

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

TALES FREITAS DELFINO CUNHA

**COMISSIONAMENTO PARA IMPLEMENTAÇÃO DE RADIOTERAPIA DE
INTENSIDADE MODULADA (IMRT) EM UM ACELERADOR LINEAR
TRUEBEAM QUE JÁ OPERA COM TÉCNICAS CONFORMACIONAIS**

RIO DE JANEIRO
2022

TALES FREITAS DELFINO CUNHA

**COMISSIONAMENTO PARA IMPLEMENTAÇÃO DE RADIOTERAPIA DE
INTENSIDADE MODULADA (IMRT) EM UM ACELERADOR LINEAR
TRUEBEAM QUE JÁ OPERA COM TÉCNICAS CONFORMACIONAIS**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Peres da Silva

TALES FREITAS DELFINO CUNHA

**COMISSIONAMENTO PARA IMPLEMENTAÇÃO DE RADIOTERAPIA DE
INTENSIDADE MODULADA (IMRT) EM UM ACELERADOR LINEA TRUEBEAM
QUE JÁ OPERA COM TÉCNICAS CONFORMACIONAIS**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em: _____ de _____ de _____

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Leonardo Peres da Silva

Prof. M. Fernando Mecca Augusto

Prof. Dra. Simone Coutinho Cardoso

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

2022

AGRADECIMENTOS

Como todo pequeno ou grande feito na vida conta, de alguma forma, com o apoio de alguém, sugerindo que em última instância não fazemos nada definitivamente sozinhos e que toda conquista é compartilhada, gostaria de agradecer a algumas das pessoas que mais diretamente me deram suporte e compartilharam das experiências deste trabalho e da fase acadêmica e pessoal que esteve conjugada com ele. Primeiramente agradeço ao meu orientador, Leonardo Peres e ao Fernando Mecca pelos conselhos, orientações e oportunidade dadas. Agradeço também aos familiares e amigos que estiveram próximos de mim durante este fechamento de ciclo da vida, que é a graduação, e que me orientaram para me apoiar a encontrar o norte de minhas escolhas e ao meu falecido pai que me apoiou a despertar o interesse pela ciência. Em especial agradeço à minha mãe, irmã e noiva pela paciência e carinho. Agradeço também à UFRJ pela oportunidade desta longa jornada, com seus altos e baixos, mas, principalmente, aprendizados de todos os níveis. Agradeço também aos companheiros de classe e amizades no meio acadêmico e aos irmãos de coração que encontrei na Filosofia e sempre dedicaram seu carinho e generosidade na minha formação como ser humano. Por fim agradeço aos Mestres da Humanidade de todos os tempos e aos gênios construtores do pensamento Físico moderno. Que minha dedicação possa realmente contribuir ao mundo do modo que este tem contribuído para mim.

RESUMO

COMISSIONAMENTO PARA IMPLEMENTAÇÃO DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA (IMRT) EM UM ACELERADOR LINEAR QUE JÁ OPERA COM TÉCNICAS CONFORMACIONAIS

Tales Freitas Delfino Cunha

Orientador: Dr. Leonardo Peres da Silva

Os avanços recentes em radioterapia proporcionaram a capacidade de entregar doses mais conformadas e com maior eficácia no alvo de tratamento, poupando tecidos sadios ao máximo, principalmente quando trata-se do uso de técnicas de intensidade modulada. O comissionamento é parte fundamental no processo da garantia de tal eficácia na entrega da dose e passa pela correta alimentação dos parâmetros da máquina ao sistema computadorizado de planejamento. Alguns serviços que já estão em funcionamento podem adquirir a licença para tratarem com radioterapia de intensidade modulada, necessitando realizar um comissionamento exclusivo para essa modalidade de tratamento. Portanto, o presente trabalho tem por objetivo descrever as medidas para o comissionamento específico para a técnica de radioterapia de intensidade modulada (IMRT) para um serviço já operante e que deseja implementar a referida técnica.

Palavras-chave: radioterapia de intensidade modulada. comissionamento. dosimetric leaf gap. transmissão.

