



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Influência dos insumos hospitalares sobre o feixe de tratamento  
radioterápico de próstata**

**VITOR RENATO SOUSA LINS**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de  
Mestre Profissional em Tecnologia das  
Radiações em Ciências da Saúde na Área  
de Concentração Processos de Radiação  
na Saúde**

**Orientador:  
Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo  
2022**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde

**Influência dos insumos hospitalares sobre o feixe de tratamento  
radioterápico de próstata**

**Versão corrigida**

**VITOR RENATO SOUSA LINS**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de  
Mestre Profissional em Tecnologia das  
Radiações em Ciências da Saúde na Área  
de Concentração Processos de Radiação  
na Saúde**

**Orientador:  
Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni**

**São Paulo  
2022**

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

LINS, V. R. S. ***Influência dos insumos hospitalares sobre o feixe de tratamento radioterápico de próstata***. 2022. 109 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN,  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

LINS, VITOR RENATO SOUSA

Influência dos insumos hospitalares sobre o feixe de  
tratamento radioterápico de próstata / VITOR RENATO SOUSA  
LINS; orientador CARLOS ALBERTO ZEITUNI. -- São Paulo, 2022.  
109 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Programa de  
Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde  
(Processos de Radiação na Saúde) -- Instituto de Pesquisas  
Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2022.

1. radioterapia. 2. efeito bolus. 3. insumos hospitalares.  
I. ZEITUNI, CARLOS ALBERTO, orient. II. Título.

Aos meus pais, Graciete e Renato.

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente agradeço a Deus, mantenedor da minha vida, pela saúde e força para superar os obstáculos. Sou grato aos meus pais, Renato Lins e Graciete Lins, que em todas as circunstâncias sempre estão presentes me dando total apoio e incentivo, me auxiliando de diversas formas e sempre em minha torcida.

À minha noiva e futura esposa Aline Cristina, pelo carinho, companheirismo, insistência, incentivo, palavras acolhedoras e paciência na elaboração do meu trabalho final.

À minha tia Damiana Aparecida, por fazer dos meus dias mais doces e saborosos, agradeço o total apoio em todas as etapas da minha vida.

Aos meus irmãos, Renato Junior, Guilherme Renato e Andrey Renato pelo companheirismo e irmandade, além da compreensão da necessidade de silêncio absoluto na casa nos momentos de concentração e desenvolvimento desse trabalho.

Ao IPEN/CNEN-SP, por todo suporte concedido, elaboração de documentos, formulários e resolução em tantas outras burocracias.

Aos professores do IPEN, por todo conhecimento transmitido de bom grado, em especial, o meu orientador, Prof. Dr. Carlos Alberto Zeituni, pelo incentivo, confiança e conselhos que direcionaram este trabalho.

Ao serviço de radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo por ter cedido o espaço, equipamento, materiais e insumos hospitalares para os testes práticos, em especial os colaboradores do instituto, Prof. Me. Renato Fernandes, que desde a minha graduação tem me incentivado e apoiado e subsidiou com as medidas dosimétricas deste trabalho, e a física Dr.<sup>a</sup> Ana Paula Vollet, que com muito carinho me acolheu e me auxiliou.

Ao serviço de radioterapia do Instituto do Câncer do Estado de São Paulo do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela parceria junto ao InRad.

Por fim, deixo para cada amigo, colega, professor, leitor e familiar um versículo da Bíblia Sagrada como demonstração da minha gratidão:

*“Em tudo dai graças, porque esta é a vontade de Deus em Cristo Jesus para convosco”.*

(I Tessalonicenses 5:18)

*“Nada na vida deve ser temido, somente compreendido. Agora é hora de compreender mais para temer menos.”*

(Marie Curie)

## RESUMO

**Introdução:** atualmente na medicina, fazemos uso da radiação ionizante para o emprego de tratamentos terapêuticos e diagnósticos, com métodos cada dia mais sofisticados e precisos. O câncer de próstata é a incidência mais comum entre os homens brasileiros, sendo que somente em 2016 foram notificados 62.000 novos casos para este tipo de tumor no Brasil. A radioterapia tem como proposta a oferta de uma dose acumulativa que seja letal a um alvo, e a dosimetria é um instrumento importante para se garantir de que a dose aplicada seja a esperada. A utilização de insumos hospitalares sobre o paciente pode influenciar no feixe de tratamento, impactando no resultado final e esse foi o norteador principal deste trabalho. **Objetivo:** investigar se determinados materiais e insumos hospitalares influenciam na atenuação e superficialização de dose interferindo no plano final do tratamento e desenvolver recomendações com intuito de alertar a gama de profissionais envolvidos nos serviços de radioterapia. **Metodologia:** a pesquisa consistiu em quantificar a dose em uma sessão de tratamento de próstata, por intermédio de um *phantom* de água e de uma câmara de ionização. Foi entregue uma dose equivalente a 200 Unidades Monitoras na energia de fótons de 6 MeV em um campo de referência de 10x10 cm<sup>2</sup> a uma Distância Superfície-Foco de 100 cm. A escolha dos materiais e insumos hospitalares testados foi embasada na coleta de dados oriundo de um questionário digital e anônimo. **Resultados:** com as respostas de 63 participantes, os resultados de absorção obtidos foram: lençóis (0,06-0,42%), cobertores (3,08%), fraldas descartáveis (2,72%) e cateter vesical de demora (1,52%). **Discussão:** muitos profissionais da comunidade de radioterapia ignoram os efeitos dosimétricos potencialmente maiores de dispositivos como mesa de tratamento, lençóis, cobertores e acessórios de imobilização. Atualmente se reconhece que os dispositivos externos ao paciente podem atuar como atenuadores, dispersores e inclusive como bolus, aumentando a dose da pele e deslocando a curva de profundidade da dose. **Considerações finais:** a pesquisa bibliográfica e exploratória permitiu observar o impacto dosimétrico de dispositivos externos ao paciente, no tocante aos insumos testados, foi possível observar que a taxa de absorção do feixe de fótons não apresentou resultados muito significativos, pois o



limiar de absorção atingiu a casa de 3,08%. Há institutos que possuem ciência das perturbações dosimétricas, mínimas que sejam, entretanto, não buscaram investigar mais a fundo, o que permitiria estabelecer parâmetros mais precisos para o trabalho de planejamento das doses.

**Palavras-chave:** radioterapia; efeito bolus; insumos hospitalares.

## ABSTRACT

**Introduction:** currently in medicine, we make use of ionizing radiation for the use of therapeutic and diagnostic treatments, with increasingly sophisticated and precise methods. Prostate cancer is the most common incidence among Brazilian men, and in 2016 alone, 62.000 new cases of this type of tumor were reported in Brazil. Radiotherapy is proposed to offer a cumulative dose that is lethal to a target, and dosimetry is an important instrument to ensure that the dose applied is the expected one. The use of hospital supplies on the patient can influence the treatment beam, impacting the final result and this was the main guide of this work. **Objective:** to investigate whether certain hospital materials and supplies influence dose attenuation and superficialization, interfering with the final treatment plan and to develop recommendations in order to alert the range of professionals involved in radiotherapy services. **Methodology:** the research consisted of quantifying the dose in a prostate treatment session, using a water phantom and an ionization chamber. A dose equivalent to 200 Monitoring Units was delivered at 6 MeV photon energy in a 10x10 cm<sup>2</sup> reference field at a Surface-Focus Distance of 100 cm. The choice of materials and hospital supplies tested was based on data collection from a digital and anonymous questionnaire. **Results:** with the responses of 63 participants, the absorption results obtained were: sheets (0,06-0,42%), blankets (3,08%), disposable diapers (2,72%) and indwelling urinary catheter (1,52%). **Discussion:** Many professionals in the radiotherapy community ignore the potentially greater dosimetric effects of devices such as a treatment table, sheets, blankets, and immobilization accessories. It is currently recognized that devices external to the patient can act as attenuators, dispersers and even as a bolus, increasing the skin dose and shifting the dose depth curve. **Final considerations:** the bibliographic and exploratory research allowed observing the dosimetric impact of external devices on the patient, regarding the tested inputs, it was possible to observe that the absorption rate of the photon beam did not present very significant results, since the absorption threshold reached the house of 3,08%. There are institutes that are aware of dosimetric disturbances, however small they may be,

however, they have not sought to investigate further, which would allow for more precise parameters to be established for dose planning work.

**Key word:** radiotherapy; bolus effect; hospital supplies.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01 – Tubo de Crookes.....	17
Figura 02 – Radiografia de mão da Anna Bertha, esposa de Röntgen .....	18
Figura 03 – Acelerador Linear Varian® Clinac CX .....	21
Figura 04 – Esquematização do AL .....	21
Figura 05 – Efeitos das radiações após seções de Radioterapia.....	24
Figura 06 – Curva de sobrevivência celular no modelo linear quadrático .....	26
Figura 07 – Localização da próstata no contexto do toque retal .....	28
Figura 08 – Representação de uma fonte pontual e dois locais de medida dispostos radialmente.....	37
Figura 09 – Diagrama simplificado da estrutura de PDP .....	38
Figura 10 – Phantom 3D com sistema de varredura automático, modelo MP3-M .....	41
Figura 11 – Objeto simulador de poliestireno (ABS) e de “Solid Water” .....	42
Figura 12 – Objeto simulador do tipo Vacutainer™ de 4 ml .....	43
Figura 13 – Vista lateral da caixa de acrílico utilizada nas medições.....	43
Figura 14 – Comparação entre os mesmos objetos simuladores, utilizando bobina de 8 canais e bobina de 32 canais .....	44
Figura 15 – <i>Phantom</i> ART RANDO Alderson Masculino (homem padrão com estatura de 1,75 m e peso corporal de 73,5 Kg) .....	46
Figura 16 – Blue Phantom da Scanditronix-Wellhöfer juntamente com o sistema de controle .....	47

Figura 17 – Dosímetros termoluminescentes (a), câmara de ionização do tipo Farmer (b) e filme radiocrômico (c).....	49
Figura 18 – Esquema de um detector proporcional cilíndrico .....	51
Figura 19 – Representação esquemática de câmara de ionização Farmer .....	52
Figura 20 – Aparência física de uma câmara de ionização do tipo Farmer de 0,6 cm <sup>3</sup> ..	53
Figura 21 - Acelerador Linear.....	54
Figura 22 – Esquema dos principais componentes de um AL.....	56
Figura 23 – Posicionamento do phantom em relação ao <i>gantry</i> do AL .....	57
Figura 24 – Componentes do cabeçote do AL: (A) esquema de produção de fótons de raios X e (B) produção de feixe de elétrons .....	59
Figura 25 – Acelerador Linear Versa HD™ da Elekta® .....	61
Figura 26 – Feixes de um AL (a) sem filtro aplainador e (b) com o filtro aplainador .....	61
Figura 27 – Representação esquemática de um guia de onda com uma série de discos igualmente espaçados por $\lambda/4$ . O campo elétrico $E$ em várias posições do guia de onda é mostrado em intervalos de tempo de 0, $T/4$ , $T/2$ , etc. quando a onda progressiva passa pelo guia da esquerda para direita (a). Mesma representação, exceto pelo fato da onda ser estacionária (b).....	62
Figura 28 – Carrossel com filtro aplainador para raios X de 6 MeV e folhas espalhadoras para feixes de elétrons de 4/6/8 MeV, 10/12/15 MeV e 18/20/22 MeV de um Acelerador Linear Elekta® SL25 .....	64
Figura 29 – Localização do filtro de fótons e elétrons no carrossel (A). Câmara monitora típica. Convém observar que a câmara monitora é fixa no cabeçote do acelerador clínico (B) .....	66

Figura 30 – Correlação entre imagem de RM ponderada em T2 (A) e macroscopia da peça cirúrgica (B) .....	68
Figura 31 – Mapas de isodose: à esquerda, feixe de 200 keV, HVL de 1,5 mm de Cobre (Cu), DFS de 50 cm, tamanho de campo de 5x7 cm <sup>2</sup> ; ao meio, feixe de <sup>60</sup> Co, DFS de 80 cm, tamanho de campo de 6x6 cm <sup>2</sup> , à direita, feixe de 25 MeV, DFS de 100 cm, tamanho de campo de 6x6 cm <sup>2</sup> .....	73
Figura 32 – Perfil de dose em profundidade mostrando variação da dose através do campo; feixe de <sup>60</sup> Co, DFS de 80 cm, profundidade de 10 cm, campo na superfície de 10x10 cm <sup>2</sup> ; as linhas tracejadas delimitam o campo geométrico a 10 cm de profundidade (a). Corte transversal de uma distribuição de isodose em um plano perpendicular ao eixo central; os valores de isodose estão normalizados para 100% no centro do campo (b) .....	73
Figura 33 – Planos coplanares para radioterapia conformada de câncer de próstata ...	77
Figura 34 – Planos coplanares para radioterapia conformada de câncer de próstata ...	77
Figura 35 – Exemplo de histograma dose volume para tratamento de tumor de próstata. Neste exemplo pode-se verificar que uma grande parte do volume do alvo (95% da próstata) recebe dose máxima uniforme enquanto parede do reto e outras estruturas têm muito menos tecido recebendo níveis altos de dose .....	81
Figura 36 – Colimador Multilâminas (MLC) Varian® HD120.....	82
Figura 37 – Representação gráfica dos volumes de interesse assim como definido no ICRU-50 e 62 .....	83
Figura 38 – Câmara de Ionização • Wellhöfer-Scanditronix FC65-G .....	85
Figura 39 – Toxicidade cutânea abdominal de grau I no local da aplicação .....	95

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D-CRT	Radioterapia Conformacional 3D
AAPM	Associação Americana de Física Médica
AL	Acelerador Linear
cGy	Centigray
CLINAC	Acelerador Linear Clínico
CTV	Volume Alvo Clínico
DDP	Diferença de Potencial Elétrico
DFS	Distância Fonte-Superfície
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
DRE	Exame Retal Digital
DSF	Distância Superfície-Foco
DVH	Histograma Dose-Volume
FFF	Feixes de Fótons sem Equalização
GS	Escala de Gleason
GTV	Volume Bruto do Tumor
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medições das Radiações
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagem
IMAT	Arco de Intensidade Modulada

IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
INCA	Instituto Nacional do Câncer
KERMA	Energia Cinética Liberada por Unidade de Massa
MeV	Mega Elétron-volt
MLC	Colimador de Multilâminas
mMLC	Micro-Colimador de Multilâminas
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
PET	Tomografia por Emissão de Póstrons
pH	Potencial Hidrogeniônico
PSA	Antígeno Específico da Próstata
PTV	Volume Alvo de Planejamento
RANDO	Dosimetria Analógica de Radiação
RC	Radiocirurgia
RM	Ressonância Magnética
RT	Radioterapia
RTOG	Grupo de Radioterapia e Oncologia
SBRT	Radiocirurgia Estereotóxica Corpórea
SED	Dose de Eritema de Pele
SRS	Radiocirurgia Estereotóxica
SRT	Radioterapia Estereotóxica



TC	Tomografia Computadorizada
TG	Grupo de Trabalho
TLD	Dosímetro Termoluminescente
TPS	Sistema de Planejamento
TRP	Razão Tecido- <i>Phantom</i>
TRUS	Ultrassonografia Transretal
VMAT	Arcoterapia Volumétrica Modulada

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	17
1.1 – Radiação Ionizante.....	17
2. OBJETIVO.....	27
2.1 – Gerais .....	27
2.2 – Específicos.....	27
3. CÂNCER DE PRÓSTATA .....	28
4. DOSIMETRIA EM RADIOTERAPIA .....	31
4.1 – Grandezas e Unidades .....	33
4.2 – Funções Dosimétricas.....	36
4.2.1 – Variação da Taxa de Dose com a Distância .....	36
4.2.2 – Porcentagem de dose em profundidade (PDP) .....	37
5. OBJETOS SIMULADORES.....	40
5.1 –Objetos Simuladores de Água.....	45
5.2 – Câmara de Ionização .....	47
5.2.1 – Câmara de Ionização Cilíndrica Tipo Farmer .....	51
6. GERADORES DE FEIXE CLÍNICO.....	54
6.1 – Acelerador Linear Clínico .....	55
6.1.1 – Aceleração dos Elétrons .....	62
6.1.2 – Cabeçote de Tratamento .....	63
6.1.3 – Alvo, Filtro Aplainador e Folha Espalhadora .....	64
6.1.4 – Colimação e Monitoramento do Feixe .....	65
7. PLANEJAMENTO E TRATAMENTO .....	67
7.1 – Dados do Paciente.....	69
7.2 – Curvas de Isodose .....	72

7.3 – Configurações e Arranjos de Campos .....	74
7.4 – Sistemas de Planejamento .....	78
7.4.1 – Sistema de Planejamento Tridimensional .....	80
7.4.2 – Sistema de Planejamento Inverso .....	81
8. TERMINOLOGIA.....	83
9. METODOLOGIA.....	85
10. RESULTADOS .....	87
11. DISCUSSÃO .....	92
12. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	98
13. PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS .....	100
14. REFERÊNCIAS.....	101
ANEXO I.....	108

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1 – Radiação Ionizante<sup>1</sup>

A busca pelo significado da palavra ‘radiação’ sempre resultou em significados frívolos do senso comum, com analogias a coisas ruins, como se o único e restrito objetivo deste fosse a destruição ou a promoção de doenças cancerígenas. Hoje, temos o conhecimento que a humanidade sempre esteve exposta a radiação ionizante proveniente de fontes naturais e que este desempenhou um papel de suma importância na evolução da vida na Terra. <sup>[1]</sup>

O marco histórico da descoberta da radiação ionizante foi registrado em 08 de novembro de 1895, quando o físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) observou um fraco brilho esverdeado em uma tela fluorescente proveniente de um Tubo de Crookes (Figura 01) excitado eletrostaticamente. Esse experimento levou a descoberta dos raios X (Figura 02) e a contemplação do primeiro Prêmio Nobel de Física. <sup>[1, 2]</sup>

**Figura 01** – Tubo de Crookes



Fonte: MORLOTTI, 2007. <sup>[11]</sup>

---

<sup>1</sup> Seção adaptada dos textos encontrados em Aldred (1987) e Okuno (1984).

**Figura 02** – Radiografia de mão da Anna Bertha, esposa de Röntgen



Fonte: CONTER, 2016. [3]

Com o passar dos anos, outras descobertas enriqueceram o universo da física, o cientista francês Henri Becquerel descobriu, em 1896, o fenômeno da radioatividade e o casal de físicos Marie Curie e Pierre Curie, em 1898, anunciaram a descoberta de dois elementos altamente radioativos, chamados de Rádio e Polônio. [4]

Essa cascata de descobertas foram as bases que solidificaram o conhecimento da radiologia que temos hoje, pois o desenvolvimento de equipamentos capazes de produzir radiação ionizante de forma artificial ou utilizar elementos radioativos naturais, seja para serviço da humanidade ou contra ela, foi graças a evidenciação científica desses grandes personagens. [4]

Atualmente na medicina, fazemos uso da radiação ionizante para o emprego de tratamentos terapêuticos e diagnósticos, com métodos cada dia mais sofisticados e precisos, podendo investigar estruturas morfológicas de forma estática ou funcionais, como ocorre na Medicina Nuclear. [1, 4]

Em um outro viés, temos um avanço tecnológico que caminha para o uso dos conhecimentos físicos da radiologia para identificar quais são os efeitos deletérios que

a radiação pode desencadear. É por esse e outros motivos que normas de segurança e proteção radiológica têm sido desenvolvidas e aperfeiçoadas, pois pode-se afirmar que o emprego da radiação ionizante sempre carrega um risco intrínseco associado ao seu uso, contudo, este sempre deve ser minimizado, sempre levando em conta os menores níveis de exposição desde que não interfira no seu objetivo final.<sup>[1, 4]</sup>

## 1.2 – Radioterapia

Apesar das informações desconstruídas e não fidedignas sobre o início da radioterapia, atribui-se o pioneirismo ao estudante de medicina Emil H. Grubbè, que em 1896 teria submetido uma paciente com câncer de mama à exposição dos raios X, obtendo resultados promissores.<sup>[4]</sup>

Dois versões são relatadas sobre as circunstâncias que levaram Grubbè a aplicar a radiação nos tratamentos de câncer.

A primeira é sustentada por Von Pfuhl (1985), médico e dramaturgo, que narra que Grubbè, extasiado com a descoberta de Röntgen, tentou replicá-la por diversas vezes, neste ele segurava uma tela fluorescente com sua mão esquerda frente ao Tubo de Crookes, com a intenção de conseguir visualizar a luminosidade esverdeada antes vista, contudo, após certo tempo, ele observou que a mesma mão usada para segurar a tela apresentava sinais flogísticos de edema, rubor e dor.<sup>[5]</sup>

Ao procurar os professores da instituição de ensino que ele pertencia, um patologista verificou, após uma análise metódica, que além da epiderme, outros tecidos mais profundos haviam sido comprometidos. Desta forma, foi associado que a exposição contínua a nova radiação recém-descoberta era capaz de penetrar no tecido e provocar alterações, tais como aconteceu com Grubbè e foi sugerido que este fosse aplicado em tratamentos de alguns tipos de câncer e lúpus.<sup>[5]</sup>

Já a outra versão é sustentada por Lederman (1981), médico radiologista, que narra que Grubbè, além de estudante de medicina, era fabricante de Tubos de Crookes, e frente a recente descoberta de Röntgen, estaria pesquisando sobre fluorescência. Igualmente a versão narrada por Von Pfuhl, Grubbè estaria segurando uma tela

fluorescente com sua mão esquerda e teria observado alterações morfológicas como eritema, hiperemia, hiperestesia, formação de bolhas, perda de pelos, escamação da pele, ulcerações e formação de cicatrizes. Frente a essas alterações, Grubbè teria desencadeado a ideia de utilizar raios X nos tratamentos de câncer. [5]

Os conhecimentos da radiobiologia ainda não eram conhecidas, mas felizmente, os efeitos da exposição à radiação ionizante ficaram limitada aos tecidos superficiais em virtude do baixo poder de penetração oriundo do tubo de raios catódicos. [4, 5]

### 1.3 – Teleterapia

Há registros históricos que mencionam que a radioterapia de feixe externo com aplicação clínica da entrega de feixes de radiação X em profundidades que alcançavam a marca dos 0,5 cm com aceleradores de ortovoltagem ocorreu em meados de 1920, porém, a radioterapia ganhou força com os equipamentos que faziam uso de elementos radioativos como Cobalto-60 ( $^{60}\text{Co}$ ) e Césio-137 ( $^{137}\text{Cs}$ ), em meados de 1950. O uso de feixe de alta energia somente foi viável com o surgimento dos geradores de Van der Graaff em 1930.[6]

A utilização desses equipamentos com elementos radioativos perdurou-se por muitos anos até o surgimento de equipamentos mais modernos, que possuem a capacidade de entrega máxima de dose ( $d_m$ ) em alvos mais profundos, variando entre 1 e 4 cm, proporcionais à capacidade de emissão do feixe produzido, esses equipamentos (Figura 03) são chamados de Aceleradores Lineares (ALs). [6]

Diferentemente dos equipamentos que fazem uso de  $^{60}\text{Co}$  ou  $^{137}\text{Cs}$ , este não necessita de um elemento radioativo, pois a sua produção de radiação é realizada semelhante à uma ampola de raios X. Internamente (Figura 04) há um canhão de elétrons, responsável pela liberação de elétrons que são acelerados em um tubo acelerador pela Diferença de Potencial Elétrico (DDP), chocando-se em um alvo de tungstênio e liberando energia na grandeza de megaeletrovolt. No entanto, os ALs possuem modalidades terapêuticas com tratamento por elétrons, destinados às lesões

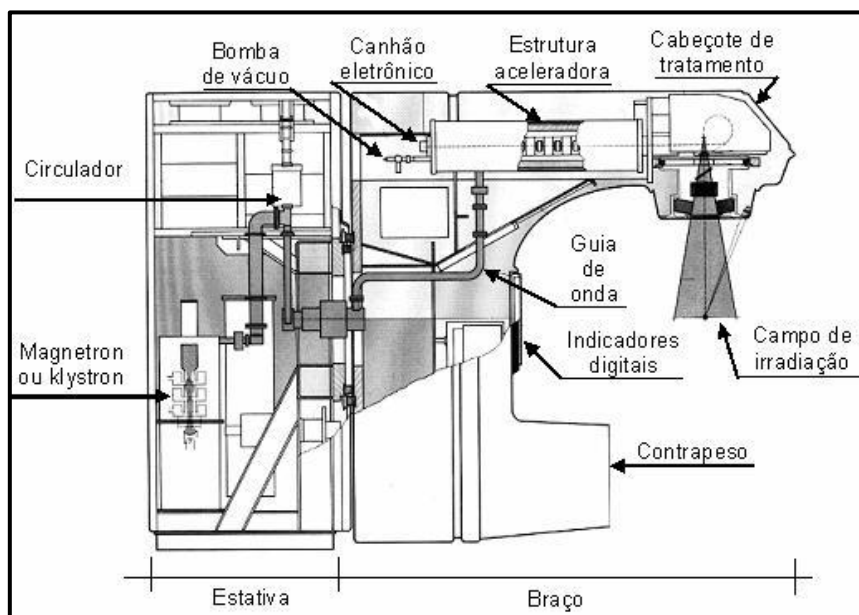
superficiais, e para a produção destes basta remover o alvo e permitir que os elétrons passem livremente por um filtro espalhador. [7]

