no uso de radionuclídeos para a geração de imagens conforme se pode verificar na Figura 2 (Podgoršak, 2016).

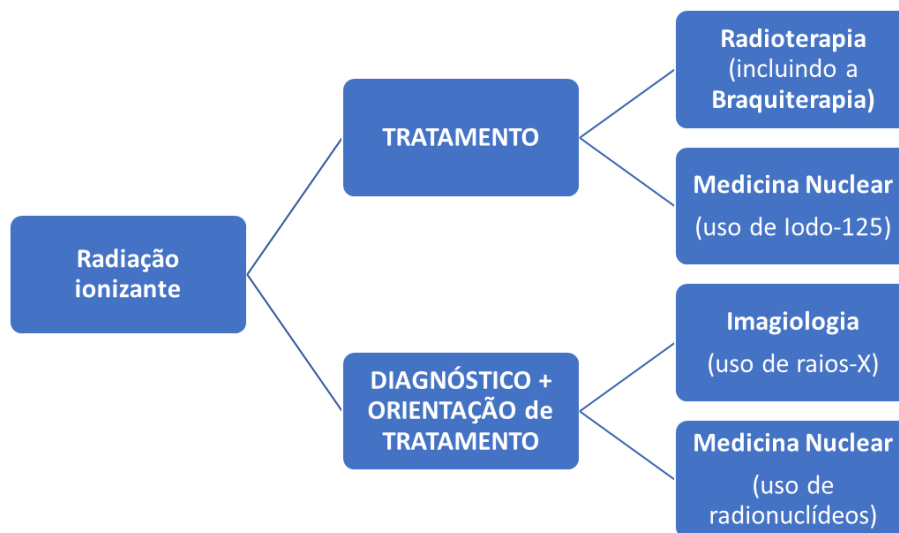


Figura 2: Utilização da radiação ionizante na medicina.

3.1.2. Radiação com LET baixo e alto

A densidade de ionização produzida pela radiação ionizante no tecido depende da transferência linear de energia (*Linear Energy Transfer* ou LET) do feixe de radiação ionizante. O LET é definido como a quantidade média de energia que uma determinada radiação ionizante transmite ao meio absorvente (como o tecido biológico) por unidade de comprimento do caminho e é usada em radiobiologia e protecção contra radiação ionizante para especificar a qualidade de um feixe de radiação ionizante. De acordo com a densidade de ionização produzida no absorvedor, existem duas categorias distintas de radiação ionizante:

1. Radiação LET baixo (também chamada de “escassamente ionizante” ou *sparsely ionizing*).

2. Radiação LET alto (também chamada de “densamente ionizante” ou *densely ionizing*).

O LET refere-se à energia média localmente transmitida para o meio pela partícula carregada com energia específica ao atravessar um distância “dl” (diferencial do comprimento) no meio material. O LET é medido em keV/μm com 10 keV/μm a separar a radiação baixo LET (escassamente ionizante) da radiação alto LET (densamente ionizante). A Tabela 2 apresenta uma lista de vários feixes de radiação ionizante, e os LET que estes produzem no tecido.

Tabela 2: Valores para vários feixes de radiação LET.

Radiação baixo LET	LET (keV / μm)	Radiação alto LET	LET (keV / μm)
Raios-X: 250 kVp	2	Electrões: 1 keV	12,3
Raios Gama: Co-60	0,3	Neutrões: 14 MeV	12
Raios-X: 3 MeV	0,3	Protões: 2 MeV	17
Electrões: 10 keV	2,3	Iões Carbono: 100 MeV	160
Electrões: 1 MeV	0,25	Iões pesados	100-2000

3.1.3. Uso da Radiação Ionizante

O estudo e o uso da radiação ionizante começaram com três importantes descobertas: os raios-X por *Wilhelm Röntgen* em 1895, a radioactividade natural por *Henri Becquerel* em 1896, e o rádio por *Pierre Curie* e *Marie Curie-Sklodowska* em 1898. Desde então, a radiação ionizante desempenhou um papel importante na física atômica e nuclear, onde introduziu a era da física moderna como em muitas áreas diversas do empreendimento humano, como a medicina, a indústria, a geração de energia, a produção de armas, a gestão de resíduos e serviços de segurança. Em paralelo com o desenvolvimento de novos usos práticos da radiação ionizante, tornou-se visível que a radiação ionizante pode causar danos somáticos e genéticos ao material biológico, incluindo o tecido humano. Para o uso seguro da radiação ionizante, é imprescindível que os utilizadores tenham não apenas uma compreensão clara da física subjacente, mas também dos riscos biológicos decorrentes da radiação ionizante.

A seguir, algumas áreas onde a radiação ionizante é utilizada (Podgoršak, 2016):

1. Na medicina, onde é utilizada para: (i) geração de imagens em radiologia

diagnóstica e medicina nuclear; (ii) tratamento do cancro em Radioterapia e na medicina nuclear; (iii) irradiação sanguínea para prevenir a doença do enxerto contra o hospedeiro associado à transfusão (*); e (iv) esterilização de dispositivos médicos de uso único.

- (*) O risco de doença do enxerto contra o hospedeiro pode ser precavida por inactivação dos linfócitos T residuais dos componentes que se obtém por irradiação com raios gama.
2. Nos reactores nucleares em que é utilizada para: (i) pesquisa básica em física nuclear; (ii) produção de radionuclídeos utilizados na medicina e na indústria; e (iii) geração de energia eléctrica.
 3. Na radiografia industrial, onde é usada para inspecção não destrutiva de soldadura no fabrico de aviões, carruagens bem como em condutas de grande diâmetro, gasodutos e oleodutos.
 4. Na exploração de poços, onde é usada para obter informações sobre meios geológicos e zonas de hidrocarbonetos utilizáveis para perfuração.
 5. No controlo de pragas de insectos, onde os insectos são modificados e ficam estéreis através duma dose de radiação elevada e depois são libertados na natureza para controlar e erradicar pragas de insectos.
 6. Nos serviços de segurança, onde é usada para a triagem de carga e bagagem, bem como para o saneamento de correspondências principalmente contra a bactéria antraz (*Bacillus anthracis*).
 7. Na produção de alimentos, onde é usado para irradiação de alimentos como carne, aves, peixes, temperos, frutas frescas, vegetais e grãos para: (i) matar bactérias, vírus, parasitas e bolor; (ii) retardar o processo de amadurecimento; (iii) evitar germinação; e (iv) prolongar a vida útil.
 8. Na gestão de resíduos, onde os resíduos hospitalares e o lodo do esgoto doméstico são irradiados com o objectivo de matar microorganismos patogénicos e bactérias causadoras de doenças antes de serem libertados no meio ambiente.

9. Na indústria química, onde o processamento de radiação produz uma modificação química de materiais industriais, como polímeros (polietileno) e borracha bruta (1ª fase do fabrico do elastómero) usada em pneus vulcanizados.

10. Na produção de armas baseadas em fissão e fusão para fins militares (Podgoršak, 2016).

A maioria das radiações ionizantes foram consideradas adequadas para uso em Radioterapia externa (ou de feixes externos); no entanto, o seu uso varia significativamente de uma partícula para outra devido a considerações físicas e económicas. Geralmente, no que diz respeito à Radioterapia, as radiações ionizantes directas são divididas em duas categorias:

- (i) Terapia de electrões com feixes de electrões de megavoltagem.
- (ii) Terapia com hadrões com feixes de hadrões (protões e outros iões leves, exemplo: iões de carbono).

Os electrões interagem com os átomos absorvedores principalmente por meio das interacções de *Coulomb* com os electrões das órbitas atómicas ocorrendo perda (ionização) na colisão, e com os núcleos atómicos ocorrendo perda de radiação, às vezes também denominada perda de *Bremsstrahlung*.

Os hadrões, com excepção dos neutrões que se enquadram na categoria de radiação ionizante indirecta, interagem com os átomos do absorvedor através das interacções de *Coulomb* com os electrões das órbitas atómicas ocorrendo perda na colisão, bem como através de fortes interacções com os núcleos atómicos (chamados de reacções nucleares).

Os electrões têm sido usados na Radioterapia de rotina para o tratamento de lesões superficiais nos últimos 50 anos, enquanto os feixes de protões, os feixes de hadrões mais comuns usados na Radioterapia de feixe externo, foram usados apenas recentemente numa escala mais ampla, ainda que limitada.

Os feixes de electrões são produzidos de forma relativamente económica em aceleradores lineares clínicos (LINAC - **L**inear **P**article **A**ccelerator). Os feixes de protões, por outro lado, são produzidos num ciclotrão ou sincrotrão, máquinas significativamente mais sofisticadas e dispendiosas em comparação com os LINAC. Actualmente, muito trabalho está a ser desenvolvido em meios alternativos para a geração de feixes de protões, com o objectivo

de projectar máquinas compactas que possam ser instaladas em hospitais a exemplo dos LINAC clínicos (Podgoršak, 2016).

A terapia com hadrões (protões e outros iões leves), ou terapia de partículas, é uma forma de Radioterapia que utiliza partículas carregadas em vez de raios-X para fornecer a dose de Radioterapia aos doentes. Esta terapia tem vantagem sobre os raios-X pois deposita a maior parte da sua energia em profundidade característica do feixe de hadrões que se está a utilizar e pode ser modelado com grande precisão. Os protões são partículas com radiação de LET superior aos fotões, o LET pode chegar a ser inferior a dezenas de KeV/ μm no pico de Bragg. Esta transferência linear de energia é idêntica à dos feixes convencionais de fotões e electrões de elevada energia ao entrar no tecido. Agora, os protões apresentam uma eficácia radiobiológica ligeiramente superior comparativamente aos feixes convencionais em profundidade. Tal é devido ao perfil característico da dose em profundidade que apresenta um pico-de-Bragg (*Bragg-Peak*), que poupa o tecido saudável até ao tumor, pois os protões fornecem uma dose menor de radiação aos tecidos vizinhos do tumor. Assim, a racionalidade para o uso dos protões é a sua selectividade física melhorada, i.e., melhores propriedades para modelação da dose, reduzindo os órgãos em risco (na vizinhança ou trajectória do feixe) e portanto os efeitos colaterais (Dosanjh, Amaldi, Mayer, & Poetter, 2018).

3.1.3.1. Electrões

Os electrões desempenham um papel importante na física médica e, devido à sua massa relativamente pequena, são considerados partículas carregadas leves. *Joseph J. Thomson* descobriu os electrões em 1897 enquanto estudava a descarga eléctrica num tubo *Crookes* com vácuo parcial. Estes são usados directamente como feixes para a terapia do cancro, e são responsáveis pela deposição da dose no meio por feixes de fotões e electrões e governam os aspectos experimentais e teóricos da dosimetria de radiação. Quanto ao seu modo de produção, os electrões enquadram-se nas seguintes categorias:

- Os electrões libertados no meio por efeito fotoeléctrico são referidos como fotoelectrões.
- Os electrões produzidos por aceleradores lineares (LINAC) para uso em Radioterapia com energias cinéticas tipicamente na faixa de 4 MeV a 30 MeV são denominados de electrões de mega voltagem (Podgoršak, 2016).

3.1.3.2. Positrões

O positrão ou anti-electrão é uma antipartícula de um electrão com a mesma massa ($0,511 \text{ MeV}/c^2$), *spin* ($1/2$) e carga ($1,602 \times 10^{-19} \text{ C}$) iguais em magnitude, mas com sinal oposto ao do electrão. Em 1928, *Paul Dirac* foi o primeiro a postular a existência do positrão e, em 1932, *Carl D. Anderson* descobriu a primeira evidência de antimatéria no seu estudo experimental sobre raios cósmicos. Existem três maneiras de gerar positrões: (1) decaimento beta com emissão de positrões, (2) produção de pares nucleares e (3) produção de tripletos:

1. Os positrões emitidos pelos núcleos por decaimento radioactivo β^+ são usados na tomografia de emissão de positrões (PET) e são referidos como partículas beta ou raios beta.
2. Os positrões produzidos através da produção de pares nucleares, devido a fóton interagir com campo eléctrico do núcleo, e a produção de tripletos (3), devido a fóton interagir com um campo eléctrico forte de um electrão, desempenham um papel importante nas interacções de fótons de alta energia com o meio absorvente (Podgoršak, 2016).

3.1.4. Classificação da radiação ionizante indirecta com fótons

A radiação ionizante indirecta com fótons consiste em três categorias de fótons: ultravioleta (UV), raios-X e raios gama. Embora a radiação UV seja de uso limitado na medicina, a geração de imagens e o tratamento de doenças são realizados com fótons de maior energia, como raios-X e raios gama. No que diz respeito à origem dos fótons, estes enquadram-se em cinco categorias:

1. Raios Gama: fótons resultantes de transições nucleares;
2. Energia de aniquilação (*annihilation quanta*): o processo de aniquilação de positrões (e^+) ocorre quando um electrão e um positrão se aniquilam produzindo fótons;
3. Raios-X característicos: fótons resultantes da transição de electrões entre orbitais atómicas;
4. Raios-X *Bremsstrahlung*: fótons resultantes da interacção de Coulomb entre

electrões energéticos e positrões com os núcleos atômicos do absorvedor;

5. Radiação do ciclotrão (ou *bremsstrahlung* magnético): fótons resultantes de partículas carregadas (exemplo: electrões, positrões e prótons) movendo-se através de um campo magnético (Podgoršak, 2016).

Para melhor compreensão das grandezas e unidades empregues para o uso da radiação ionizante na medicina incluiu-se o Anexo 1 – Radiação, Grandezas e Unidades.

Os isótopos mais comuns utilizados na medicina para tratamento e diagnóstico estão descritos no Anexo 2 – Isótopos mais comuns.

Página intencionalmente deixada em branco.

4. Cancro, Diagnóstico e Tratamento

Tratado neste capítulo, o diagnóstico do cancro frequentemente requer estudos de imagem que, em muitos casos, usam pequenas quantidades de radiação ionizante, e noutros, métodos sem uso de radiação ionizante, como a Ressonância Magnética (RM) e a ecografia. Procedimentos como raios-X, mamografia e tomografia computadorizada (TC) na Radiologia Convencional, tomografia por emissão de positrões (PET, *Positron Emission Tomography*) e tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT, *Single Photon Emission Computerised Tomography*) na Medicina Nuclear, são importantes para o estadiamento, a terapêutica e o acompanhamento dos doentes. É apresentada a Radioterapia, para tratamento curativo ou paliativo do cancro, e respectivos requisitos genéricos de funcionamento.

4.1. Diagnóstico

O diagnóstico e avaliação de lesões de cariz neoplásico/ tumoral (oncológicas) para o devido tratamento nem sempre é um percurso simples, dado que na maioria das vezes, existe necessidade de recorrer a vários métodos de imagem nas áreas da imagiologia (Radiologia Convencional ou Medicina Nuclear) para que se processe uma triagem, o estadiamento (localização da lesão com a respectiva extensão e, avaliação da possibilidade de focos secundários – metastização), o planeamento terapêutico, a avaliação da resposta terapêutica e a vigilância a longo prazo dos doentes.

Para identificar o local do tumor primário e avaliar o seu tamanho e disseminação para os tecidos adjacentes e para outros órgãos e estruturas do corpo é necessário um diagnóstico confiável. Assim, um diagnóstico apropriado é da maior importância na decisão clínica para a abordagem terapêutica a adoptar e no estabelecimento do prognóstico (IAEA, 2019).

Diagnóstico Precoce

A probabilidade de cura para um doente oncológico depende fortemente do estadiamento da doença no momento do diagnóstico consoante a sua classificação. Quando este é diagnosticado no “Estadio 0” (classificação no Anexo 3), existem maiores

probabilidades de ser tratado com sucesso. A detecção precoce do cancro depende de muitos factores tais como: o rastreamento da população em risco; a capacidade dos doentes e profissionais de saúde para reconhecer sinais de alerta; e o uso de métodos de diagnóstico para diferenciar o cancro de outras doenças, bem como determinar com precisão a localização e a extensão do tumor. As modernas tecnologias de diagnóstico por imagem fornecem a capacidade de discriminar tecidos até um milímetro usando RMI e TC, ou de alguns milímetros usando PET ou SPECT (IAEA, 2019).

Anatomia versus Função (IAEA, 2019)

O diagnóstico por imagem pode ser dividido em duas grandes categorias: os métodos que definem detalhes anatómicos muito precisos e aqueles que produzem imagens funcionais ou moleculares.

O primeiro método, usando tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM), pode fornecer bastante detalhe sobre a localização da lesão, tamanho, morfologia e alterações estruturais nos tecidos circundantes, mas fornece apenas informações limitadas sobre o funcionamento do tumor.

O segundo método, usando RM para fins funcionais e, PET e SPECT, para fornecer informações sobre a fisiologia do tumor até ao nível molecular, mas não pode fornecer detalhes anatómicos.

A combinação destes dois métodos permite a integração da anatomia e da função numa única abordagem. A introdução destas imagens “híbridas” permite a caracterização de tumores em todas as etapas. As informações obtidas com estas técnicas permitem melhorias significativas na gestão do doente e numa distribuição adequada dos recursos afectos à saúde (IAEA, 2019).

4.2. Tratamento

Radioterapia

A Radioterapia é uma das terapias mais utilizadas para o tratamento do cancro. Utiliza a radiação nas suas diferentes formas (fotões, electrões, prótões e neutrões) para destruir tumores, isoladamente ou em combinação com a cirurgia e/ou a quimioterapia. A Radioterapia pode ser externa (Radioterapia por feixe ou teleterapia) ou interna (braquiterapia).

Radioterapia Externa

A Radioterapia externa refere-se à terapia de radiação fornecida por uma fonte ou mais fontes de radiação externa a uma certa distância do corpo. É o tipo mais comum de Radioterapia utilizada no tratamento do cancro e geralmente é aplicada por uma unidade de Cobalto-60 (desenvolvido no Anexo 5), que fornece raios gama de alta energia, ou um acelerador linear (LINAC) que pode fornecer raios-X de alta energia ou electrões (desenvolvido no Anexo 6). No esquema mais comum, o tratamento é administrado diariamente por um período de 4 a 8 semanas (IAEA, 2019).

Para fornecer uma dose uniforme de radiação ao alvo, que pode ter vários centímetros de espessura, a fonte de radiação é colocada a uma certa distância do doente (normalmente 100 cm). O tecido saudável, incluindo a pele, também pode ser irradiado na trajectória do feixe. Para reduzir este efeito, o tratamento é feito de vários ângulos, e maximiza a dose na intersecção dos feixes, e para minimizar o efeito radiobiológico nos tecidos adjacentes, pode-se ainda usar de feixes de energia mais elevada para tumores mais profundos.