ABSTRACT

COMMISSIONING FOR IMPLEMENTATION OF INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY (IMRT) OF A LINEAR ACCELERATOR THAT ALREADY OPERATES WITH CONFORMATIONAL TECHNIQUES

Tales Freitas Delfino Cunha

Advisor: Dr. Leonardo Peres da Silva

The Recent advances in radiation therapy provided the ability to deliver better conformed doses and with greater efficacy to the treatment target, which spares the healthy tissues, especially regarding the use of modulated intensity techniques. Commissioning is fundamental in guaranteeing such efficacy in dose delivery and is related by feeding the computerized planning system with the accurate machine parameters. Some services that are already in operation can acquire a license to treat with intensity-modulated radiation therapy, needing to carry out an exclusive commissioning for this treatment modality. Therefore, the present work objectively describes such measures for specific commissioning for intensity-modulated radiotherapy (IMRT) and elaborates a practical guide for the procedure.

Keywords: intensity-modulated radiation therapy. commissioning. dosimetric leaf gap. transmission.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplos de um dos primeiros maquinários utilizados em radioterapia.....	22
Figura 2 - Exemplo de um LINAC. Imagem real de um TrueBeam®, Varian Medical Systems.....	23
Figura 3 – Corte transversal de uma guia de onda de um LINAC de 6MV.....	24
Figura 4 - Ilustração de um acelerador linear clínico e seus principais componentes.	25
Figura 5 - Demonstração do isocentro de um LINAC: interseção dos lasers da sala. MODIFICADO DE: ARAÚJO et al, 2001.	27
Figura 6 - Esquema representativo de uma lâmina de MLC de sistema Varian para aceleradores lineares.....	30
Figura 7 - Sistema MLC da Varian Medical Systems.	31
Figura 8 - Esquema genérico de um sistema de colimação. Os colimadores superiores são representados por Y1 e Y2 (a primeira omitida para clareza da ilustração) e as inferiores por X1 e X2.” O MLC é representado como um colimador terciário.	31
Figura 9 - Esquema demonstrativo da utilização de MLC em LINAC demonstrando sua posição em relação às jaws e o cabeçote da máquina, assim como sua influência no feixe de radiação.	32
Figura 10 - Ilustração das 3 estratégias para o posicionamento das lâminas do MLC. a) posicionamento “out-of-field”, b) posicionamento “in-field”, c) posicionamento “crossboundary”. Fonte: Boyer et al, 2001.	33
Figura 11 - Ilustração dos volumes alvos e dos volumes de risco para radioterapia.....	35
Figura 12 - Exemplo de aplicação dos volumes de tratamento em ilustração anatômica de perfil tomográfico.	35
Figura 13 - Exemplo de volumes de tratamento delineados em sistema de planejamento tridimensional para radioterapia de próstata.	35
Figura 14 - Exemplo de segmentos de campo em um plano de IMRT realizado com MLC, com uma representação da intensidade do feixe resultante em uma escala de cores. À esquerda: conjunto de subcampos conformados por MLC. À direita: mapa de intensidade.....	37

Figura 15 - Esquema típico da execução de um campo de IMRT utilizando a técnica de step and shoot.	39
Figura 16 - Representação esquemática da administração de um campo de IMRT com modelação dinâmica.	40
Figura 17 - MLC binário MIMiC da empresa Nomos Corporation.	41
Figura 18 - Esquema ilustrativo análogo a situação de mínimos locais e globais da função objetiva. Nesta analogia os vales intermediários são os mínimos locais enquanto a linha de chegada apresenta um mínimo global (momento de menor altura do trajeto).	47
Figura 19 - Esquema meramente ilustrativo do <i>dosimetric leaf gap</i> , final dosimétrico e final geométrico das lâminas.	53
Figura 20 - Esquema meramente ilustrativo do DLG.	54
Figura 21 - Câmara de ionização PTW semiflexível 31010.	57
Figura 22 - 3D SCANNER™ 58	58
Figura 23 - MiniLift™2 58	58
Figura 24 - Eletrômetro integrado, SunNuclear. 59	59
Figura 25 - Câmara de ionização semiflexível PTW 31010 posicionada no centro da projeção do campo de radiação. 60	60
Figura 26 - Esquema de posicionamento do Simulador 3D Scanner™ em relação ao TrueBeam®. 60	60
Figura 27 - Ilustração para a configuração do Arquivo 1. A região que guarda o motor e a eletrônica dos carros do MLC é indicada na figura como “caso do motor”. Na língua inglesa conhecida como “ <i>carriage</i> ”. Parte do comprimento das lâminas do MLC é “guardada” nessa “garagem”. A eletrônica deve ser preservada da radiação e possui uma blindagem. 61	61
Figura 28 - Esquema ilustrativo do Arquivo 2, campo de medição para carro A. O eixo X é relativo à direção de movimentação da abertura e fechamento das lâminas, enquanto o Y é referente à direção perpendicular. Os “ <i>carriages</i> ” foram forçados para fora do campo de radiação através da movimentação do primeiro e último par de lâminas. 62	62
Figura 29 – Esquema ilustrativo para o Arquivo 3, geometria espelhada para medidas do carro B. As setas demonstram a movimentação das lâminas para mudança de geometria do Arquivo 2 para a geometria do Arquivo 3. 63	63