**Figura 03** – Acelerador Linear Varian® Clinac CX



Fonte: NANDI, 2007. [7]

**Figura 04** – Esquematização do AL



Fonte: SCAFF, 1997. [8]



Para cada profundidade há um alcance de energia específico a depender da capacidade de produção do AL, porém, o objetivo será sempre o mesmo, depositar 100% da dose produzida na região do *build-up*, zona de equilíbrio eletrônico em que a  $d_m$  atinge a Porcentagem de Dose Profunda (PDP). Isso significa que a dose liberada pelo AL será entregue 100% no alvo destinado e os limites superiores a esse limar sofrerão atenuação pela Lei do Inverso do Quadrado da Distância, representado pela fórmula: [7, 8]

$$\frac{I^1}{I^2} = \left(\frac{d^1}{d^2}\right)^2$$

Os equipamentos atuais são versáteis com intuito de atender às necessidades dos serviços de radioterapia, para tanto, possuindo um fornecimento variável de energia entre 4 e 22 MeV, para que tanto as lesões mais profundas como as mais superficiais possam ser tratadas com um único equipamento. A unidade medida utilizada para quantificar a dose entregue pelo AL ao alvo é medida por Unidade Monitora (UM), no qual o aparelho é calibrado para que 1 UM corresponda a 1 cGy (0,01 Gy). [7]

Um outro avanço que revolucionou a radioterapia, foi a introdução da terapia conformacional, que consiste em modificar o tamanho do campo de irradiação durante o tratamento de terapia rotacional, dessa forma, grande parte do tecido sadio adjacente ao alvo é poupado. Na prática, para que o ajuste do campo de tratamento ocorra, é preciso a presença de um colimador multilâminas junto ao equipamento. [2, 5]

Foi com o advento dessa tecnologia que a criação de uma nova modalidade de tratamento foi criada, pois antes os tratamentos limitavam-se às terapias convencionais (3D), mas com o MLC (*Multileaf Collimator*) surgiu o IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*), que permite modular curvas de isodoses com precisão milimétrica de ajuste ao contorno do alvo. [2, 5]

Ainda há uma outra modalidade terapêutica, o IGRT (*Image Guided Radiation Therapy*), que possui como característica principal realizar a confirmação de

posicionamento do paciente através da comparação de radiografias, que são realizadas momentos antes do início da sessão radioterápica e são comparadas com imagens de referências adquiridas no ato da simulação de tratamento, se este estiver fora dos parâmetros previamente calculados, deverá sofrer correção e ajustes. O sistema IGRT mais comum presente nos serviços de radioterapia é o ExacTrac® Dynamic da Brainlab®. [2, 5]

Concomitante ao avanço dos diferentes métodos de tratamento, é notório o avanço dos sistemas de planejamento (*TPS – Treatment Planning Systems*). Estes possuem a responsabilidade de desenvolver o protocolo de tratamento, bem como o formato dos campos, o cálculo de distribuição de dose e atrelar todos esses dados, de forma individual, a cada cadastro de paciente que se submeterá ao tratamento radioterápico. [2, 6]

Fazendo uma breve alusão, ainda em meados de 1970, todo o processo de planejamento era feito de forma manual, utilizando-se de mapas padrão de isodose sobre o contorno do paciente. O cálculo de dose também era manual e árduo, principalmente nos tratamentos que envolviam múltiplos campos de tratamento. [2, 6]

A Tomografia Computadorizada (TC) foi o grande estopim que alavancou os serviços de radioterapia, pois com essa nova tecnologia, os cálculos de curva de isodose sobre a anatomia, considerando volume e heterogeneidade tecidual, elevou ainda mais a precisão dos tratamentos, tornando-o ainda mais confiável. [2, 6]

Cada dia mais, novas ferramentas de segurança, que auxiliam e minimizam o erro humano vêm sendo desenvolvidas, otimizando e potencializando os planejamentos radioterápicos de forma mais fidedigna e exata, baseando-se em critérios específicos para o cálculo de dose no volume alvo e proteção de tecidos sadios adjacentes. [2, 5, 6]

#### **1.4 – Radiobiologia**

Os métodos adotados para a verificação e controle de exposições passaram a ser desenvolvidos devido à preocupação com as interações dos seres vivos com as radiações, um campo de pesquisa que é chamado de radiobiologia. O efeito biológico

manifestado se deve aos danos promovidos nas células em decorrência da emissão da radiação que interage com o meio celular, podendo levar a alterações no DNA<sup>2</sup>.<sup>[9]</sup>

Embora grande parte destes danos possam ser reparados com o passar do tempo, existe uma pequena fração que não é restaurada, sendo que quando o organismo recebe doses repetidas, a parte não regenerada pode contribuir para a incapacidade de reprodução celular e para a transformação das células, levando a crescimento anormal ou morte celular (Figura 05).<sup>[9]</sup>

**Figura 05** – Efeitos das radiações após seções de Radioterapia



Fonte: LIMA, 2021. <sup>[10]</sup>

Paz e Bolognesi (2017) acrescentam que esta interação entre a radiação e os átomos que compõem as moléculas do organismo pode levar a mudanças na organização anatômica e para a estrutura molecular, resultando em patologias de acordo com a exposição, tipo de radiação e características próprias do indivíduo, e em casos mais graves pode até mesmo levar à óbito.<sup>[9]</sup>

---

<sup>2</sup> DNA (*Deoxyribonucleic Acid*) do inglês significa Ácido Desoxirribonucleico.

Compreende-se que os seres humanos são constituídos por células germinativas, que tem participação ativa na reprodução do ser humano por meio de células somáticas, sendo que o fenômeno da divisão das células reprodutivas é descrito como meiose, enquanto divisão de células somáticas é representativa de mitose. Os estágios desta divisão são caracterizados pela prófase e metáfase, as fases consideradas mais sensíveis às radiações. <sup>[10]</sup>

Com base em estudos anteriores, Lima (2021) afirma que moléculas como é o caso do DNA poderiam ser danificadas em decorrência da produção de íons na forma de radicais livres e deposição da energia, e que a quantidade de dano biológico produzido se deriva da energia total depositada, no caso, a dose de radiação. Portanto, a radiobiologia representa o campo de pesquisa sobre os efeitos das radiações no corpo humano pela verificação do parâmetro dose/efeito. <sup>[10]</sup>

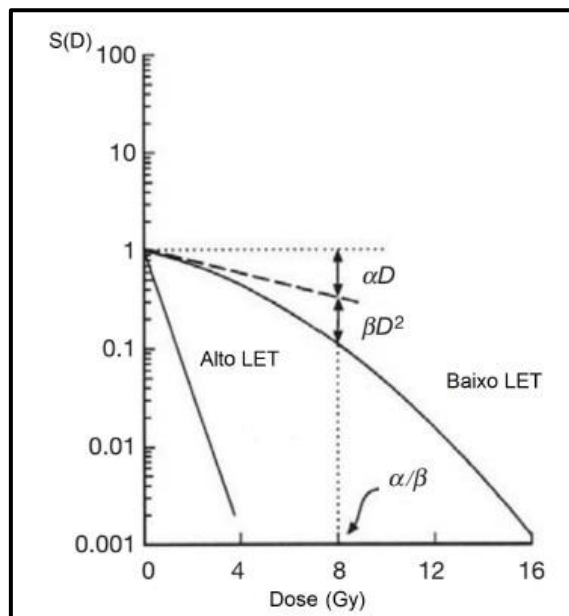
Morlotti (2007) acrescenta que as células do corpo humano se encontram em constante renovação, sendo que em algumas circunstâncias as células perdem sua capacidade de regular o processo fisiológico, levando a sua rápida duplicação resultando em massas desordenadas de tecido, conhecidas como tumores, que tem como característica o crescimento anormal e desordenado, sem respeitar quaisquer regras biológicas de controle, e estes tumores podem ser benignos e malignos. <sup>[11]</sup>

A deposição física de energia em tecidos vivos é capaz de levar a uma série de reações químicas resultando em dano celular, levando em consideração que a resposta dos tecidos está diretamente ligada à resposta celular à radiação. Morlotti (2007) considera que a resposta biológica dos tumores e tecidos normais à radiação é governada por quatro fatores distintos, sendo eles reparo, repopulação, reoxigenação e rearranjo, fatores estes que são conhecidos como os 'Quatro R' da radiobiologia, denominando uma importante regra para o controle de tumores, ao contribuir para explicar os motivos por trás do fracionamento no âmbito da radioterapia. <sup>[11]</sup>

Os efeitos adversos neste sentido em tecidos sadios é um incidente que depende de alguns fatores, à exemplo do fracionamento utilizado, sendo que atualmente existem modelos que quantificam este fracionamento. Costa (2021)

considera o modelo linear-quadrático como o mais adotado, fundamentado na participação de dois componentes redutores para o número de células em uma amostra irradiada, sendo um deles a constante  $\alpha$  que descreve a inclinação inicial da curva de sobrevivência, e a constante  $\beta$ , que se refere ao componente quadrático da função (Figura 06).<sup>[12]</sup>

**Figura 06** – Curva de sobrevivência celular no modelo linear quadrático



Fonte: COSTA, 2021. <sup>[12]</sup>

## **2. OBJETIVO**

### **2.1 – Gerais**

O principal objetivo deste trabalho consistiu em investigar através da quantificação dosimétrica se determinados materiais e insumos hospitalares, quando colocados sobre os pacientes e/ou introduzidos nos mesmos durante os tratamentos radioterápicos de próstata, influenciam na atenuação e superficialização de dose, interferindo no plano final do tratamento e, com os resultados obtidos, desenvolver recomendações com intuito de alertar a gama de profissionais envolvidos nos serviços de radioterapia.

### **2.2 – Específicos**

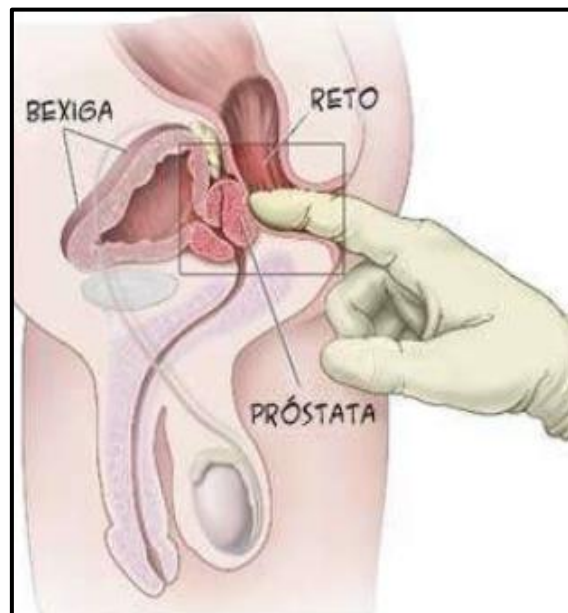
- ✓ Fazer uma revisão da literatura e compilar as principais informações sobre a interferência de matérias frente ao feixe de tratamento radioterápico;
- ✓ Verificar junto a um objeto simulador, se a densidade de alguns materiais e insumos hospitalares trazem impacto no tratamento final;
- ✓ Expor os resultados obtidos e desenvolver recomendações aos profissionais envolvidos com os setores de radioterapia com intuito de alertar e despertar o interesse de investigação sobre o assunto.

### 3. CÂNCER DE PRÓSTATA

A próstata é uma glândula única de função secretora presente em homens. O líquido prostático apresenta pH básico, tendo papel importante para o processo de alcalinização vaginal e conferindo o aspecto leitoso do sêmen e seu odor característico. Além disso, existe a possibilidade de atuar na alcalinização dos demais líquidos seminais masculinos, levando a uma melhora do desempenho do espermatozoide no que diz respeito a sua mobilidade. [13]

Toebe *et al.* (2020) descrevem a próstata como uma glândula que se encontra próximo a uretra do sistema genital masculino, tendo participação na produção do sêmen, fluido que é responsável por nutrir e transportar os espermatozoides que são produzidos nos testículos, sendo formada por um epitélio pseudoestratificado no qual se encontram três tipos de células epiteliais, sendo elas luminais, basais e neuroendócrinas (Figura 07). [14]

**Figura 07** – Localização da próstata no contexto do toque retal



Fonte: LIMA, 2016. [15]

A próstata se encontra localizada em posição imediatamente anterior ao reto, o que justifica o exame por toque retal como medida de avaliação prostática, sendo que de forma geral as dimensões da próstata são de 3 cm de comprimento, 4 cm de largura e 2 cm de profundidade anteroposterior, o que lhe confere o aspecto de uma noz. De acordo com Sarris *et al.* (2018), o peso médio de uma próstata aos 20 anos de idade é 20 g, podendo ser observado um crescimento de 0,4 g/ano a partir dos 30 anos de idade. <sup>[13]</sup>

O câncer de próstata é a incidência mais comum entre os homens brasileiros, à exceção do câncer de pele não melanoma, sendo o segundo tipo com maior chance de evoluir para óbito, sendo descrito pela literatura como um câncer da terceira idade, levando em consideração que algo em torno de  $\frac{3}{4}$  dos incidentes no mundo ocorrem a partir dos 65 anos de idade. Felizmente, esta condição pode ser detectada e tratada precocemente, somado ao aumento da expectativa de vida da população. <sup>[16]</sup>

Sarris *et al.* (2018) afirmam que o câncer de próstata é o quinto mais prevalente no mundo entre ambos os sexos, sendo o segundo entre os homens, atrás apenas do câncer de pele, sendo que os países desenvolvidos apresentam maior incidência comparativamente aos países subdesenvolvidos, enquanto os países asiáticos apresentam menores taxas. <sup>[13]</sup>

Com base em dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), Sarris *et al.* (2018) evidenciam que em 2016, foram notificados 62.000 novos casos para este tipo de tumor, o que corresponde a aproximadamente 23% de todos os casos de câncer diagnosticados entre homens no Brasil. Sendo que comparativamente, as Regiões Sul e Sudeste apresentam maior incidência, apresentando uma taxa de 90 novos casos para cada 100.000 habitantes. <sup>[13]</sup>

O câncer de próstata se deve a divisões e multiplicações desordenadas das células, manifestando um tumor que é capaz de invadir outros tecidos do organismo caracterizando o câncer de próstata metastático, que pode levar a óbito. Entretanto, nota-se que em grande parte dos incidentes este crescimento se dá de forma



desacelerada, podendo até mesmo se apresentar de forma assintomática. Estimativas consideram ser necessários 15 anos para que a neoplasia atinja 1 cm<sup>3</sup>.<sup>[14]</sup>

Toebe *et al.* (2020) acreditam que o desenvolvimento do câncer de próstata depende de fatores intrínsecos e extrínsecos, sendo que a idade se destaca, o que é compatível com a incidência da faixa etária dos pacientes. O diagnóstico para esta neoplasia se dá a partir de dosagem de PSA<sup>3</sup> e exame de toque retal a partir dos 50 anos de idade ou então 45 anos para o grupo de maior suscetibilidade, a exemplo de indivíduos que apresentaram casos na família. Entretanto, Faria *et al.* (2020) consideram não ser recomendável a dosagem de antígeno prostático ao defenderem que esta estratégia apresenta mais riscos do que benefícios, sendo indicada apenas entre homens que estejam sintomáticos.<sup>[14, 16]</sup>

O toque retal é um exame realizado por um especialista, o qual introduz o dedo indicador no reto com o objetivo de palpar a próstata a fim de verificar se o seu tamanho está alterado. Esta prática desestimula muitos homens a fazer os testes à título de prevenção, pelo desconforto e a vergonha que irão sentir ao participar desta iniciativa, entretanto, a prevenção é uma medida fundamental para a promoção de uma vida saudável e com qualidade de vida.<sup>[15]</sup>

---

<sup>3</sup> PSA (*Prostate Specific Antigen*) do inglês significa Antígeno Específico da Próstata.

#### 4. DOSIMETRIA EM RADIOTERAPIA

A radioterapia tem como proposta a oferta de uma dose acumulativa que seja letal a um alvo, enquanto os tecidos adjacentes saudáveis são poupados dos efeitos adversos da radiação. Embora a radioterapia se revele um tratamento eficaz, a intensidade dos efeitos negativos depende diretamente da oxigenação do tumor, sendo que os tumores cerebrais apresentam uma tensão de oxigênio mais baixa que o córtex normal circundante, o que os torna mais radio resistentes. [17]

Normalmente, a sobrevida está relacionada à dose total de radiação, sendo que acima de 70 Gy os benefícios para o controle tumoral passam a ser superados pelos efeitos tóxicos sobre o cérebro circundante. Neste sentido, compreende-se que a radioterapia tem como atribuição preservar a qualidade de vida do paciente. [17]

Isto evidencia a necessidade de avaliação precisa da dose no tumor a fim de se garantir os efeitos do tratamento radioterápico, sendo que a verificação da distribuição espacial da dose em *phantoms* sólidos homogêneos é essencial para uma validação do planejamento radioterápico, garantindo desta forma a qualidade bem como a reprodutibilidade das exposições. Portanto, Thompson (2013) descreve a dosimetria como a determinação quantitativa da dose e sua distribuição espacial em diversas partes do corpo humano a partir de fontes externas ou internas de radiação, uma medida que considera como fundamental, embora reconheça alguns desafios, que se apresentam na forma de:

- i. A presença de diversos cenários resultantes de exposições em função de única relação espacial e temporal entre a fonte e o corpo humano;
- ii. Formas de exposições diversas resultantes de tipos distintos de radiações regidas por princípios físicos diversos, incluindo raios X e gama, elétrons, pósitrons, nêutrons, alfa, íons pesados e prótons;
- iii. Presença de não homogeneidade de densidade, forma anatômica e composição química, existente no corpo humano, que variam também com o ritmo respiratório e cardíaco. Fatos que tornam a geração de parâmetros representativos da interação da radiação com a matéria extremamente complexa. [17]

Groppo (2020) considera a dosimetria das radiações como uma medida fundamental que se presta a assegurar que os procedimentos que fazem uso da radiação estejam dentro dos limites permissíveis de cada abordagem de aplicação, tendo em mente que caso a dose seja excedida isto pode comprometer tanto o indivíduo exposto quanto o meio ambiente. Portanto, reconhece que a dosimetria é um instrumento importante para se garantir de que a dose aplicada seja a esperada, e acrescenta que quando a radiação interage com a matéria ocorre uma transferência de energia, embora nem toda a energia transferida seja absorvida ou depositada na matéria. <sup>[18]</sup>

Morlotti (2007) afirma que no ano de 1895 a radiação já era quantificada pelo efeito químico ou biológico resultante, sendo definida uma unidade intitulada SED (*Skin Erythema Dose*), que em uma tradução livre significa ‘Dose de Eritema de Pele’, cujo papel era o de descrever a quantidade de radiação ionizante capaz de promover o avermelhamento na pele humana, entretanto, hoje se sabe que este avermelhamento sofre influência de uma série de fatores, como o tipo de pele, qualidade da radiação, extensão da exposição, fracionamento da dose e diferenças em matéria de tempo de resposta da pele de cada pessoa. E com o avanço da tecnologia, este conceito SED foi substituído pela grandeza Exposição (X). <sup>[11]</sup>

Que é obtida a partir da divisão entre o valor absoluto da carga total ( $dQ$ ) de íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons na forma de pósitrons ou negatrons liberados por fótons em uma massa ( $dm$ ) de ar se encontram completamente parados no ar. Um fenômeno que pode ser caracterizado pela seguinte fórmula: <sup>[11]</sup>

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

A localização precisa e precisa dos alvos de radiação em três dimensões (3D) é sem dúvida a etapa mais crítica no processo de planejamento e fornecimento de radioterapia. Compreende-se que a oncologia moderna da radiação depende muito das imagens de volume tanto para o planejamento como para a verificação, sendo que o alvo, tal como desenhado por um oncologista de radiação no momento do planejamento, forma a base para todas as etapas subsequentes, incluindo

planejamento de feixe, otimização de dose, avaliação de dose, entrega de dose e verificação de imagem. [19]

O oncologista de radiação utiliza informações de imagens de diagnóstico, imagens de simulação, exames e relatórios clínicos, conhecimentos de biologia do câncer e sua experiência para determinar o alvo apropriado a ser tratado. Estas informações devem ser consolidadas e um alvo deve ser desenhado manualmente em 3D em imagens de simulação de Tomografia Computadorizada. Cabe considerar que sem confirmação histopatológica, a precisão e adequação do alvo desenhado não pode ser validada, pois um alvo de radiação inadequado resultará em um erro geográfico sistemático, uma probabilidade reduzida de controle local e, em última instância, de sobrevivência. [19]

Se um alvo de radiação for maior do que o necessário, o volume de tecido normal incluído pode ser excessivo e pode limitar a dose de radiação que pode ser entregue ao alvo. Somente um alvo preciso e preciso melhorará a probabilidade de controle local com técnicas modernas de radioterapia. Somente um alvo preciso proporcionará a confiança para testar verdadeiramente o potencial de aumento da dose: aumentar a dose para maximizar a probabilidade de controle local, sem aumentar o risco de toxicidade normal do tecido. Portanto, é necessário dizer que a definição do alvo continua sendo o fator limitante no processo de radioterapia. [19]

#### **4.1 – Grandezas e Unidades**

Para o contexto da radioproteção, é possível delimitar grandezas radiológicas que sejam mais consistentes ou úteis nas práticas, à exemplo de monitoração de área e monitoração individual, o que se deve ao fato de as grandezas limitantes não serem mensuráveis ou de fácil estimação, o que Tauhata *et al.* (2003) descrevem como grandezas operacionais, como é o caso do equivalente de dose ambiente e equivalente de dose direcional. E acrescentam que uma das principais questões neste campo do emprego de radiação ionizante é a realização de uma medição de quantidades

utilizando a própria radiação ou então os efeitos e subprodutos de suas interações com a matéria. [20]

O principal procedimento para a delimitação da distribuição de dose absorvida no paciente passa pelo uso de medições com auxílio de detector de radiação em objeto simulador posicionado no campo de radiação. Estas medições envolvem a determinação da dose absoluta em uma profundidade e campo de radiação de referência e a dose relativa em diversos pontos do objeto simulador a fim de mapear a inteira distribuição da dose. A grandeza dose absorvida foi estabelecida em 1954 pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), entidade fundada em 1925 e que lida com grandezas básicas e operacionais [18, 20, 21].