Técnicas mais Recentes de Radioterapia Externa ou Teleterapia

A Radioterapia conformada tridimensional (3DCRT, *3-Dimensional Conformal Radiotherapy*) ainda é uma das técnicas mais utilizadas actualmente. Entre as técnicas mais recentes de Radioterapia externa estão a Radioterapia de intensidade modulada (IMRT, *Intensity Modulated Radiation Therapy*), Radioterapia guiada por imagem (IGRT, *Image Guided Radiotherapy*) e Radiocirurgia (SRS, *Stereotactic RadioSurgery*), permitem que a Radioterapia forneça uma dose menor de radiação para tecidos saudáveis e uma dose maior para o tumor. Os doentes que recebem Radioterapia não experimentam sensação física enquanto são expostos à radiação; assemelha-se muito à exposição raio-X. No entanto, ocorrem efeitos colaterais. Em tecidos que se dividem rapidamente, como a mucosa e a pele, as reacções precoces são semelhantes às "queimaduras solares". Nas células com divisão mais lenta, por exemplo, nos rins ou vasculares que sustentam o cérebro e a medula espinhal, a tolerância à radiação é menor. Caso sejam tratados acima de um certo limite, estes tecidos correm o risco de desenvolver efeitos tardios que geralmente se tornam aparentes somente muitos meses após o tratamento (IAEA, 2019).

Braquiterapia

A braquiterapia, do grego *brachys* que significa "curta distância", é uma forma de Radioterapia na qual uma fonte radioactiva é colocada perto do tumor, directamente adjacente a este ou dentro do próprio tumor. Este procedimento fornece uma alta dose de radiação para o alvo e somente uma dose mínima afecta os tecidos circundantes. A braquiterapia também

aparece na literatura especializada como Radioterapia interna ou Radioterapia de fonte selada. Autores como Podgoršak também utilizam as designações curieterapia (*curietherapy*) ou terapia endocurie (*endocurie therapy*) (Podgoršak, 2005).

Diferentes Modos de Tratamento

A braquiterapia usa fontes radioactivas seladas, que são colocadas directamente nos tumores (intersticial) ou nas cavidades do corpo (intracavitária). Um exemplo de braquiterapia intersticial é o implante de Iodo-125 (^{125}I) no interior da próstata, que administra a dose necessária durante todo o período de vida útil das fontes. No entanto, o mais usual é a inserção de uma fonte radioactiva no corpo que depois é removida quando o tempo calculado para a entrega da dose de radiação especificada estiver completo. Esta técnica é a braquiterapia de alta taxa de dose.

Tipos de Irradiação Administrada

O tratamento pode ser administrado de acordo com a taxa de dose (dose administrada durante um período de tempo determinado) através de:

- Braquiterapia de baixa taxa de dose (LDR, *low-dose rate*) utiliza fontes de Iridio-192 (^{192}Ir) e Iodo-125 (^{125}I) entre outras. Nesta técnica, um "aplicador" é colocado na cavidade ou dentro do tumor e a fonte é inserida no aplicador até ser removida (geralmente de 12 a 24 horas), estando o doente numa sala isolada. Este processo geralmente requer internamento hospitalar. No LDR também é feita a implantação permanente de fontes de radiação conhecidas por "sementes" que emitem até 2 Gy/h utilizando Iodo-125. Este processo é usualmente feito em ambulatório hospitalar. A braquiterapia de baixa taxa de dose é habitualmente utilizada para cancro da próstata e melanoma coróide.
- Braquiterapia com média taxa de dose (MDR, *medium-dose rate*) é caracterizada por uma taxa média de fornecimento da dose, entre os 2 Gy/h e os 12 Gy/h. Era utilizada no cancro ginecológico.
- Braquiterapia com alta taxa de dose (HDR, *high dose rate*) pode ser fornecida com fontes miniaturizadas de Cobalt-60 (^{60}Co) ou Iridium-192 (^{192}Ir), que permitem uma taxa de dose superior a 12 Gy/h, representando períodos de tratamento curtos. Por esse motivo, o HDR pode ser administrado como tratamento de ambulatório. A braquiterapia HDR é um componente essencial do tratamento com radiação para cancros ginecológicos. Outras indicações para a braquiterapia HDR incluem:

próstata, mama, sarcomas de tecidos moles, alguns tumores de cabeça e pescoço e cancro de pele (IAEA, 2019).

- Braquiterapia com taxa de dose pulsada (PDR, *Pulsed Dose Rate*) tem um processo de aplicação semelhante à técnica HDR que utiliza um dispositivo pós-carga (*afterloading*), contudo a radiação é emitida em pequenos “pulsos” ao longo de várias horas, sendo biologicamente semelhante às técnicas tradicionais de LDR, em que as fontes são carregadas manualmente nos cateteres e aplicadores. Agora, ao contrário da técnica HDR, os tratamentos por PDR são aplicados em doentes internados (Miranda, Alves, Oliveira, Roldão, & Matias, 2014).

4.3. Centro de Radioterapia

A implementação de um Serviço de Radioterapia geralmente inclui as radioterapias de feixe externo: Cobalto-60, aceleradores lineares (LINAC) e a braquiterapia.

A Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) mantém um registo internacional informatizado dos hospitais e instituições clínicas que oferecem terapia de radiação, à qual foi atribuído a designação de DIRAC (*Directory of RAdiotherapy Centres* ou Directório de Centros de Radioterapia). A base de informação DIRAC engloba dados sobre as máquinas de Radioterapia por feixe, dispositivos e fontes usados em braquiterapia, equipamentos para dosimetria, cálculos de doses de doentes e garantia de qualidade.

A cirurgia, a Radioterapia e a quimioterapia continuam a ser a base do tratamento de doentes com cancro, pelo que, um departamento de Radioterapia deve ser integrado num processo abrangente de tratamento do cancro.

Um centro de Radioterapia deve ser operado com pessoal qualificado, i.e., com médicos oncologistas, físicos médicos de Radioterapia clinicamente qualificados e técnicos de Radioterapia, incluindo enfermagem com especialização na área oncológica e restante equipa médica e técnica, conforme necessário. Deve ainda assegurar os componentes essenciais: configuração da instalação, equipamentos, recursos humanos e procedimentos, para que o centro tenha o equipamento essencial e a equipa adequada e necessária para tratar a maioria dos tumores, com a intenção de alcançar o controlo local da doença na medida

do possível. Ainda, o centro deve manter um registo actualizado dos doentes e tipos de cancro tratados, incluindo procedimentos para acompanhamento destes doentes (IAEA, 2008).

No Serviço Nacional de Saúde (SNS) os serviços de oncologia médica e de Radioterapia existem nos hospitais e centros hospitalares do Grupo I, assumindo que cumprem com o mínimo de população servida e em função de mapas nacionais de referenciação e distribuição de especialidades médicas e cirúrgicas. As instituições do Grupo I estabelecem relações de referenciação com instituições do Grupo II, III e IV para a área de Oncologia, caso não tenham capacidade técnica ou recursos disponíveis. Também aplicável às instituições do Grupo II, que estabelecem relações de referenciação com o Grupo III e IV para as áreas em que não tenham capacidade técnica ou recursos disponíveis de acordo com a Portaria 82/2014 de 10 de Abril, Diário da República N° 71/2014 - I Série.

No sector privado existem centros de Radioterapia que, para além da produção própria interna, também ajudam a suprir as necessidades de tratamento do sector público quando este tem um pico de procura e/ou dificuldades técnicas com os equipamentos instalados (IAEA, 2008).

5. Braquiterapia

Neste capítulo é feita uma exposição alargada sobre a técnica de tratamento braquiterapia, onde são descritos os tipos principais de tratamento, as patologias tratadas, as fontes utilizadas e respectivos equipamentos e instalações, e os recursos humanos necessários para o normal funcionamento da área.

5.1. Introdução

Braquiterapia é o termo utilizado para descrever o tratamento de curta distância do cancro com radionuclídeos (pequenas fontes radioactivas seladas) posicionados na vizinhança ou aplicados dentro do volume neoplásico a ser tratado. A dose é então entregue de uma forma contínua, seja por um pequeno período de tempo (implantes temporários) ou durante a vida da fonte até ao seu decaimento total (implantes permanentes), e maioria das fontes utilizadas emite fotões. A braquiterapia é, geralmente, uma opção de tratamento para muitos tipos de cancro: da próstata, do colo do útero, do endométrio, da mama, da pele, dos brônquios, do esófago, da cabeça e pescoço, bem como para sarcomas de tecido mole e outros tipos.

Na braquiterapia existem vários tipos de aplicação descritas na Tabela 3, contudo o foco do trabalho encontra-se nos tipos de aplicação a seguir:

- Intracavitário, no qual as fontes são colocadas perto do volume tumoral utilizando as cavidades naturais do corpo humano, sendo implantes temporários de curta duração;
- Intersticial, no qual as fontes são implantadas no volume tumoral, de uma forma permanente ou temporária. Nesta segunda forma é utilizado um pós-carregamento remoto (*remote afterloading*), equipamento mostrado na Figura 7.

Em termos de física das radiações para tratamento, a braquiterapia apresenta vantagem sobre a Radioterapia externa, pois consegue fazer a entrega da dose numa forma mais localizada no volume para tratamento, permitindo doses mais altas ao alvo e menor dose

nos tecidos adjacentes. Como desvantagem, a braquiterapia somente pode ser utilizada para casos em que seja possível colocar fontes de radiação “in loco”.

No caso do cancro da próstata, a dimensão prostática ideal para braquiterapia depende de vários parâmetros como volume, forma etc. A actividade utilizada para irradiar volumes de maiores dimensões pode implicar doses mais elevadas sobre a uretra, recto e bexiga havendo o risco de maior morbilidade nestas situações. A retenção urinária pós-braquiterapia ocorre entre 1 a 10% dos casos sendo mais comum nos implantes efectuados em próstatas de maior volume. (Viegas Campos Pinheiro, 2006).

Para os tratamentos nos quais é utilizada a optimização da dose, o tempo de tratamento depende do posicionamento das fontes relativamente aos pontos calculados para administrar a dose, e também da actividade da fonte de radiação a ser administrada.

O planeamento de braquiterapia é realizado através de sistemas de planeamento computadorizado que permitem o cálculo da distribuição da dose até em tempo real, como no caso de implantes de próstata. As fontes de braquiterapia são calibradas em termos de kerma no ar (RAKR: reference air kerma rate).

Assim, os seguintes componentes são importantes para qualquer planeamento de braquiterapia:

- Utilização de um modelo dosimétrico adequado para o cálculo da distribuição de dose no tumor e suas adjacências;
- Utilização de fontes calibradas.

Estes não são todos os componentes necessários. Um tratamento não atinge o seu objectivo se a fonte falhar as posições calculadas. Devido ao gradiente de dose que caracteriza a braquiterapia, as falhas de posicionamento podem ser prejudiciais para o tratamento pretendido. Por essa e outras razões de segurança, são realizados periodicamente testes para controlo de qualidade e segurança da fonte.

Do ponto de vista radiobiológico, a dose entregue pela braquiterapia pode originar efeitos complexos na taxa de dose, efeitos que podem influenciar o resultado terapêutico. A administração contínua da dose tem influência na reparação dos danos subletais e potencialmente letais, proliferação e outras cinéticas celulares, as quais podem modificar a resposta do tumor e dos tecidos saudáveis à radiação (Podgoršak, 2005).

As Tabelas 3 a 6 (Podgoršak, 2005) resumem os tratamentos de braquiterapia (TB) quanto ao tipo de implante, tempo de duração do tratamento, método de carregamento da fonte e taxa de dose.

Tabela 3: Tipos de implantes em braquiterapia.

Tipo de implante	Descrição
Intracavitário	As fontes são colocadas no interior das cavidades junto à periferia do tumor
Intersticial	As fontes são aplicadas cirurgicamente no interior do tumor
Plesioterapia	As fontes são colocadas em contacto com a área lesada
Intraluminal	As fontes são alojadas no lúmen do tumor
Intravascular	Uma única fonte é colocada no interior de uma artéria
Intraoperatória	As fontes são implantadas dentro do tumor durante a cirurgia

Tabela 4: Classificação dos TB relativamente à sua duração.

Tipo de implante	Descrição
Temporário	A dose é libertada num curto período de tempo e as fontes são removidas após a dose prescrita ter sido administrada
Permanente	A dose é libertada durante o período de vida da fonte até o seu decaimento completo

Tabela 5: Classificação dos TB relativamente ao carregamento da fonte.

Métodos de carregamento	Descrição
Carregamento manual	O aplicador é pré-carregado e contém fontes radioactivas quando se coloca no interior do doente
Pós-carregamento	O aplicador é colocado inicialmente no interior da posição alvo, onde mais tarde serão carregadas as fontes de modo manual ou automático com recurso a um equipamento de apoio

Tabela 6: Classificação dos TB relativamente à taxa de dose^a.

Taxa de Dose	Valor numérico da taxa de dose nos pontos alvo
Baixa taxa de Dose (LDR)	0,4 – 2 Gy/h
Média taxa de dose (MDR) ^b	2 – 12 Gy/h
Alta Taxa de dose (HDR) ^c	> 12 Gy/h

- (a) A definição está de acordo com a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*ICRU - International Commission on Radiation Units & Measurements*).
- (b) MDR não é utilizada habitualmente, apenas em poucos casos, dado que os resultados são bastante inferiores relativamente à utilização de tratamentos com LDR ou HDR.
- (c) Na prática, os tratamentos com HDR são administrados com uma taxa de dose substancialmente mais alta do que a fornecida pelo limite inferior de 12 Gy/h.

5.2. Características das fontes de fotões

As fontes de braquiterapia são usualmente encapsuladas; a cápsula tem vários propósitos:

- Armazenar e selar a radioactividade;
- Fornecer rigidez mecânica à fonte e;
- Absorver qualquer radiação alfa e, para fontes emissoras de fotões, radiação beta devida ao decaimento da fonte.

A radiação de uma fonte de braquiterapia geralmente consiste em:

- Raios gama, que formam a componente mais importante da radiação emitida;
- Raios-X característicos emitidos por captura de electrões e;
- Raios-X característicos e *bremstrahlung* com origem na cápsula da fonte.

A escolha do radionuclídeo emissor de fotões mais adequado para um tratamento específico de braquiterapia depende de várias características físicas e dosimétricas relevantes, das quais as mais importantes são:

- Energia dos fotões e penetração do feixe de fotões nos tecidos e nos materiais de blindagem;
- Semivida ou período de semidesintegração;
- Espessura semi-redutora para materiais de blindagem, que reduz a intensidade da radiação incidente para metade;
- Actividade específica;

- “Source strength” – pode ser definida em termos da taxa Kerma-ar numa distância especificada no espaço livre (geralmente 1 m) ao longo de um bissector perpendicular à fonte linear (AAPM, 1987);
- Queda do valor de dose com o inverso do quadrado da distância à fonte (este é o efeito dosimétrico dominante, devido às distâncias muito curtas de tratamento usadas na braquiterapia).

A energia dos fótons influencia a penetração no tecido, bem como os requisitos de protecção contra a radiação. A distribuição de dose no tecido, dentro das curtas distâncias de interesse do tratamento, não são muito influenciadas pela dispersão de fótons quando as energias dos fótons estão acima dos 300 keV. Contudo, a atenuação é bastante significativa para fótons de baixas energias da ordem dos 30 keV e menores.

A espessura semi-redutora requerida para proteger dos fótons de alta energia das fontes de braquiterapia é de alguns milímetros de espessura de chumbo (Pb). Para fótons de baixa energia a espessura requerida de chumbo é usualmente inferior a uma décima de milímetro.

Tabela 7: Características dos isótopos usados na braquiterapia (Podgoršak, 2005).

Isótopo	Energia média do fóton (MeV) ^a	Semivida	Espessura semi-redutora em chumbo (mm) ^c	Constante taxa de Kerma-ar ^b ($\frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{GBq} \cdot \text{h}}$)
Cobalto-60: ⁶⁰ Co	1,25	5,26 anos	11	309
Césio-137: ¹³⁷ Cs	0,66	30 anos	6,5	77,3
Ouro-198: ¹⁹⁸ Au	0,41	2,7 dias	2,5	56,2
Írídio-192: ¹⁹² Ir	0,38	73,8 dias	3	108
Iodo-125: ¹²⁵ I	0,028	60 dias	0,02	-
Paládio-103: ¹⁰³ Pd	0,021	17 dias	0,01	-

(a) Apenas são valores aproximados que dependem da fonte de energia e da filtragem.

(b) Utilização de valores genéricos para a constante de taxa Kerma no ar ou uma constante de taxa de dose para uma fonte de fótons de baixa energia pode originar erros substanciais nos cálculos de dose. Assim, os valores não são fornecidos para o I-125 e o Pd-103.

(c) Espessura semi-redutora ou HVL (*Half-Value Layer*) em chumbo.

Na Tabela 7 acima apresentam-se algumas das características físicas das fontes de braquiterapia mais comuns, ainda que a fonte ¹⁹⁸Au não seja tão usual. As fontes Rádio-226

(²²⁶Ra) e Radônio-222 (²²²Rn) foram descontinuadas por razões de segurança, ainda que a sua longa história de uso clínico tenha influenciado os conceitos utilizados actualmente na braquiterapia.

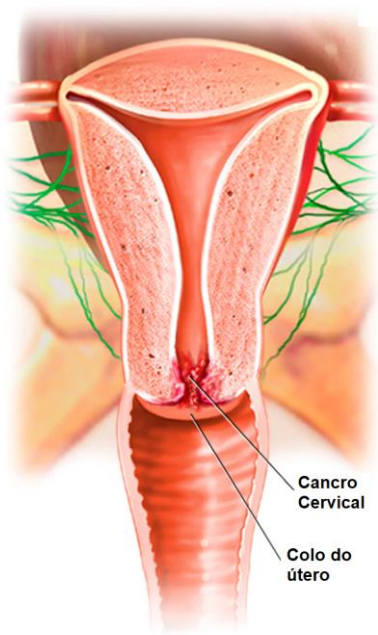
Quanto às características mecânicas, as fontes de fótons de braquiterapia apresentam vários formatos: agulhas, tubos, sementes, fios e pastilhas (ou *pellets*) e geralmente são utilizadas como fontes seladas, usualmente com encapsulamento duplo de forma a garantir blindagem adequada contra a radiação alfa e beta emitida pela fonte, e para prevenir perda do material radioactivo. Exemplos:

- A fonte de Césio-137 está disponível em vários formatos, tais como: agulhas, tubos e *pellets*.
- A fonte de Irídio-192 está disponível na forma de fio, com um núcleo radioactivo constituído por uma liga de irídio-platina, com revestimento de platina de 0,1 mm de espessura. Estas fontes também estão disponíveis como sementes, duplamente encapsuladas e com revestimento de aço inoxidável, e como fios de fita de nylon. Os equipamentos de pós-carregamento remoto (*remote afterloading*) para braquiterapia HDR utilizam fontes de Irídio-192 especialmente produzidas com actividade na ordem dos 370 GBq (10 Ci).
- A fonte de Iodo-125 está disponível geralmente através de sementes, sendo usualmente inserida no volume do tumor com recurso a dispositivos de “disparo” especiais.
- Finalmente, as fontes de Cobalto-60 para braquiterapia estão disponíveis como *pellets* com uma actividade na ordem dos 18,5 GBq (0,5 Ci) por *pellet*.

Em termos clínicos, são abordados seguidamente, e numa forma sumária, os dois principais tipos de tratamento mencionados no início deste capítulo.

A braquiterapia intracavitária é maioritariamente utilizada no tratamento dos cancros no útero, cervical e endométrio, patologias expostas nas Figuras 3 e 4 respectivamente, com a especificação de dose, descrita inicialmente através do sistema de Manchester e posteriormente actualizado no documento ICRU 38 (Podgoršak, 2005).