Figura 30 - Representação esquemática da movimentação do MLC quando utilizados os arquivos de 4 a 10. No caso ilustrado, demonstra-se a maior abertura para o MLC contida nos arquivos: 20mm, arquivo 10.....	65
Figura 31 - Gráfico para determinação do DLG na energia de 6FF	70
Figura 32 - Gráfico para determinação do DLG para energia de 6FFF.	72
Figura 33 - Gráfico da intensidade da transmissão do MLC para diferentes fabricantes.	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores para cálculo do DLG na energia de 6FF.	68
Tabela 2 - Valores calculados para R_t e $R_t(\%)$ para energia de 6 FF.	68
Tabela 3 - Valores para cálculo do DLG na energia de 6FF.	69
Tabela 4 - Valor obtido para DLG na energia de 6FF.	70
Tabela 5 - Valores para transmissão do MLC na energia de 6FFF.	70
Tabela 6 - Valores calculados para R_t e $R_t(\%)$ para energia de 6FFF:	71
Tabela 7 - Valores para cálculo do DLG na energia de 6FFF.	71
Tabela 8 - Valor obtido para DLG na energia de 6FFF.	72
Tabela 9 - Comparação dos valores de FT e DLG obtidos e de referência. ...	73
Tabela 10 – Teste Z de comparação entre valores de FT e DLG obtidos e os de referência.	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	2 dimensões
3D	3 dimensões
3D CRT	Radioterapia Conformacional 3D
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> – Associação Americana de Físicos em Medicina
CTV	<i>Clinical Target Volume</i> – Volume Alvo Clínico
DLG	<i>Dosimetric Leaf Gap</i> – Distância Dosimétrica das Lâminas
ESTRO	<i>European Society of Radiotherapy and Oncology</i> – Sociedade Europeia de Radioterapia e Oncologia
FF	<i>Flattening Filter</i> – Filtro Achatador
FFF	<i>Flattening Filter Free</i> – Sem Filtro Achatador
FT	<i>Transmission Factor</i> - Fator de Transmissão
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i> – Volume Tumoral Macroscópico
IGRT	<i>Image-Guided Radiation Therapy</i> – Radioterapia Guiada por Imagem
IMAT	<i>Intensity Modulated Arc Therapy</i> – Terapia em Arco de Intensidade Modulada
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i> – Radioterapia de Intensidade Modulada
LINAC	<i>Linear Accelerator</i> – Acelerador Linear
MLC	<i>Multileaf Collimator</i> – Colimador de Multilâminas
PTV	<i>Planning Target Volume</i> – Volume de Planejamento do Alvo
Rg	<i>Reading of Radiation for Moving Gap</i> – Leitura de Radiação da Abertura Nominal Dinâmica

Rg'	<i>Corrected Gap Radiation Reading</i> – Valor corrigido da Leitura de Radiação da Abertura Nominal Dinâmica
Rgt	<i>Contribution of the Average MLC Leaf Transmission to the Radiation Gap Reading</i> - Contribuição da Transmissão Média do MLC na Leitura da Radiação da Abertura Nominal Dinâmica
Ropen	<i>Reading of Radiation of Open Field</i> – Leitura de Radiação do Campo Aberto
Rt	<i>Average Radiation Transmission Reading</i> – Média da Leitura de Radiação da Transmissão do MLC
Rta	<i>MLC Transmission Reading for MLC Bank A</i> – Leitura da Transmissão do Carro A do MLC
Rtb	<i>MLC Transmission Reading for MLC Bank B</i> – Leitura da Transmissão do Carro B do MLC
SSD	<i>Source to Skin Distance</i> – Distância Fonte Pele
TC	Tomografia Computadorizada
TPS	<i>Treatment Planning System</i> – Sistema de Planejamento de Tratamento
UM	Unidade Monitora
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i> - Terapia em Arco Volumétrico
VMS	<i>Varian Medical Systems</i>