Conforme Morlotti (2007), o surgimento do conceito de Dose Absorvida ( $D$ ) se deve a necessidade de se quantificar a energia absorvida pela matéria quando irradiada por radiação ionizante, levando ao para representar o resultado da divisão entre energia média depositada pela radiação ionizante ( $dE_{ab}$ ) em uma massa ( $dm$ ) em relação a um dado volume, fórmula que pode ser representada da seguinte forma: [11]

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm}$$

De acordo com Groppo (2020) a dose absorvida também recebe a nomenclatura de dosimetria de referência, a fim de que não seja consolidada uma compreensão inadequada do termo dosimetria absoluta. Morlotti (2007) acrescenta que a medida direta da dose absorvida não é algo simples de se obter, sendo que em algumas circunstâncias são empregadas câmaras de ionização no meio de interesse, a fim de que a carga liberada pela radiação ionizante e medida na câmara possa ser convertida por meio do formalismo de Bragg-Gray em dose absorvida. Compreende-se que a relação entre estas duas grandezas se dão com base em um fator que leva em consideração a energia necessária para se criar um par de íons no ar, no caso, 33,97 eV. [11, 18]

Quanto a dosimetria relativa esta faz referência às razões entre medições determinadas em dois pontos distintos, uma medida importante, visto que no campo da

radioterapia, um dos passos principais no âmbito da introdução de um TPS para o cálculo de dose consiste no estabelecimento de parâmetros dosimétricos de um AL, à exemplo de PDP, perfil do feixe e fatores *output*, entre outras possibilidades. [18]

Devido ao fato de os detectores empregados na rotina clínica apresentarem algum nível de dependência energética, a sua utilização requer o conhecimento de fluência espectral para feixes de fótons de alta energia. Neste sentido, os protocolos de dosimetria recomendam o emprego do fator de qualidade 'Q', que pode ser obtido a partir das distribuições de dose PDP e Razão Tecido-*Phantom* (TPR), este último sendo muito utilizado para se definir a qualidade do feixe, caracterizando a razão entre a dose absorvida na água em seu eixo central às profundidades de 20 cm e 10 cm, medidas em um *phantom* de água, com uma distância fonte-superfície de 100 cm e tamanho de campo 10 cm x 10 cm. [18]

Outra grandeza que vem sendo bastante utilizada é o *Kinetic Energy Released per Mass Unit* (KERMA) ou 'K'. Conceito representativo da energia média de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons incidentes em um material de massa  $dm$ . Com  $dE_{tr}$  representando energia transferida ao material, medida que pode ser descrita pela fórmula: [18]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Devido ao fato de o Kerma incluir a energia recebida pelas partículas carregadas, geralmente elétrons de ionização, estes podem dissipar a energia recebida por meio de sucessivas colisões com outros elétrons, ou então por meio da produção de radiação de freamento: [20]

$$K = K_c + K_r$$

Com  $K_c$  representando Kerma de colisão, situação na qual a energia é dissipada localmente por meio de ionizações e/ou excitações, e com  $K_r$  representando Kerma de radiação, situação em que a energia é dissipada longe do local por meio de raios X. [20]

## 4.2 – Funções Dosimétricas

No âmbito da radioterapia, todo esforço de uma equipe clínica está direcionado no sentido de especificar e gerir as doses recebidas pelo volume alvo e tecidos circunvizinhos, sendo que pela dificuldade em se medir estas doses *in vivo*, deve se recorrer a cálculos que sejam simples e confiáveis, capazes de estabelecer uma relação entre doses medidas em um objeto simulador com a dose nos pacientes. [11]

Ou seja, a determinação da distribuição de dose se caracteriza pela análise da variação da dose em relação à profundidade do meio irradiado, partindo da constatação de que se trata de um meio homogêneo. Compreende-se que a distribuição de dose depende de uma série de fatores à exemplo de energia do feixe, profundidade, composição do meio, tamanho de campo, distância da fonte e sistema de colimação. [23]

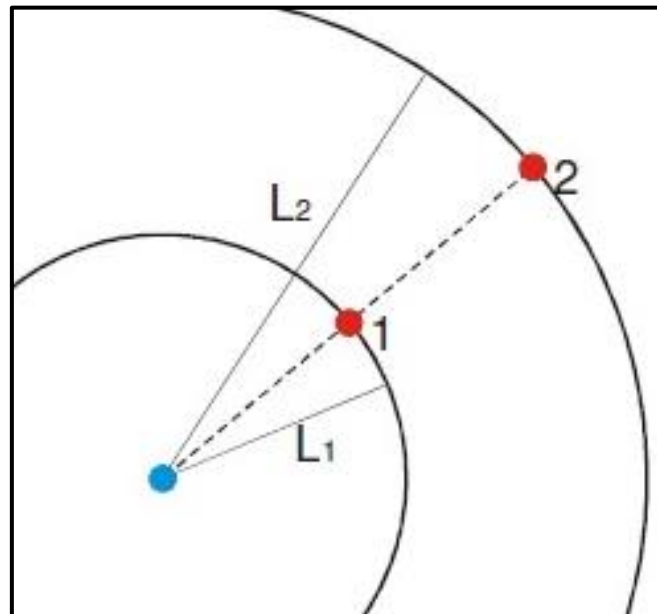
### 4.2.1 – Variação da Taxa de Dose com a Distância

No contexto de irradiações no ar, é possível constatar que a dose medida entre dois pontos varia a depender do inverso do quadrado da distância da fonte aos pontos de medida, uma relação cuja exatidão aumenta na mesma medida da energia dos fótons empregados e quanto menor for o tamanho da fonte de radiação comparativamente as distâncias envolvidas (Figura 08). Traduzindo isto em uma fórmula, esta relação do inverso do quadrado da distância se apresenta assim: [11]

$$I = \frac{D_2}{D_1} = \left(\frac{L_1}{L_2}\right)^2$$

Morlotti (2007) acrescenta que esta expressão é válida desde que não existam materiais espalhadores ou atenuadores entre a fonte e o ponto de medida. Uma hipótese que considera como sendo bastante razoável tendo em mente as magnitudes das energias empregadas. [11]

**Figura 08** – Representação de uma fonte pontual e dois locais de medida dispostos radialmente



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

Para o contexto da braquiterapia, Silva (2014) descreve que a calibração da fonte em relação a taxa de Kerma no ar pode ser efetuada com o emprego de uma câmara de ionização calibrada no ar, que possa ser rastreado a um laboratório primário, ou então a partir de uma câmara de ionização do tipo poço também calibrada e rastreada a um laboratório primário. [24]

#### 4.2.2 – Porcentagem de dose em profundidade (PDP)

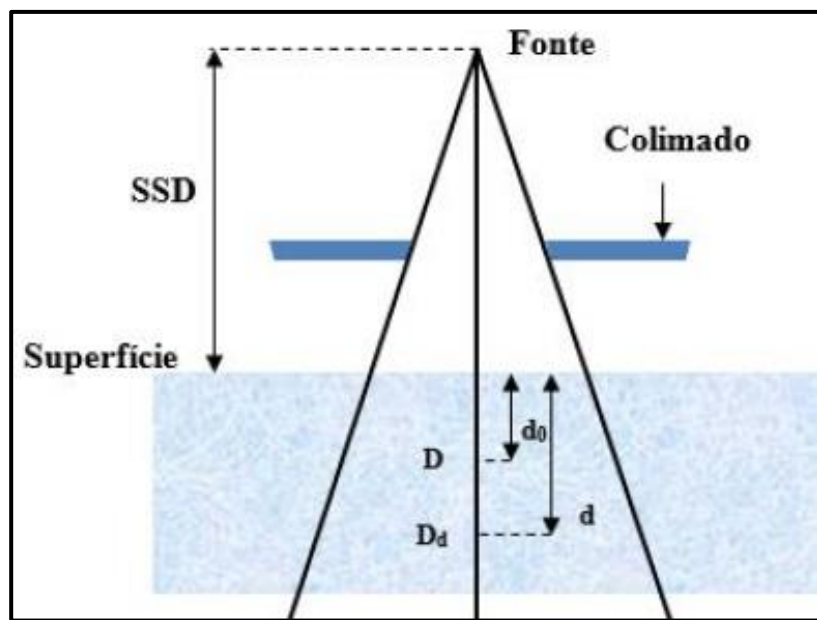
O PDP em um meio é representado pela dose ( $D_d$ ) em determinada profundidade, em porcentagem, comparativamente a uma dose ( $D_{d0}$ ) em relação a uma profundidade de referência no eixo central ( $D_{d0}$ ), e dentro de um tamanho de campo determinado (Figura 09). Ou seja, o PDP representa a razão entre a dose e a dose máxima na profundidade de referência multiplicado por cem, levando em consideração que sofre influência de fatores como energia ( $E$ ), tamanho da abertura de campo ( $C$ ) e profundidade ( $d$ ). [23]



$$PDP(E, C, d) = \frac{D_d}{D_{d0}} \times 100$$

Conforme Morlotti (2007), o PDP permite identificar a variação da dose em profundidade ao longo do eixo central do feixe em relação a um dado material, uma função que é definida para água enquanto razão percentual entre a dose a uma profundidade  $d$  e a dose na profundidade cujo valor é máximo. [11]

**Figura 09** – Diagrama simplificado da estrutura de PDP



Fonte: MARTINS, 2018. [23]

Normalmente, a PDP empregada na radioterapia é tabelada para campos quadrados, entretanto, cabe considerar que a maioria dos tratamentos reais é feita a partir de campos retangulares ou irregulares, sendo necessários sistemas de equações que permitam corrigir a disparidade. Como exemplo menciona a proposta de Sterling e colaboradores, que no ano de 1964 apresentou o conceito de campos equivalentes, caracterizada por uma correlação entre tamanhos de campo que promovam a mesma distribuição de dose em profundidade no eixo do feixe. Segundo esta regra, dois campos podem ser considerados como equivalentes se a relação área/perímetro ( $A/P$ ) entre eles for uma constante, o que pode ser identificado pela fórmula: [11]

$$A/P = \frac{ab}{2(a+b)}$$

## 5. OBJETOS SIMULADORES

Raras são as vezes em que é possível medir distribuições de dose diretamente nos pacientes tratados radioativamente, o que pede pela utilização de objetos simuladores feitos de materiais que apresentam equivalência em relação ao tecido humano, e cujas propriedades de absorção e espalhamento simulam da melhor forma possível tecidos biológicos à exemplo de músculo, osso ou gordura. Isto faz com que qualquer material adotado para a simulação de um dado tecido corporal seja descrito como material substituto de tecido.<sup>[11]</sup>

Para os casos em que um volume de material substituto de tecido é adotado para a simulação de interações com a radiação, este volume é comumente descrito como fantoma, *phantom* ou objeto simulador. A ICRU por meio do relatório 44 descreve alguns tipos de objetos simuladores segundo suas características físicas, a começar pelo objeto simulador homogêneo, caracterizado por um único material substituto de tecido; o objeto simulador cúbico ou objeto simulador padrão é caracterizado por possuir pelo menos 30 cm de lado, ao ser utilizado em situações padrão de medida.<sup>[11]</sup>

O objeto simulador de referência diz respeito a objeto simulador homogêneo de características bem conhecidas em matéria de geometria, dimensões, composição elementar e densidade de massa. É possível mencionar também o objeto simulador corporal ou antropomórfico, que tem como característica ser heterogêneo e apresentar o formato do corpo humano ou parte dele, bem como ser formado por diversos tipos de materiais substitutos de tecido favorecendo desta forma a simulação de um paciente em relação à forma, posicionamento, densidade de massa e interações da radiação.<sup>[11]</sup>

Estes fantasmas são compostos de materiais sintéticos e tem a finalidade de simular os órgãos e tecidos do corpo humano para o âmbito da radiologia e radioterapia, sendo que estes simuladores podem ser adotados para a medição das doses absorvidas da radiação ionizante (Figura 10), tal como delimita a ICRU-44. Thompson (2013) acrescenta que em se tratando de radiodiagnóstico, simuladores antropométricos e antropomórficos são adotados para a avaliação tanto de doses

internas do corpo humano quanto doses de superfície, bem como para a calibração de equipamentos de TC, fluoroscopia e radiografia digital. [17]

**Figura 10** – *Phantom* 3D com sistema de varredura automático, modelo MP3-M



Fonte: GROPPPO, 2020. [18]

E que para o espectro de fótons de baixas energias que são utilizados no campo do diagnóstico radiológico, que variam de 1 keV a 120 keV, estes tecidos substitutos comerciais oferecem uma resposta radiológica diferenciada comparativamente aos tecidos humanos. Costa (2018) considera que o material mais indicado para servir de referência em medições é a água, levando em consideração que alguns equipamentos radioterápicos inviabilizam a utilização da água para este fim, à exemplo do Gamma Knife®, o que evidencia a necessidade de utilização de objetos simuladores sólidos. [17, 21]

Portanto, compreende-se que o material sólido do objeto simulador deve apresentar uma densidade que seja a mais aproximada possível da água, a fim de que possa trazer uma contribuição para o campo da dosimetria de referência, e permitir a acurácia no posicionamento, a fim de que o ponto de medição esteja e permaneça no eixo central do feixe de radiação. Conforme Morlotti (2007), a preferência pela água se

deve à facilidade de manuseio, reprodutibilidade dosimétrica e equivalência a tecidos moles, à exemplo de músculo e vísceras. Entretanto, a água traz consigo um conjunto de problemas práticos para o caso de ser utilizada conjuntamente a câmaras de ionização, com exceção aquelas que são à prova d'água. [11, 21]

Estes desafios têm sido contornados com o desenvolvimento de objetos simuladores padrão confeccionados com materiais poliméricos equivalentes à água, como é o caso da água sólida ou água plástica. Como exemplo podem ser mencionados os simuladores fornecidos pela Elekta®, sendo formados por poliestireno ABS e “Solid Water”, tendo como característica densidades equivalentes à água, propriedades atômicas bem definidas e terem sido produzidos tendo em mente a busca pela exatidão no posicionamento do detector (Figura 11). [11]

**Figura 11** – Objeto simulador de poliestireno (ABS) e de “Solid Water”



Fonte: COSTA, 2018. [21]

Silva (2014) também menciona os objetos simuladores do tipo Vacutainer™ de 4 ml (Figura 12), para o qual a região mais esbranquiçada próximo ao centro do objeto simulador foi onde ocorreu a irradiação no gel, sendo que no momento da leitura, o objeto se encontra inserido em uma caixa de acrílico com dimensões de 12 cm de

altura, 17 cm de comprimento e 14 centímetros de largura, e capacidade de encaixe de até 50 objetos simuladores, como é possível observar na figura 13. [24]

**Figura 12** – Objeto simulador do tipo Vacutainer™ de 4 ml



Fonte: SILVA, 2018. [24]

**Figura 13** – Vista lateral da caixa de acrílico utilizada nas medições

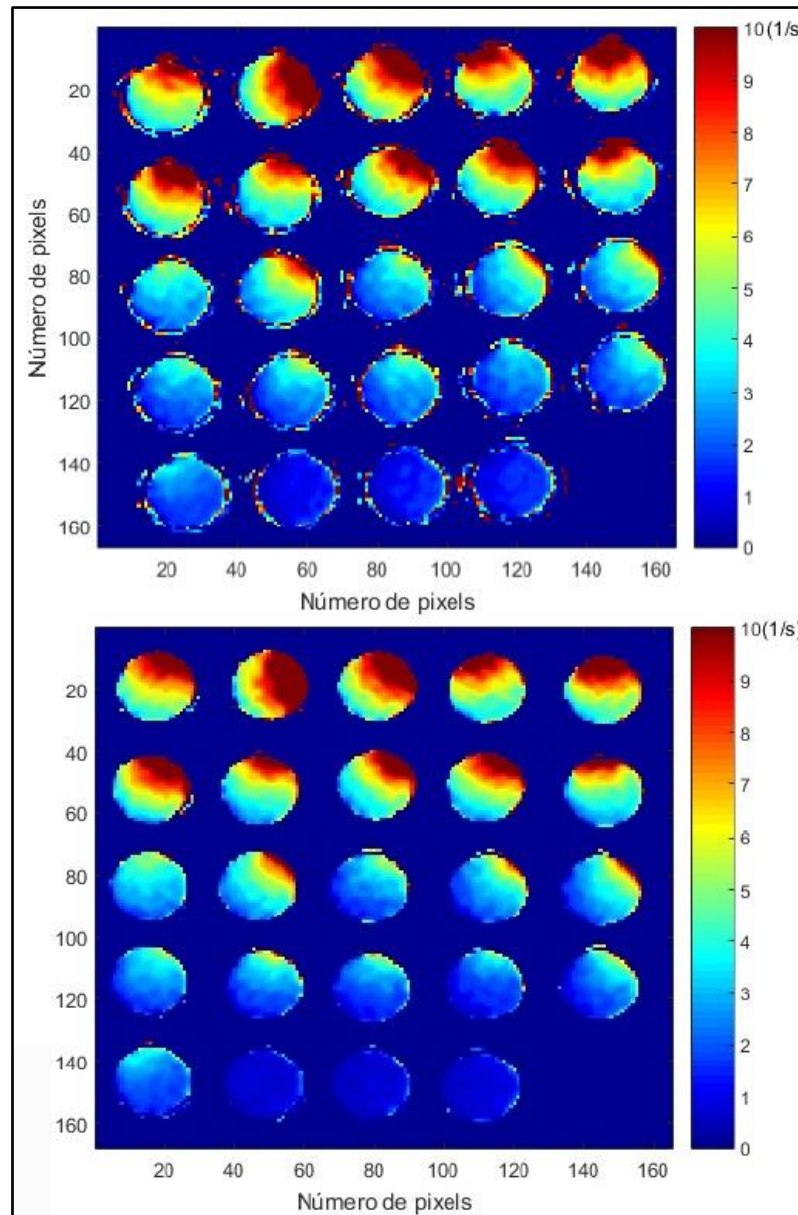


Fonte: SILVA, 2018. [24]

Para a leitura dos objetos simuladores são utilizadas duas bobinas de cabeça, podendo contar com 8 ou 32 canais. A segunda proposta tem como característica

apresentar menos ruídos comparativamente a bobina de 8 canais. O deslocamento de cores entre o vermelho e o azul se deve ao alto gradiente de dose, enquanto amostras inteiramente azuis revelam porções que não foram irradiadas (Figura 14). [24]

**Figura 14** – Comparação entre os mesmos objetos simuladores, utilizando bobina de 8 canais e bobina de 32 canais



Fonte: SILVA, 2018. [24]

## 5.1 –Objetos Simuladores de Água

Objetos simuladores começaram a ser desenvolvidos no início do Século XX, sendo que as primeiras publicações de estudos envolvendo materiais para simular os tecidos do corpo foram apresentadas em 1906. Até este momento, a água era o material tecido equivalente mais adotado e importante no campo dos simuladores de tecidos do corpo humano, em específico músculos. No ano de 1924 foi confeccionado por um pesquisador chamado Westman o primeiro objeto simulador antropomórfico a partir de mistura de plástico com cera, chamado de “*Phanton Pélvico*” com a finalidade de estudos ginecológicos. [25]

Villani (2021) considera que uma vez tendo o uso da radiação se tornado popular, a necessidade de simulacros se tornou evidente. E reconheceu-se que a quantificação da dose administrada a um tecido de interesse implicaria em sua realização no próprio tecido, entretanto, quando os efeitos deletérios da radiação foram identificados, compreendeu-se a necessidade de utilização de substitutos de tecido, sendo que as primeiras propostas foram fabricadas com água ou cera, inicialmente com geometrias bastante simples, tanques de água e blocos de cera. [26]

A partir da década de 40, passou a ser realizada a análise do número atômico efetivo Z para a escolha do material que irá constituir o simulador, e neste mesmo período começaram a ser apresentados novos estudos envolvendo materiais substitutos de tecido, e conseqüentemente a construção de objetos simuladores feitos a partir de misturas que se aproximam mais dos tecidos biológicos. [25]

No ano de 1962, foi desenvolvido um dos objetos simuladores mais conhecidos, intitulado de *Radiation Analog Dosimetry* (RANDO) por Alderson e colaboradores, sendo o *Alderson Radiation Therapy* (ART) o mais conhecido, com a proposta de simular um adulto padrão, cujo tecido molde é formado de borracha sintética de isocianato, visando substituir os músculos, o pulmão é feito de resina epóxi e o esqueleto é natural. Além disso o RANDO conta com orifícios por meio dos quais podem ser inseridos dosímetros termoluminescentes (Figura 15). [25]



**Figura 15** – *Phantom ART RANDO* Alderson Masculino (homem padrão com estatura de 1,75 m e peso corporal de 73,5 Kg)



Fonte: CERQUEIRA, 2014. [25]

Embora a água ainda seja uma opção ideal, traz consigo uma série de desafios, considerando que as formulações variam significativamente a depender do tipo de cera que foi utilizada, levando a inconsistências em relação as medições iniciais, posteriormente, se observou que a cera se desvia da equivalência do tecido para a faixa de baixas energia. Buscando contornar isto, materiais de alto número atômico passaram a ser adicionados às misturas de cera. [26]

Villani (2021) afirma que embora isto tenha melhorado de forma significativa as propriedades radiológicas, ainda era possível constatar certo grau de variabilidade. Esta situação pode ser considerada uma das motivações para a construção dos primeiros simuladores antropomórficos na década de 60. [26]

Morlotti (2007) acrescenta sobre os objetos simuladores de água que a aquisição manual dos dados é um processo de certa forma lento, pois é necessário acionar o feixe, verificar a dose medida, e modificar a posição da medida, uma rotina que além de ser enfadonha, pode levar a instabilidade no feixe devido a esta interrupção rotineira do serviço. Neste sentido, uma alternativa é a utilização de objetos simuladores padrão de

água automatizado, proposta que tem como característica o fato de a movimentação da câmara de ionização, à prova d'água, ser controlada por *software*, apresentando alta precisão de posicionamento. [11]

Como exemplo descreve o Blue Phantom da Scanditronix-Wellhöfer, fabricante de diversos modelos de objetos simuladores automatizados (Figura 16), sendo caracterizado por uma caixa cúbica de *plexiglass* com lados de aproximadamente 50 cm e paredes com espessura de 15 mm, bem como um sistema de trilhos e motores de passo capazes de movimentar a câmara a uma velocidade aproximada de 15 mm/s. O tanque apresenta uma capacidade de 200 litros de água, que pode ser bombeada para dentro do objeto simulador a partir de um comando no *software*, sendo que com o término da avaliação, a água retorna ao reservatório. [11]

**Figura 16** – Blue Phantom da Scanditronix-Wellhöfer juntamente com o sistema de controle



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

## 5.2 – Câmara de Ionização

Câmaras de ionização são utilizadas para a delimitação da dose de radiação, contando com várias formas de tamanhos, a depender da necessidade de seu uso,

sendo formada por uma cavidade preenchida com gás, cercada de uma parede externa condutora e um eletrodo central coletor. As câmaras de ionização podem ser de ar livre, cilíndricas, de placas paralelas, cavitárias, de transmissão e de extrapolação. Em seu estudo, Tauhata *et al.* (2003) apresenta algumas modalidades de detectores especiais que operam dentro da proposta de câmara de ionização (Quadro 1). [20, 21]

**QUADRO 1 – DETECTORES ESPECIAIS QUE OPERAM DENTRO DO MODO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO**

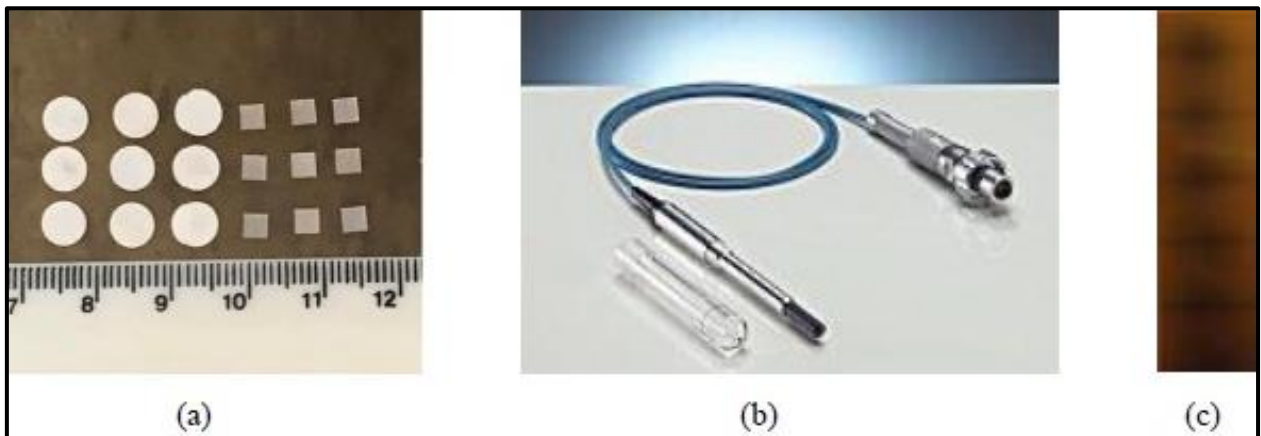
<b>Câmara de ionização <i>free air</i></b>	Consiste em uma estrutura convenientemente montada e aberta de forma que a interação com radiação é medida diretamente no ar, ou seja, o volume sensível do detector é menor que o do recipiente em que está contido. A camada de ar entre o volume sensível e as paredes da câmara faz com que o volume sensível não sofra influência da interação da radiação com as paredes.
<b>Caneta dosimétrica</b>	Muito utilizada em monitoração pessoal, consiste em uma câmara de ionização onde um fio de quartzo serve como cursor para indicar a exposição (ou dose) acumulada. Utilizando um carregador, insere-se, sob pressão, a caneta para ser “zerada”. Na prática significa que lhe foi fornecida uma carga elétrica máxima, que vai se esvaindo com o surgimento dos elétrons e íons formados pela radiação, dentro do volume da câmara. Assim, o fio de quartzo vai se aproximando do eletrodo de carga de mesmo sinal e, pela lente, observa-se a leitura da exposição ou dose absorvida.
<b>Câmara de ionização tipo poço</b>	A câmara de ionização é montada de forma que a fonte radioativa a ser medida possa ser introduzida no “poço” criando uma condição de eficiência de praticamente 100%. É muito utilizada na medição de atividade de fontes radioativas. Exemplo: curiômetro.
<b>Câmara de extrapolação</b>	Câmara montada com distância entre eletrodos variável, permite a medição de valores diferentes de volume ionizado sendo utilizada para o cálculo de dose absorvida para radiações de baixa energia (fótons e elétrons), utilizando a técnica de extrapolação.