As Figuras 3, 4 e 5 foram adaptadas do site <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/> da *Mayo Foundation for Medical Education and Research* (MFMER). A Figura 6 foi adaptada do site <https://breast360.org/topics/2017/01/01/breast-anatomy/> da organização *The American Society of Breast Surgeons Foundation* e ambos os sites foram acedidos na data 29-01-2019.

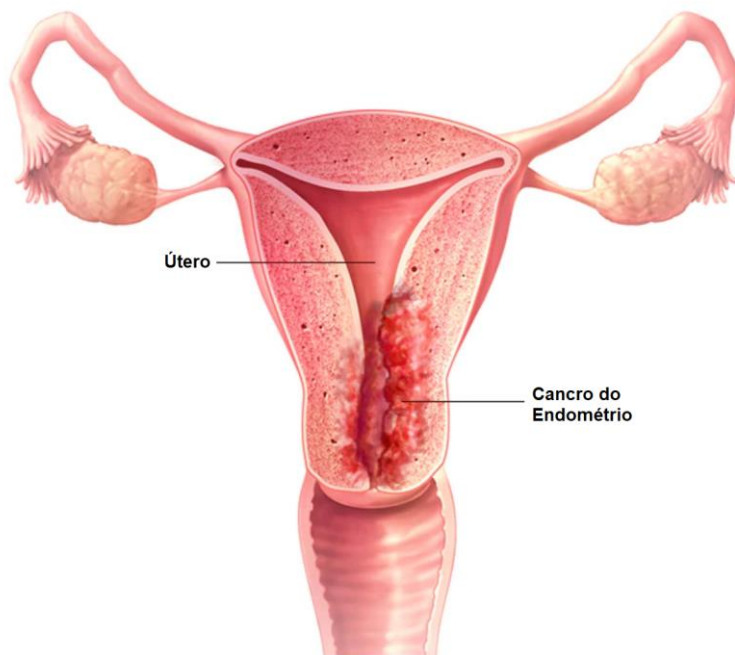


MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Cancro Cervical

O cancro cervical inicia-se nas células do colo do útero

Figura 3: Cancro Cervical.

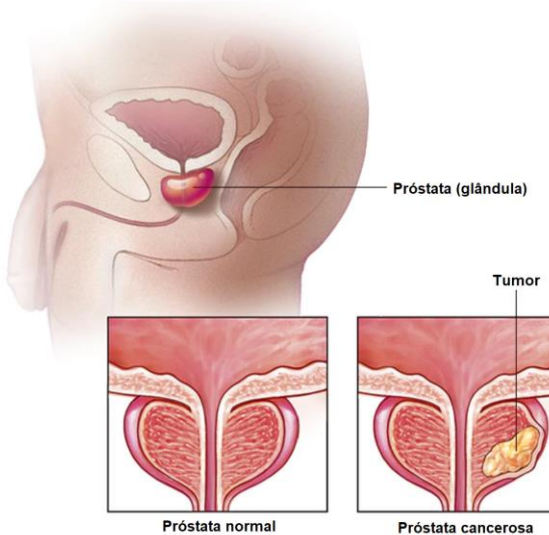


MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Cancro do endométrio

O cancro do endométrio começa no revestimento (endometrium) do útero.

Figura 4: Cancro do endométrio.

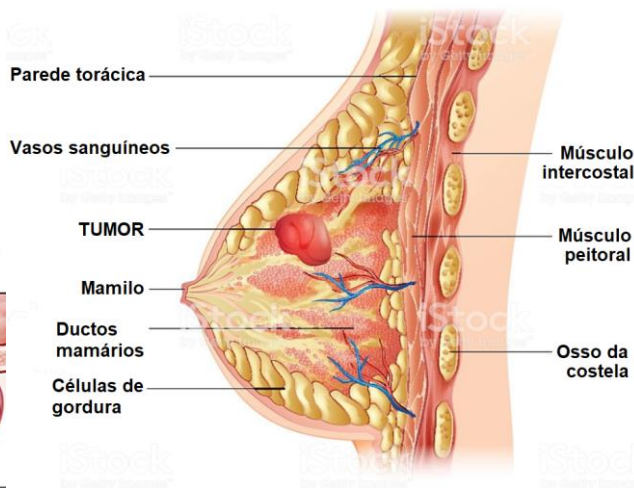


MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Cancro da próstata

O cancro da próstata ocorre na glândula da próstata, que está localizada imediatamente abaixo da bexiga no homem, rodeando a parte superior do tubo que drena a urina (uretra).

Figura 5: Cancro da próstata.



Cancro da mama

Ao contrário das células normais, as células de cancro da mama não respeitam as fronteiras do órgão, invadindo os tecidos circundantes e podendo disseminar a outras partes do organismo.

Figura 6: Cancro da mama.

A braquiterapia intersticial tem aplicação no cancro da próstata e no cancro da mama, patologias expostas nas Figuras 5 e 6 respectivamente, sendo o sistema de Paris a

especificação de dose actualmente mais utilizada. No passado, outros dois sistemas foram muito utilizados: sistema Patterson-Parker e sistema Quimby (ICRU_58, 1985). De notar que os sistemas de cálculo de dose mencionados não serão objecto de exposição neste trabalho.

5.3. Sistemas de pós-carregamento remoto

Na braquiterapia de baixa taxa de dose com carregamento manual, as fontes de radiação são carregadas manualmente nos aplicadores e cateteres colocados dentro ou junto ao volume alvo. No final do tratamento as fontes são removidas, novamente de forma manual. Este procedimento resulta nalguma exposição à radiação do pessoal médico e do pessoal de suporte. Assim, para minimizar a exposição à radiação, foram construídos equipamentos de pós-carregamento remoto (*remote afterloading*) controlados por computador, conforme mostra a Figura 7, instalados em salas de tratamento com blindagem para assegurar a atenuação da radiação ionizante, estando a consola de controlo do equipamento no exterior da sala de tratamento, ou numa sala adjacente a esta, como mostram as Figuras 19 e 20 respectivamente, no Anexo 7.

Existem três dispositivos diferentes de pós-carregamento (*afterloading*) remoto:

- LDR (*Low Dose Rate*);
- HDR (*High Dose Rate*);
- PDR (*Pulse Dose Rate*).

A utilização destes sistemas de pós carregamento remoto oferece uma série de vantagens comparativamente ao procedimento de carregamento manual, tais como:

- Aumento da capacidade de tratamento de doentes;
- Consistência e reprodutibilidade do tratamento efectuado;
- Redução da exposição à radiação da equipa clínica e de suporte.

Os componentes essenciais de um sistema de pós carregamento remoto são os seguintes:

- Cofre adicional para guardar a fonte radioactiva, conforme Figura 8;
- O robô/cofre onde a(s) fonte(s) se localiza(m), ver Figura 7;

- Possibilidade de ter uma única fonte radioactiva ou múltiplas;
- Consola para operar o equipamento remotamente, conforme Figura 8;
- Controlo da fonte e do mecanismo de avanço;
- Tubos-guia de transferência das fontes e aplicadores para o tratamento e;
- Sistema de planeamento do tratamento computadorizado.

As três fontes radioactivas mais comuns nos sistemas de *afterloading* remoto são o Cobalto-60, o Césio-137 e o Irídio-192. Actualmente, a fonte mais utilizada no *afterloading* é o Irídio-192, devido a energia média dos raios-gama (~400 keV), e do valor elevado da sua actividade específica. Contudo, a sua semivida de 73,8 dias é uma desvantagem pois requer a uma troca frequente da fonte, tipicamente três a quatro vezes por ano.

No caso dos sistemas HDR que utilizam uma única fonte de Irídio-192, tipicamente com uma actividade de 370 GBq – 740 GBq (10 Ci – 20 Ci), a taxa de dose para tratamento excede os 12 Gy/h.

Os sistemas LDR utilizam múltiplas fontes radioactivas em conjunto com espaçadores com o objectivo de atingirem taxas de dose para tratamento na ordem dos 0,4 Gy/h a 2 Gy/h.

O sistema PDR também utiliza uma única fonte de Irídio-192, no entanto, com uma actividade de 37 GBq (1 Ci) para fazer tratamentos curtos de HDR, usualmente com intervalos de uma hora para simular tratamentos contínuos de LDR.

As vantagens de utilizar sistemas HDR relativamente aos sistemas LDR são (Podgoršak, 2005):

- Optimização da distribuição de dose;
- Tratamento de ambulatório;
- Menos tempo de tratamento e;
- Menor exposição à radiação da equipa clínica e físicos.

Existem algumas desvantagens na utilização dos sistemas HDR:

- Potencial para exposições elevadas acidentais e erros graves e;

- Complexidade do tratamento requer grande envolvimento, comprometimento, experiência e conhecimento da equipa clínica, físicos e enfermagem.



Figura 7: Remote afterloading.



Figura 8: [A] Consola tratamento; [B] Cofre para transferência e transporte de fonte.



Figura 9: Sistema de detecção de radiação: Monitor de área e Sonda.

Nas salas de tratamento de braquiterapia deve estar instalado um sistema de detecção de radiação semelhante ao mostrado na Figura 9 para monitorização contínua da exposição à radiação. O monitor de área está na sala de controlo e a sonda na sala de tratamento, e no seu exterior junto à porta está um sinalizador luminoso, com luz vermelha é interdito a entrada na sala durante a irradiação.

Na Figura 7 apresenta-se um sistema de *afterloading* remoto, e na Figura 8 são mostrados a consola de tratamento e o cofre para guardar a fonte radioactiva aquando da sua substituição.

Ainda, e relativamente à detecção da radiação, após serem implantadas as fontes no doente, os níveis de radiação devem ser verificados na sala de tratamento de braquiterapia HDR, de forma contínua para monitorização da área. Os níveis de radiação nas áreas adjacentes à sala de tratamento onde há pessoal monitorizado devem ser tão baixos quanto

razoavelmente exequível, princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Exemplo, a sala de controlo com 100% de ocupação a uma distância de 7 m da fonte de 370 GBq na mesa de tratamento, com a blindagem local, deve apresentar um valor de dose equivalente inferior a 0,1 mSv por semana (Glasgow, 2006).

Na braquiterapia LDR, os doentes com implantes permanentes somente podem receber alta hospitalar se, no momento da alta, o nível de radiação a um metro com um dosímetro calibrado for inferior a 50 μ Sv por hora para uma carga corporal de aproximadamente 1,1 GBq (aprox. 30 mCi) ou menos (Khalil, 2011). Para os implantes temporários, após o procedimento devem ser contadas as fontes para garantir que todas foram removidas do doente antes da alta hospitalar.

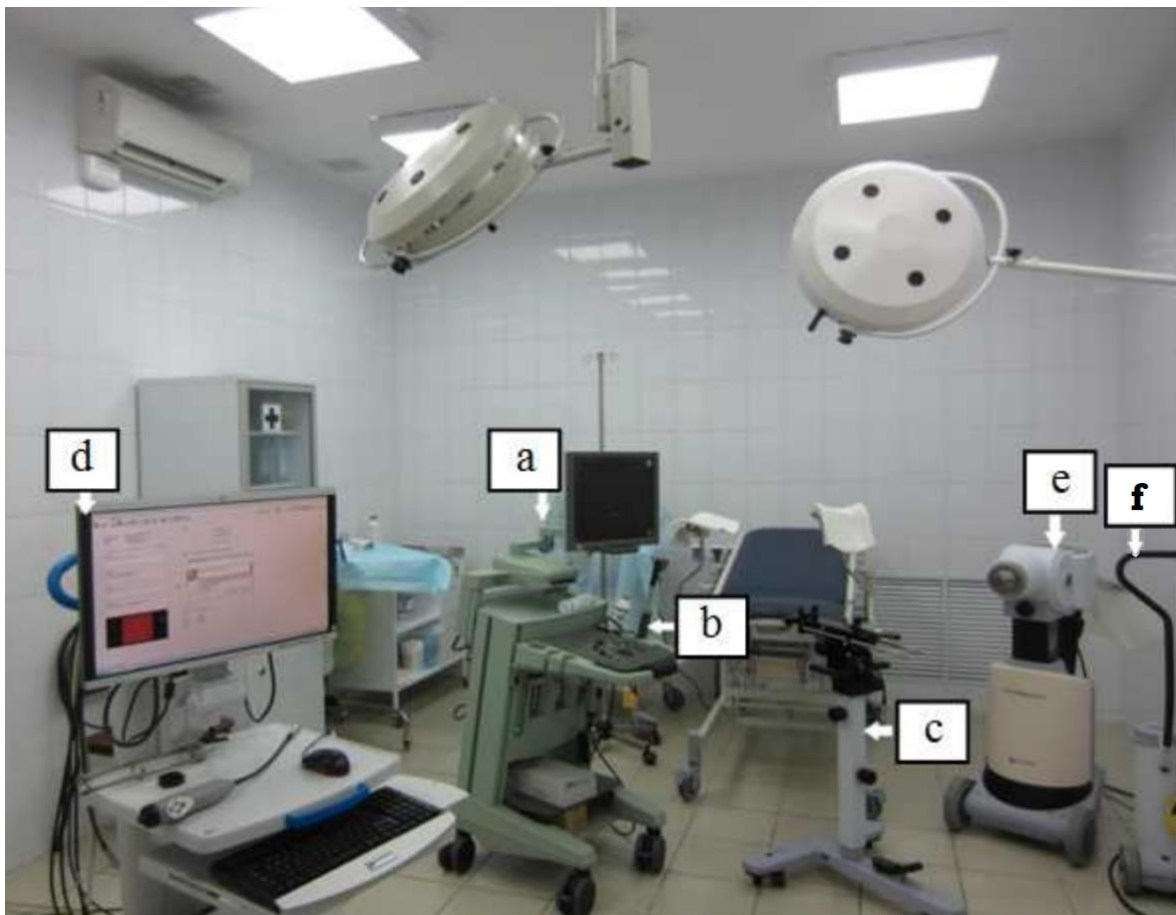


Figura 10: Sala tipo de Braquiterapia (Gryaznov, Velichko, Senchik, Korenkov, & Kireeva, 2016).

Legenda da Figura 10:

- a – Ecógrafo;
- b – Transdutor Endocavitário (sonda de ultra-sons);
- c – Suporte para inserção passo-a-passo (*stepper support*) da sonda de ultra-sons;

- d – Computador com sistema de planeamento 3D;
- e – Equipamento de pós-carregamento remoto (*remote afterloading*) e;
- f – Cofre para fonte.

Ainda na Figura 10, entre o ecógrafo e o *afterloading* remoto, e junto à parede do fundo da sala, é possível encontrar a mesa de tratamento, que deverá ser radiotransparente para o caso de existirem procedimentos clínicos com TC, sendo possível adicionar à sala um “arco em C” com intensificador de imagem para avaliar que a posição do aplicador mantém-se a mesma em relação à anatomia do doente desde a sua inserção até ao início do tratamento.

5.4. Imagem

Na braquiterapia a imagem assume grande importância para garantir que a posição da fonte é correctamente estimada junto ao tumor conforme delimitado pelo médico oncologista.

Para a imagem são utilizados os equipamentos de Ressonância Magnética (RM), de Tomografia Computorizada (TC), de ecografia, e de radiologia convencional digital utilizando um arco em C. Os tecidos moles apresentam um contraste superior na RM que também fornece melhor informação sobre a extensão do tumor contudo, numa forma geral, a imagem por TC está mais disponível. De notar que todo o equipamento de imagem deve passar por um controlo de qualidade periódico para garantir a precisão espacial e a correcta transferência de imagens para o Sistema de Planeamento do Tratamento (TPS) (Dieterich, Ford, Pavord, & Zeng, 2016).

A imagem é utilizada nas seguintes fases:

- Planeamento do tratamento, e
- Verificação do tratamento dentro da Sala de Braquiterapia.

As imagens de RM, CT e ecografia têm maior aplicação no planeamento. A imagem de ultrassonografia é utilizada no planeamento do tratamento da próstata, e na imagem guiada para o posicionamento do aplicador no tratamento ginecológico, e na mama. No caso do arco em C, a imagem é utilizada para verificar a posição dos aplicadores antes do tratamento.

5.5. Esquema de utilização da braquiterapia

Tabela 8: Esquema de utilização dos materiais / equipamentos.

	Fases do tratamento			
	Inserção de aplicador para a passagem de fonte de radiação	Simulação do tratamento	Planeamento da distribuição de dose	Tratamento
Materiais/ Equipamentos utilizados em cada fase do processo	Materiais: Agulha, Cateter, Aplicador ginecológico*, Aplicador com agulhas.	Materiais: Marcadores radiopacos para CT/RM	Equipamentos: CT, RM e/ou ecografia	Equipamentos: TPS** - planeamento do tratamento através de imagens 3D de CT/RM ou de ultrassonografia da anatomia do doente com aplicador
				Materiais: Tubos de transferência Conectores metálicos Equipamentos: <i>Remote afterloading</i> ou pós carregamento remoto

*Existe também a possibilidade de utilização de aplicador retal para braquiterapia endorectal.

**TPS: do inglês *Treatment Planning System* (Sistema de Planeamento Computorizado do tratamento).

Tabela 9: Esquema de braquiterapia de alta taxa de dose.

Introdução do aplicador	Simulação do tratamento	Planeamento	Tratamento
***Médico: Anestesiari; Inserir o aplicador	Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica (TSDT): Adquirir imagens de CT e RM	Físico: Planear o tratamento	Médico e Físico: Realizar o tratamento
Enfermeira: Inserir marcador radiopaco.	Médico: Adquirir Imagem de ecografia. Médico e Físico: Avaliar imagem.	Médico e Físico: Aprovar o plano de tratamento	Médico e Enfermeiro: <u>Após Tratamento</u> Retirar aplicadores

*** Médico (quantas especialidades forem necessárias para o procedimento): Radioncologista (para todos os procedimentos), pneumologista (aplicação endoluminal), etc.

Página intencionalmente deixada em branco.

6. Metodologia – Materiais e Métodos

No presente capítulo apresenta-se um enquadramento teórico da metodologia utilizada, com os materiais de estudo e métodos utilizados na exposição para análise dos dados para obtenção da informação com o objectivo de conhecer o custo por doente tratado na braquiterapia versus valores atribuídos do Serviço Nacional de Saúde (SNS).

6.1. Enquadramento Teórico da Metodologia

Este estudo apresenta um carácter quantitativo e com tratamento retrospectivo dos dados na área da Radioterapia, em particular da braquiterapia, área secundária quando comparada com a principal da Radioterapia por feixe externo utilizando aceleradores lineares ou unidades de Cobalto-60.

Numa primeira exposição serão divulgados dados nacionais sobre a distribuição dos médicos radioncologistas e sobre os equipamentos instalados e a funcionar, conforme informação disponibilizada no site da Ordem dos Médicos conforme *link* <https://ordemosmedicos.pt/radioncologia-em-portugal/>. Isto pretende analisar a distribuição de recursos de radioncologia ao nível nacional, i.e., continente e ilhas e concluir sobre a sua equitatividade.

Na exposição seguinte são apresentados dados sobre os cancros mais predominantes em território nacional, no total, por género e respectiva região anatómica. Para complementar os dados, foram adicionados valores de incidência relativamente à idade e sexo ao nível mundial com adição de indicadores como a mortalidade.