SUMÁRIO

RESUMO	v
LISTA DE FIGURAS.....	vii
LISTA DE TABELAS	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xi
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 OBJETIVOS.....	17
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	18
2.1 História da radioterapia	18
2.1.1 Precedentes históricos	18
2.1.2 Primórdios da radioterapia e evolução do tratamento.....	20
2.2 Aceleradores Lineares (LINACs)	23
2.3 Sistema de colimação de multilâminas (MLC)	27
2.3.1 Capacidade de atenuação do MLC e transmissão de radiação ...	27
2.3.2 Vantagens do MLC.....	29
2.3.3 Características das lâminas e estratégias de colimação	29
2.4 Radioterapia conformacional (3D CRT).....	33
2.5 Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)	36
2.5.1 Desvantagens da IMRT.....	38
2.6 Classificação das técnicas de IMRT	38
2.6.1 IMRT “ <i>step and shoot</i> ”	39
2.6.2 IMRT “ <i>sliding window</i> ”	40
2.6.3 IMRT em arco (IMAT e VMAT).....	40
2.6.4 Tomoterapia	41
2.7 Planejamento em IMRT	41
2.7.1 Planejamento Inverso.....	43

2.7.2	Otimização	44
2.7.3	Função Objetiva	45
2.8	Comissionamento de Aceleradores Lineares	47
2.8.1	Desafios relativos ao comissionamento.....	48
2.9	Comissionamento de Técnicas Moduladas	50
2.9.1	Transmissão de Radiação do MLC	50
2.9.2	<i>Dosimetric Leaf Gap</i> (DLG)	51
2.9.3	Efeitos de “tongue-and-groove” e penumbra	54
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	56
3.1	MATERIAIS.....	56
3.2	Metodologia.....	59
3.2.1	Posicionamento da câmara de ionização	59
3.2.2	Transmissão das lâminas.....	60
3.2.3	Obtenção do <i>Dosimetric Leaf Gap</i> - DLG	64
3.2.4	CrITÉrios para determinação de incertezas	66
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	68
4.1	Resultados	68
4.1.1	Resultados para energia de 6FF (com filtro achatador).....	68
4.1.2	Resultados para energia 6FFF (sem filtro achatador).....	70
4.2	Discussão.....	72
4.2.1	Valores de referência	72
4.2.2	Valores de abertura maiores que 20mm.....	74
4.2.3	Discussão do significado dos valores de DLG medidos	74
4.2.4	Discussão do significado dos valores de FT medidos	75
5	CONCLUSÃO	78
	REFERÊNCIAS.....	79

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia se caracteriza pelo uso de radiação ionizante com o intuito de tratar neoplasias malignas e alguns estados benignos (DeCS-BIREME). Atualmente estima-se que de 50% a 60% dos pacientes com câncer farão uso de tratamentos radioterápicos paliativos ou curativos em algum estágio do tratamento (ATUN et al., 2015).

O primeiro tratamento com radiação sistemático e bem documentado foi o de Leopold Freund em Viena, no mês de novembro de 1896, de uma lesão benigna de uma criança de 5 anos (LOPES, 2007) que ocorreu há apenas 01 ano após a descoberta dos raios X datada de 1895, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) (RÖNTGEN, 1896).

Até 1972, apenas a radiologia diagnóstica de duas dimensões estava disponível e o planejamento do tratamento baseava-se em imagens bidimensionais e cálculos manuais (SALVAJOLI, SALVAJOLI, 2012). Não havia a correta visualização do formato tridimensional do tumor e das estruturas anatômicas sensíveis à radiação (WEBB,1993). Avanços posteriores trouxeram tecnologias de softwares de planejamento e diagnóstico por imagem em 3 dimensões, que deram à radioterapia a capacidade de delinear o tumor e as regiões a serem protegidas (WEBB,1993). Esta modalidade radioterápica é chamada de radioterapia 3D. Com o advento de blocos de colimação e colimadores multilâminas surge a radioterapia tridimensional conformacional (3D CRT).