Fonte: Tauhata *et al.*, 2003. [20]

Espera-se que as câmaras de ionização empregadas em medições em feixes de fótons para um objeto simulador de água sejam equivalentes em água e não perturbem a fluência de radiação, além de possuir uma resposta independente de direção, alta sensibilidade, resposta linear à taxa de dose absorvida na água e dependência energética ilimitada. Nota-se que enquanto muitas características possam ser alcançadas apenas de forma aproximada, as câmaras de ionização cilíndricas se

destacam por serem robustas, simples e adequadas para o âmbito da dosimetria clínica de referência, em específico para campos pequenos, para serem utilizadas na água e em objetos simuladores sólidos. Silva (2014) afirma que no campo da dosimetria em radioterapia, os aparatos mais utilizados são os Dosímetros Termoluminescentes (TLDs), câmaras de ionização e filmes radiocrômicos (Figura 17). [21, 24]

**Figura 17** – Dosímetros termoluminescentes (a), câmara de ionização do tipo Farmer (b) e filme radiocrômico (c)



Fonte: SILVA, 2014. [24]

Câmaras de íon cilíndricas são os dosímetros mais comumente usados para medições de ponto único de atenuação por objetos, como o suporte do paciente ou dispositivos de imobilização. Em profundidades maiores que a profundidade da dose máxima, a medição fantoma da redução da dose causada por dispositivos externos não apresenta o mesmo desafio que a medição da dose superficial. A redução da dose causada por um objeto externo no ponto de interesse é a razão entre a dose com o objeto atenuante no local e a dose sem o objeto atenuante. É seguro supor que, nas condições definidas acima, a proporção da dose é igual à proporção da ionização. Deve-se tomar cuidado para que as propriedades da câmara, como a dimensão da cavidade, sejam adequadas às condições de medição. [27]

A câmara de ionização opera em região de saturação de íons sendo que para cada par de íon gerado pela partícula no interior do volume sensível do detector gasoso

um sinal passa a ser identificado. Entretanto, Tauhata *et al.* (2003) consideram que a corrente identificada é muito baixa, geralmente na ordem de  $10^{-12}$  A, o que evidencia a necessidade de amplificadores a fim de que o sinal possa ser convenientemente processado. Cabe expor que as câmaras de ionização operam normalmente em modo corrente, e desde que convenientemente construídas, tendo o ar como elemento gasoso, este tipo de aparato é capaz de medir diretamente a grandeza 'Exposição'. [20]

Groppo (2020) explica que ao possuir um gás como detector, este tipo de dispositivo gera sinais de pequena amplitude, comparativamente aos sinais que são gerados por outros tipos de detectores, entretanto, devido a possibilidade de aplicação de uma polarização adequada, apresentam linearidade entre a energia que é depositada por unidade de massa para um volume sensível e a carga coletada, uma característica que o torna um detector adequado para a iniciativa de medições dosimétricas em radioterapia, em respeito as especificações da IEC<sup>4</sup> 60731. [18]

E acrescenta que pelo fato de possuírem cavidades ventiladas como volumes sensíveis estes aparados não estão suscetíveis a possíveis vazamentos de gás, podendo estabelecer que não há alteração para o volume sensível com o passar do tempo, levando a uma boa estabilidade da resposta. Atualmente, a parede do volume sensível é formada por materiais de baixa densidade à exemplo do grafite, com o propósito de não se inferir perturbação no meio de medição, sendo que de acordo com protocolos internacionais para dosimetria de feixes de radiação voltados para a radioterapia, estabeleceu-se que a dimensão do volume sensível do detector deve estar entre  $0,1 \text{ cm}^3$  e  $1,0 \text{ cm}^3$ , entretanto, quanto menor for o volume sensível, comparativamente mais complexas se tornam as medições dosimétricas. [18]

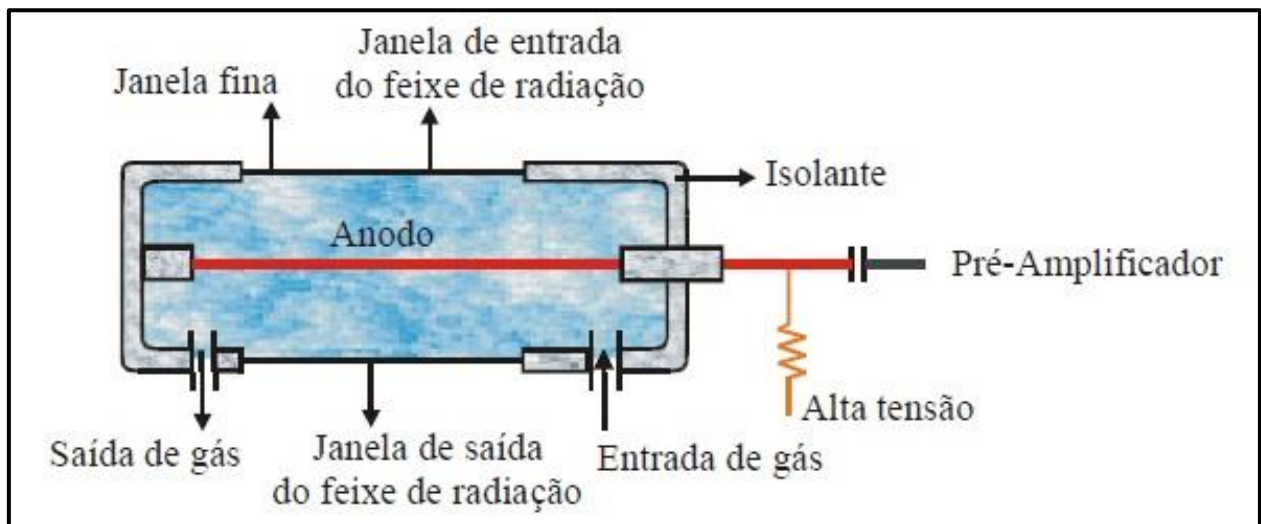
Tauhata *et al.* (2003) também descrevem que os detectores proporcionais foram introduzidos no mercado na década de 40, tendo a característica de estarem sempre operando no modo pulso e tem como fundamento o fenômeno de multiplicação de íons no gás para se amplificar o número de íons originais gerados pela radiação incidente, sendo que os pulsos originados são muitas vezes maiores do que os das câmaras de

---

<sup>4</sup> IEC (*International Electrotechnical Commission*) do inglês significa Comissão Eletrotécnica Internacional.

ionização, o que faz com que os detectores proporcionais sejam mais convenientes para as medições em contextos em que os números de pares de íons seja muito pequeno para permitir uma operação satisfatória de uma câmara de ionização, sendo muito utilizados na detecção e espectroscopia de raios X, elétrons de baixa energia e radiação alfa (Figura 18). [20]

**Figura 18** – Esquema de um detector proporcional cilíndrico



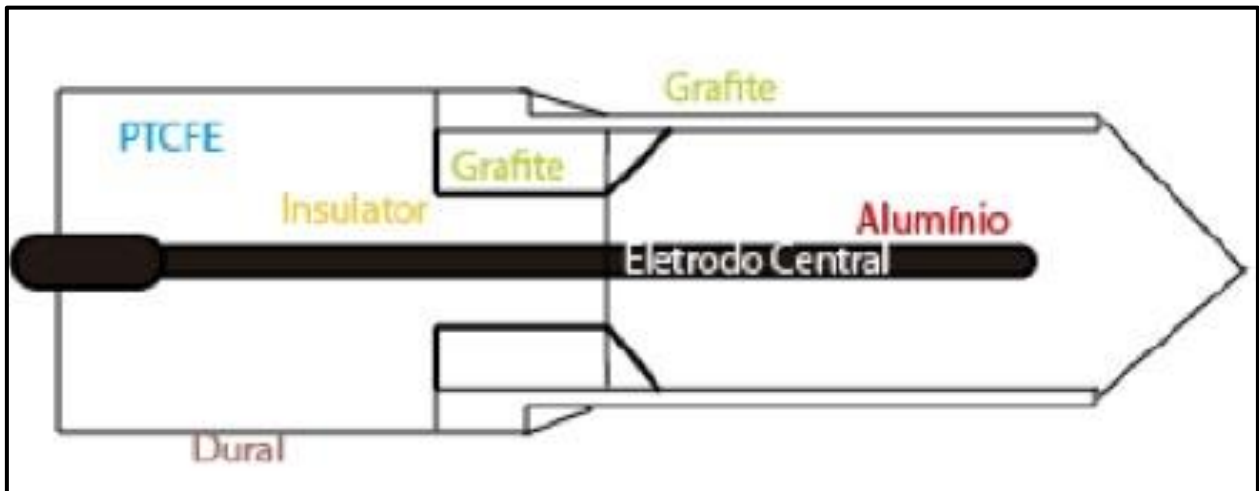
Fonte: TAUHATA *et al.*, 2003. [20]

### 5.2.1 – Câmara de Ionização Cilíndrica Tipo Farmer

Vedovato (2014) caracteriza a câmara de ionização cilíndrica do tipo Farmer como uma câmara de ionização dedal, proposta que considerada como sendo a mais utilizada para a prática de dosimetria em serviços de radioterapia, em decorrência de sua geometria e ao possuir dimensões reduzidas, o que favorece o seu manuseio. [28]

Este modelo de câmara de ionização é formado por uma parede sólida condutora que delimita certo volume de ar, por meio do qual um eletrodo condutor é inserido ao centro a fim de coletar os íons formados no ar. A câmara de ionização Farmer que conta com um volume sensível de  $0,6 \text{ cm}^3$  é o tipo mais comum deste aparato. A Figura 19 ilustra a representação esquemática deste tipo de câmara. [28]

**Figura 19** – Representação esquemática de câmara de ionização Farmer



Fonte: VEDOVATO, 2014. [28]

Com base no protocolo de dosimetria da AAPM<sup>5</sup>, Morlotti (2007) afirma que a câmara Farmer pode ser usada em objetos simuladores de água, plástico ou ar, e cuja resposta de carga fica na faixa dos 10 nC/Gy. O modelo mais empregado no âmbito da radioterapia possui volume interno de 0,6 cm<sup>3</sup>, podendo ou não ser à prova d'água. Seu eletrodo interno é de alumínio e suas dimensões são de 21 mm de comprimento por 1mm de diâmetro. A parede externa deste aparato possui cerca de 0,45 mm de espessura, sendo confeccionada em PMMA<sup>6</sup>, grafite ou materiais acrílicos, e suas dimensões externas medem algo em torno de 24 mm de comprimento por 7 mm de diâmetro (Figura 20). [11]

<sup>5</sup> AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*), do inglês significa Associação Americana de Física Médica.

<sup>6</sup> Polimetilmetacrilato (PMMA) é um polímero sintético opticamente transparente, popularmente conhecido como acrílico.

**Figura 20** – Aparência física de uma câmara de ionização do tipo Farmer de 0,6 cm<sup>3</sup>



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]



## 6. GERADORES DE FEIXE CLÍNICO

Aceleradores Lineares Clínicos (CLINACs) são os equipamentos mais empregados em diversas instituições médicas para a produção de radiação ionizante de finalidade terapêutica. Medida que visa a produção de feixes de alta intensidade em distâncias relativamente grandes, que não precisam ser trocados com muita frequência e que não geram rejeitos radioativos. Sendo que com o avanço da tecnologia computacional, os CLINACs vêm se tornando cada vez mais versáteis, passando a permitir movimentos complexos formados vários graus de liberdade e controle por meio de uma interface gráfica (Figura 21).<sup>[11]</sup>

**Figura 21** - Acelerador Linear



Fonte: SILVA, 2014.<sup>[24]</sup>

Os elétrons do feixe são produzidos por um canhão de elétrons que é formado por um filamento de tungstênio aquecido, sendo que por meio de emissão termiônica os elétrons são ejetados do cátodo e acelerados no tubo acelerador até o ânodo. Compreende-se que no final do tubo se encontram as bobinas defletoras que direcionam o feixe para o alvo apropriado, e que entre os CLINACs de alta energia, as bobinas são capazes de defletir o feixe de 90° ou 270°. Entretanto, no caso de

aceleradores clínicos de baixa energia, à exemplo dos de 4 MeV, não existe a presença de bobinas defletoras, pois neste caso o feixe já é direcionado para a posição correta, não havendo necessidade de defletí-lo.<sup>[11]</sup>

## 6.1 – Acelerador Linear Clínico

O AL pode ser descrito como um dispositivo que opera por meio de ondas eletromagnéticas de alta frequência com o intuito de acelerar elétrons para altas energias a partir de um tubo linear, assim, o próprio feixe de elétrons incide sobre uma folha espalhadora a fim de que possa ser empregado clinicamente no contexto de doenças superficiais, ou então ao atingir um alvo, sejam gerados raios X que são empregados para outros tipos de tratamento. Compreende-se que a energia destes feixes de radiação pode variar entre 4 e 21 MeV para o caso dos elétrons e entre 4 e 18 MeV para o caso dos fótons.<sup>[18]</sup>

Silva (2014) concorda que os ALs são os aparelhos mais utilizados em tratamentos radioterápicos, devido a possuírem maior variedade de energia, tanto em matéria de feixe de elétrons quanto em matéria de feixe de fótons, viabilizando o tratamento em diversas profundidades. Entretanto, afirma que caso a fonte adotada para o tratamento esteja muito próxima ou em contato com a região a ser tratada, a técnica mais recomendada é a Braquiterapia.<sup>[24]</sup>

Um AL de uso clínico é constituído de vários componentes, o Quadro 2 apresenta os principais, e a Figura 22 cumpre o papel de ilustrar graficamente a localização destes componentes.<sup>[30]</sup>

**Quadro 2 – PRINCIPAIS COMPONENTES DE UM ACELERADOR LINEAR DE USO CLÍNICO**

(Continua)

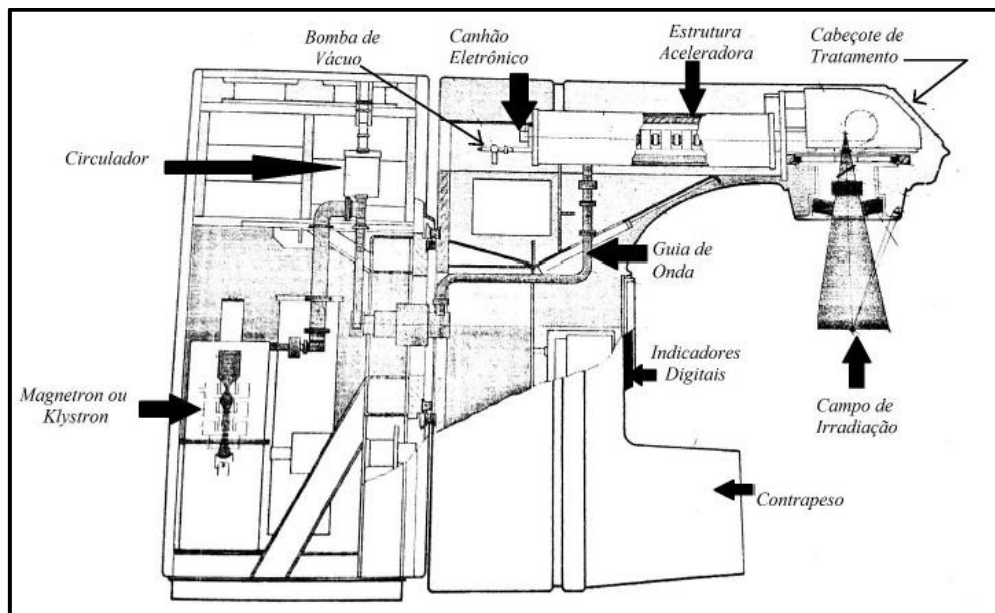
<b>1. Canhão de elétrons</b>	Filamento em que são gerados os elétrons para serem acelerados.
<b>2. Seção aceleradora</b>	Estrutura em que os elétrons são acelerados até atingirem a energia desejada.

(Conclusão)

<b>3. Bomba de vácuo</b>	Equipamento responsável por manter o vácuo na secção aceleradora.
<b>4. Magnetrons ou klystron</b>	Os magnetrons são geradores de ondas de radiofrequência, enquanto os klystrons são amplificadores dessas ondas.
<b>5. Guia de onda</b>	Estrutura responsável por transportar as micro-ondas até a seção aceleradora.
<b>6. Circulador e carga d'água</b>	Componentes responsáveis por absorver as micro-ondas que não chegam à seção aceleradora.
<b>7. Magneto de deflexão</b>	Componente responsável por conduzir o feixe de elétrons até o carrossel.
<b>8. Carrossel</b>	Componente responsável pela localização dos filtros específicos para obtenção de feixes de elétrons ou fótons.
<b>9. Colimadores</b>	Componentes responsáveis pela definição do tamanho do campo de irradiação a ser utilizado.
<b>10. Circuito d'água</b>	Responsável pela refrigeração de todo equipamento.

Fonte: SOUZA, 2017. [30]

Figura 22 – Esquema dos principais componentes de um AL



Fonte: SOUZA, 2017. [30]

Os CLINACs podem ser descritos como aparatos complexos, que utilizam da mais alta tecnologia para produção de feixes com propriedades dosimétricas e geométricas bem delimitadas. Estes equipamentos são compostos de uma parte estática e uma parte móvel, também chamada de *gantry*, com um cabeçote (Figura 23). No que diz respeito ao suporte estático se encontram presentes os sistemas de refrigeração, componentes elétricos geradores de micro-ondas, na forma de magnetrons ou klystrons e demais componentes eletrônicos, sendo que no *gantry* estão presentes a seção aceleradora e o cabeçote com os colimadores. [29]

**Figura 23** – Posicionamento do *phantom* em relação ao *gantry* do AL



Fonte: THOMPSON, 2013. [17]

Souza (2017) acrescenta que os elétrons gerados são acelerados e conduzidos até o cabeçote do acelerador a fim de se atingir um alvo metálico de tungstênio, levando a geração de um feixe de fótons ou o direcionamento a uma folha espalhadora de alumínio, como ilustra a Figura 24. Sendo que os feixes após a produção são colimados por sistemas específicos de cada uso. [30]

Neste cabeçote, estão presentes os sistemas de seleção do feixe, na forma de fótons ou elétrons, além da colimação e monitoramento empregados para a obtenção

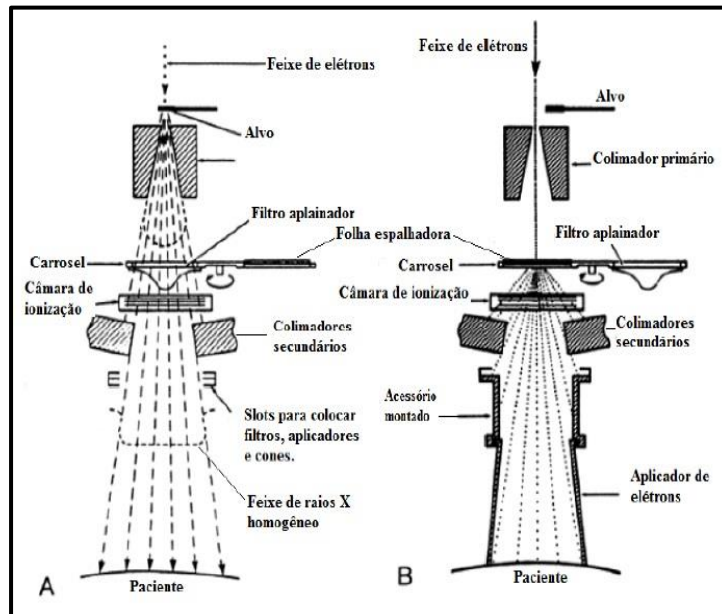
de um feixe homogêneo de radiação. Compreende-se que o conjunto das estruturas que compõem o cabeçote é blindado com chumbo a fim de reduzir a radiação de fuga a 0,1% da dose que chega ao isocentro do aparato. A definição do tamanho de campo de irradiação e homogeneidade passa pelos componentes descritos no Quadro 3. [30]

**Quadro 3 – PRINCIPAIS COMPONENTES DE UM ACELERADOR LINEAR DE USO CLÍNICO**

<b>Colimadores primários</b>	Esses colimadores são fixos e determinam o maior campo de irradiação (normalmente 40 x 40 cm <sup>2</sup> ). São feitos normalmente de chumbo ou tungstênio e localizados perto do alvo.
<b>Câmaras monitoras</b>	Dois pares de câmaras de ionização interceptam o feixe. Essas câmaras são responsáveis por medir a taxa de dose, dose absoluta e simetria do feixe do campo de radiação.
<b>Filtro aplainador</b>	Como ALs produzem elétrons em um intervalo de megavoltagem, a intensidade dos raios X é maior na região central do que na periferia do feixe, devido aos elétrons seguirem na mesma orientação dos fótons. Por este motivo são utilizados os filtros aplainadores, com a finalidade de tornar o feixe plano. Com relação ao material do filtro aplainador, são usados cobre, chumbo, ouro, tungstênio, aço, alumínio ou uma liga com a combinação de alguns deles.
<b>Folha espalhadora</b>	Componente responsável pela criação de um feixe uniforme e plano de elétrons.
<b>Colimadores secundários</b>	Consistem em quatro blocos de tungstênio, sendo dois localizados na direção X e superior aos outros dois que se localizam no eixo Y. Os superiores são conhecidos com <i>upper jaws</i> e os inferiores <i>lower jaws</i> . A combinação destes colimadores pode gerar campos quadrados ou retangulares de 0 x 0 cm <sup>2</sup> a 40 x 40 cm <sup>2</sup> .
<b>Colimadores terciários ou Multileaf Colimator (MLC)</b>	Existem vários modelos com variações na quantidade de lâminas, assim como na espessura e largura. Um conjunto de lâminas bastante utilizado é conhecido por MLC 120, que contém 120 lâminas (60 pares), sendo 80 lâminas centrais (40 pares) de largura 0,5 cm e 40 lâminas da periferia (20 pares) de largura 1,0 cm. Todas as lâminas têm a mesma espessura de 6 cm e é feita de tungstênio. O uso do MLC possibilita uma melhor conformação dos campos de irradiação, pelo fato de cada lâmina obter uma movimentação individual.
<b>Cones aplicadores</b>	Utilizados para definir os diferentes tamanhos de campo de feixes de elétrons.
<b>Sistema óptico</b>	Indicador luminoso do tamanho do campo de irradiação e da Distância Fonte-Superfície (DFS).