Seguidamente, e para a braquiterapia HDR, apresenta-se o número de equipamentos instalados no país e sua distribuição geográfica.

Durante o desenvolvimento deste trabalho foram estudados os materiais consumíveis e equipamentos (HW e SW) necessários para a realização dos tratamentos em cada patologia possível de tratamento no SNS por braquiterapia HDR.

Finalmente, e para o cálculo do custo por doente tratado na braquiterapia, é apresentada a seguinte informação dos custos para: (1) equipamentos utilizados na braquiterapia HDR; (2) manutenção preventiva dos equipamentos; (3) recursos humanos para tratamentos; e (4) consumíveis clínicos. Para obtenção dos custos dos pontos 1, 2 e 4, foi consultada a plataforma electrónica Portal BASE: Contratos públicos *online* - <http://www.base.gov.pt/Base/pt/Pesquisa/> que se destina a divulgar informação pública sobre os contratos públicos sujeitos ao regime do Código dos Contratos Públicos (CCP). Este portal tem por função essencial centralizar a informação sobre os contratos públicos celebrados em Portugal, permitindo assim o seu acompanhamento e monitorização. Para o ponto 3 foi considerada a tabela remuneratória em vigor para cada classe profissional.

Depois de calculados os custos por tratamento, onde foram considerados os custos referidos no parágrafo anterior, foi realizada a sua comparação com o valor atribuído pelo SNS (*Portaria Nº 207/2017 de 11 de Julho, Diário da República, Nº 132 - I Série, 2017*) para dois casos hipotéticos A e B. Para ambos os casos estudados, do total de número de tratamentos realizados por ano, foi considerado que 20% dos casos eram da patologia do cancro do colo do útero e, foram aplicadas duas técnicas de tratamento (intracavitária e intracavitária com agulhas), com o objectivo de se avaliar a optimização dos recursos que são inerentes ao serviço e não específico somente à patologia. Com os custos obtidos é calculado o *break even point* ou ponto de equilíbrio, para o número de tratamentos da patologia em estudo.

6.2. Técnica de Tratamento dos dados

Para o tratamento dos dados, elaboração de tabelas e gráficos, e consolidação destes para obtenção de informação, foi utilizado o *software* Microsoft Excel™.

7. Resultados e Discussão

Neste capítulo, apresentam-se os dados quantitativos para suporte à discussão e fundamentação das devidas conclusões.

7.1. Resultados

Seguidamente apresentam-se as figuras com incidências de cancros ao nível nacional, as taxas de incidência e mortalidade dos dez principais tipos de cancro, a predominância do cancro de colo do útero por região do país, incluindo as regiões onde se encontram os equipamentos para braquiterapia.

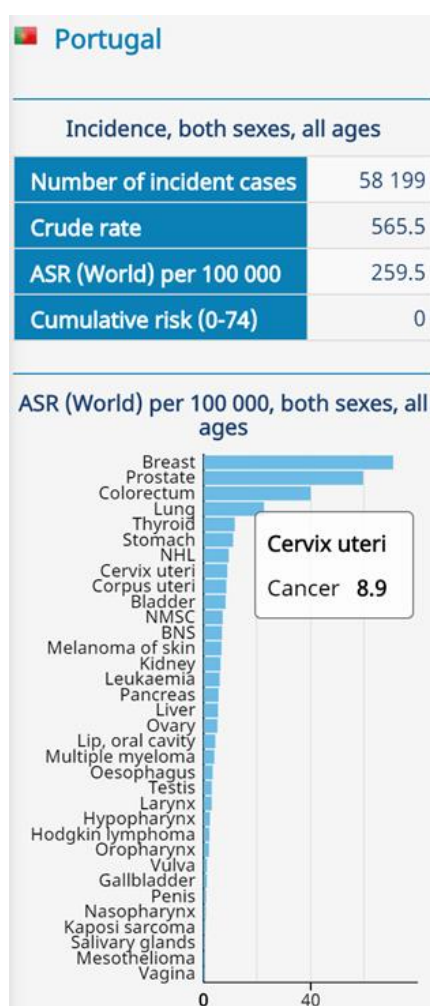


Figura 11: Dados (GLOBOCAN, 2018) sobre a incidência de cancro em Portugal.

Age-standardized (World) incidence and mortality rates, top 10 cancers

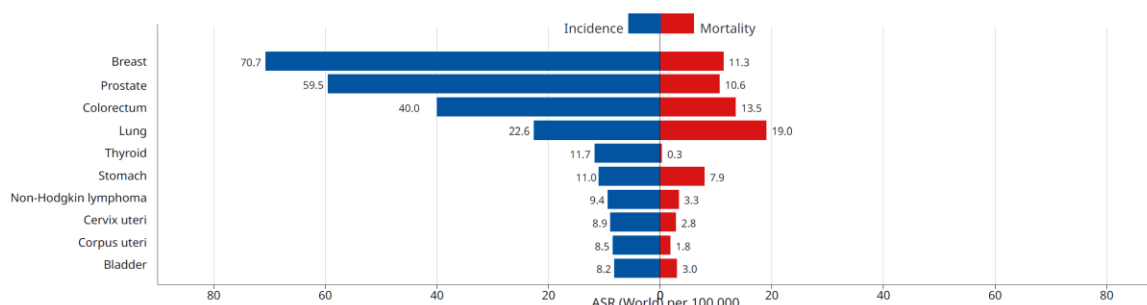


Figura 12: Taxas de incidência e mortalidade padronizadas por idade (Mundial) considerando os 10 principais tipo de cancro (GLOBOCAN, 2018).

Tabela 10: Recursos de braquiterapia HDR (excluindo prostática com sementes) disponíveis em Portugal (dados 2012).

Zona Norte	Número de braquiterapias
IPO Porto	1
CRP – Clínica de Radioterapia do Porto, Lda.	1
Zona Centro	
IPO Coimbra	1
Centro Hospitalar e Universitário Coimbra, EPE	1
Zona Sul	
IPO Lisboa	1
CHULN (Lisboa)	1
Hospital da Luz (Lisboa)	1
Centro Oncológico Dr ^a Natalia Chaves (Carnaxide)	1
Hospital Espírito Santo Évora, EPE	1

Na Figura 13 apresenta-se o mapa de Portugal com a distribuição geográfica dos tumores no colo do útero no ano de 2010, considerando as taxas de incidência específicas padronizadas para a idade e para o sexo feminino por região.

De acordo com o Registo Oncológico Nacional, no cálculo das taxas de incidência de cancro foram utilizadas as estimativas oficiais da população residente em 31 de Dezembro de 2010 nos municípios de Portugal Continental e nas Regiões Autónomas da Madeira e dos Açores, fornecidas pelo Instituto Nacional de Estatística (INE). Os resultados foram expressos como taxa anual por 100.000 pessoas-ano. Para permitir a comparação de taxas entre populações com diferentes estruturas etárias, as taxas foram padronizadas pelo método directo, com recurso à população padrão europeia (RORENO, 2016).

Ainda na Figura 13, os centros de braquiterapia mencionados na Tabela 10 estão assinalados no mapa com uma bola de cor preta.

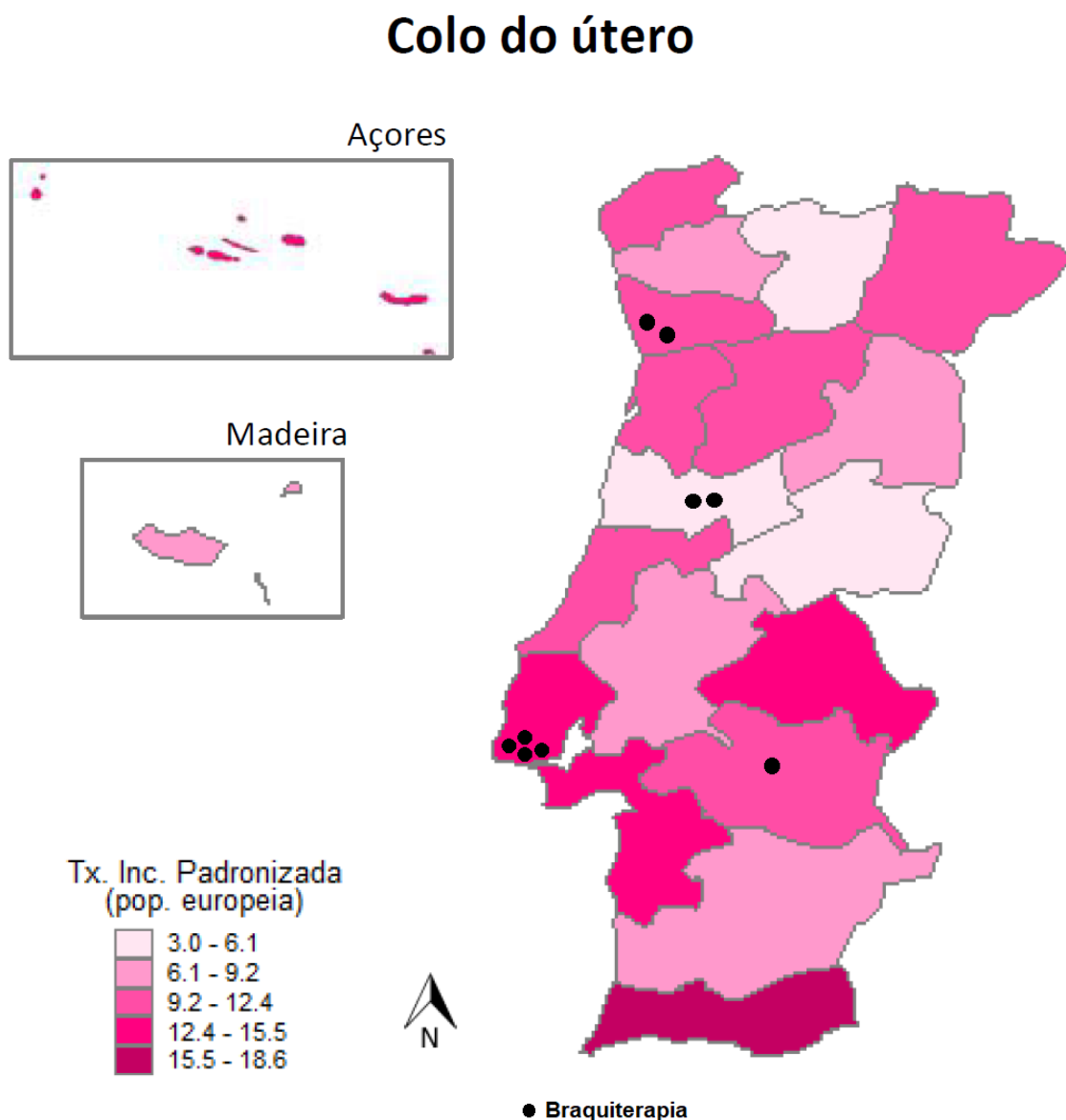


Figura 13: Distribuição geográfica dos tumores no colo do útero no ano de 2010 – taxa de incidência padronizada à população europeia (RORENO, 2016).

Seguidamente, apresenta-se a Tabela 11 com os dados nacionais sobre a distribuição dos médicos e dos equipamentos de Radioterapia externa (RTE AL) e braquiterapia (BT) instalados e a funcionar em Portugal no ano de 2012.

Tabela 11: Resumo Radioncologia – 2012 (Oliveira & Trigo, 2013).

Zona	Nº Serviços/ Zona	Especialistas médicos	RTE AL	BT
Norte	7	31	16	2
Centro	2	14	5	2
Sul e Ilhas	15	37	26	5
TOTAL	24	82	47	9

A Tabela 11 evidencia de uma forma sumária a distribuição por região dos especialistas médicos e dos equipamentos de AL e BT onde, 55% dos AL estão na Zona Sul e Ilhas, e considerando que somente existem dois AL na Quadrantes no Funchal, um na Quadrantes em Faro e dois no Hospital Espírito Santo em Évora de acordo com (Oliveira & Trigo, 2013), verifica-se que 45% dos AL estão na Zona de Lisboa e Vale do Tejo, rácio que se repete para os equipamentos de braquiterapia, considerando as 4 unidades na Zona de Lisboa comparativamente ao total de 9 instaladas em Portugal Continental, pois à data do estudo não existiam equipamentos instalados nas ilhas.

Tabela 12: Valor atribuído por tratamento: Braquiterapia intracavitária com agulha.

Descrição	Tipo	Códigos Contabilísticos	Valor atribuído (Portaria 207/2017 de 11-Julho)(*)	Nº de Fracções (**)	Dose/Fracção (**)
TC de Simulação	Simulação	45200	0,00 €	5	6 Gy
BT Plan Dos Conf 3D	Planeamento	45270	0,00 €	5	6 Gy
BT intracavitária	Tratamento	45300 ou 45310	256,49 €	5	6 Gy
TOTAL =			256,49 € /tratamento		

(*) (Portaria Nº 207/2017 de 11 de Julho, Diário da República, Nº 132 - I Série, 2017).

(**) Nº de Fracções e Dose/Fracção conforme (Banerjee & Kamrava, 2014).

Tabela 13: Equipamento – Estimativa de custos de aquisição (IMPIC, 2019).

Descrição	Vida Esperada	Custo de aquisição	Custo por ano
Equip. de pós carregamento remoto de fonte de alta taxa de dose	vida útil aprox 10 anos	145 000,00 €	14 500,00 €
Mesa radiotransparente de braquiterapia	vida útil aprox 10 anos	20 000,00 €	2 000,00 €
Ecógrafo 3D	vida útil aprox 10 anos	93 700,00 €	9 370,00 €
Sistema de planeamento computadorizado para braquiterapia	vida útil aprox 10 anos	18 000,00 €	1 800,00 €
TC para verificação (2% utilização para braquiterapia)	vida útil aprox 10 anos	500 000,00 €	1 000,00 €
	Total =	776 700,00 €	28 670,00 €
	Nº tratamentos/ ano caso A =	200	(*) 143,35 €
	Nº tratamentos/ ano caso B =	400	(*) 71,68 €

(*) Por tratamento.

Tabela 14: Equipamento – Estimativa de custo para a manutenção (IMPIC, 2019).

Descrição	Prazo	Custo ano S/ IVA
Equip. de pós carregamento remoto para fonte de alta taxa de dose	12 meses	12 500,00 €
Mesa radiotransparente de braquiterapia	12 meses	1 900,00 €
4x Fontes de Iridio-192	12 meses	24 000,00 €
Ecógrafo 3D (**)	12 meses	3 000,00 €
TC 32 cortes (utilização aprox. 2%)	12 meses	500,00 €
Sistema de planeamento 3D	12 meses	n.d.
	Total =	41 900,00 €
	Nº tratamentos/ ano caso A =	200 (*) 209,50 €
	Nº tratamentos/ ano caso B =	400 (*) 104,75 €

(*) Por tratamento; n.d. – Não disponível.

(**) O ecógrafo é utilizado para guiar a colocação de agulhas e aplicadores no doente.

Período de Manutenção: dias úteis 09h00 às 18h00; Substituição de peça no máximo 48 horas;

Tempo de resposta no local para Manutenção Correctiva: 12 horas; e Disponibilidade = 95%.

Tabela 15: Recursos Humanos por tratamento conforme cálculos no Anexo 9, no âmbito do cancro do colo do útero.

Profissional	Salário Mensal (com todos os encargos)	Tempo horas Procedimento	Custo/hora (Euros)	Custo Total (Euros)	Horas anuais de trabalho
1 Físico-Médico (1)	2 359,44 €	1	15,52 €	15,52 €	1824
1 Enfermeiro(a) (2)	2 046,08 €	1	15,38 €	15,38 €	1596
1 TSDT para CT (2)	2 211,36 €	0,25	16,63 €	4,16 €	1596
1 Médico Anestesiista (1)	3 992,00 €	1	26,26 €	26,26 €	1824
1 Radioncologista (1)	3 992,00 €	1	26,26 €	26,26 €	1824
Total =				87,59 €	(*)

(*) Por tratamento.

(1): O custo hora do profissional considerando 250 dias úteis/ano com 22 dias úteis de férias e 8 horas de trabalho por dia, total de 1824 horas/ano = (250-22) dias/ano x 8 horas/dia.

(2): O custo hora do profissional considerando 250 dias úteis/ano com 22 dias de férias e 7 horas de trabalho por dia, total de 1596 horas/ano = (250-22) dias/ano x 7 horas/dia.

Legenda: TSDT - Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica.

Tabela 16: Acessórios para intracavitário (estimativa de custos).

Acessórios 6F, 150cm Set	Vida Esperada	Custo (**)	Custo unitário	Afectação
Conjunto aplicador de anel 60° ou 45° CT/RM	vida útil aprox. 2 anos	18 008,78 €	9 004,39 € [1]	Por unidade/ano
Tubo transferência ginecológico (3 tubos)	vida útil aprox. 10 anos	3 894,95 €	389,50 € [2]	Por unidade/ano
Total / ano =			9 393,89 €	(*) ([1]+[2])/nº tratamento
Nº tratamentos ginecológicos /ano caso A =		40	234,85 €	(*)
Nº tratamentos ginecológicos /ano caso B =		80	117,42 €	(*)

(*) Por tratamento.

(**) (IMPIC, 2019)

Tabela 17: Acessórios para intracavitário com agulha (estimativa de custos).

Descrição	Vida Esperada	Custo (**)	Custo unitário	Afectação
Conjunto aplicador intersticial ring CT/RM	vida útil - aprox. 2 anos	18 978,22 €	9 489,11 € [1]	Por unidade/ano
Tubo transferência ginecológico (3 tubos)	vida útil - aprox. 10 anos	3 894,95 €	389,50 € [2]	Por unidade/ano
Agulhas Proguide 6F 294mm Sharp (5 unidades)	descartável	400,00 €	80,00 € [3]	Por doente
Nº tratamentos Intracavitários com agulha/ano caso A =		40	326,97 €	(*) Custo por tratamento
Nº tratamentos Intracavitários com agulha/ano caso B =		80	203,48 €	(*) Custo por tratamento

(*) $\{([1]+[2])/N^{\circ} \text{trat}\}+[3]$; (**) (IMPIC, 2019)

Tabela 18: Braquiterapia Intracavitária – Estimativa vs Valores atribuídos do SNS.

Caso de Estudo	Estimativa de Custos por tratamento	Valores atribuídos do SNS por tratamento	Diferença (%)
Caso A	675,29 €	256,49 €	-163 %
Caso B	381,44 €	256,49 €	-49 %

Tabela 19: Braquiterapia Intracavitária com agulha – Estimativa vs Valores atribuídos do SNS.

Caso de Estudo	Estimativa de Custos por tratamento	Valores atribuídos do SNS por tratamento	Diferença (%)
Caso A	767,41 €	256,49 €	-199 %
Caso B	467,50 €	256,49 €	-82 %

Para a braquiterapia intracavitária apresenta-se a Tabela 20 e a Figura 14 sendo possível observar o *break even point*, ou ponto de equilíbrio, para 140 tratamentos, 20% do total de 700 tratamentos de um Centro de Braquiterapia.

Para a braquiterapia intracavitária com agulhas apresenta-se a Tabela 21 e a Figura 15 sendo possível observar que o *break even point* se obtém para 270 tratamentos, 20% do total de 1350 tratamentos de um Centro de Braquiterapia.