Os avanços em tecnologias e soluções em radioterapia são sequência de uma grande cadeia no desenvolvimento de novas modalidades que se inter-relacionam. Na ponta dessa cadeia encontramos a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) (WEBB, 2006) e suas diversas variações e aperfeiçoamentos, como sua integração à radiocirurgia, radioterapia guiada por imagem (IGRT) e demais radioterapias adaptativas.

As técnicas moduladas são mais apuradas que a 3D CRT no que diz respeito à conformação das distribuições de dose, apesar de a IMRT poder ser identificada como uma forma de especialização da mesma (CHAO et al, 2015). Essas técnicas ganharam bastante espaço nas últimas décadas

devido sua eficácia no controle tumoral e na redução da probabilidade de complicações nos tecidos sadios (CARDOSO, 2011). Além de conformarem o feixe, elas permitem modular a fluência da radiação para diferentes áreas dentro do mesmo campo (WEBB, 1993).

A garantia de que a dose planejada seja realmente ministrada ao paciente, fazendo uso de tecnologias na entrega da dose cada vez mais complexas, depende de medições muito precisas, assim como equipamentos e detectores avançados (DAS et al, 2008). A virtude de aumentar as doses no tumor e reduzi-las nos tecidos normais pode se tornar um ônus quando há alguma imprecisão nas medições, planejamento ou posicionamento do paciente (CHAO et al, 2015).

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) no *report 29*, de 1978, recomenda que a dose de radiação seja administrada com uma margem de erro dentro de 5% da dose prescrita, o que significa uma incerteza consideravelmente menor para cada etapa individual do tratamento (ICRU, 1978). Para que essa meta seja atingida é fundamental a realização dos testes de aceitação, comissionamento e controle de qualidade (DAS et al, 2008).

O comissionamento de um acelerador linear consiste em determinar todos os parâmetros físicos do feixe de radiação e do equipamento, necessários para alimentar corretamente o sistema computadorizado de planejamento (TPS), contribuindo para uma adequada distribuição de dose no paciente (DAL et al, 2008).

Erros cometidos durante o processo de comissionamento abrigam enorme potencial de perda do controle tumoral e podem causar complicações aos tecidos sadios (FRAAS, 1998). O relatório sobre equipamentos e procedimentos de comissionamento de aceleradores lineares (*Task Group 106*) da *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM) afirma que o cometimento de erros durante a alimentação do TPS pode causar acidentes de enorme gravidade (DAS et al, 2008).

A realidade é que serviços de radioterapia estão cada vez mais dependente das modalidades de IMRT e somadas às medidas governamentais de implementação de novos aceleradores lineares ao

Sistema Único de Saúde (Programa de Expansão da Radioterapia no SUS), mesmo não contemplando a técnica de intensidade modulada, eles podem fazer a atualização para tê-la e, assim, espera-se um crescimento na utilização de aceleradores lineares no Brasil assim como o serviço de implementação de comissionamento do TPS para a realização da técnica de IMRT de serviços que já operam e não a realizam.

Portanto muitos desses terão à disposição a modalidade 3D CRT em uma ou mais de suas máquinas que, apesar de serem capacitadas também para as técnicas moduladas, ainda não estão operantes devido a não ter sido realizado o comissionamento específico para a técnica de IMRT. Sendo assim, apresenta-se como necessidade o conhecimento das medidas adicionais necessárias para a realização do comissionamento específico de IMRT para serviços de radioterapia que já operam regularmente com a técnica de 3D CRT e que irão implementar em sua rotina terapias com modulação de fluência.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é citar e descrever as três medidas necessárias para realizar o comissionamento de radioterapia de intensidade modulada (IMRT) de um serviço de radioterapia que já se encontra em funcionamento e necessita implementar essa modalidade de tratamento. As medidas são: *dosimetric leaf gap* (distância dosimétrica das lâminas), transmissão intra lâminas e transmissão inter lâminas do colimador multilâminas (MLC).