Fonte: SOUZA, 2017. [30]

**Figura 24** – Componentes do cabeçote do AL: (A) esquema de produção de fótons de raios X e (B) produção de feixe de elétrons



Fonte: SOUZA, 2017. [30]

Souza (2017) considera que a adaptação dos ALs para aplicações médicas oportunizou um significativo avanço para o campo da radioterapia, pela possibilidade de realização de tratamentos por meio de feixes de elétrons, um avanço em relação aos anteriores betatrons. Em relação ao caso de equipamentos de terapia superficial e ortovoltagem, os ALs também empregam a interação dos elétrons por meio de um alvo metálico para a produção de fótons, e acrescenta que a obtenção destes feixes, considerados como mil vezes mais energéticos que o paradigma anterior da ortovoltagem, era inviável pela tecnologia dos tubos de raios X em decorrência de limitações na aquisição e isolamento de altas tensões. [30]

Para os elétrons serem acelerados a grandes velocidades, são empregados micro-ondas em um tubo com vácuo, sendo que em uma extremidade do tubo, os elétrons, nesta circunstância muito mais velozes, se chocam com um alvo metálico de alto número atômico, resultando na produção de feixes de raios X, ou então, atingem uma folha espalhadora com o objetivo de produzir elétrons. [30]

Compreende-se que os feixes gerados pelos ALs apresentam energia maior comparativamente aos feixes de  $^{60}\text{Co}$ , sendo assim mais penetrantes. Para o cenário de energias de 6 e 10 MeV, os pontos de dose máxima se encontram localizados a 1,5 cm e 2,5 cm de profundidade, uma característica que viabiliza a irradiação de tumores profundos com doses altas e baixo efeito na pele. A Tabela 1 evidencia a capacidade de penetração para feixes de diferentes energias. [30]

**Tabela 1** – Capacidade de penetração dos feixes de diferentes energias

Equipamento	Raios X de ortovoltagem		Cobalto-60		Acelerador Linear	
	10 keV	140 keV	250 keV	1,25 MeV	6 MeV	10 MeV
<b>Energia</b>	10 keV	140 keV	250 keV	1,25 MeV	6 MeV	10 MeV
<b>DFS (cm)</b>	40	40	40	80	100	100
<b>Profundidade de dose máxima (cm)</b>	0	0	0	0,5	1,5	2,5
<b>% dose a 10 cm de profundidade</b>	11,9	21,4	29,5	56,4	66,8	74,8

Fonte: SOUZA, 2017. [30]

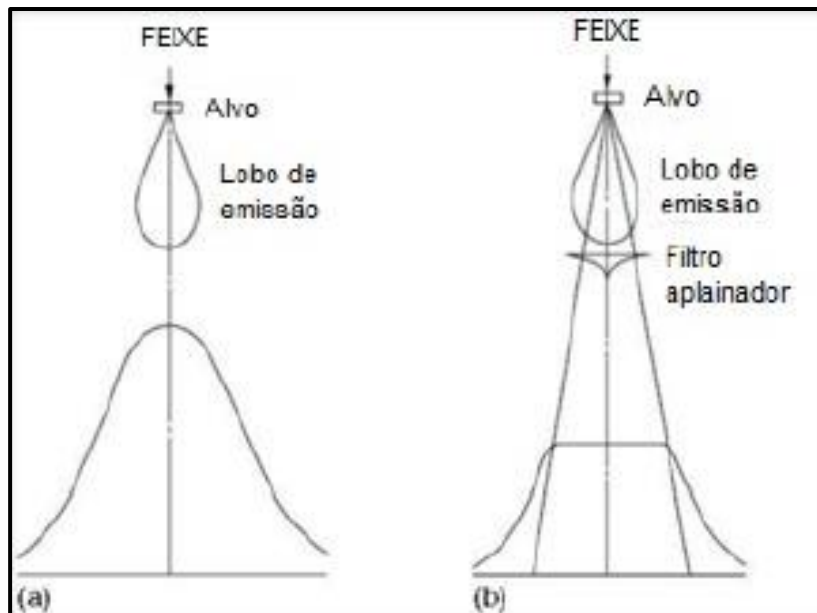
Groppo (2020) descreve que com o auxílio do Acelerador Linear Clínico Versa HD™ da marca sueca Elekta® são realizados os principais tipos de tratamentos em matéria de radioterapia, desde casos paliativos até tratamentos de alta complexidade à exemplo de *Stereotactic Body Radiation Therapy* (SBRT), *Stereotactic Radiation Therapy* (SRT) e *Stereotactic Radiosurgery* (SRS) por meio de 3D conformacional, IMRT, radioterapia de arcos dinâmicos com ou sem colimadores de estereotaxia e VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*), sendo que este acelerador apresenta feixes de fótons com filtro de 6 MeV, 10 MeV e 15 MeV, e que em modelos mais modernos, se encontram disponíveis feixes *Flattening Filter Free* (FFF) que conta com feixes de raios X de 6 MeV e 10 MeV (Figuras 25 e 26). [18]

**Figura 25** – Acelerador Linear Versa HD™ da Elekta®



Fonte: GROPPPO, 2020. [18]

**Figura 26** – Feixes de um AL (a) sem filtro aplainador e (b) com o filtro aplainador



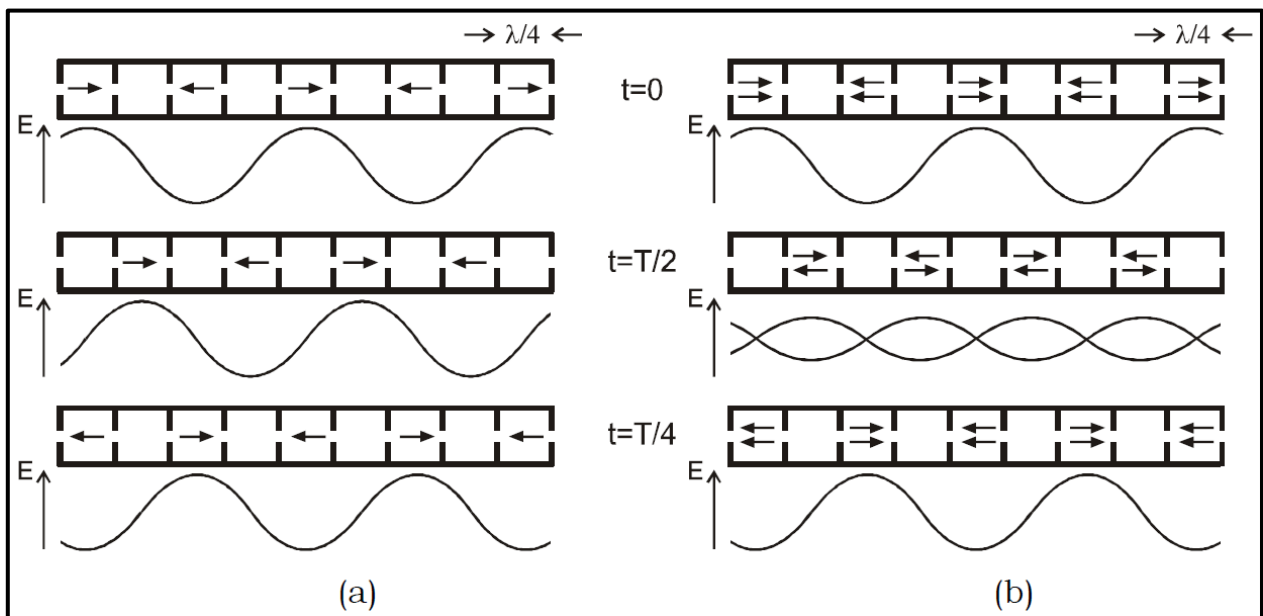
Fonte: GROPPPO, 2020. [18]



### 6.1.1 – Aceleração dos Elétrons

A aceleração dos elétrons nos ALs ocorre dentro de um dispositivo denominado tubo acelerador. Internamente, os tubos possuem composições em anéis concêntricos que estão separados, formando cavidades de aceleração. Morlotti (2007) supõe que se uma onda eletromagnética for transmitida através deste tubo, a separação dos anéis será de  $\lambda/4$  do comprimento de onda (Figura 27).<sup>[11]</sup>

**Figura 27** – Representação esquemática de um guia de onda com uma série de discos igualmente espaçados por  $\lambda/4$ . O campo elétrico  $E$  em várias posições do guia de onda é mostrado em intervalos de tempo de  $0, T/4, T/2$ , etc. quando a onda progressiva passa pelo guia da esquerda para direita (a). Mesma representação, exceto pelo fato da onda ser estacionária (b)



Fonte: MORLOTTI, 2007.<sup>[11]</sup>

Morlotti (2007) descreve que a distribuição do campo elétrico internamente ao tubo acelerador é dado da seguinte forma: no centro da primeira cavidade, o campo elétrico é  $E$  para direita; no centro da segunda cavidade o campo elétrico é nulo; no centro da terceira cavidade, o campo elétrico é  $E$  para esquerda; no centro da quarta cavidade, o padrão se repete; a distribuição no instante de tempo é de  $t=0$ . A cada  $\lambda/4$  do período de onda, todo padrão é deslocado  $\lambda/4$  do comprimento de onda para a direita.<sup>[11]</sup>

A aceleração dos elétrons também pode ocorrer, também, pelo método de ondas eletromagnéticas estacionárias, conforme figura 20 (b). A onda estacionária é obtida quando duas ondas de amplitudes semelhantes caminham em sentidos opostos no mesmo guia de onda. Morlotti (2011) descreve as ondas eletromagnéticas estacionárias da seguinte forma: após  $1/4$  do período de onda, o campo elétrico ao longo de todo o tubo acelerador é nulo; após mais  $1/4$  do período de onda, os campos elétricos estão revertidos à situação inicial; a distribuição no instante de tempo é de  $t=0$  e os elétrons são acelerados da esquerda para a direita. [11]

As ondas eletromagnéticas utilizadas no interior do tubo acelerador são geradas por um oscilador de alta potência, gerando pulsos de radiofrequência de, aproximadamente, 3.000 MHz. Segundo Hendde; Ibbott e Hendde (1996 *apud* Morlotti, 2007) os guias de onda possuem dimensões típicas de  $0,6 \lambda$  de largura por  $0,2-0,5 \lambda$  de espessura, onde  $\lambda$  é o comprimento de onda da micro-onda. [11, 47]

### 6.1.2 – Cabeçote de Tratamento

O cabeçote de tratamento é composto por uma blindagem de grande espessura, podendo ser de chumbo ou liga de chumbo-tungstênio. É no cabeçote de tratamento que estão presentes outros componentes do AL, são eles o alvo de raios X, filtro aplainador, folha espalhadora, câmara de ionização, colimadores fixos e móveis, e a fonte luminosa do sistema de localização (*laser*). O escape de radiação do cabeçote na DFS de 1 metro é de, aproximadamente, 0,1% do feixe útil. [11]

O *layout* da maior parte dos CLINACs permite que o cabeçote gire em torno de um eixo horizontal, viabilizando o giro do feixe em um plano vertical. A intersecção entre o plano vertical e o eixo horizontal é denominado de isocentro, que marca um ponto fixo virtual no centro da sala de tratamento em comparação ao AL, usualmente, a DFS com o isocentro gira em torno de 100 cm. [11]

### 6.1.3 – Alvo, Filtro Aplainador e Folha Espalhadora

Após o feixe de elétrons passar pelas bobinas defletoras, eles atingem um alvo de transmissão para produzir a radiação do tipo X de *Bremsstrahlung*<sup>7</sup>. Morlotti (2007) menciona que os fótons de alta energia têm maior fluência concentrada na porção central do feixe, portanto, necessita introduzir um feixe de alta densidade e com formato cônico, chamado de filtro aplainador (Figura 28). Sua principal função é garantir a uniformidade espacial dos fótons, deixando a seção transversal do feixe de forma plana. [11]

**Figura 28** – Carrossel com filtro aplainador para raios X de 6 MeV e folhas espalhadoras para feixes de elétrons de 4/6/8 MeV, 10/12/15 MeV e 18/20/22 MeV de um Acelerador Linear Elekta® SL25



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

O filtro aplainador nem sempre é composto unicamente de chumbo, outros materiais podem, recorrentemente, serem encontrados, tais como tungstênio, urânio, aço, alumínio, ou combinação mútua de um ou mais desses elementos. [11]

<sup>7</sup> Radiação de *Bremsstrahlung* é produzida quando os elétrons sofrem desaceleração, este fenômeno também é conhecido como radiação de frenamento.

Um ponto importante é mencionar que o uso do alvo e do filtro aplainador ocorre somente nos casos em que a produção do feixe de fótons seja o objetivo, caso haja a necessidade de utilizar somente feixe de elétrons, o alvo e o filtro aplainador são removidos, e os elétrons acelerados no tubo acelerador passam livres pela dupla folha espalhadora, que possui o mesmo objetivo em comum que o anterior, garantir a uniformidade espacial de fluência. Enquanto a primeira folha espalhadora garante o perfeito espalhamento dos elétrons, a segunda promove a planura. Sua composição é feita de Tântalo-73 coberta com alumínio. [11]

Todos esses elementos, filtro aplainador e folha espalhadora, estão acoplados em um dispositivo chamado de carrossel, e para cada diferente modo de energia empregado há uma alternância de uso apropriada. [11]

#### **6.1.4 – Colimação e Monitoramento do Feixe**

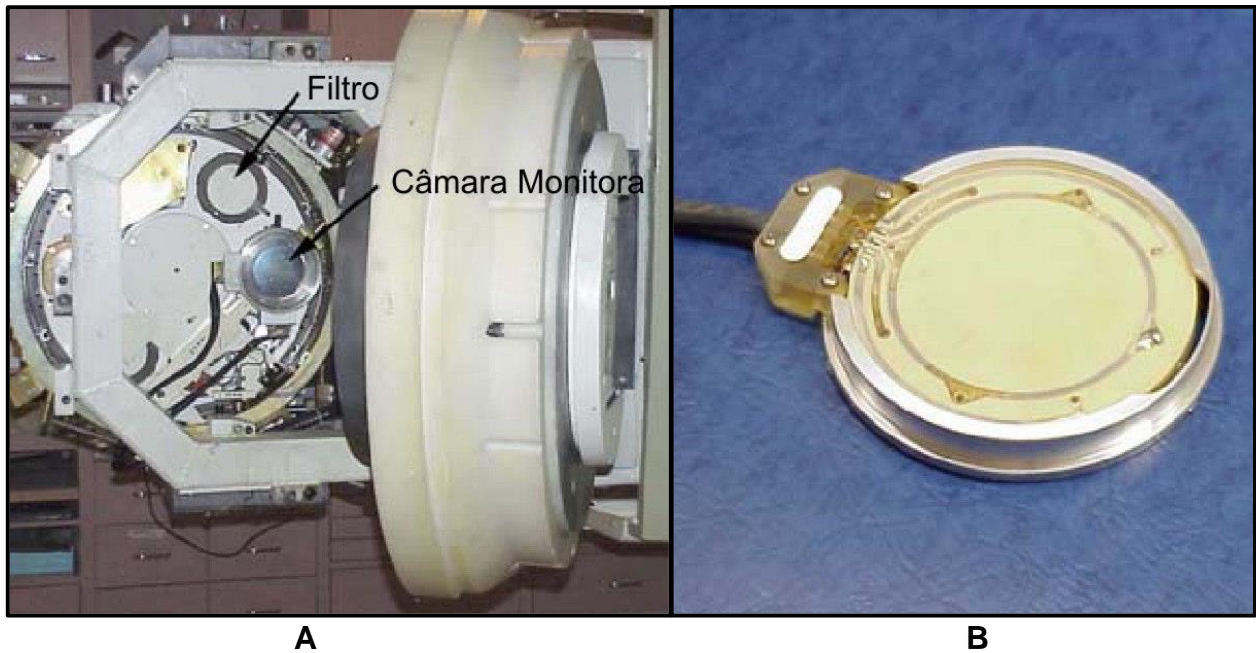
Na estrutura interna do AL, logo após o alvo de raios X, há um colimador primário fixo, que em equipamentos mais antigos era composto de urânio exaurido. Após a colimação primária o feixe passa pelo filtro aplainador e em seguida passa por uma câmara monitora (Figura 29). Este sistema de monitoramento é composto por diversas câmaras de ionização ou, em alguns casos, por apenas uma única câmara com múltiplas placas. Seu principal objetivo é monitorar a taxa de dose, a simetria do feixe, a dose total entregue e, por fim, é responsável por interromper o feixe após a atingir a entrega de dose total programada. [11]

É importante salientar que esse sistema de monitoramento não sofre interferência externa, como pressão, temperatura e/ou umidade, visto que as câmaras de ionização são seladas. No cabeçote do AL possui dois sistemas desses, isso deve-se ao elemento segurança, pois na falha do sistema de monitoramento primário, a secundária entra em operação. [11]

Após o feixe ser colimado pelo conjunto primário e passar pelo sistema de monitoramento, o feixe passa por uma segunda colimação, este pode ser composto

pelo equipamento MLC ou Liga de Aurea Alloy (Cerrobend®)<sup>8</sup>. O conjunto MLC garante campos retangulares com dimensões variáveis entre 0x0 cm<sup>2</sup> a 40x40 cm<sup>2</sup>, aproximadamente. [11]

**Figura 29** – Localização do filtro de fótons e elétrons no carrossel (A). Câmara monitora típica. Convém observar que a câmara monitora é fixa no cabeçote do acelerador clínico (B)



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

Existem diversos benefícios que corroboram a substituição de colimadores de Cerrobend® pelo dispositivo MLC, dentre eles podemos destacar o alto custo da Liga de Aurea Alloy, o modelamento automático do feixe de tratamento em múltiplos campos, a conformação dinâmica do volume na técnica radioterápica VMAT, modulação da intensidade do feixe na técnica radioterápica IMRT. [11]

<sup>8</sup> Cerrobend® é uma liga constituída de 50,0% de bismuto, 26,7% de chumbo, 13,3% de estanho e 10,0% de cádmio (Powers et al, 1973). Possui densidade de 9,4 g/cm<sup>3</sup> a 20 °C e ponto de fusão de 70 °C.

## 7. PLANEJAMENTO E TRATAMENTO

O plano ou planejamento do tratamento, diz respeito ao processo de delimitar uma distribuição de doses que seja aceitável, visando maximizar a dose no volume alvo de um paciente que se encontra submetido ao tratamento radioterápico e minimizar a dose em tecidos normais que estejam sendo irradiados, e isto passa pela seleção de energia e orientação do feixe, inclusão de modificadores de feixe e o desenho dos campos de tratamento, originalmente este planejamento era realizado manualmente. [11]

Isto fazia com que o cálculo de todas as isodoses fosse lento, e em muitos casos exigia correções de irregularidades superficiais, sendo que heterogeneidade de tecidos eram raramente levadas em consideração. Um cenário que se alterou com o avanço da tecnologia, pois esta rotina de tarefas foi substituída por cálculos computacionais mais precisos e rápidos, entretanto, isto passa pelo recolhimento de dados do paciente. [11]

A Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) usando  $^{18}\text{F}$ -FDG (fluorodeoxiglicose<sup>9</sup>) está sendo usada atualmente na oncologia clínica para o diagnóstico, estadiamento e monitoramento do tratamento de vários tipos de tumores. Entretanto, o uso de PET ou PET-CT ainda não é padrão de cuidado em oncologia geniturinária, apesar da importância e frequência deste grupo de cânceres malignos. A oncologia geniturinária também testemunhou um desenvolvimento lento no uso da sonda radiofarmacêutica mais comumente empregada, a  $^{18}\text{F}$ -fluoro-2-deoxy-D-glucose. [19]

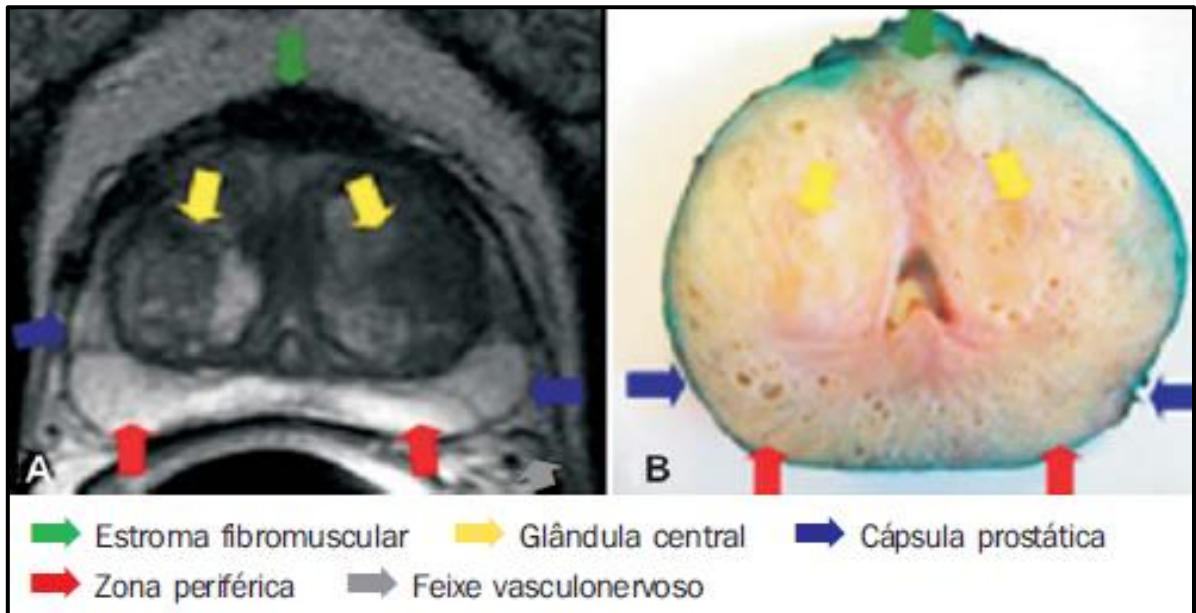
O câncer de próstata geralmente cresce lentamente e apresenta baixa atividade metabólica (utilização da glicose), e se reconhece que também é muito difícil para a PET distinguir a Hiperplasia Prostática Benigna (HPB) ou outros processos inflamatórios do câncer de próstata. Além disso, a excreção de FDG através do trato urinário limitou o uso de FDG-PET/CT para avaliação do carcinoma primário da bexiga, uma vez que a visualização do câncer de bexiga é difícil. Entretanto, o PET-CT pode ser útil para detectar metástases distantes porque as lesões metastáticas do câncer de bexiga podem ser melhor observadas. [19]

---

<sup>9</sup> Também chamado de Fluoro-2-D-deoxy-glucose.

A próstata consiste em quatro zonas anatômicas: periférica, central, transitória e a zona fibromuscular anterior (Figura 30). A glândula prostática fica posterior à sínfise púbica, anterior ao reto, inferior ao colo vesical, e superior ao diafragma urogenital. Compreende-se que uma glândula prostática normal é de 20 a 30 cm<sup>3</sup> e a zona periférica representa dois terços deste volume, o câncer de próstata é frequentemente multifocal, com a maioria dos tumores surgindo da zona periférica, sendo que a uretra penetra a próstata ao descer do colo vesical até o diafragma urogenital. Os feixes de nervos e vasos se movimentam ao longo das superfícies laterais da próstata na direção superior-inferior e se prendem à base nos pedículos superiores, e ao ápice nos pedículos inferiores. [22]

**Figura 30** – Correlação entre imagem de RM ponderada em T2 (A) e macroscopia da peça cirúrgica (B)



Fonte: BARONI, 2009. [31]

A cápsula prostática apresenta uma camada interna de músculo liso e uma camada externa de tecido conjuntivo, embora a cápsula esteja mal definida no ápice. O tumor que se estende além da cápsula da próstata pode envolver a gordura periprostática, vesículas seminais, colo vesical e feixes neurovasculares (pedículos superiores e inferiores), enquanto o tumor que invade de forma superior a base da



próstata pode causar obstrução do colo vesical e causar frequência, urgência, esvaziamento incompleto da bexiga e fluxo urinário fraco. [22]

O câncer de próstata no ápice que se estende até a uretra membranosa pode causar sintomas urinários obstrutivos semelhantes, sendo que a invasão da vesícula seminal pode se manifestar como hematopermia. A ocorrência de extensão extracapsular é mais comum na póstero-lateral onde os pedículos superiores se estendem ao longo da base da próstata, o que pode resultar em disfunção erétil. Enquanto alguns pacientes apresentam sintomas de tumores volumosos, muitos pacientes são diagnosticados sem nunca desenvolverem sintomas. [22]

Morlotti (2007) acrescenta que o planejamento passa pelo cálculo da distribuição de dose com base nos dados do paciente levando em conta os campos de radiação oriundos de diferentes direções e visando o tumor como alvo, não existindo um limite para a quantidade de campos utilizados para a irradiação do volume alvo. De forma geral, compreende-se que quanto mais campos são usados, maior deve ser a concentração de doses em sua interseção, poupando desta forma os tecidos sadios, embora isto aumente o volume irradiado. Atualmente existe a possibilidade de uso de compensadores e filtros para melhorar a distribuição de dose. [11]

## **7.1 – Dados do Paciente**

A propositura de um planejamento exige o acesso aos dados do paciente, à exemplo de contorno externo, estruturas e composições internas. Para este fim, uma série de técnicas foram desenvolvidas, sendo possível adquirir o contorno externo por meio de dispositivos simples como fios flexíveis de metal, estruturas em formato de bastão, dispositivos eletromecânicos e tiras flexíveis para molde, com o propósito de modelar o contorno do paciente e estabelecer marcas de referência com o auxílio dos lasers de posicionamento, buscando transferir a forma obtida para um papel gráfico. [11]

Da mesma forma, compreende-se que dados mais completos podem ser obtidos por meio de imagens anatômicas de alta definição e dados funcionais acerca da estrutura dos pacientes, o que pode ser feito a partir de radiografias diagnósticas,



Ressonância Magnética (RM), Tomografia Computadorizada e Tomografia por Emissão de Pósitrons.<sup>[11]</sup>

Um nódulo palpado no Exame Retal Digital (DRE)<sup>10</sup> garante uma avaliação posterior com um Ultrassonografia Transretal (TRUS)<sup>11</sup>. Com a triagem de rotina do PSA, muitas vezes é um nível de PSA absoluto elevado ou uma cinética anormal de PSA que provoca uma biópsia, já que um nódulo palpável muitas vezes não está presente no momento do diagnóstico. Recomenda-se normalmente uma biópsia sextante estendida que consiste em pelo menos 12 núcleos de biópsia.<sup>[22]</sup>

Um patologista faz o diagnóstico definitivo e atribui um grau da Escala de Gleason primário e secundário à amostra da biópsia como uma indicação de agressividade do tumor. Infelizmente, as biópsias guiadas por TRUS tendem a subdiagnosticar e a subestimar os cânceres de próstata. Aproximadamente um terço dos cânceres de próstata não são detectados na primeira biópsia e aproximadamente metade dos cânceres detectados são menos do que os escores finais de Gleason atribuídos nas amostras de prostatectomia. A recente implementação de biópsias de fusão por ressonância magnética ou ressonância magnética ultrassônica foi sugerida para melhorar a precisão das biópsias. A extensão do tumor primário, o nível de PSA e o grau da Escala de Gleason (GS)<sup>12</sup> são usados para determinar o grupo de risco do paciente, o que orienta a tomada de decisões sobre o tratamento.<sup>[22]</sup>

Pelo menos 130 algoritmos ou nomogramas diferentes foram desenvolvidos para prever resultados clinicamente relevantes para o aconselhamento de pacientes sobre estratégias de tratamento apropriadas. Como mencionado anteriormente, o estágio clínico T, grau da Escala de Gleason e o nível de PSA pré-tratamento são os indicadores prognósticos mais importantes que determinam o grupo de risco de um paciente. O Sistema Gleason é baseado na arquitetura morfológica do câncer de próstata e é o método mais comum para a classificação histológica. O grau da Escala

---

<sup>10</sup> DRE (*Digital Rectal Exame*), do inglês Exame Retal Digital.