Tabela 20: *Break even point* para tratamentos de Braquiterapia Intracavitária

Estimativa de Custos por Tratamento							
Nº Tratamentos por ano	Nº Trat. (20%) da patologia	Equipamento	Manutenção Equipamento	Recursos Humanos	Consumíveis Reutilizáveis	TOTAL por tratamento	Diferença TOTAL-SNS*
200	40	143,35 €	209,50 €	87,59 €	234,85 €	675,29 €	418,80 €
400	80	71,68 €	104,75 €	87,59 €	117,42 €	381,44 €	124,95 €
695	139	41,25 €	60,29 €	87,59 €	67,58 €	256,71 €	0,22 €
700	140	40,96 €	59,86 €	87,59 €	67,10 €	255,50 €	- 0,99 €
705	141	40,67 €	59,43 €	87,59 €	66,62 €	254,31 €	- 2,18 €

(*) Valor atribuído do SNS por tratamento = 256,49 €

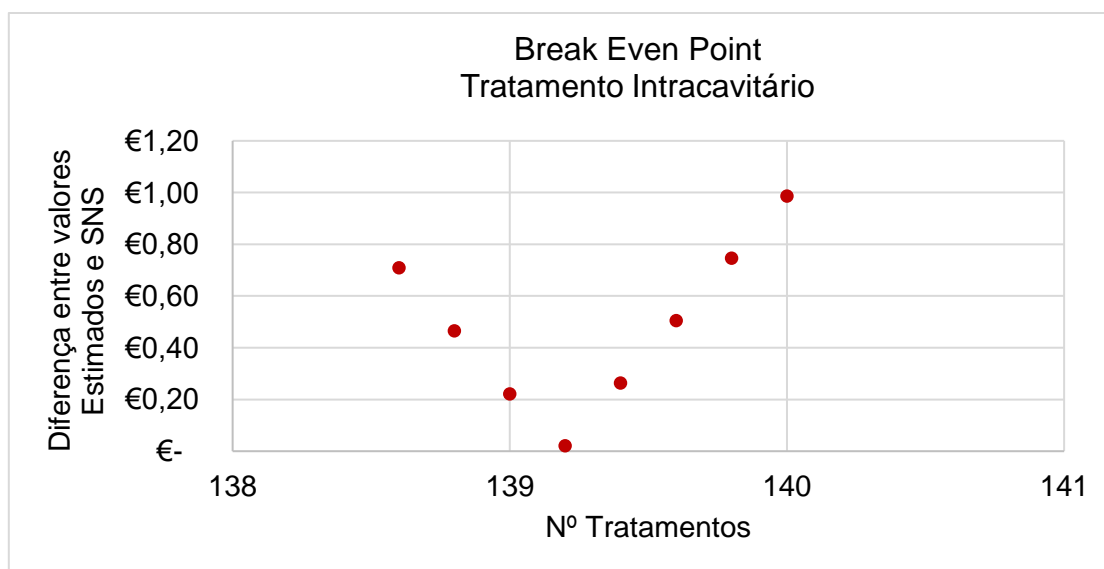


Figura 14: *Break even point* para número de tratamentos tipo intracavitário

Tabela 21: *Break even point* para tratamentos de Braquiterapia Intracavitária com agulha

Estimativa de custos por tratamento								
Nº Trat. por ano	Nº Trat. (20%) da patologia	Equipamento	Manutenção Equipamento	Recursos Humanos	Consumíveis Reutilizáveis	Consumíveis Descartáveis	TOTAL por tratamento	Diferença TOTAL-SNS*
200	40	143,35 €	209,50 €	87,59 €	246,97 €	80,00 €	767,41 €	510,92 €
400	80	71,68 €	104,75 €	87,59 €	123,48 €	80,00 €	467,50 €	211,01 €
1345	269	21,32 €	31,15 €	87,59 €	36,72 €	80,00 €	256,78 €	0,29 €
1350	270	21,24 €	31,04 €	87,59 €	36,59 €	80,00 €	256,45 €	- 0,04 €

(*) Valor atribuído do SNS por tratamento = 256,49 €

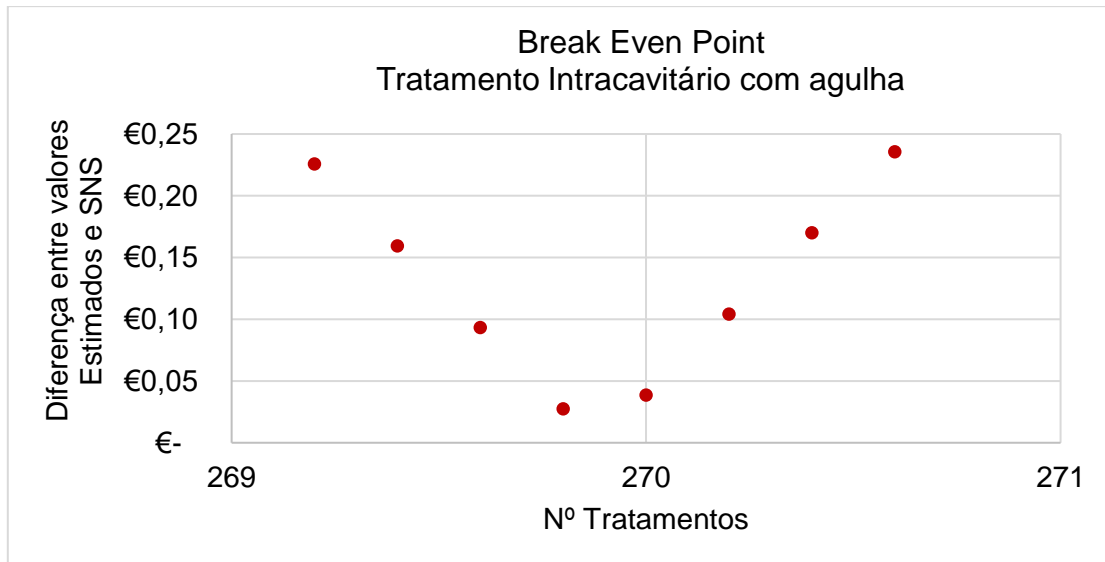


Figura 15: *Break even point* para número de tratamentos tipo intracavitário com agulha

7.2. Discussão

Na pesquisa de bases de dados nacionais não foi possível encontrar de forma clara e padronizada os custos envolvidos na aquisição de consumíveis e equipamentos, e a sua aplicação ao nível dos cuidados de saúde (exemplo: quantos tratamentos podem ser efectuados com a aquisição de X isótopos radioactivos).

Este estudo não considerou os custos directos relacionados com a segurança e controlo de qualidade (monitor de área, dosímetro de leitura directa, câmara poço, etc) imprescindíveis para a execução da técnica de tratamento e, que não foram encontrados nas bases de dados pesquisadas. Também não foram considerados os custos indirectos associados à utilização do espaço e de facilidades operacionais, tais como: água, electricidade, AVAC&R, transporte e/ou estadia de doentes quando necessário.

Considerando os valores apresentados nas Tabelas 18 e 19 e comparando as estimativas dos casos A e B com os valores atribuídos do SNS para as duas técnicas de braquiterapia intracavitária, é perceptível de uma forma simples que o valor atribuído por tratamento está subestimado e que há necessidade de se avaliar a optimização de recursos, especialmente dos equipamentos instalados com vida útil de 10 anos, afim de se desenvolver maior experiência em centros de referência e reduzir os custos por tratamento.

Para os valores apresentados nas Tabelas 20 e 21 e graficamente através das Figuras 14 e 15, é perceptível que o *break even point* para o número de tratamentos intracavitários é de 140 e para o caso intracavitário com agulha é de 270 tratamentos, requerendo dum Centro de Braquiterapia uma produção diária de aproximadamente 3 ou de 6 tratamentos respectivamente, para garantir os 20% de tratamentos da patologia em estudo e *break even points* mencionados.

8. Conclusões e Trabalhos Futuros

8.1. Conclusões

O trabalho realizado pretende dar resposta ao objectivo proposto no Capítulo 1.

O custo associado aos profissionais pode vir a ser reduzido com o aumento de experiência da equipa na realização de todas as etapas que envolve a técnica. O aumento da experiência técnica dos profissionais normalmente tem como consequência o aumento da eficiência e eficácia na utilização da técnica e redução do tempo durante todo o processo de sua execução, desde a inserção do material até o tratamento.

Nota-se uma grande assimetria na localização dos recursos de tratamento e localização geográfica onde há maior predominância de cancros que se beneficiaria com a técnica estudada.

Os custos dos tratamentos podem ser reduzidos com um estudo mais aprofundado para optimização de recursos existentes nos centros de referência.

8.2. Trabalhos Futuros

Considerando a importância do tema abordado, e a pertinência do mesmo no âmbito do custo da saúde e do respectivo valor para o doente, propõe-se para trabalhos futuros as seguintes avaliações a nível nacional, nas instituições públicas e privadas, no formato de:

- Elaboração de inquéritos aos serviços de Radioterapia para avaliação de custos associados à técnica de tratamento, e materiais na Área da Braquiterapia, devendo ser considerados:

- Os processos de tratamento administrativo geral e clínico (protocolos instituídos por patologia);

- Os tempos dos recursos humanos por patologia (enfermagem, médicos, físicos, técnicos de equipamento e outros);
- Os consumíveis clínicos por patologia; e
- Os equipamentos utilizados, respectivo custo de aquisição/instalação, manutenção e operação (energia e outros).

- Elaboração de inquéritos para avaliação de casos tratados com braquiterapia e resposta ao tratamento, exemplo: sobrevida livre de doença e qualidade de vida.

Referências Bibliográficas

- AAPM. (1987). *SPECIFICATION OF BRACHYTHERAPY SOURCE STRENGTH - AAPM Report nº 21*. Retrieved from https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_21.pdf
- American Joint Committee on Cancer. (2019). Cancer Staging System. Retrieved August 28, 2019, from <https://cancerstaging.org/references-tools/Pages/What-is-Cancer-Staging.aspx>
- Banerjee, R., & Kamrava, M. (2014). Brachytherapy in the treatment of cervical cancer: A review. *International Journal of Women's Health*, 6(1), 555–564. <https://doi.org/10.2147/IJWH.S46247>
- Bhatnagar, J., Novotny, J., Niranjana, A., Kondziolka, D., Flickinger, J., Lunsford, D., & Huq, M. (2009). First year experience with newly developed Leksell Gamma Knife® Perfexion™. *Journal of Medical Physics*, 34(3), 141–148. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.54848>
- Chapman, K. L., Ohri, N., Showalter, T. N., & Doyle, L. A. (2013). Optimizing parametrial aperture design utilizing HDR brachytherapy isodose distribution. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 5(1), 50–54. <https://doi.org/10.5114/jcb.2013.34341>
- CUF, I. de O. (2017). Estadiamento. Retrieved August 28, 2019, from <https://www.saudecuf.pt/oncologia/o-cancro/cancro-do-colon-e-reto/estadiamento>
- Dieterich, S., Ford, E., Pavord, D., & Zeng, J. (2016). *PRACTICAL RADIATION ONCOLOGY PHYSICS*. (J. E. T. Leonard L. Gunderson, Ed.). Elsevier.
- Dosanjh, M., Amaldi, U., Mayer, R., & Poetter, R. (2018). ENLIGHT: European network for Light ion hadron therapy. *Radiotherapy and Oncology*, 128(1), 76–82. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2018.03.014>
- Fijuth, J. (2009). HDR endobronchial brachytherapy in palliative and combined radical treatment of lung cancer. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 1(4), 231–236.
- Glasgow, G. P. (2006). Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. *Medical Physics*, 33(9), 3578. <https://doi.org/10.1118/1.2336250>
- GLOBOCAN. (2012). Global Cancer Observatory main page. Retrieved January 20, 2019, from <https://gco.iarc.fr>
- GLOBOCAN. (2018). Portugal: incidência, mortalidade e prevalência do cancro em 2018, 270, 1–2. Retrieved from <https://www.spg.pt/wp-content/uploads/2018/12/Globocan-2018.pdf>
- IAEA. (2015). *Implementation of High Dose Rate Brachytherapy in Limited Resource Settings*. Vienna. Retrieved from www.iaea.org/books
- IAEA. (2019). Cancer diagnosis. Retrieved August 25, 2019, from <https://www.iaea.org/topics/cancer>
- ICRU_58. (1985). Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, 20(1), 29. <https://doi.org/10.1093/jicru/os20.1.Report38>
- IMPIC. (2019). base: Contratos Públicos Online. Retrieved February 2, 2019, from <http://www.base.gov.pt/Base/pt/Pesquisa/>
- Jr, J. D. B., Clarke, R. H., Cousins, C., Gonza, A. J., Lee, J., Lindell, B., ... Dicus, G. J. (2007). *ICRP Publication 103*. (J. VALENTIN, Ed.). The International Commission on Radiological Protection (ELSEVIER).
- Karlsson, L., Thunberg, P., With, A., Mordhorst, L. B., & Persliden, J. (2017). 3D image-based adapted

- high-dose-rate brachytherapy in cervical cancer with and without interstitial needles: Measurement of applicator shift between imaging and dose delivery. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 9(1), 52–58. <https://doi.org/10.5114/jcb.2017.66110>
- Khalil, M. (2011). *Basic Sciences of Nuclear Medicine*. <https://doi.org/10.1007/978-3-540-85962-8>
- Miranda, N., Alves, P., Oliveira, Â., Roldão, M., & Matias, A. (2014). *Rede Nacional de Especialidade Hospitalar e de Referência de Radioterapia (2ª revisão)*. Retrieved from <http://www.acss.min-saude.pt/Portals/0/RelatorioFinalRadioterapia.pdf>
- Nag, S., Dally, M., De La Torre, M., Tatsuzaki, H., Kizilbash, N., Kurusun, S., ... Levin, V. (2002). Recommendations for implementation of high dose rate ¹⁹²Ir brachytherapy in developing countries by the Advisory Group of International Atomic Energy Agency. *Radiotherapy and Oncology*, 64(3), 297–308. [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(02\)00166-4](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(02)00166-4)
- Nirpendra, T., Singh, Y. I., Sharma, B. A., Opendra, S., & Patton, Z. (2017). Interstitial HDR Brachytherapy in BCT: A Case Series Study from a Single Institute. *Annals of International Medical and Dental Research*, 3(4), 1–5. <https://doi.org/10.21276/aimdr.2017.3.4.r1>
- Penedo, J. (2013). *Carta de Equipamentos Pesados em Saúde*.
- Podgoršak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students*. (E. B. Podgoršak, Ed.) (First Edit). IAEA. Retrieved from <http://www.iaea.org/books>
- Podgoršak, E. B. (2016). *Graduate Texts in Physics: Radiation Physics for Medical Physicists*. (U. Kurt H. Becker, Brooklyn, F. Jean-Marc Di Meglio, Paris, U. Sadri Hassani, Normal, J. Bill Munro, Kanagawa, U. Richard Needs, Cambridge, U. William T. Rhodes, Boca Raton, ... G. Andreas Wipf, Jena, Eds.) (Third Edit). Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-25382-4>
- Portaria Nº 207/2017 de 11 de Julho, *Diário da República*, Nº 132 - I Série. (2017). *Gabinete do Representante da República para a Região Autónoma dos Açores, Presidência do Conselho de Ministros, Saúde, Trabalho, Solidariedade e Segurança Social, e Finanças*.
- Prada, P. J. (2016). High-Dose-Rate Interstitial Brachytherapy as Monotherapy in One Fraction for the Treatment of Favorable Stage Prostate Cancer. *Intech, i(tourism)*, 13. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.5772/57353>
- RORENO. (2016). *Registo Oncológico Nacional 2010. Registo Oncológico Nacional 2010*. Retrieved from http://www.roreno.com.pt/images/stories/pdfs/ro_nacional_2010.pdf
- Serreta, A. B. (2012). *Fundamentos de Física Médica VOLUMEN 3 RADIOTERAPIA PARTE 1*. (A. Brosed Serreta, Ed.) (ADI Servic). Retrieved from http://socios.sefm.es/fisicamedica/fundamentos_fm_v3_web.pdf
- Teckie, S., McCloskey, S. A., & Steinberg, M. L. (2014). Value: A framework for radiation oncology. *Journal of Clinical Oncology*, 32(26), 2864–2870. <https://doi.org/10.1200/JCO.2014.55.1150>
- Viegas Campos Pinheiro, L. M. (2006). *Braquiterapia Prostática Morbilidade Urinária e Sexual*. Universidade Nova de Lisboa. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10362/5510>
- Wong, K., DeLaney, G. P., & Barton, M. B. (2016). Evidence-based optimal number of radiotherapy fractions for cancer: A useful tool to estimate radiotherapy demand. *Radiotherapy and Oncology*, 119(1), 145–149. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2015.12.001>
- Zubizarreta, E., Van Dyk, J., & Lievens, Y. (2017). Analysis of Global Radiotherapy Needs and Costs by Geographic Region and Income Level. *Clinical Oncology*, 29(2), 84–92. <https://doi.org/10.1016/j.clon.2016.11.011>

Anexo 1. Radiação, Grandezas e Unidades

A medição da radiação é muito importante em qualquer uso médico da radiação, seja para diagnóstico ou tratamento da doença. No diagnóstico, a avaliação da qualidade da imagem para diagnósticos fidedignos e a optimização da imagem para obter a melhor qualidade de imagem possível com a menor dose de radiação possível para o doente, são processos essenciais que contribuem de modo a minimizar o risco de morbilidade induzida pela radiação. Na Radioterapia, a dose prescrita deve ser administrada com exactidão e precisão para maximizar a probabilidade de controlo do tumor (PCT) e minimizar a probabilidade de complicação do tecido normal (PCNT). Sendo no último, o risco de morbilidade inclui efeitos agudos da radiação (lesão por radiação), bem como efeitos tardios, como indução do cancro e danos genéticos.

Várias grandezas e unidades foram introduzidas com o objectivo de quantificar a radiação e as mais importantes estão listadas na Tabela 20. Também estão listadas na Tabela 20 as definições para as várias grandezas. Apresenta-se ainda a relação entre as unidades antigas e as unidades SI para algumas das grandezas:

- A **exposição (X)** está relacionada a capacidade dos fotões ionizarem o ar. A unidade antiga é o roentgen (R) sendo definida como a carga de $2,58 \times 10^{-4}$ C de qualquer sinal produzido por quilograma de ar.
- **Kerma (K)** (acrónimo de *Kinetic energy released in matter*) é a energia cinética libertada na matéria, estando definido para radiações ionizantes indirectas (fotões e neutrões) como, a energia (1 J) transferida para partículas carregadas por unidade de massa (kg) do meio absorvedor.
- A **dose absorvida (D)** é uma grandeza física que não considera os efeitos biológicos/químicos da energia absorvida, e define-se como a energia absorvida por unidade de massa do meio absorvente. A sua unidade SI denomina-se Gray (Gy) sendo definida como 1 Joule (J) de energia absorvida por quilograma (kg) de meio absorvente.
- **Dose equivalente (H_T)** é definida como a dose absorvida multiplicada por um factor de ponderação de radiação w_R . A unidade SI de dose equivalente é o sievert (Sv).