<sup>11</sup> TRUS (*Transrectal Ultrasound Scan*), do inglês Ultrassonografia Transretal.

<sup>12</sup> GS (*Gleason Score*), do inglês Escala de Gleason.

de Gleason se aplica aos adenocarcinomas e carcinomas espinocelulares, mas não aos sarcomas ou carcinomas celulares de transição da próstata. [22]

A escala (Tabela 2) classifica graus que variam de 1 (mais diferenciada) a 5 (menos diferenciada), sendo resultado da soma dos dois graus de Gleason mais prevalentes observados em uma amostra de tecido e varia de 2 a 10, sendo 2 o mais indolente e 10 o mais maligno. Compreende-se que na prática clínica contemporânea, a Escala Gleason é dividida em três partições principais: bem diferenciado (GS 2 a 6), moderadamente diferenciado (GS 7) e mal diferenciado (GS 8 a 10). Uma GS de <6 é raramente encontrada na biópsia com agulha devido a uma mudança predominante na graduação de Gleason pelos patologistas, o que levou a uma mudança na GS ao longo do tempo, com GSs mais elevados sendo mais prevalentes na era PSA, mesmo quando outras características de risco clínico diminuíram. [22]

**Tabela 2** – Correlação entre a Escala de Gleason e da ISUP para classificar o câncer de próstata

<b>Escala de Gleason</b>	<b>Escore da ISUP</b>	<b>Características do Tumor</b>
<b>6 (3 + 3)</b>	2	Crescimento lento
<b>7 (3 + 4)</b>	2	Crescimento intermediário
<b>7 (4 + 3)</b>	3	Crescimento intermediário
<b>8 (4 + 4)</b>	4	Crescimento rápido
<b>9 ou 10 (4 + 5, 5 + 4, 5+5)</b>	5	Crescimento muito rápido

Fonte: ISUP, 2019. [32]

O sistema de estratificação da *National Comprehensive Cancer Network*<sup>®</sup> (NCCN) agrupa os pacientes em cinco categorias de risco: muito baixo, baixo, intermediário, alto e muito alto (embora normalmente tenham sido utilizados apenas grupos baixos, intermediários e de alto risco). Da mesma forma, os grupos de prognóstico *American Joint Committee on Cancer* (AJCC) são baseados no estágio T,

pontuação da Escala de Gleason e PSA pré-tratamento. Entretanto, pode existir uma ampla heterogeneidade dentro de um grupo de risco específico e sistemas de classificação mais novos incorporando fatores como idade e porcentagem de biópsias positivas e testes genéticos são cada vez mais utilizados para estratificar ainda mais os pacientes com risco. [22]

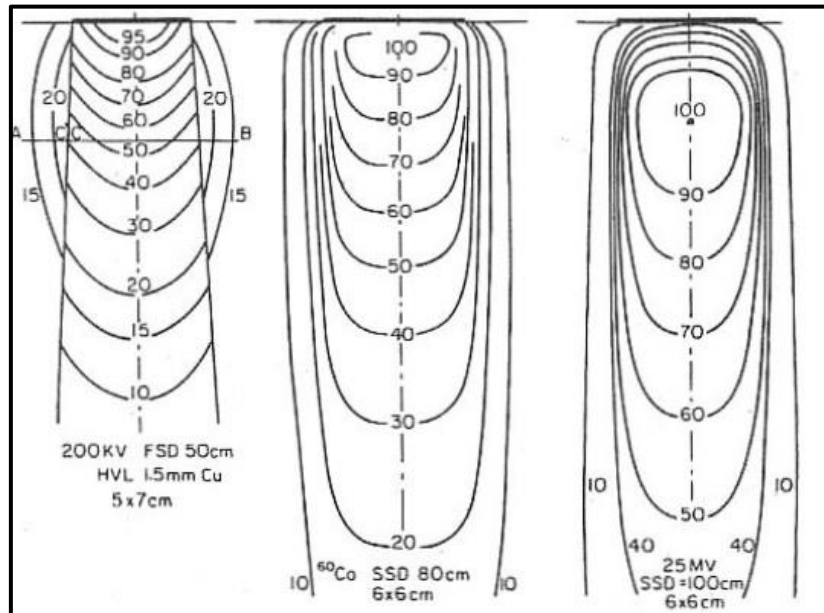
## 7.2 – Curvas de Isodose

A importância das curvas de isodose se deve ao fato de que embora a PDP seja uma das funções mais utilizadas para se avaliar doses internas em radioterapia, não é capaz de caracterizar os feixes de radiação em sua produção de distribuições tridimensionais de dose em meio irradiado. [11]

As curvas de isodose podem ser descritas como linhas que unem pontos de mesma dose em meio irradiado, permitindo estabelecer uma representação de variações de dose em um plano ou volume, sendo que de forma geral as curvas de isodose são desenhadas a partir de intervalos regulares de dose e expressas na forma de porcentagem da dose de um local de referência. O que leva a manifestação de um mapa de isodose (Figura 31), caracterizando uma família de curvas representadas por incrementos iguais de PDP, cumprindo também a função de indicar a variação na dose enquanto função da profundidade e distância transversal do eixo central. [11]

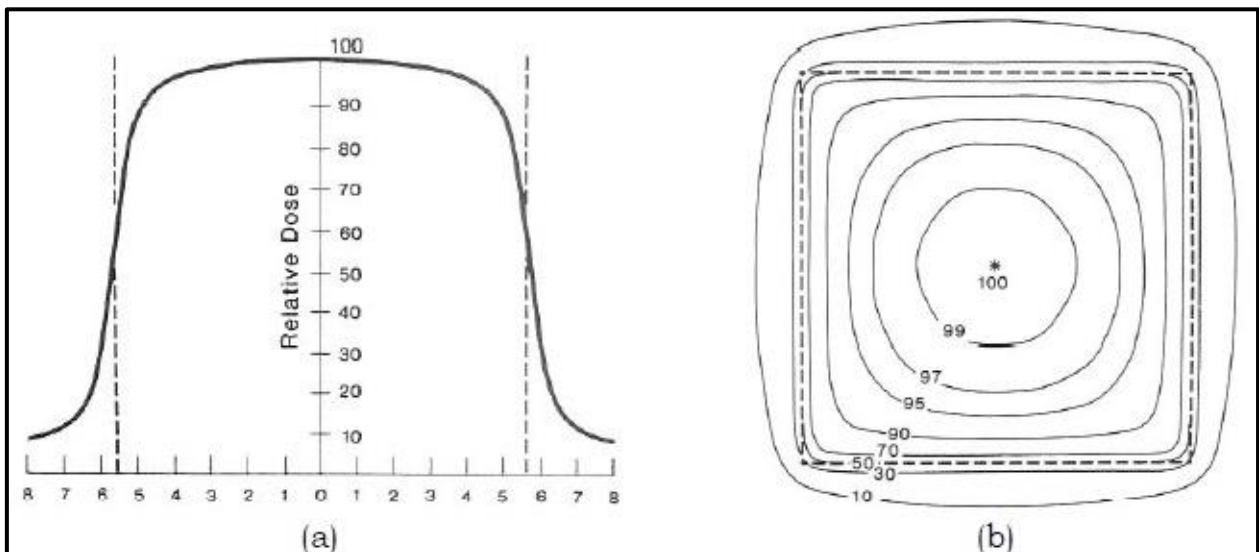
Analisando o resultado, é possível constatar que na região próxima às bordas do campo, na qual a dose cai rapidamente com a distância lateral a partir do eixo central, é formada uma penumbra de que depende de fatores à exemplo do tamanho da fonte de radiação e sua distância à superfície. Compreende-se que a manifestação desta penumbra também se deve a gradual diminuição da quantidade de material espalhador atingida pelo campo, o que faz com que esta região seja chamada de penumbra física, estando delimitada pelas curvas de isodose de 90% e 20% para uma profundidade de máxima dose. Sendo que fora dos contornos geométricos do feixe e da penumbra, a variação da dose se apresenta como resultado da radiação espalhada pelo tecido e espalhada pelo sistema de colimação. [11]

**Figura 31** – Mapas de isodose: à esquerda, feixe de 200 keV, HVL de 1,5 mm de Cobre (Cu), DFS de 50 cm, tamanho de campo de 5x7 cm<sup>2</sup>; ao meio, feixe de <sup>60</sup>Co, DFS de 80 cm, tamanho de campo de 6x6 cm<sup>2</sup>, à direita, feixe de 25 MeV, DFS de 100 cm, tamanho de campo de 6x6 cm<sup>2</sup>



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

**Figura 32** – Perfil de dose em profundidade mostrando variação da dose através do campo; feixe de <sup>60</sup>Co, DFS de 80 cm, profundidade de 10 cm, campo na superfície de 10x10 cm<sup>2</sup>; as linhas tracejadas delimitam o campo geométrico a 10 cm de profundidade (a). Corte transversal de uma distribuição de isodose em um plano perpendicular ao eixo central; os valores de isodose estão normalizados para 100% no centro do campo (b)



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

A figura 32 evidencia a variação de dose ao longo do campo para uma determinada profundidade, sendo que esta proposta de representação do feixe é intitulada de planura de dose. Morlotti (2007) chama a atenção para o fato de que o tamanho do corpo é definido pela curva de isodose de 50% em um plano em relação a profundidade de referência. [11]

### 7.3 – Configurações e Arranjos de Campos

As doses terapêuticas prescritas pelo médico devem ser aplicadas nas curvas de isodose de forma a englobar o volume a ser tratado, além disso, o local de máxima dose fornecida por um único campo se encontra sempre próximo à superfície ou alguns centímetros abaixo, e como resultado isto exige mais de uma incidência do feixe, com a exceção de casos de tumores superficiais, ao se reconhecer que o tratamento para a maioria dos tumores se fundamenta na combinação de dois ou mais campos a fim de que ocorra uma distribuição ótima de doses para o tumor e os tecidos normais, sendo que quanto maior a quantidade de campos, maior pode ser a dose aplicada, o que contribui para poupar os tecidos saudáveis. [11]

Os procedimentos de posicionamento do paciente em radioterapia da próstata devem ser avaliados em cada instituição, em particular se as doses de radiação para a próstata forem altas, pois a literatura relata a dose retal foi reduzida na posição de decúbito. E na ausência de dispositivos de imobilização, a reprodutibilidade da configuração diária pode ser menos precisa para a posição de decúbito, devido a variações sistemáticas de configuração. Este tema é de interesse, pois a imobilização do paciente é capaz de contribuir para a reprodutibilidade e precisão da radioterapia. [33]

Nakamura *et al.* (2009) acreditam que a popularização de dispositivos de imobilização também será necessária com um aumento no tratamento usando 3D-CRT (*Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy*) ou IMRT, que empregam doses mais altas de radiação. Em sua pesquisa afirmam que as doses de radiação entregues à próstata foram afetadas pela largura da folha dos modernos MLC, entretanto, não

houve diferenças significativas entre uma folha de MLC de 5 mm e uma de MLC de 10 mm. [33]

O impacto na distribuição da dose clínica devido à mudança da largura da folha de MLC de 10 para 5 mm é bastante baixo na distribuição da dose em pacientes tratados com 3D-CRT e IMRT. Por outro lado, o emprego da micro-MLC (mMLC) para IMRT da próstata resultou em uma melhora significativa na distribuição das doses para a próstata e órgãos críticos. Nakamura *et al.* (2009) também consideram que embora folhas mais estreitas deem uma melhor economia de órgãos em risco, o valor clínico deve ser cuidadosamente avaliado. [33]

Em sua pesquisa, Mahmoud *et al.* (2012) puderam observar que em termos de tecidos adjacentes, foi constatado que órgãos como reto e bexiga receberam doses muito mais altas quando tratados por técnicas de campo fixo comparativamente à rotação ou a técnica de cinco campos (5F). Quando se compararam os valores de V95, V50 e DM para reto e bexiga obtidos pelo planejamento da técnica 5F e planejamento de campo 4/6, verificou-se que o valor para a técnica de 5F se mostrou inferior à técnica de campo 4/6 (1%, 70% e 51% contra 13%, 91% e 55% para reto e 4%, 25% e 51% contra 16%, 38% e 56% para a bexiga urinária, respectivamente). [34]

Akazawa *et al.* (2011, *apud* Mahmoud *et al.*, 2012) e colaboradores buscaram comparar cinco técnicas tridimensionais diferentes para o tratamento da próstata sem vesículas seminais usando campos conformacionais de 4F e 6F, arcos bilaterais abertos e bloqueados a 120°. De acordo com Mahmoud *et al.* (2012) foram analisados histogramas de volume de dose deixando evidente que o uso de arcos bloqueados melhorou significativamente a distribuição de dose em comparação ao uso de arcos padrão e técnicas conformacionais de 4F. [34, 35]

Mahmoud *et al.* (2012) também relata com base na experiência de Cattaneo *et al.* (1997) e colaboradores que ao serem utilizadas várias técnicas de campos fixos (três campos, quatro campos com calços e sem calços, seis campos com calços e sem calços), foi observado que não existe uma técnica de campo fixo absolutamente melhor que outra técnica, porque se uma técnica é capaz de poupar o

reto, a outra é capaz de poupar a bexiga, e por meio de outra abordagem, poupa-se a cabeça femoral. Além disso, também foi identificado que o reto é utilizado como parâmetro limitador de dose para os órgãos em risco (OAR)<sup>13</sup> para quase todas as técnicas. [34, 36]

Khoo *et al.* (2001) avaliam que em termos de resguardo retal, os arranjos otimizados dos planos 3F, 4F e 6F melhoram em cada um de seus respectivos planos de referência, sendo que o maior grau de resguardo retal resultante do desenho destas orientações melhoradas de feixe para o volume alvo usado na fase de reforço se mostrou consistente com a avaliação anterior envolvendo o planejamento para a próstata usando volumes alvo com margens de planejamento maiores. [37]

Enquanto estes três planos melhoram em relação ao plano 6F 40/40 (atualmente usado no *The Royal Marsden*<sup>14</sup> para a fase de reforço) o plano 3F fornece de forma consistente a melhor reposição retal em altas doses de todos os planos avaliados. Khoo *et al.* (2001) observa que o plano 3F também fornece a melhor reserva retal no nível retal V50, e esta região de isodose pode se tornar significativa à medida que a dose é aumentada, sendo que o uso de um plano 6F com orientação de feixe 35/35 ou 40/40, ou alternativamente o plano 4F-box (Figura 33), foi recomendado como o arranjo do plano de reforço no protocolo MRC RT-01 (Figura 34). [37]

As vantagens do plano 3F são que esta configuração de feixe é relativamente simples na configuração, entrega do tratamento e verificação de campo, tendo sido observada uma melhor distribuição retal em comparação com os planos de reforço 4F e 6F recomendados para todos os volumes retos irradiados medidos. Entretanto, os valores da bexiga V90 do plano 3F são ligeiramente superiores em comparação com os planos 6F, e inferiores em comparação com o plano 4F-box, embora estes valores não sejam significativamente diferentes. Portanto, Khoo *et al.* (2001) acredita que o plano 3F seria um substituto conveniente em relação a disposição atual do plano de reforço

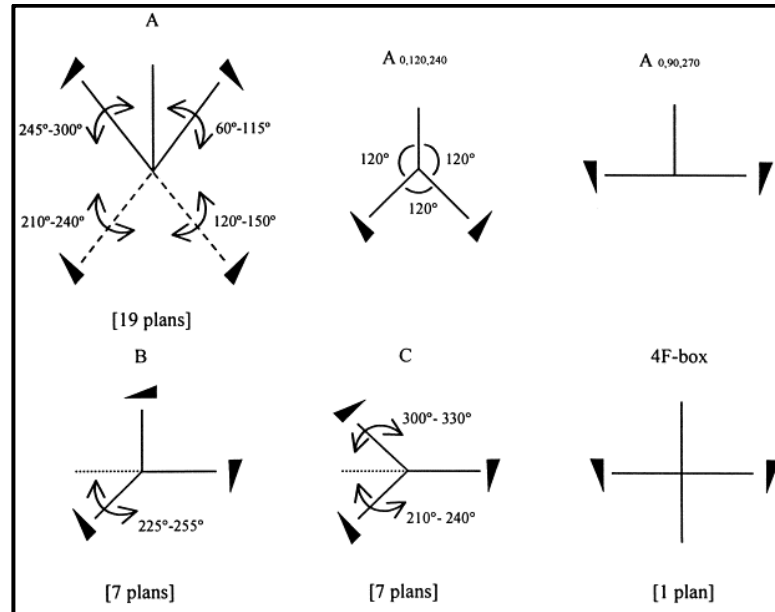
---

<sup>13</sup> OAR (*Organ at Risk*), do inglês significa Órgão de Risco.

<sup>14</sup> Hospital londrino especializado no diagnóstico, tratamento, pesquisa e educação do câncer, ligado ao Serviço Nacional de Saúde na Inglaterra, Fundação NHS.

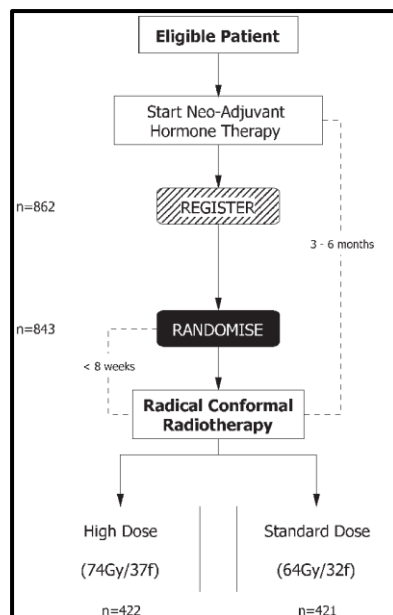
6F, proporcionando uma melhor reposição retal sem afetar negativamente a bexiga e a cabeça femoral. [37]

**Figura 33** – Planos coplanares para radioterapia conformada de câncer de próstata



Fonte: KHOO *et al.*, 2001. [37]

**Figura 34** – Planos coplanares para radioterapia conformada de câncer de próstata



Fonte: KHOO *et al.*, 2001. [37]



#### 7.4 – Sistemas de Planejamento

A radioterapia é um dos tratamentos mais eficazes para o câncer, e juntamente a quimioterapia e a cirurgia, caracteriza uma forma de tratar os pacientes que apresentam diferentes tipos de lesões. A terapia por radiação ionizante é um dos tratamentos em que as células lesionadas são destruídas pelo emprego da radiação de alta energia. O ponto mais crucial neste tratamento é fornecer 100% da dose prescrita de 100% do volume da lesão de forma homogênea e reduzir a dose nos tecidos saudáveis adjacentes como bexiga, reto e cabeça femoral. [38, 39, 40]

No entanto, é um grande desafio entregar a dose de radiação com precisão e com o mínimo de toxicidade, diante desta realidade, nas últimas décadas várias técnicas avançadas de radioterapia, incluindo a 3D-CRT, IMRT, IGRT, IMAT, VMAT e Tomoterapia, foram desenvolvidas para aumentar o grau de conformidade das áreas-alvo, bem como a dose de radiação, e para diminuir a toxicidade para órgãos normais. Dentre as técnicas mencionadas, a 3D-CRT e a IMRT são as mais acessíveis e comumente aplicadas em muitos centros de radioterapia ao redor do mundo [38, 40].

O 3D-CRT foi desenvolvido e comprovado no final dos anos 90 como tratamento preferido para o câncer por sua melhor cobertura do alvo e por diminuir significativamente a toxicidade para órgãos normais em comparação com o 2D-CRT. Mais tarde, a técnica IMRT provou ser mais eficaz do que a 3D-CRT na cobertura do alvo, na homogeneidade de dose e na redução da toxicidade para órgãos normais. [38]

O 3D-CRT é um procedimento sofisticado que começa com as varreduras obtidas personalizadas e tomográficas do tumor e tecidos normais. Estas imagens são utilizadas para o planejamento do tratamento a fim de fornecer uma distribuição de dose conformada altamente precisa para a região alvo e para poupar tecidos saudáveis. A conformação da distribuição de dose com estrutura tumoral faz com que a 3D-CRT aumente a taxa de controle do tumor enquanto reduz os efeitos colaterais negativos; assim, esta técnica é usada para tratar pacientes com as formas complexas do tumor. Geralmente, o objetivo do planejamento da 3D-CRT não é apenas fornecer uma cobertura de dose adequada do volume alvo planejado e fornecer uma distribuição

de dose homogênea, mas também poupar órgãos em risco e órgãos de planejamento em volumes de risco. [40]

Conforme Bakiu *et al.* (2013), o planejamento convencional do tratamento 3D-CRT é otimizado manualmente. Isto significa que o planejador de tratamento escolhe todos os parâmetros dos feixes, tais como o número de feixes, direções dos feixes, formas, pesos etc., e o computador calcula a distribuição da dose resultante. No caso do IMRT, a distribuição de dose é determinada inversamente, o que significa que o planejador de tratamento tem que decidir antes da distribuição de dose o plano que será estabelecido e o computador, então, calcula um grupo de intensidades de feixe que será produzido, sendo o mais próximo possível da distribuição de dose desejada. É necessário comparar e conhecer as vantagens e desvantagens destes dois métodos, e assim escolher o método correto para cada paciente. [39]

O IMRT com um AL convencional equipado com MLC foi adaptado para tratar o câncer de próstata em 1995 (é claro que o IMRT por compensador estava sendo realizado mais cedo). Na técnica IMRT de passo e disparo (SAS)<sup>15</sup> o MLC permanece imóvel durante a irradiação, e se move para remodelar o feixe enquanto a radiação é desligada. As vantagens desta técnica incluem a entrega precisa da dose, verificação fácil e disponibilidade geral; embora um tempo prolongado de tratamento seja seu inconveniente, a radiação tem que ser constantemente ligada e desligada para permitir que as folhas MLC sejam remodeladas. [40]

De acordo com Xu *et al.* (2017), tem sido relatado que o IMRT é superior ao 3D-CRT no tratamento de câncer de pulmão de células não-pequenas e de malignidades ginecológicas em termos de toxicidade do tratamento. O IMRT é uma técnica avançada de radioterapia de alta precisão que utiliza AL controlado por computador para fornecer doses precisas de radiação a um tumor maligno ou a áreas específicas dentro do tumor. [38, 39]

A IMRT permite que a dose de radiação se adapte mais precisamente à forma tridimensional do tumor, modulando ou controlando a intensidade do feixe de radiação

---

<sup>15</sup> SAS (*Step and Shoot*), do inglês significa passo e disparo.

em vários pequenos volumes. E permite que doses mais altas de radiação sejam focalizadas para regiões dentro do tumor, enquanto minimiza a dose para as estruturas críticas circundantes normais.<sup>[39]</sup>

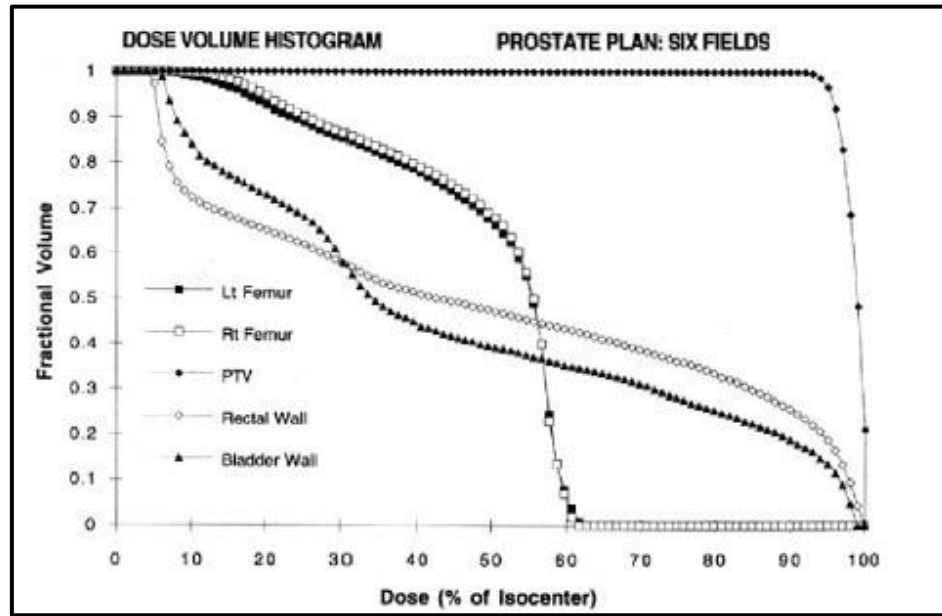
Salimi *et al.* (2017) descreve o IMRT como um tratamento estabelecido para o câncer de próstata, uma vez que tem a vantagem teórica de uma maior flexibilidade em planos altamente conformacionais, utilizando vários números de campos de radiação e feixes modulados. Além disso, o IMRT fornece uma reserva específica de OARs, como reto, bexiga e cabeça femoral. Ele é baseado em uma otimização de planejamento inverso, que modula a intensidade dos feixes através de MLC na técnica IMRT SAS e por um compensador com formas ótimas, para IMRT baseado em compensador.<sup>[40]</sup>

#### **7.4.1 – Sistema de Planejamento Tridimensional**

Os arranjos de feixes de 3D-CRT planejados para o tratamento do câncer de próstata podem incluir os feixes axiais anteriores, posteriores e laterais comuns aos planos de próstata 2D, mas também podem facilmente fazer uso de ângulos de feixe oblíquos e não axiais. A rotação do colimador é comumente usada para colocar a orientação do colimador de múltiplas folhas de forma apropriada, a fim de maximizar o bloqueio normal do tecido e a cobertura do alvo. Campos segmentados, cunhas físicas e técnicas de cunha dinâmica podem ser usadas para melhorar a cobertura do alvo e a homogeneidade de dose.<sup>[22]</sup>

Além da técnica clássica de caixa de quatro campos (4F-box), as configurações de feixes 3D-CRT incluem uma técnica de seis campos em conformidade, bem como uma variação de quatro campos utilizando oblíquos laterais e anteriores que eliminam os feixes oblíquos posteriores. Khan *et al.* (2016) identificou que a técnica de quatro campos, utilizando oblíquos laterais e anteriores-inferiores, melhora significativamente o Histograma Dose-Volume (DVH) retal em comparação com planos axiais (Figura 35). Esta técnica requer o posicionamento do paciente supino para alcançar a folga da mesa para as vigas anterior-inferior.<sup>[22]</sup>

**Figura 35** – Exemplo de histograma dose volume para tratamento de tumor de próstata. Neste exemplo pode-se verificar que uma grande parte do volume do alvo (95% da próstata) recebe dose máxima uniforme enquanto parede do reto e outras estruturas têm muito menos tecido recebendo níveis altos de dose



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

#### 7.4.2 – Sistema de Planejamento Inverso

Avanços no campo da tecnologia computacional permitiram o desenvolvimento da proposta do Sistema de Planejamento Inverso, cujo princípio consiste na especificação de doses em todas as estruturas, ou seja, o sistema propõe uma busca sistemática por um plano que delimite as condições de dose predeterminedas para volumes alvo e críticos. Compreende-se que devido às implicações físicas decorrentes da interação da radiação com a matéria nem todas as condições são plenamente realizáveis. Assim, uma vez que o plano é desenvolvido de forma computadorizada, o sistema é capaz de informar o resultado da iteração a partir de uma função objetiva. [11]

Esta metodologia de trabalho exige dados tomográficos do paciente, estabelecimento do alvo e estruturas críticas, bem como ponderações relacionadas a cada condição que for adicionada. O que permitirá que o computador estabeleça uma distribuição de dose para diferentes tamanhos de campo e direções variadas, e uma

vez que a distribuição de dose é criada, o sistema atua no sentido de calcular a função objetiva visando identificar o menor valor possível, indicando a dosimetria mais adequada. Morlotti (2007) acrescenta que pelo fato do Sistema de Planejamento Inverso ser fundamentado na satisfação das condições inseridas, a possibilidade da entrega de dose de intensidade variável só se torna viável por meio da técnica radioterápica IMRT juntamente ao emprego MLC. <sup>[11]</sup>

O MLC é uma ferramenta composta por cento e vinte lâminas de tungstênio que podem ser manejadas individualmente para delimitar o feixe de fótons à geometria da região a ser irradiada (Figura 36), e cuja região central é descrita como sendo de alta resolução, possuindo 8 cm de largura (22 cm de largura ao todo), sendo que cada lateral sua possui duas regiões de 7 cm de largura cada.

**Figura 36** – Colimador Multilâminas (MLC) Varian® HD120



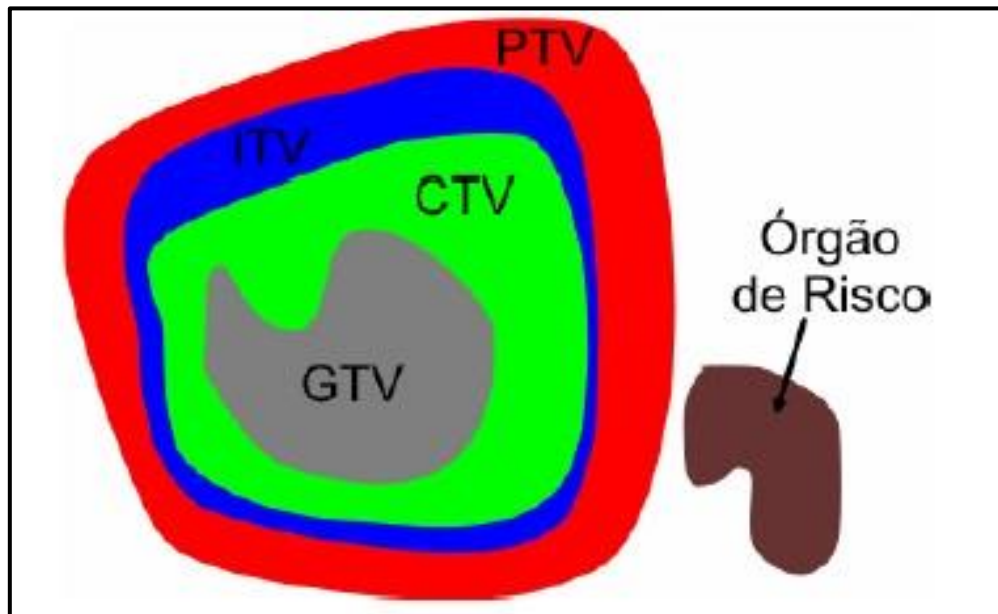
Fonte: FONSECA, 2019. <sup>[41]</sup>

As folhas do MLC se dividem em dois bancos distintos cujos movimentos são independentes, o que é viabilizado pois as folhas são atreladas a uma trilha feita de alumínio que envolve e suporta a estrutura do conjunto das folhas bem como os componentes eletromecânicos do colimador. Para o caso do MLC Varian® HD120 a abertura de campo máxima que pode ser atingida é de 22x40 cm. <sup>[41]</sup>

## 8. TERMINOLOGIA

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação definiu volumes para o planejamento do tratamento que levam em conta a extensão do tumor bruto conhecido, as áreas de provável extensão microscópica e as variações diárias na configuração do paciente e posição do tumor (Figura 37). [11, 22]

**Figura 37** – Representação gráfica dos volumes de interesse assim como definido no ICRU-50 e 62



Fonte: MORLOTTI, 2007. [11]

As definições de GTV, CTV, e PTV são mostradas no Quadro 4. A próstata é mais comumente identificada em uma TC de planejamento de tratamento, sendo que o uso da RM é cada vez mais utilizado para auxiliar na delimitação da glândula prostática, especialmente na região apical. Além disso, o bulbo peniano é bem delineado na Ressonância Magnética. O GTV e CTV são representativos da extensão do tumor bruto identificado no DRE e na imagem, sendo que uma margem adicional é adicionada ao CTV para explicar a variação na configuração diária do tratamento e o movimento do órgão para definir o PTV. [22]

Entretanto, a quantidade de margem adicionada ao CTV para definir o PTV tem sido objeto de extenso estudo e discussão. Khan *et al.* (2016) consideram que embora

seja importante tornar as margens suficientemente generosas para abranger de forma consistente o tumor bruto e microscópico pela dose prescrita, há também uma razão convincente para manter as margens o menor possível perto de órgãos de tolerância limitada, tais como o reto posteriormente, a bexiga superior e (possivelmente) o bulbo peniano inferior. [22]

**Quadro 4 – COMISSÃO INTERNACIONAL SOBRE UNIDADES E MEDIDAS DE RADIAÇÃO DESIGNADAS, VOLUMES DE TUMOR E DEFINIÇÕES**

<b>Volume Bruto do Tumor (GTV)</b> <i>Gross Tumor Volume</i>	A extensão palpável ou visível do tumor.
<b>Volume Alvo Clínico (CTV)</b> <i>Clinical Target Volume</i>	Volume bruto do tumor mais uma margem para suspeita de doença subclínica.
<b>Volume Alvo de Planejamento (PTV)</b> <i>Planning Target Volume</i>	Volume alvo clínico, mais uma margem para delimitar as variações de tamanho, forma e posição em relação ao feixe de tratamento.

Fonte: KHAN, 2016. [22]

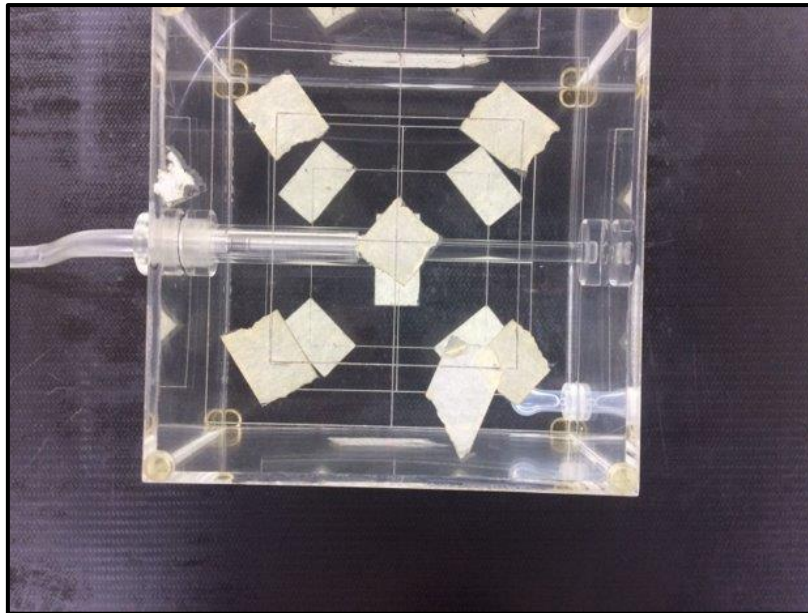
Em geral, são adicionados 0,5 a 1 cm ao redor da próstata (e vesículas seminais) para garantir a cobertura da extensão do tumor microscópico extracapsular e para levar em conta a variabilidade de configuração e o movimento dos órgãos. Como exemplo, as diretrizes de tratamento da RTOG<sup>16</sup>-0924 sugerem que o PTV seja definido como o CTV mais uma margem de 0,5 a 1,0 cm, dependendo da política institucional. Estes volumes são então utilizados para o planejamento do tratamento usando técnicas 3D-CRT ou IMRT. [22]

<sup>16</sup> RTOG (*Radiation Therapy Oncology Group*), do inglês significa Grupo de Radioterapia e Oncologia.

## 9. METODOLOGIA

A pesquisa consistiu em quantificar a dose em uma sessão de tratamento de próstata pelo equipamento de Acelerador Linear Clinac 2100C/D da Varian®, por intermédio de um *phantom* de água e de uma câmara de ionização de modelo e marca Wellhöfer-Scanditronix FC65-G (Figura 38), com volume de 65 cm<sup>3</sup> e Certificado de Calibração 311/16 LCI/IPEN-USP, posicionada a 5 cm de profundidade e acoplada a um eletrômetro Standard Imaging CDX-2000, ambos cedidos pelo serviço de radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

**Figura 38** – Câmara de Ionização • Wellhöfer-Scanditronix FC65-G



Fonte: do próprio autor

A técnica consistiu no posicionamento do *phantom* na mesa de exame, alinhado com o isocentro da sala, com o *gantry* na posição 0°. Foi entregue uma dose equivalente a 200 UM (Unidades Monitoras) na energia de fótons de 6 MeV em um campo de referência de 10x10 cm<sup>2</sup> a uma Distância Superfície-Foco (DSF) de 100 cm, a fim de seguir o protocolo padrão da instituição de referência em uma sessão de tratamento de câncer de próstata.

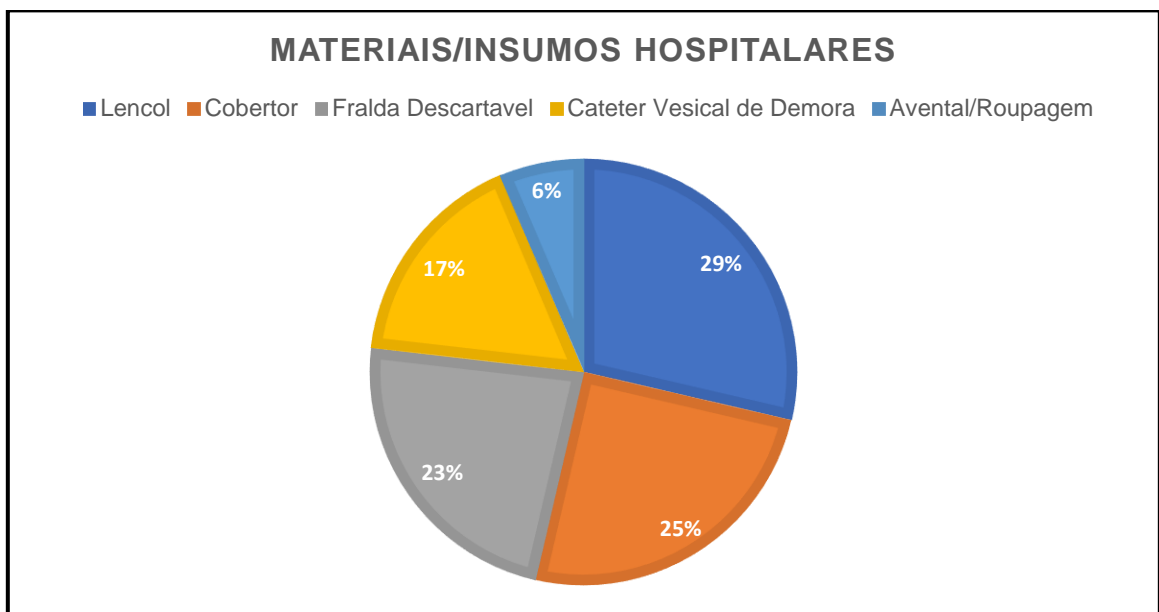


A escolha dos materiais e insumos hospitalares testados foi embasada na coleta de dados oriundo de um questionário digital (Anexo I) e anônimo, desenvolvido por intermédio da ferramenta do *Google Forms*, destinado aos Técnicos de Radiologia e Tecnólogos de Radiologia atuantes na área de radioterapia. O principal objetivo do formulário foi coletar informações sobre os materiais e insumos hospitalares mais utilizados nas acomodações do paciente/cliente e identificar as condições mais recorrentes em que estes são admitidos no departamento de radioterapia, para fundamentar e nortear a metodologia deste trabalho.

## 10. RESULTADOS

Com as respostas de 63 participantes, os resultados com maiores índices foram lençóis, cobertores, fraldas descartáveis e cateter vesical de demora (Gráfico 01). As medições foram realizadas no equipamento ao término da agenda ambulatorial do instituto, a temperatura da sala marcava 19,8°C e a umidade estava em 58,63%.

**Gráfico 01** – Materiais/Insumos hospitalares



Fonte: dados originais da pesquisa (2022)

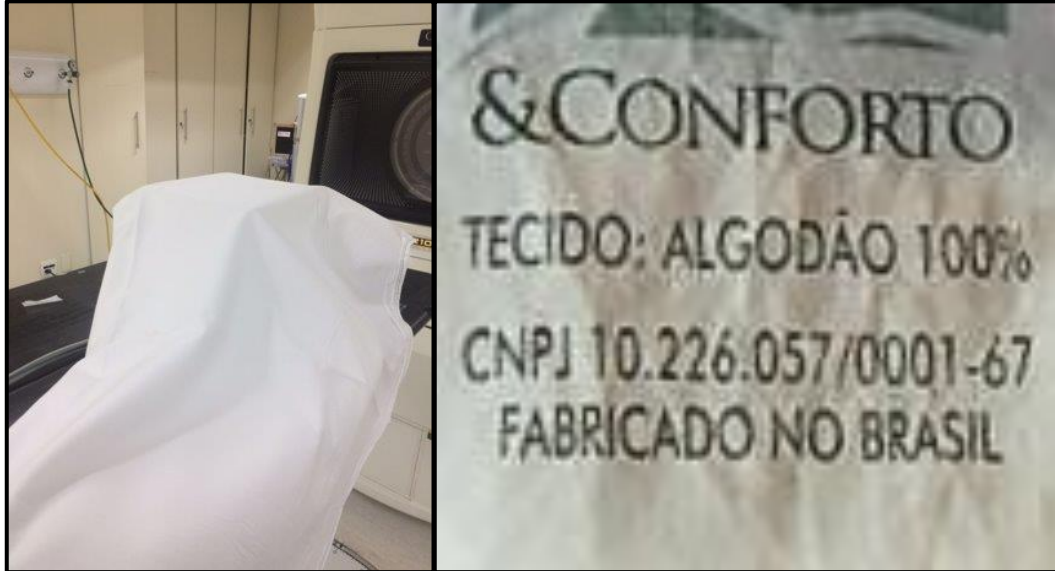
Como referência, foi utilizado a medida  $1,657 \times 10^{-8}$  C, obtido com a seguinte equação:

$$\text{percentual de absorção} = \frac{\text{medida com acessório}}{\text{medida de referência}} \times 100$$

Seguindo a metodologia descrita, os resultados obtidos foram:

- No lençol com 2 dobras, com aproximadamente 1 cm de altura:

$1,656 \times 10^{-8} \text{ C} = 0,06\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

- No lençol com 6 dobras, com aproximadamente 5 cm de altura

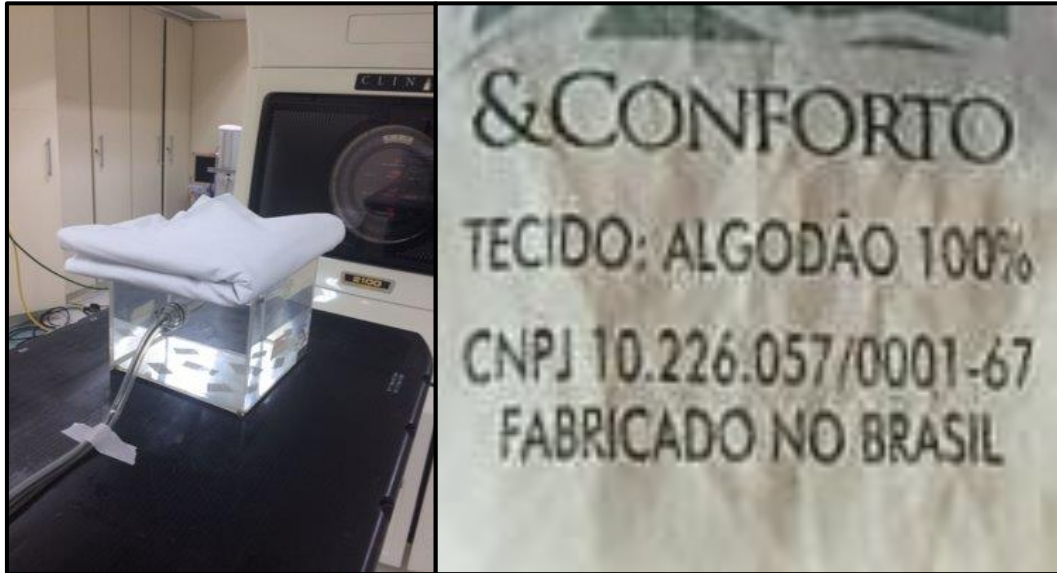
$1,650 \times 10^{-8} \text{ C} = 0,42\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

- No lençol dobrado, com aproximadamente 8 cm de altura:

$1,651 \times 10^{-8} \text{ C} = 0,36\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

- No cobertor com 2 dobras, com aproximadamente 4 cm de altura:

$1,606 \times 10^{-8} \text{ C} = 3,08\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

- Na fralda geriátrica descartável seca, tamanho G, com aproximadamente 0,8 cm de altura:

$1,655 \times 10^{-8} \text{ C} = 0,1\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

- Na fralda geriátrica descartável molhada, tamanho G, com aproximadamente 180 ml de água:

$1,612 \times 10^{-8} \text{ C} = 2,72\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

- Na Sonda Foley 20 Fr de uma via, para cateterismo vesical de demora, com o balonete insuflado com 30 ml de água destilada e aproximadamente 20 ml de água em sua extensão:

$1,625 \times 10^{-8} \text{ C} \cong 1,52\%$  de absorção.