- **Dose efectiva (E)** é definida como a dose equivalente multiplicada por um factor de ponderação tecidual w_T . A unidade SI é J/kg, denominada sievert (Sv).
- A **actividade (A)** de uma substância radioactiva é definida como o número de decaimentos nucleares por tempo. A unidade SI de Actividade é becquerel (Bq) e correspondente a uma desintegração por segundo.

Tabela 22: Radiação: Grandezas, Unidades e Conversões.

Grandeza	Definição	Unidades SI
Exposição X	$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m_{ar}}$	$2,58 \times \frac{10^{-4} C}{kg \text{ ar}}$
Kerma K	$K = \frac{\Delta E_{tr}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$
Dose absorvida D	$D = \frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$
Dose Equivalente H_T	$H_T = D \cdot w_R$	$1 Sv$
Dose Efectiva E	$E = H_T \cdot w_T$	$1 Sv$
Actividade A	$A = \lambda \cdot N$	$1 Bq = 1 s^{-1}$

Considerando:

Q – Carga do sinal recolhido

m_{ar} – Massa do ar

E_{tr} – Energia transferida das partículas de ionização indirecta às partículas carregadas no absorvedor

E_{ab} – Energia Absorvida

m – Massa do meio

w_R – Factor de ponderação da radiação

w_T – Factor de ponderação tecidual ou *tissue weighting factor* do tecido ou órgão T

λ – Constante de decaimento

N – Número de átomos radioactivos

Gy – gray

Sv – sievert

Bq – becquerel (1 Bq = 1 decaimento/segundo)

As unidades **röntgen** (R) para a Exposição, **rad** para Dose Absorvida, **rem** para Dose Equivalente e **curie** (Ci) para Actividade já não são utilizadas tendo sido substituídas por unidades SI. Apresenta-se a seguir as conversões para estas unidades:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \text{ com } 1 \text{ rad} = 0,01 \text{ J s}^{-1}$$

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

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ s}^{-1} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

De acordo com (Jr et al., 2007), é utilizada a dose equivalente para considerar o “dano potencial” de diferentes radiações, conforme Tabela 21 *infra*. Por exemplo, 1 Gy (1 J/kg) de radiação alfa é 20 vezes potencialmente mais de risco que 1 Gy de radiação gama. Portanto, 1 J/kg (unidade física) de dose absorvida gama corresponde a 1 Sv de dose equivalente, e 1 J/kg (unidade física) de dose absorvida alfa corresponde a 20 Sv de dose equivalente.

Tabela 23: Fatores de ponderação da radiação recomendados.

Tipo de Radiação	Factor de ponderação da radiação w_R
Fotões	1
Electrões	1
Protões	2
Partículas Alfa	20
Neutrões	É uma função contínua da energia de neutrões

Nota: Todos os valores estão relacionados com a radiação incidente no corpo ou, para fontes internas de radiação, emitidos pelo(s) radionuclídeo(s) incorporado(s).

Página intencionalmente deixada em branco.

Anexo 2. Isótopos mais Comuns

Tabela 24: Isótopos mais comuns.

Símbolo	Elemento	Isótopo	Radiação (emissão principal)	$t_{1/2}$ Semivida*	HVL** (mm Pb)
P	Fósforo (Phosphorus)	P-32	beta	14,26 dias	-
Ru	Ruténio	Ru-106	beta	373,6 dias	-
Co	Cobalto	Co-60	gama	5,271 anos	11
Sr	Estrôncio (Strontium)	Sr-90	beta	28,79 anos	-
Y	Ítrio	Y-90	beta	28,79 anos	-
Pd	Paládio	Pd-103	raios-X	16,99 dias	0,008
Rh	Ródio	Rh-106	beta	373,6 dias	-
I	Iodo	Iodo-125	raios-X	59,41 dias	0,025
Cs	Césio	Césio-137	gama	30,07 anos	5,5
Ir	Írídio	Ir-192	gama	73,83 dias	2,5
Au	Ouro (Aurum)	Au-198	gama	2,695 dias	2,5

alfa = α (núcleos de Hélio duplamente ionizados: He^{2+});
 beta = β (electrões);
 gama = γ (ondas electromagnéticas).

(*) $t_{1/2}$ = semivida ou período de semi-desintegração: intervalo de tempo necessário para o número de núcleos radioactivos se reduzir a metade. Considerando a constante de decaimento radioactivo λ (lambda) como a probabilidade de um núcleo radioactivo decair por unidade de tempo então $t_{1/2}$ calcula-se da seguinte forma: $t_{1/2} = \log 2 / \lambda \approx 0,693 / \lambda$

(**) *Half-Value Layer* (HVL) - Espessura do material em que 50% da radiação incidente é atenuada. Considerando o coeficiente de atenuação linear μ (miú) a então HVL calcula-se da seguinte forma:

$$HVL = 0,693 / \mu$$

Página intencionalmente deixada em branco.

Anexo 3. Estadiamento do Cancro

O estadiamento do cancro é o processo para determinar a extensão do cancro no corpo e respectiva localização. O estadiamento descreve a severidade da doença num indivíduo com base na dimensão do tumor original (primário) e na dispersão do cancro no corpo. A compreensão do estadio do cancro ajuda os médicos a elaborar o prognóstico e a propôr um plano de tratamento para cada doente. Ainda, o estadiamento fornece uma linguagem comum à comunidade médica para uma comunicação eficaz sobre o cancro de cada doente e possibilitando em conjunto definirem as melhores opções de tratamento. A compreensão do estadio do cancro também é fundamental para identificar ensaios clínicos que possam ser apropriados para doentes específicos. (American Joint Committee on Cancer, 2019)

Existem quatro tipos diferentes de estadiamento (American Joint Committee on Cancer, 2019):

1. O **estadiamento clínico** determina a quantidade de cancro baseada no exame físico, nos exames de imagem e nas biópsias das áreas afectadas.
2. O **estadiamento patológico** só pode ser determinado para doentes que foram submetidos a cirurgia para remover o tumor ou para identificar a extensão do cancro. O estadiamento patológico combina os resultados do estadiamento clínico (exame físico, teste de imagem) com os resultados cirúrgicos.
3. O **estadiamento da terapêutica** após terapêutica ou após terapêutica neoadjuvante determina a dimensão do cancro restante após o doente ter feito o primeiro tratamento sistémico (quimioterapia ou terapia hormonal) e/ou Radioterapia antes da cirurgia, ou até no caso de não cirurgia. Esta avaliação pode ser efectuada através de directrizes clínicas e/ou directrizes da patologia.
4. O **re-estadiamento** é utilizado para avaliar a extensão da doença no caso de reincidência do cancro após tratamento. O re-estadiamento ajuda a determinar as melhores opções de tratamento para o cancro recidivante.

Os sistemas de estadiamento têm elementos comuns e baseiam-se no conhecimento comumente entendido sobre a maneira como o cancro se desenvolve e se espalha no corpo.

Na maioria dos casos, o estágio é baseado em quatro factores (American Joint Committee on Cancer, 2019):

1. Localização do tumor primário (original);
2. Tamanho do tumor e extensão dos tumores;
3. Envolvimento linfonodal (independentemente do cancro se ter espalhado ou não para os nódulos linfáticos mais próximos);
4. Presença ou ausência de metástases afastadas (independentemente do cancro se ter espalhado ou não para outras partes afastadas no corpo).

Para o estadiamento os médicos necessitam de recolher dados sobre o cancro. A informação necessária provém de vários testes usados para o estadiamento de vários tipos de cancro.

Estes testes podem incluir (American Joint Committee on Cancer, 2019):

- **Exames físicos** que podem fornecer pistas sobre a extensão do cancro. O exame físico pode determinar a localização e o tamanho do(s) tumor(s) e fornecer informações adicionais sobre se o cancro se espalhou para os gânglios linfáticos e/ou para outros órgãos.
- **Testes de imagem**, como raios-X, tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM), podem mostrar a localização do cancro, o tamanho do tumor e se o cancro se disseminou para outros órgãos.
- **Testes de laboratório** que fornecem informações sobre sangue, urina e outros fluidos e tecidos removidos do corpo após biópsia.
- **Relatórios de patologia** que podem fornecer informações sobre o tamanho do tumor, o crescimento deste noutros tecidos e órgãos, o tipo de células cancerígenas e o grau do tumor (similaridade entre as células cancerígenas e as células do tecido normal). Os relatórios de patologia frequentemente confirmam o diagnóstico de cancro, bem como o estadiamento.

- Os **relatórios cirúrgicos** das amostras removidas durante a cirurgia podem determinar o tipo e extensão da infiltração do tumor e fornecer informações sobre o envolvimento de gânglios linfáticos e órgãos.

O sistema de estadiamento TNM foi desenvolvido e é mantido por *American Joint Committee on Cancer (AJCC)* e por *Union for International Cancer Control (UICC)*. É o sistema de estadiamento mais usado por profissionais médicos em todo o mundo. O sistema de classificação TNM foi desenvolvido como uma ferramenta para os médicos definirem o estadiamento de diferentes tipos de cancro com base em certos critérios padronizados.

O sistema de estadiamento TNM baseia-se na extensão do **tumor (T)**, na extensão da disseminação para os gânglios linfáticos ou *lymph nodes (N)* e na presença de **metástases (M)**.

A categoria “T” descreve o tumor original (primário):

TX – O tumor primário não pode ser avaliado;

T0 – Não há evidência de tumor primário;

Tis – Carcinoma *in situ* (cancro no estadiamento inicial que não se espalhou para o tecido vizinho);

T1-T4 – Tamanho e/ou extensão do tumor primário.

Os estadiamentos T1 e T2 significam que o tumor está localizado.

Os estadiamentos T3 e T4 significam que o tumor está localmente avançado.

A categoria “N” descreve se o cancro atingiu ou não os gânglios linfáticos na vizinhança:

NX – Não é possível avaliar os gânglios linfáticos locais;

N0 – Os gânglios linfáticos locais não foram envolvidos (ausência de cancro nos gânglios linfáticos);

N1-N3 – Os gânglios linfáticos locais foram envolvidos (número e/ou extensão da disseminação).

A categoria “M” informa se existem metástases distantes (propagação do cancro para outras partes do corpo):

M0 - Sem metástases distantes (o cancro não se espalhou para outras partes do corpo);

M1 - Metástase distante (o cancro espalhou-se para partes distantes do corpo)

Como cada tipo de cancro tem seu próprio sistema de classificação, letras e números nem sempre significam a mesma coisa para todos os tipos de cancro. Uma vez que T, N e M são determinados, estes são combinados sendo atribuído um estadiamento geral de 0, I, II, III, IV.

Às vezes, esses estadios também são subdivididos, usando letras como IIIA e IIIB (American Joint Committee on Cancer, 2019).

Classificação para estadiamento geral (CUF Instituto de Oncologia, 2017):

Estadio 0 - O cancro não ultrapassou a membrana basal, considerando-se in situ, ou seja está confinado no seu sítio, não invadiu tecidos próximos (na verdade, ainda não cumpre critério de "malignidade");

Estadio I - O cancro invadiu a submucosa ou a muscular;

Estadio II - O cancro invadiu a serosa ou órgãos vizinhos;

Estadio III - O cancro invadiu gânglios linfáticos circundantes ou na vizinhança do órgão;

Estadio IV - O cancro metastizou para órgãos distantes do tumor primário.

Na Figura 14 apresenta-se um exemplo do estadiamento geral.

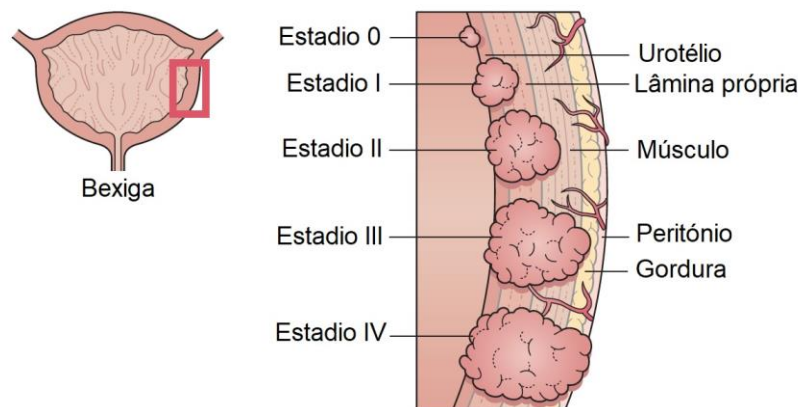


Figura 16: Exemplo de estadiamento do cancro da bexiga (Ajithkumar & Hatcher, 2011).

Legenda da Figura 14:

Urotélio - Camada tecidual (epitélio) que recobre grande parte do tracto urinário, incluindo a pelve renal, os ureteres, a bexiga urinária e partes da uretra.

Lâmina própria - Fina camada de tecido conjuntivo que faz parte da mucosa.

Peritónio - Membrana serosa, a maior do corpo, transparente e que recobre tanto a parede abdominal como as vísceras.

Anexo 4. Equipamentos de Imagiologia

O diagnóstico do cancro frequentemente requer estudos de imagem que, em muitos casos, usam pequenas quantidades de radiação. Procedimentos como raios-X; tomografia computadorizada (TC); ressonância magnética (MR); tomografia por emissão de positrões (PET) e tomografia computadorizada de emissão de fotões (SPECT) são importantes na tomada de decisão clínica, incluindo terapia e acompanhamento. Apresenta-se a seguir os métodos de imagem baseados nos raios-X, na TC, e na RM.

Os raios-X descobertos por *Roentgen* em 1895 foram utilizados no primeiro sistema de imagem médica para diagnóstico. A radiação de raios-X é absorvida de modo diferente pelos tecidos, dependendo da densidade destes. Devido à predominância do efeito fotoeléctrico, os raios-X da ordem de kV são mais atenuados pelo osso, produzindo grande contraste destas estruturas com os outros tecidos. A semelhança das densidades dos tecidos moles adjacentes dentro do corpo é uma limitação para este sistema de imagem, sendo uma técnica de imagem importante para tecidos de maior densidade, a exemplo do tecido ósseo, contudo de difícil aplicação para patologias dos tecidos moles.

Actualmente os equipamentos convencionais de raios-X estão a ser progressivamente substituídos por outros usando tecnologia digital de menores custos e com mais valia na redução de dose para o doente.

Em 1973 *Hounsfield* ganhou o Prémio Nobel pela participação no desenvolvimento da Tomografia Computorizada ou TC (no inglês CT, *Computerized Tomography*) que faz uso de raios-X emitidos por uma ampola num movimento circular e perpendicular ao organismo, permitindo adquirir dados tridimensionais que processados por computador produzem secções tomográficas (cortes) de áreas específicas do corpo. Este sistema fornece uma melhor imagem das patologias dos tecidos moles.

Actualmente existem vários tipos de aparelhos de TC, diferem no tipo de ampola que emite os raios-X, com as características dos detectores, dos conjuntos ampola detectores, e com o movimento da mesa. Uma rotação pode ser inferior a um segundo e a reconstrução da imagem é quase instantaneamente. Este tipo de equipamento permite o estudo de "cortes" ou secções transversais do corpo humano que a radiologia convencional não consegue porque apresenta todas as estruturas do corpo sobrepostas. Assim, na TC é obtida uma imagem com maior resolução espacial permitindo uma maior distinção entre tecidos

adjacentes, contudo a dose de radiação ionizante é maior para o doente, em particular pela forma cumulativa.

Os princípios da ressonância magnética ou RM (no inglês MR, *Magnetic Resonance*) foram descritos por *Bloch e Purcell* em 1946 contudo a sua aplicação na Medicina só foi iniciada em 1971 por *Damadian, e Lauterbur e Mansfield* foram galardoados com o Prémio Nobel de Medicina e Fisiologia em 2003 pelas suas descobertas e contributos neste domínio.

A RM consiste numa técnica de imagem não invasiva que utiliza um campo magnético de 0,5 Tesla a 7 Tesla produzido por um íman superconductor imerso em hélio líquido, ondas de radiofrequência e um sistema computadorizado para adquirir imagens detalhadas dos órgãos internos do corpo humano. Esta técnica permite uma melhor visualização dos tecidos moles, possibilitando a análise de aspectos morfológicos, anatómicos e funcionais, com a vantagem de não utilizar radiação ionizante e desconhecem-se quaisquer efeitos nocivos resultantes da sua aplicação no doente.

Na RM a aquisição de imagem é obtida à custa da interacção com os átomos de hidrogénio que constituem o corpo humano, estes quando são submetidos a um campo magnético forte alinham-se com o campo e rodam em torno do seu eixo num movimento semelhante a um pião (movimento de precessão). Este movimento será tanto maior quanto maior for a magnitude do campo magnético. Quando uma radiação electromagnética é emitida, à mesma frequência da precessão dos hidrogeniões, estes podem absorver a energia desta radiação e rodar, invertendo a direcção e ficando alinhados no sentido oposto ao campo magnético. Quando se desliga a corrente geradora de radiofrequência os átomos deixam de se mover e voltam à posição inicial, fornecendo informação sobre os tecidos da área que está a ser estudada. Caso seja importante evidenciar algumas estruturas poderá haver necessidade de administração de agentes de contraste, por via oral ou endovenosa.

O pós processamento dos dados obtidos permite a reconstrução das imagens que podem ser fornecidas nos diferentes planos: axial, coronal e sagital. Os tecidos respondem de modo diferente às ondas de radiofrequência enviadas e produzem diferenças nos sinais recolhidos pelas antenas, que são a base da informação de interesse para o diagnóstico, podendo-se diferenciar os tecidos com patologias dos normais (Penedo, 2013).

Anexo 5. Unidade de Cobalto

Em 1951 o físico médico canadiano *Harold Elford Johns* (1915-1998) foi pioneiro no uso de Cobalto-60 (^{60}Co) como fonte de raios gama para o tratamento de Radioterapia, tendo representado um passo importante na obtenção de fótons de alta energia acima de 1 MeV, fótons de "megavoltagem". À data, os meios electrónicos de produção de fótons a partir de tubos de raios-X de alta energia eram limitados a 300 keV no máximo por causa do arco eléctrico nos potenciais de aceleração mais altos. Para produzir potenciais acima de 300 keV eram necessários aceleradores de partículas específicos como por exemplo: Betatrons e aceleradores de *Van de Graaff*.

As unidades de Radioterapia externa de Cobalto-60 apresentam características importantes que lhes permitem funcionar nas regiões do globo com recursos mais limitados, quer de infraestrutura operacional quer financeiros, pois são equipamentos que apresentam um custo mais baixo e um design relativamente simples, e menores requisitos para o normal ambiente operacional, em comparação com os aceleradores lineares. Contudo, estas unidades apresentam a desvantagem de utilizarem fontes seladas de ^{60}Co que requerem uma substituição periódica a cada 5 a 7 anos, pois a fonte decai com uma meia-vida de 5,263 anos, e quando a taxa de dose baixa para 1 Gy/min os tempos de tratamento podem ser excessivos ficando comprometido o efeito radiobiológico para a eficácia do tratamento. Em cada transformação um núcleo de ^{60}Co decai para ^{60}Ni , com emissão imediata de dois raios gama com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV cada. A actividade típica é de $2,22 \times 10^{14}$ Bq a $3,33 \times 10^{14}$ Bq para taxas de dose de aproximadamente 2 Gy/min a 3 Gy/min e variam de 80 cm a 100 cm da fonte.