Fonte: do próprio autor

## 11. DISCUSSÃO

Olch *et al.* (2014) considera que embora os pacientes radioterápicos não sejam tratados em suspensão no ar, o planejamento do tratamento ocorre como se estivessem, pois o impacto dosimétrico dos dispositivos externos ao paciente muitas vezes não é levado em consideração ou avaliados de maneira incompleta. Este é um fenômeno que envolve uma combinação complexa de aumento da dose cutânea, redução da dose tumoral e distribuição de dose alterada, sendo a magnitude uma função da energia do feixe, da geometria relativa do feixe e dos dispositivos, da fração da dose fornecida através desses dispositivos, e de sua composição física. [28]

Embora seja rotina abordar estas pequenas correções, muitos profissionais da comunidade de radioterapia ignoram os efeitos dosimétricos potencialmente maiores de dispositivos como mesa de tratamento, lençóis, cobertores e acessórios de imobilização, uma deficiência que Olch *et al.* (2014) avalia como sendo histórica, pela dificuldade de se traçar estratégias para se incorporar estes dispositivos nos cálculos de dose, considerando que os dados fornecidos pelos fornecedores sobre o impacto dosimétrico de seus dispositivos geralmente se mostram inadequados. [28]

Atualmente se reconhece que os dispositivos externos ao paciente podem atuar como atenuadores e dispersores, e inclusive como bolus, aumentando a dose da pele e deslocando a curva de profundidade da dose em direção à superfície do paciente. Portanto, Olch *et al.* (2014) descreve que a maximização dos resultados da radioterapia exige uma dosagem precisa dentro de 3% a 5% com base em considerações teóricas de radiobiologia, sendo que pelo uso de protocolos modernos de dosimetria à exemplo do TG<sup>17-51</sup>, a incerteza de calibração pode ficar entre 1% e 2% (para  $K = 1$ ). [28]

Mihaylov; Bzdusek e Kaus (2011) reconhecem que o efeito das mesas de fibra de carbono sobre as doses cutâneas precisa ser cuidadosamente avaliado e planos de energia mistos devem ser considerados nos tratamentos por técnica VMAT. As diferenças estatisticamente significativas nas doses de pele entre planos de energia

---

<sup>17</sup> TG (*Task Group*), do inglês significa Grupo de Trabalho. É um grupo de trabalho do Comitê de Radioterapia da AAPM (Associação Americana de Física Médica).

baixa e mista para o ângulo fixo do pórtico IMRT estavam dentro de 24%, enquanto os resultados indicam que no caso do VMAT, essas diferenças são superiores a 34%. [42]

Para os efeitos da fibra de carbono em IMRT em ângulo de pórtico fixo sobre a dose cutânea, verificou-se que os planos de energia mista podem ter até 70% da dose prescrita entregue à pele. Mihaylov; Bzdusek e Kaus (2011) concluem que mesmo para arcos de energia mista a dose da pele pode chegar a 68% da dose prescrita. A análise estatística dos índices de dose derivados indicou que o uso de planos VMAT de energia mista, com fótons de maior energia para os arcos interferindo com os dispositivos de fibra de carbono, resultaria em doses cutâneas menores, acima de 34%, em comparação com os planos VMAT usando apenas baixa energia de fótons. [42]

Chen *et al.* (2018) considera que o mesmo pode ser dito acerca de outros aparatos, à exemplo do equipamento de imobilização, que geralmente não é levado em consideração como se fizesse parte do contorno do corpo no planejamento da distribuição das doses. Paralelamente a isso os materiais usados na mesa de tratamento e nos dispositivos de imobilização podem promover a atenuação ou a dispersão do feixe de radiação quando este atravessa os sistemas de imobilização, e afirmam que as tampas das marquises de tratamento são capazes de promover uma atenuação considerável do feixe, variando de 4 a 9%. [43]

Para o cenário de radioterapia fracionada convencional (2 Gy por fração), uma dose de pele maior que 25 Gy poderia produzir reações clinicamente relevantes na pele, e maior que 45 Gy poderia causar descamação seca. No âmbito da técnica radioterápica SBRT para câncer precoce de pulmão, devido a omissão da dose aumentada de pele causada pelo topo de mesa de tratamento e dispositivo de imobilização, Chen *et al.* (2018) apresenta o resultado de um estudo com 10 pacientes, onde 38% deles apresentaram radiotoxicidade cutânea aguda, dois pacientes apresentaram toxicidade cutânea grau III, e um paciente apresentou toxicidade cutânea grau IV. [43]

Chen *et al.* (2018) afirma que a AAPM tem ciência do problema, e por meio do TG-176, declarou que as perturbações dosimétricas causadas pelo topo de mesa e



dispositivos de imobilização devem ser incluídas nos cálculos de dose sempre que possível. Entretanto, considera que nenhum estudo específico se dedicou a investigar os efeitos dosimétricos dos dispositivos de imobilização de cabeça e pescoço sobre as doses entregues ao volume alvo e aos OARs para o IMRT, neste sentido, avaliam que o aumento da dose na pele poderia ser de até 53%, em média. [43]

Em seu artigo, Connor *et al.* (2016) apresenta o caso de um homem de 66 anos com adenocarcinoma de esôfago distal que fora tratado com o uso de um dispositivo de compressão abdominal, o que resultou em uma toxicidade cutânea abdominal de grau I, e em face deste desfecho, discutem as implicações dosimétricas do plano de tratamento utilizado e abordagens alternativas. O CTV incluiu a doença macroscópica, o esôfago proximal e distal, o estômago e os nódulos celíacos. O PTV foi criado a partir do CTV, com margens apropriadas, e o PTV foi planejado para uma dose de 45 Gy em 25 frações. [44]

Além destes, no plano de tratamento foi somado um reforço ao tumor bruto de 5,4 Gy adicionais em 3 frações, uma dose total de 50,4 Gy que foi entregue ao longo de 40 dias corridos. Conforme Connor *et al.* (2016), a radiação foi fornecida por meio da técnica VMAT com dois arcos usando compressão abdominal e orientação de imagem. Com 2 frações restantes, o paciente desenvolveu dermatite na área do dispositivo de compressão (Figura 39). [44]

Segundo Connor *et al.* (2016), o médico não havia sido alertado de que o dispositivo poderia estar atuando como um bolus e atenuador de tecido, e que a dose prescrita poderia não estar precisa, levando em consideração que o plano de tratamento original não incluía um contorno do dispositivo de compressão. Faltando duas sessões e sem nenhuma evidência de subdosagem verdadeira, nenhuma alteração no plano foi realizada. [44]

Para minimizar o efeito do bolus, o dispositivo de compressão foi afrouxado a ponto de não tocar a pele, e a dermatite foi resolvida com tratamento conservador. Para evitar o dispositivo de compressão e, por consequência o efeito do bolus, Connor *et al.* (2016) propôs um novo plano de tratamento VMAT, com ângulos de feixe

mais oblíquos, com a cobertura PTV em 45 Gy mantida em 96%, e a parede anterior do esôfago poupada, recebendo aproximadamente 13 Gy. Entretanto, esta nova abordagem faria com que os pulmões recebessem uma dose significativamente aumentada.<sup>[44]</sup>

**Figura 39** – Toxicidade cutânea abdominal de grau I no local da aplicação



Fonte: CONNOR *et al.*, 2016.<sup>[44]</sup>

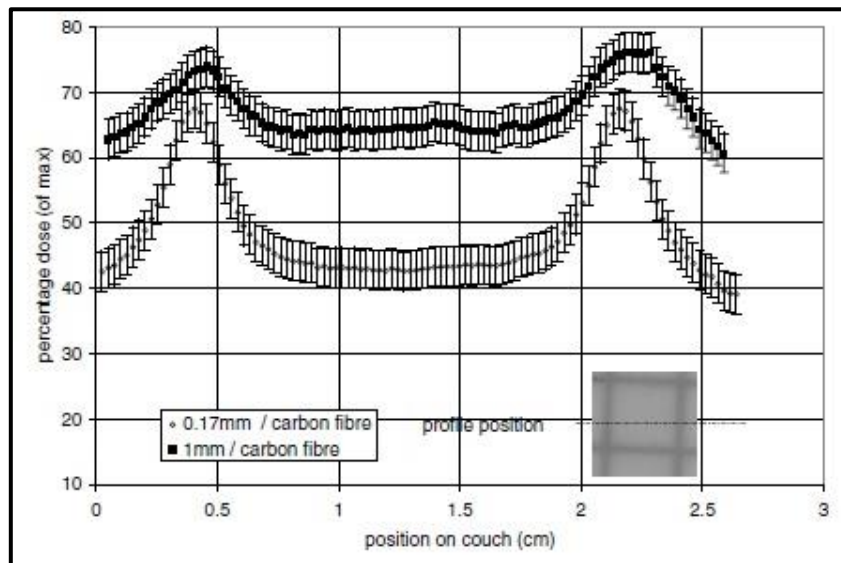
Ao comparar as doses de pele fornecidas com o uso de duas mesas de tratamento distintas, Butson *et al.* (2001) chegou à conclusão de que a espessura da folha filme Mylar®, presente na composição de ambas as mesas, afeta significativamente o aumento da dose em toda a região, e reconhece como forma de se contornar a situação, promover a medição da espessura folha filme Mylar® na parte superior da mesa de tratamento e substituí-la por uma folha mais fina, caso as doses de pele sejam consideradas como uma possível fonte de problemas.<sup>[45]</sup>

Em segundo lugar, a mesa de tratamento de fibra de carbono produziu um aumento maior na dose da pele do que a fibra sintética de aramida Kevlar® da DuPont™ (também encontrado na composição de mesas de tratamentos), tendo em mente que a espessura da fibra de carbono cobre aproximadamente 23% da área da superfície e a

fibra sintética de aramida cobre aproximadamente 15% da superfície. O que Butson *et al.* (2001) considera como fonte de preocupação para o contexto em que o paciente é posicionado exatamente na mesma posição na mesa de tratamento todas as vezes, embora a probabilidade estatística de isto ocorrer seja muito baixa. [45]

Assim, o tamanho dos picos seria efetivamente reduzido para aproximadamente  $\frac{1}{4}$  e  $\frac{1}{6}$  de seus tamanhos originais, em média, para mesas de tratamento de fibra de carbono e fibra sintética de aramida, respectivamente (Gráfico 2). O material do topo do mesa, Mylar®, fibra de carbono ou fibra sintética de aramida aumenta a dose da pele entregue a um paciente quando o tratamento ocorre através dele, sendo que grandes aumentos podem ser observados com espessura das mesas de fibra de carbono. Entretanto, devido ao posicionamento diário do paciente, o aumento relativo em uma região seria substancialmente diminuído. [45]

**Gráfico 2** – Perfil da dose percentual (de  $D_{max}$ ) para a dose de pele entregue através de uma mesa de tratamento de fibra de carbono/Mylar® de Varian®. A espessura de fibra de carbono aumenta drasticamente a dose para a pele, como mostram os picos de dose. A espessura do Mylar® é de 0,62 mm. A imagem do filme Gafchromic™ mostra a dose entregue até a profundidade de 0,17 mm e a posição da medida do perfil mostrada. A imagem não é à escala



Fonte: BUTSON *et al.*, 2001. [45]

Como resultado de sua pesquisa envolvendo diferentes tipos de feixes geralmente encontrados durante o tratamento de tumores do trato aerodigestivo superior, Halm *et al.* (2002) relata que a máscara é a principal causa do aumento da dose no primeiro milímetro. Sendo que na rotina de trabalho, pela combinação criteriosa de detectores utilizados na dosimetria *in vivo*, é possível quantificar a contribuição da máscara termoformada para o aumento da dose da pele e garantir o controle de qualidade do tratamento de cada paciente. A partir desta constatação, adotaram como nova linha de investigação avaliar o impacto desse aumento de dose e sua correlação com as reações cutâneas agudas precoces e tardias.<sup>[46]</sup>

## 12. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A pesquisa bibliográfica e exploratória permitiu observar que a avaliação do possível impacto dosimétrico de dispositivos externos ao paciente no contexto da aplicação das doses ou não é levada em consideração, ou então não se reconhece o escopo da interferência destes aparatos na eficácia das doses aplicadas e as consequências para o paciente. Isto pode ser explicado, em parte, pela dificuldade de se ajustar o planejamento das doses, como se estes dispositivos externos fizessem parte da constituição corporal do paciente que irá receber as doses, e devido aos dados inconsistentes que são fornecidos pelos desenvolvedores acerca do impacto dosimétrico de seus produtos.

A literatura observada descreve o fenômeno como sendo resultante de uma combinação complexa formada por aumento da dose cutânea, redução da dose tumoral e distribuição de dose alterada, sendo a magnitude uma função da energia do feixe, da geometria relativa do feixe e dos dispositivos, da fração da dose fornecida através desses dispositivos e de sua composição física. Como exemplo destes dispositivos, pode ser mencionado os acessórios de imobilização, estofados e máscaras termoplásticas, inclusive o material que é usado na composição das mesas de tratamento onde os pacientes são posicionados.

Atualmente, se reconhece que os dispositivos externos ao paciente, como é o caso dos acessórios de imobilização, estofados e máscaras termoplásticas, podem atuar como atenuadores e dispersores e inclusive como bolus, sendo capazes de aumentar a dose da pele e deslocando a curva de profundidade da dose em direção à superfície do paciente, sobretudo com o feixe de elétrons. Pesquisadores como Mihaylov; Bzdusek e Kaus (2011) afirmam que este fenômeno pode levar a diferenças superiores à 34% para a distribuição das doses, podendo inclusive levar a irritações cutâneas.

Isso evidencia que o tema merece a devida atenção e não deve ser negligenciado, reconhecendo que uma dose de pele maior que 25 Gy poderia produzir reações clinicamente relevantes na pele e maior que 45 Gy poderia causar

descamação seca. No que diz respeito, especificamente, a mesa de tratamento e acessórios de imobilização, observou-se que estes aparatos atenuam a dispersão do feixe no momento em que são atravessados por ele, a uma taxa que pode variar entre 4% a 9%, segundo Chen *et al.* (2018).

Já no tocante aos insumos hospitalares testados, foi possível observar que a taxa de absorção do feixe de fótons não apresentou resultados muito significativos, pois o limiar de absorção atingiu a casa de 3,08% com o cobertor de duas dobras e a menor variação atingiu a casa de 0,06% com o lençol de duas dobras. Isso aponta que os aparatos sobre o paciente no momento da sessão radioterápica pouco ou em nada influenciam frente aos tratamentos com feixe de fótons de 6 MeV.

É possível presumir que o mesmo cenário no feixe de elétrons denotaria resultados muito mais significativos, tendo em vista que os tratamentos de lesões superficiais somados à atenuação ocasionados pelos insumos hospitalares provocariam um efeito bolus muito mais influentes. Contudo, mais estudos dessa variação devem ser realizados, para definir e trazer em números informações pertinentes e fidedignos.

Por meio da pesquisa bibliográfica e exploratória, também foi possível constatar que organismos como a AAPM tem ciência do problema e por meio do TG-176 chegou a declarar que as perturbações dosimétricas causadas pelo topo de mesa e acessórios de imobilização devem ser incluídas nos cálculos de dose sempre que possível. Entretanto, a AAPM ou o TG-176 não buscaram investigar mais a fundo os efeitos dosimétricos dos dispositivos externos ao paciente, principalmente no que diz respeito aos OARs, o que permitiria estabelecer parâmetros mais precisos para o trabalho de planejamento das doses.

### 13. PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS

- Estudo da influência dos insumos hospitalares sobre o feixe de tratamento radioterápico no feixe de elétrons;
- Utilização de outras metodologias dosimétricas em comparativo com outros instrumentos dosimétricos, como dosímetros termoluminescentes;
- Estudos comparativos com diferentes densidades de materiais hospitalares utilizados internamente ao paciente, ao exemplo do cateter vesical de demora;
- Revisão bibliográfica da literatura acerca dos tampos de mesas de tratamento e sua influência na atenuação de dose nos tratamentos radioterápicos;
- Aplicação da metodologia atual em outros modais de tratamento radioterápico, tais como IMRT e VMAT, com intuito de investigar possíveis resultados relevantes;
- Promover a divulgação dos resultados atuais obtidos à sociedade de profissionais atuantes na radioterapia através de artigos e congressos.

## 14. REFERÊNCIAS

1. ALDRED, M. A. **Estudo “in vivo” da influência de heterogeneidades de tecidos na distribuição de doses em terapias com raios-X de alta energia.** 1987. Dissertação (Mestrado em Física Nuclear) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1987.
2. MORLOTTI, M. S. **Verificação de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente.** 2007. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.
3. CONTER (Conselho Nacional de Técnicos e Tecnólogos em Radiologia); OLIVEIRA, J. **História RX.** Disponível em: <<https://conter.gov.br/site/noticia/historia-rx>>. Acesso em: 22 de maio de 2022.
4. OKUNO, S. F. **Dosagem da braquiterapia com  $^{192}\text{Ir}$  do câncer de mama.** 1984. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física, Universidade da São Paulo, São Paulo, 1984.
5. LEDERMAN, M. The early history of radiotherapy: 1895-1939. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 7, n. 5, p. 639-641, 1981.
6. TAKAHASHI, S.; KITABATAKE, T.; MORITA, K.; OKAJIMA, S.; ILDA, H. Methods for improved adjustment of dosage distribution to deep-seated diseased foci in moving field radiation. *Nuclear Science Abstract*, v. 15, n. 21, p.478-488, 1961.
7. NANDI, D. M. **Estudo de funcionalidade e segurança para Aceleradores Lineares utilizados em radioterapia: uma contribuição para a gestão de tecnologia médico-hospitalar.** 2004. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina, 2004.



8. SCAFF, L. A. M. *Física da Radioterapia*. 1 ed. São Paulo: Sarvier, 1997.
9. PAZ, A.; BOLOGNESI, L. Radioproteção aplicada ao serviço de hemodinâmica. *Tekhne e Logos*, v. 8, n. 1, p. 68-82, 2017.
10. LIMA, F. R. S. **Proteção radiológica na radioterapia**. 2021. Monografia (Graduação em Radiologia) – Faculdade Regional da Bahia – Parnaíba, Piauí, 2021.
11. MORLOTTI, M. S. **Verificação de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente**. 2007. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.
12. COSTA, B. S. **Radioterapia adjuvante de mama em esquema ultra hipofracionado: avaliação de parâmetros de planejamento em fase de implementação de protocolo assistencial**. 2021. Dissertação (Residência em Área Profissional da Saúde) – Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Rio Grande do Sul, 2021.
13. SARRIS, A. B. *et al.* Câncer de próstata: uma breve revisão atualizada. *Visão Acadêmica*, v. 19, n. 1, 2018.
14. TOEBE, A. L. *et al.* Câncer de próstata: revisão da literatura acerca dos diversos aspectos da doença. In: ANAIS DO SEMINÁRIO INTERINSTITUCIONAL DE ENSINO, PESQUISA E EXTENSÃO, 4., 2020, Rio Grande do Sul. *Anais...* Rio Grande do Sul: UNICRUZ, 2020. p. 1-4.
15. LIMA, K. M. A. S. **Educação em saúde no ambiente domiciliar: a inserção das mulheres da família na divulgação da prevenção do câncer de próstata**. 2016. Monografia (Especialização em Enfermagem) – Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina, 2016.

16. FARIA, L. S. P. *et al.* Perfil epidemiológico do câncer de próstata no Brasil: retrato de uma década. *Revista Uningá*, v. 57, n. 4, p. 76-84, 2020.
17. THOMPSON, L. **Resposta radiológica e dosimetria em phantom físico de cabeça e pescoço para radioterapia conformacional 3D.** 2013. Tese (Doutorado em Ciências Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, Bahia, 2013.
18. GROPPPO, D. P. **Correlação de parâmetros físicos e dosimétricos de diferentes detectores utilizados em dosimetria de campos pequenos para radioterapia em um acelerador linear clínico.** 2020. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.
19. PAULINO, A. C. **PET-CT in Radiotherapy Treatment Planning.** Philadelphia: Elsevier Health Sciences, 2008.
20. TAUHATA, L. *et al.* **Radioproteção e dosimetria: fundamentos.** Rio de Janeiro: CBPF, 2003.
21. COSTA, N. A. **Desenvolvimento e implementação de um objeto simulador para dosimetria de equipamentos Gamma Knife®.** 2018. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2018.
22. KHAN, F. M.; SPERDUTO, P. W.; GIBBONS, J. P. **Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology.** 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2016.
23. MARTINS, C. H. Q. **Desenvolvimento de uma metodologia para equiparação de aceleradores lineares de uso médico utilizando modelagem**

- computacional**. 2018. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.
24. SILVA, A. L. Q. R. **Avaliação de parâmetros dosimétricos de fontes de braquiterapia utilizando simulação Monte Carlo e dosimetria gel polimérica**. 2014. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.
25. CERQUEIRA, R. A. D. **Desenvolvimento de objetos simuladores antropomórficos de pescoço para testes de imagem em exames com iodo**. 2014. Tese (Doutorado em Física) – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2014.
26. VILLANI, D. **Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares**. 2021. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.
27. CERQUEIRA, R. A. D. **Desenvolvimento de objetos simuladores antropomórficos de pescoço para testes de imagem em exames com iodo**. 2014. Tese (Doutorado em Física) – Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2014.
28. OLCH, A. J. *et al.* Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. *Medical Physics*, v. 41, n. 6, p. 061501, 2014.
29. VEDOVATO, U. P. **Estudo computacional de uma câmara de ionização de extrapolação em feixes padrões de radiodiagnóstico**. 2017. Monografia

(Graduação em Física Médica) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2017.

30. SOUZA, A. S. **Estudo comparativo dos parâmetros associados à dose absorvida e controle de qualidade em aceleradores lineares com filtro aplainador (FF) e sem filtro aplainador (FFF)**. 2017. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.
31. BARONI, R. H. *et al.* Ressonância magnética da próstata: uma visão geral para o radiologista. *Radiologia Brasileira*, v. 42, n. 3, p. 185-192, 2009.7
32. ISUP (International Society of Urological Pathology). **O que é ISUP ou Gleason no câncer de próstata?** Disponível em: <<https://fernandokorkes.com/o-que-e-isup-ou-gleason-no-cancer-de-prostata/>>. Acesso em: 05 de outubro de 2022.
33. NAKAMURA, K. *et al.* Patterns of Radiation Treatment Planning for Localized Prostate Cancer in Japan: 2003–05 Patterns of Care Study Report. *Japanese Journal of Clinical Oncology*, v. 39, n. 12, p. 820-824, 2009.
34. MAHMOUD, M. *et al.* Evaluation of the optimal field arrangement for conformal radiotherapy for prostate cancer patients. *The Chinese-German Journal of Clinical Oncology*, v. 11, n. 6, p. 344-348, 2012.
35. AKAZAWA, Y. *et al.* Adiponectin resides in mouse skin and upregulates hyaluronan synthesis in dermal fibroblast. *Connective Tissue Research*, v. 52, n. 4, p. 322-328, 2011 *apud* MAHMOUD *et al.* (2012).
36. CATTANEO, G. M. *et al.* Comparing 3-, 4- and 6-fields techniques for conformal irradiation of prostate and seminal vesicles using dose-volume histograms. *Radiotherapy and Oncology*, v. 44, n. 3, p. 251-257, 1997 *apud* MAHMOUD *et al.* (2012).

37. KHOO, V. S. *et al.* Evaluation of the optimal co-planar field arrangement for use in the boost phase of dose escalated conformal radiotherapy for localized prostate cancer. *The British Journal of Radiology*, v. 74, n. 878, p. 177-182, 2001.
38. XU, D. *et al.* Comparison of IMRT versus 3D-CRT in the treatment of esophagus cancer: a systematic review and meta-analysis. *Medicine*, v. 96, n. 31, 2017.
39. BAKIU, E. *et al.* Comparison of 3D CRT and IMRT treatment plans. *Acta Informatica Medica*, v. 21, n. 3, p. 211, 2013.
40. SALIMI, M. *et al.* Assessment and comparison of homogeneity and conformity indexes in step-and-shoot and compensator-based intensity modulated radiation therapy (IMRT) and three-dimensional conformal radiation therapy (3D CRT) in prostate cancer. *Journal of Medical Signals and Sensors*, v. 7, n. 2, p. 102, 2017.
41. FONSECA, E. H. F. **Simulação de um protocolo de radioterapia para redução da dose em órgãos adjacentes ao alvo.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2019.
42. MIHAYLOV, I. B.; BZDUSEK, K.; KAUS, M. Carbon fiber couch effects on skin dose for volumetric modulated arcs. *Medical Physics*, v. 38, n. 5, p. 2419-2423, 2011.
43. CHEN, L. *et al.* Dosimetric effects of head and neck immobilization devices on multi-field intensity modulated radiation therapy for nasopharyngeal carcinoma. *Journal of Cancer*, v. 9, n. 14, p. 2443-2450, 2018.
44. CONNOR, M. *et al.* Radiation dermatitis caused by a bolus effect from an abdominal compression device. *Medical Dosimetry*, v. 41, n. 3, p. 221-224, 2016.

45. BUTSON, M. J. *et al.* Variations in skin dose associated with linac bed material at 6 MV x-ray energy. *Physics in Medicine & Biology*, v. 47, n. 1, p. 25-30, 2001.
46. HALM, E. A. *et al.* Influence des masques thermoformés de contention sur la dose à la peau en radiothérapie des tumeurs des voies aérodigestives supérieures. *Cancer/Radiothérapie*, v. 6, n. 5, p. 310-319, 2002.
47. HENDEE, W. R.; IBBOTT, G. S; HENDEE, E. G. **Radiation Therapy Physics.** 3. ed. Missouri: Wiley, 1996 *apud* MORLOTTI (2007).

## ANEXO I



## Influência dos Insumos Hospitalares sobre o Feixe de Tratamento Radioterápico de Próstata

Com intuito de coletar informações que subsidiarão a pesquisa de Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde, desenvolvida junto ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN/SP), peço a sua contribuição.

Este é um questionário individual e anônimo, nenhum dado pessoal será solicitado ou divulgado.

Ag



Facebook



\*Obrigatório

### 1. Formação profissional: \*

- Técnico em Radiologia
- Tecnólogo em Radiologia
- Dosimetrista
- Físico Médico
- Auxiliar/Técnico em Enfermagem ou Enfermeiro (a)
- Médico Radiologista / Médico Radio-oncologista

### 2. Atua no Serviço de Radioterapia em algum hospital ou clínica? \*

- Sim
- Não

### 3. Qual desses insumos hospitalares é comum estar ou colocar no paciente durante a sessão de tratamento? \*

- Fralda geriátrica
- Lençol
- Cobertor
- Travesseiro
- Sonda Vesical de Demora
- Gaze ou compressa
- Faixa de segurança
- Outro: \_\_\_\_\_

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**  
**Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino**  
**Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000**  
**Fone (11) 2810-1570 ou (11) 2810-1572**  
**SÃO PAULO – São Paulo – Brasil**  
**<http://mprofissional.ipen.br>**

**O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento Econômico do Governo do Estado de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações (MCTI) do Governo Federal.**