Numa das configurações mais comuns de unidades de Radioterapia externa de Cobalto-60 a fonte é armazenada na cabeça blindada da máquina, montada na extremidade de um pistão móvel dum cilindro ou num eixo horizontal, conforme mostra a figura 15. No início do tratamento, a fonte é movida para uma posição sobre uma abertura no escudo que permite a emissão de um feixe de tratamento. Um colimador consistindo de barras intercaladas de um material de número atómico Z elevado é usado para definir o tamanho do campo à medida que o feixe atravessa a abertura na blindagem com o descerramento da porta do "cofre". O tamanho máximo do campo é de 35 cm x 35 cm a 80 cm ou 100 cm da fonte. Uma luz é usada para delinear as dimensões do campo de radiação. Em termos de segurança o sistema está projectado para a fonte recolher automaticamente para o "cofre" no caso do término do tratamento ou no caso de falha do dispositivo. Ainda, existe uma barra de

pressão de emergência (barra T) para a fonte regressar manualmente à blindagem do “cofre”, caso seja necessário. (Dieterich et al., 2016)

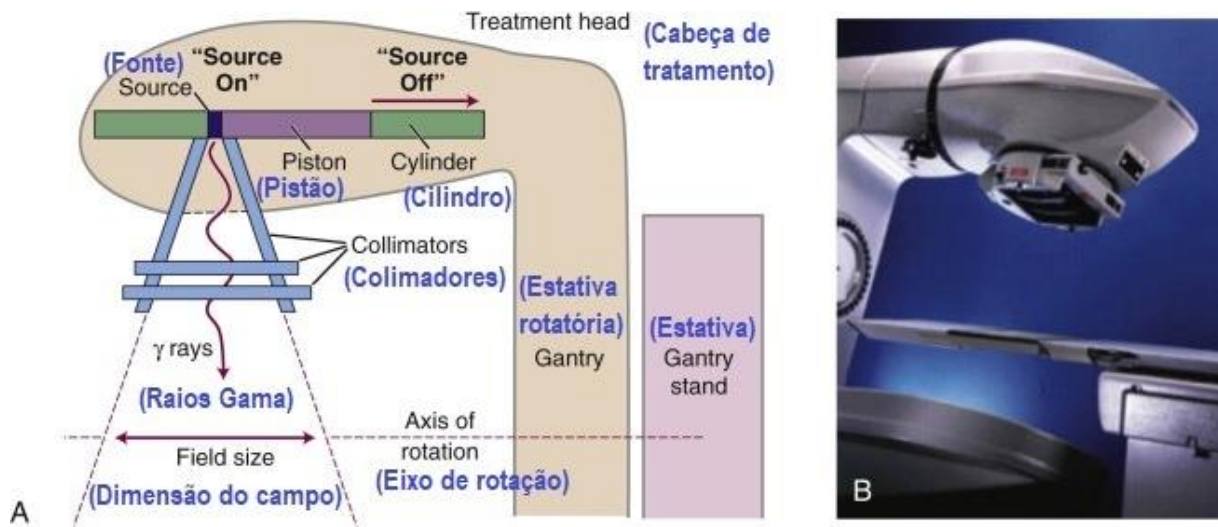


Figura 17: [A] Unidade de Cobalto-60 típica, a fonte move-se da posição blindada (Off) para uma posição não blindada (On) para produzir um feixe de raios-gama para tratamento. [B] Equipamento Co-60, Best Theratronics, Ltd., Otava, Ontário, Canadá (Bourland, 2016).

Um equipamento com fontes de Co-60 muito utilizado para tratamentos de radio cirurgia de crânio é o modelo Gamma Knife da Elekta. Actualmente este equipamento utiliza 192 fontes de Co-60 (Bhatnagar et al., 2009).

Anexo 6. LINAC

Os aceleradores lineares, vulgo LINAC (*Linear Particle Accelerator*), são capazes de emitir múltiplas energias de electrões e fótons, sendo seleccionada a mais adequada para cada tratamento. Estes equipamentos trabalham com taxas de dose absorvidas mais elevadas que as unidades de Cobalto-60, obtendo-se assim uma redução nos tempos de tratamento (Serreta, 2012).

A Figura 16 mostra a fotografia de um LINAC Oncor da Siemens e a Figura 17 um colimador multi-lâminas, parte integrante da cabeça do braço do acelerador linear (Gantry).



Figura 18: LINAC Oncor (SIEMENS, 2009).

Figura 19: Colimador Multi-Lâminas modelo 160 MLC (SIEMENS, 2010).

Seguidamente, a Tabela 23 lista os sistemas usuais dum acelerador linear, e depois a Figura 18 mostra um diagrama esquemático das diferentes partes que compõem um acelerador.

Resumidamente, o canhão de electrões injecta os electrões na secção de aceleração onde está localizado a guia de ondas do LINAC. Esta secção também recebe as microondas produzidas no sistema gerador de radiofrequência de alta potência, sendo estas que aceleram os electrões. Para isso, o modulador fornece pulsos de alta frequência ao canhão e ao gerador de radiofrequência de forma síncrona. Os pulsos fornecidos ao canhão são da ordem de 15 a 45 kV, enquanto os fornecidos ao gerador de radiofrequência são de cerca de 120 kV (Serreta, 2012).

Tabela 25: Sistemas de um LINAC.

Tipo de Sistema	Descrição
Sistema de injeção de electrões	Canhão de electrões fornece os electrões para o guia de onda.
Magnetron ou Klystron	Utilizados na produção de campos de alta potência de RF de microondas (~10 ⁶ MHz).
Modulador de pulso	Fornecer pulso de alta tensão e curta duração para ser aplicado a Magnetron ou Klystron e, no canhão de electrões.
Sistema de transporte/ monitorização do feixe	Guia de ondas acelerador para acelerar os electrões/ câmara de ionização.
Sistemas auxiliares	Bomba de vácuo, circuito de água fria, sintonizador de rádio-frequência (RF), gás pressurizado para o dieléctrico de transmissão RF, blindagem de RF e outros.
Sistema de segurança para bloqueio / <i>Safety interlock system</i>	Sistemas de bloqueio de hardware e de software.
Sistema de feedback controlado por computador	Câmara de monitorização, <i>encoders</i> de posição físicos, <i>micro-switches</i> limitadores
Colimador do feixe / Sistema de aplicação	Colimadores de mandíbula (<i>Jaw collimators</i>) colimadores multi-lâminas (MLC – <i>Multi-Leaf Collimator</i>), colimadores micro multi-lâminas (mMLC – <i>micro Multi-Leaf Collimator</i>).

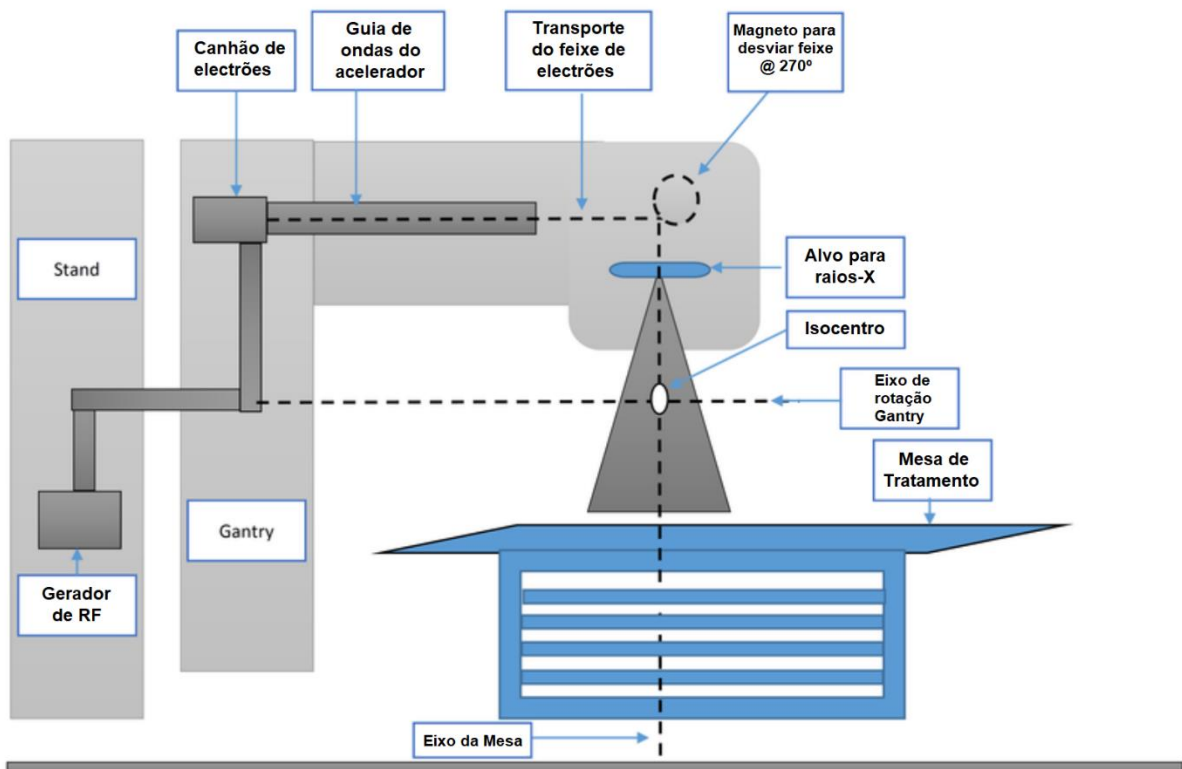


Figura 20: Diagrama esquemático de um LINAC adaptado de (Saeed, 2016).

O hexafluoreto de enxofre (SF₆) é usado no guia de onda de alimentação (que conecta o Klystron à parte principal do LINAC), para parar os arcos eléctricos causados pelas microondas que criam cargas eléctricas fortes. De notar que o SF₆ isola o tubo acelerador e tem alta rigidez dieléctrica.

Depois, o feixe de electrões é guiado para os colimadores através de um campo magnético na cabeça do LINAC, que desvia o feixe 90° ou 270° da sua direcção original, como mostra a Figura 18 para o segundo caso.

A seguir, se o tratamento utiliza feixe de fotões, o feixe de electrões incide num alvo para produzir raios-X e então passa por um filtro aplanador e câmara de ionização para monitorização do feixe, até passar pelos colimadores que dão a forma desejada para tratamento.

Relativamente às técnicas usuais de tratamento, geralmente estas são feitas com uma distância foco-isocentro ou uma distância fonte-superfície de 100 cm, moldando os feixes com blocos de liga ou com colimadores multi-lâminas. Porém, para tratar certas patologias, existem outras técnicas menos comuns, como irradiação total do corpo (TBI - *Total Body Irradiation*), irradiação total da superfície de pele (TSEI - *Total Skin Electron Irradiation*), Radioterapia intraoperatória (IORT - *Intraoperative Radiotherapy*), Radioterapia estereotáxica, radiocirurgia e Radioterapia de intensidade modulada (IMRT - *Intensity-Modulated Radiotherapy*) (Serreta, 2012).

Página intencionalmente deixada em branco.

Anexo 7. Braquiterapia - *Layout*

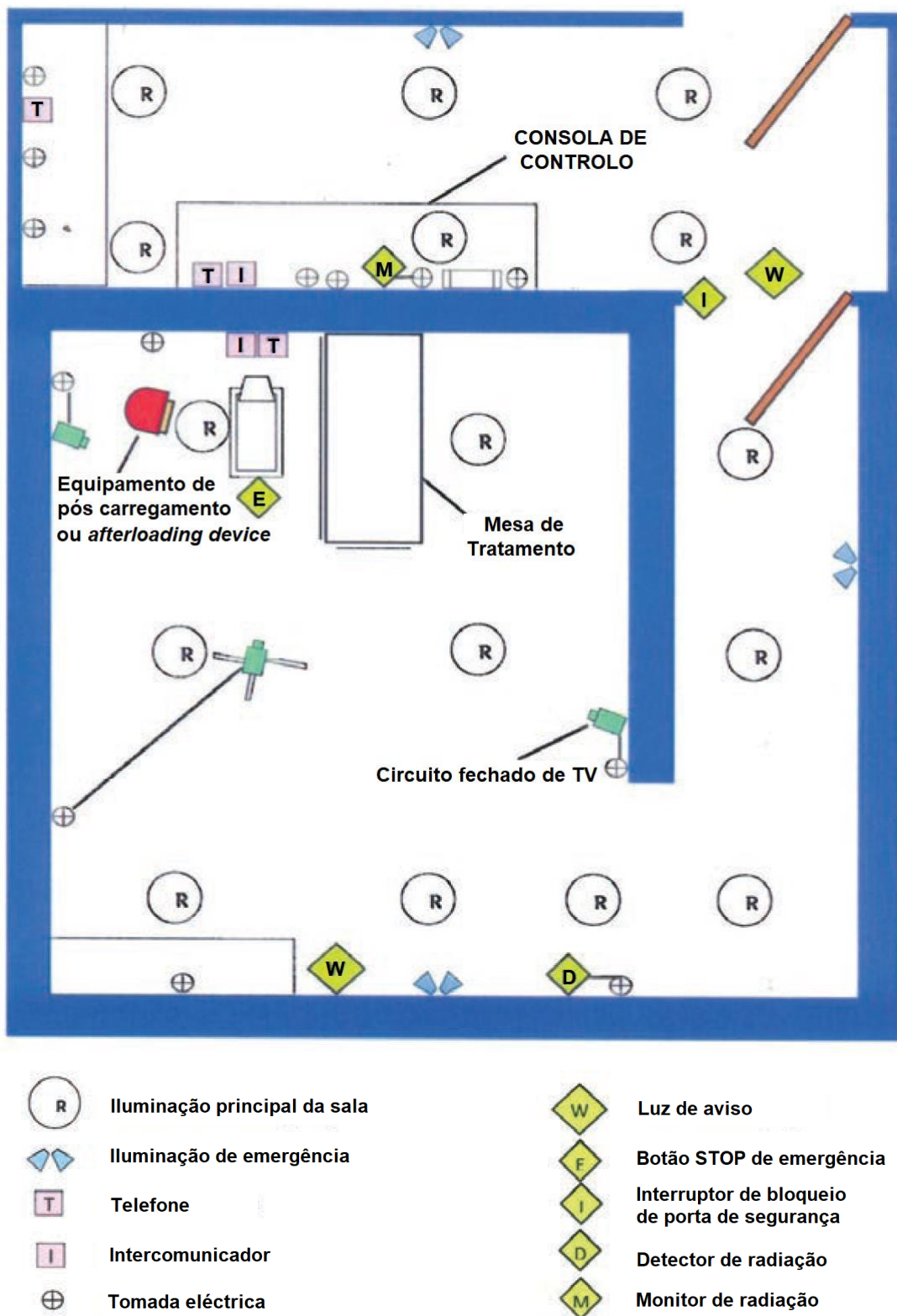


Figura 21: Planta típica da sala de tratamento e controle de braquiterapia HDR, adaptado do documento (IAEA, 2015).

A Figura 19, na página anterior, mostra a planta de uma sala de controlo e de tratamento blindada, com uma parede de betão armado equivalente a 4 cm de chumbo conforme recomendado por (IAEA, 2015). No entanto, a espessura precisa e a concepção da protecção dependerão do *design* da sala, da carga de trabalho e dos regulamentos locais.

Por razões de segurança, a sala de tratamento deve ter um cofre para a fonte no caso do equipamento de pós carregamento falhar a recuperação da fonte, e uma pinça de cabo longo para o manuseamento desta. Na instalação deve ainda existir detectores portáteis de radiação e instruções para situação de emergência (IAEA, 2015).

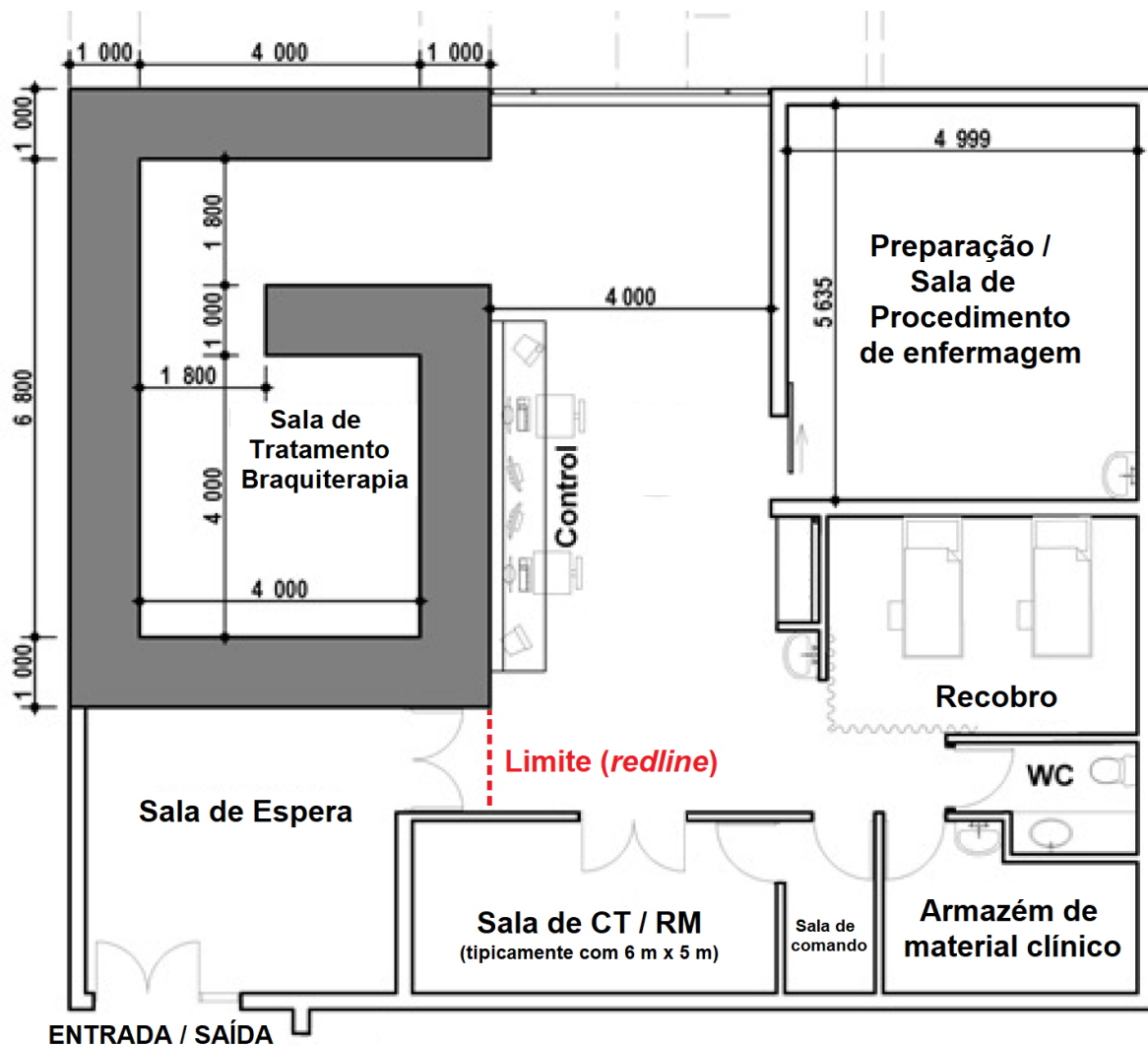


Figura 22: *Layout* típico para a Área da Braquiterapia, baseado no documento (IAEA, 2015).

A Figura 20 mostra um *layout* típico para a Área da Braquiterapia no qual é considerado uma sala de procedimento de enfermagem, uma sala para o tratamento e adjacente a esta o controlo, uma sala de recobro para o pós tratamento, muito importante no tratamento em

ambulatório, uma sala de CT ou RM, um armazém de material clínico e a sala de espera para os doentes e respectivos acompanhantes com chamada iminente. Depois da linha vermelha somente profissionais com acesso autorizado devem estar no local. Ainda, o *bunker* não tem porta, sendo bastante o labirinto para garantir a protecção radiológica, com a vantagem de manter um acesso rápido ao doente, e um espaço mais limpo.

Quanto à configuração do *layout*, é possível considerar três opções principais de arranjo da Área de Braquiterapia como unidade de HDR sumarizadas na Tabela 24: (1) sala de tratamento para a unidade, e partilha das salas de procedimento, utilizando um bloco operatório (BO), e de imagem com recurso às salas de CT ou RM do Serviço de Imagiologia, reduzindo a eficiência e comprometendo a imobilização do sistema aplicador; (2) sala de tratamento com possibilidade de procedimento (anestesia) com características de BO (esterilização) para inserção do sistema aplicador, mantendo-se a desvantagem do transporte do doente para fazer imagem noutro serviço, obrigando ainda a deslocação da anestesiologia e da cirurgia; (3) situação integrada com sala de tratamento com imagem e possibilidade de procedimento, sendo esta a opção mais eficiente em termos de fluxo da actividade clínica, e mais eficaz para garantir o posicionamento do aplicador, pois não requer o transporte do doente entre várias salas, que inclusive podem não estar no mesmo piso da instalação.

Tabela 26: Organização e procedimentos da sala de braquiterapia HDR (IAEA, 2015).

Procedimento	Opção 1	Opção 2	Opção 3
Anestesia	Sala de procedimento	Sala de tratamento	Sala integrada
Inserção do aplicador	Sala de procedimento	Sala de tratamento	Sala integrada
Imagem	Sala de TC/RM (imagem)	Sala de TC/RM (imagem)	Sala integrada
Tratamento	Sala de tratamento	Sala de tratamento	Sala integrada
Remoção do aplicador	Sala de tratamento ou Sala de procedimento	Sala de tratamento	Sala integrada
Recuperação do doente	Recobro	Recobro	Recobro

Página intencionalmente deixada em branco.

Anexo 8. Estudo de Materiais e Consumíveis Utilizados nas Patologias Submetidas à Braquiterapia HDR

Tabela 27: Materiais consumíveis utilizados nas patologias submetidas à braquiterapia HDR.

Código Tratamento Portaria 207/2017 de 11-Julho (*)	MATERIAL		
	Descrição	Custo estimado de aquisição (**)	Utilização
45300 Intracavitário simples (ginecológico)	Tubo vaginal	1.750,00	2anos
	Conjunto 4 cilindros de 30 mm	891,00	2 anos
	Conjunto aplicador vaginal TC/RM	21.350,52	2 anos
	Barra perineal	1.750,00	2 anos
	Tubo transferência ginecológico (3 tubos)	3.894,95	10 anos
	Conjunto marcadores radiopaco (3 tubos)	3.894,95	10 anos
45310 Intracavitário complexo (ginecológico)	Conjunto aplicador de anel 60° CT/RM	18.008,78	2anos
	Conjunto aplicador de anel 45° CT/RM	18.008,78	2anos
	Conjunto aplicador intersticial ring CT/RM	18.978,22	2anos
	Agulhas Proguide 6F 294mm Sharp (5 unidades)	400,00	descartável
	Tubo transferência ginecológico (3 tubos)	3.894,95	10 anos
45325 Intersticial complexa (mama ou outro implante multi-planar)	Tubo transferência para agulhas 4F ou 6F 10-18 (9 tubos)	1.471,08	10 anos
	Tubo transferência para agulhas 4F ou 6F 1-9 (9 tubos)	2.946,44	10 anos
	Agulhas (36 unidades)	4.260,17	descartável
45327 Endoluminal (brônquios)	Cateter para braquiterapia endoluminal (20 unidades)	2.732,00	descartável
	Cateters radiopacos lumencath 6F, L=150 cm (2 packs c/ 5 unid.)	1.366,00	descartável
	Cateter radiopaco L=150 (089510)	3.527,70	10 anos
	Guide Wire, l=260 cm	75,00	descartável
	Conector metálico	não disponível	10 anos
45345 Plesioterapia (pele)	Conjunto aplicador superficial de pele	7.890,30	5 anos
	Tubo transferência para agulhas Flex 6F 1-9 (9 tubos)	1.950,04	10 anos
	Tubo transferência para agulhas Flex 6F 10-18 (9 tubos)	1.197,34	10 anos
45325 Intersticial complexa (próstata)	Tubo transferência para agulhas 4F ou 6F 10-18 (9 tubos)	1.471,08	10 anos
	Tubo transferência para agulhas 4F ou 6F 1-9 (9 tubos)	2.946,44	10 anos
	Agulhas (165 unidades)	4.598,35	descartável

(*) (Portaria Nº 207/2017 de 11 de Julho, Diário da República, Nº 132 - I Série, 2017)

(**) Os custos estimados de aquisição são baseados na consulta da plataforma electrónica Portal BASE: Contratos públicos *online* - <http://www.base.gov.pt/Base/pt/Pesquisa/> que se destina a divulgar informação pública sobre os contratos públicos sujeitos ao regime do Código dos Contratos Públicos (CCP)

Seguidamente são apresentadas imagens de alguns materiais utilizados nas patologias submetidas à braquiterapia HDR nas Figuras 21, 23 e 25. Na Figura 22 é apresentado um exemplo de planeamento ginecológico de braquiterapia HDR, e na Figura 24 a aplicação de dois cateteres nos brônquios. As figuras 26 e 27 mostram tratamentos, mama e próstata, respectivamente.

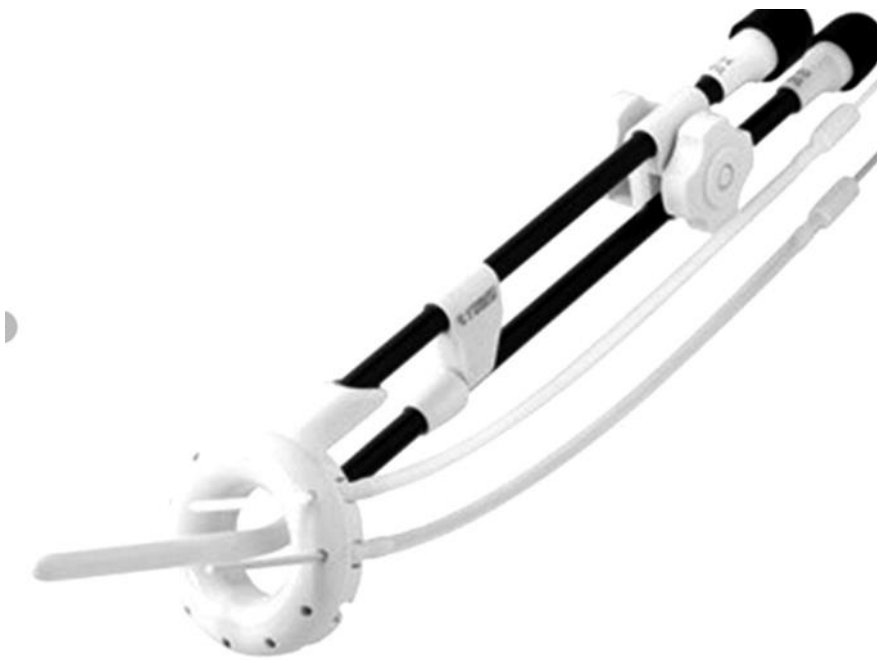


Figura 23: Exemplo de aplicador ginecológico intersticial, constituído de sonda, anel e agulhas flexíveis (Karlsson, Thunberg, With, Mordhorst, & Persliden, 2017).

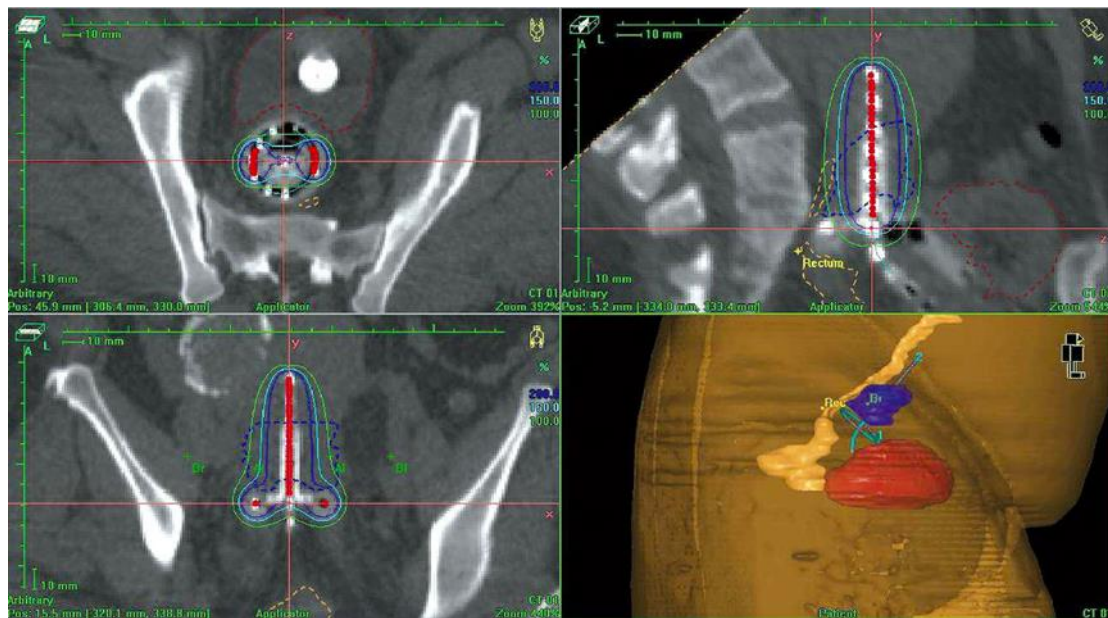
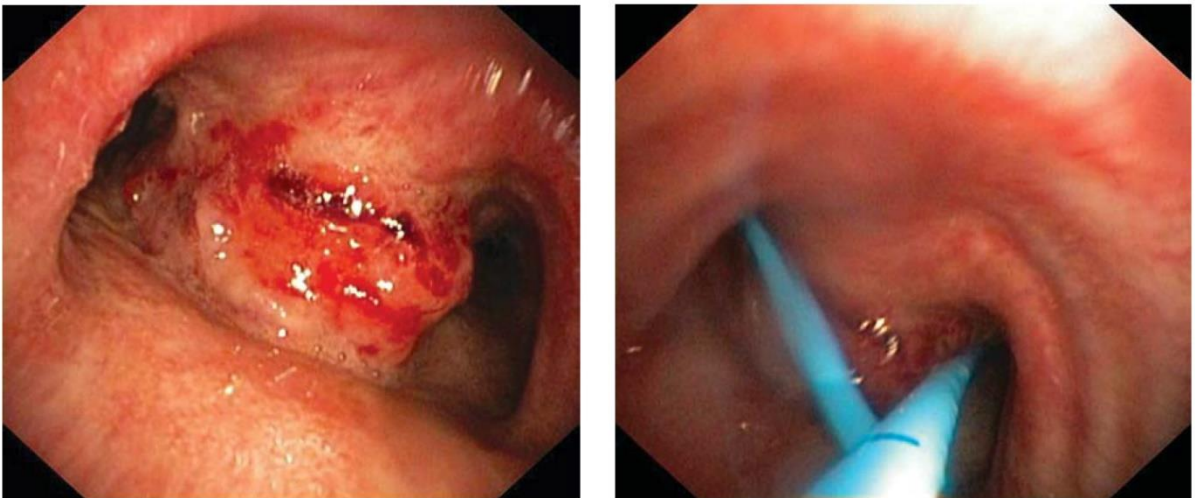


Figura 24: Distribuição de dose típica de braquiterapia ginecológica com sonda intersticial e anel, planos axial, sagital e coronal (Chapman, Ohri, Showalter, & Doyle, 2013).



Figura 25: Exemplo de aplicador ginecológico tipo cilindro.



Tumor infiltrando-se na carina e em ambos os brônquios principais, antes e após a aplicação de dois cateteres.

Figura 26: Exemplo de braquiterapia endobronquica com inserção de dois cateteres (Fijuth, 2009).



Figura 27: Material para aplicação endobronquica. Acedido em 29-09-2019 em <https://www.elekta.com/brachytherapy/bronchus-and-esophagus/>.



Figura 28: Braquiterapia intersticial de mama - tratamento (Nirpendra, Singh, Sharma, Opendra, & Patton, 2017).

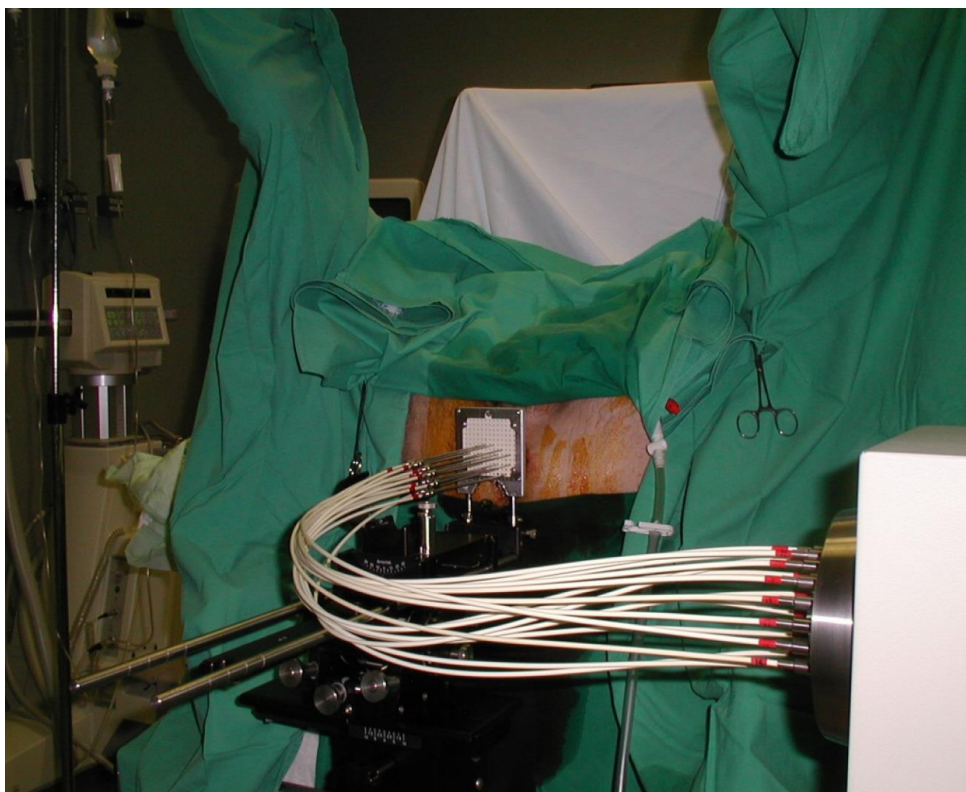


Figura 29: Braquiterapia de próstata - tratamento (Prada, 2016).

Anexo 9. Cálculo do Custo dos Recursos Humanos

Tabela 28: Cálculo do custo dos Recursos Humanos.

Categoria	Nº Efetivos	Nº Meses	Valor Repetição Base	Valor das Despesas Represent.	Encargos com retribuição						Descontos Entidade Patronal			Total de Encargos Anuais (10)=(6)+(7)+(8)+(9)	Total de Encargos Mensais (10)=(6)+(7)+(8)+(9)
					Encargos Repetição Base (1)	Encargos Subsidio Férias (2)	Encargos Subsidio Natal (3)	Sub-Total (4)=(1)+(2)+(3)	Encargos Desp. Represent. (5)	Total (6)=(4)+(5)	CGA (7)	Seg. Social 23,75% (8)	FCT+FGCT 1,00% (9)		
TSS	1	12	1.623,00 €	0,00 €	1.623,00 €	1.623,00 €	1.623,00 €	22.722,00 €	0,00 €	22.722,00 €	0,00 €	5.396,48 €	194,76 €	28.313,24 €	2.359,44 €
TSDT	1	12	1.521,14 €	0,00 €	1.521,14 €	1.521,14 €	21.295,96 €	0,00 €	0,00 €	21.295,96 €	0,00 €	5.057,79 €	182,54 €	26.536,29 €	2.211,36 €
Enfermagem	1	12	1.407,45 €	0,00 €	1.407,45 €	1.407,45 €	19.704,30 €	0,00 €	0,00 €	19.704,30 €	0,00 €	4.679,77 €	168,89 €	24.552,97 €	2.046,08 €
Médico	1	12	2.746,00 €	0,00 €	2.746,00 €	2.746,00 €	38.444,00 €	0,00 €	0,00 €	38.444,00 €	0,00 €	9.130,45 €	329,52 €	47.903,97 €	3.992,00 €

<p>TSS: Técnico Superior de Saúde, 40 horas/semana, remuneração conforme Lei nº 35/2014. Documento accedido em: 29 de Setembro de 2019 em: https://sep.org.pt/acao-reivindicativa/acao-no-setor-publico/revisao-da-carreira-de-enfermagem/gralhas-salariais-e-categoriais-revisao-da-carreira/</p> <p>TSDT: Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica, 35 horas/sem., escalação 170 e remuneração conforme Portaria nº 1553-C/2008 de 31 de Dezembro. Documento accedido em: 29 de Setembro de 2019 em: http://sindite.pt/wp-content/uploads/2018/07/Tabela_2009_A_2017.pdf</p> <p>Enfermagem, 35 horas/semana, posição remuneratória nível 19 e remuneração conforme Decreto Lei nº 71/2019 de 27 de Maio, e Portaria nº 1553-C/2008 de 31 de Setembro. Documento accedido em: 29 de Setembro de 2019 em: https://www.sep.org.pt/files/uploads/2017/06/sep_11072019_TS_CEEDL71_2019.pdf</p> <p>Médico, 40 horas/semana, nível 45 e remuneração conforme Lei nº 35/2014. Documento accedido em: 29 de Setembro de 2019 em: https://sep.org.pt/acao-reivindicativa/acao-no-setor-publico/revisao-da-carreira-de-enfermagem/gralhas-salariais-e-categoriais-revisao-da-carreira/</p>	<p>Segurança Social:</p> <p>Entidade empregadora = 12,75 %;</p> <p>Trabalhador = 11,00 %</p> <p>FCT: Fundo de Compensação do Trabalho = 0,975 %</p> <p>FGCT: Fundo de Garantia de Compensação do Trabalho = 0,075 %</p> <p>(fundos aplicáveis a 12 meses de vencimento por ano, não incluem subsídios)</p>
--	--