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Configuram-se objetivos específicos: servir de base para que demais serviços que se apresentam na situação descrita por este trabalho possam realizar o comissionamento de IMRT.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nesta seção são desenvolvidos fundamentos teóricos a respeito de conceitos gerais sobre a história e evolução da radioterapia até o surgimento das técnicas moduladas e comissionamento do sistema de planejamento radioterápico

2.1 História da radioterapia

A história da radioterapia é marcada por três descobertas principais: a descoberta dos raios X, a descoberta da radioatividade natural e a produção de radioisótopos artificiais (LOPES, 2007).

2.1.1 Precedentes históricos

É consenso na literatura atribuir a descoberta dos raios X, em 1895, a Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), físico experimental Alemão, doutor em engenharia mecânica e reitor da Universidade de Würzburg (EISENBERG, 1992). Essa descoberta foi o grande marco para o conhecimento da radiação e para o início da radioterapia e radiologia diagnóstica (LOPES, 2007). A descoberta de, nas palavras de Röntgen, “um novo tipo de raios”, não foi uma iniciativa isolada, mas parte de um grande processo multidisciplinar e resultado de diversos trabalhos anteriores e simultâneos em laboratórios pelo mundo (XAVIER et al, 2007; RÖNTGEN, 1896).

O desenvolvimento de tubos de descarga elétrica com capacidade de gerar alto grau de vácuo, como os desenvolvidos por Johann Hittorf (1824 - 1914), William Crookes (1832 – 1919) e Philipp Lenard (1862 - 1947) foram peça central na descoberta dos raios X (LEDERMAN, 1981). Aparentemente esses dois últimos também haviam observados os raios X em 1875 e 1893 respectivamente e há ainda especulações de que Julius Plücker (1801-1868) o tenha feito em 1859 ao produzir uma fluorescência verde-maçã na parede interna de um tubo semelhante (LEDERMAN, 1981). Esses pensadores, assim como outros em laboratórios bem equipados, principalmente na Inglaterra, na última década do século XIX, não conheciam a natureza de tais

raios. Pensavam se tratar dos mesmos raios catódicos já observados e não aprofundaram o assunto.

O experimento, realizado por Röntgen, foi feito numa sala completamente escura e demonstrou que a causa da fluorescência provém do aparelho de descarga e não de qualquer outro ponto do circuito (RÖNTGEN, 1896). O estudo conclui que se tratava da observação de uma natureza de raios até então desconhecida. Foi dado o nome “raio X” por não saber sobre que partículas ou ondas se tratavam e chegaram a ser conhecidos por “raios de Röntgen”. Seu trabalho foi publicado às pressas, após 8 semanas de estudos intensos e solitários, como revelado numa entrevista com o jornalista americano Henry Dam (EISENBERG, 1992).

Ao investigar a propriedade de atravessar materiais, como ao atravessar o papel que recobria o tubo, foram produzidas as conhecidas imagens das mãos de sua esposa Bertha e mais alguns objetos, tornando-se as primeiras radiografias da história, passo importante para a radiologia diagnóstica, peça fundamental no planejamento dos tratamentos radioterápicos.

Em 1896 Antonie Henri Becquerel (1852 – 1908) descobre a radioatividade natural do Urânio, elemento químico já conhecido na época (ARAUJO et al, 2008). O estudo demonstra a propriedade dos raios X de provocar fluorescência em certos materiais e investiga a hipótese oposta de que os materiais fluorescentes podem liberar radiação (ARAUJO et al, 2008). Através de experimentos com cristais fluorescentes de sulfato de potássio de urânio foi verificado que o urânio emite radiação por si mesmo, sem a necessidade de sofrer efeitos de fluorescência (BECQUEREL, 1896). Portanto conclui-se que alguns materiais são naturalmente radioativos (ARAUJO et al, 2008).

O termo "radioatividade" foi cunhado em 1898 por Marie Sklodowska Curie (1867-1934), (CURIE, 1899), e seu marido Pierre Curie (1859-1906) ao estudarem os cristais urânio e um minério de urânio em forma de óxido, chamado pechblenda (CURIE, CURIE, 1898). Eles isolaram os elementos radioativos e nomearam-nos como Polônio e Rádio (ARAUJO et al, 2008). O feito provém da observação de que o Urânio possui mais radioatividade na

forma de minério do que em seu estado metálico, levando à conclusão de que no composto existem mais elementos radioativos e de atividade superior, desconhecidos até a descoberta dos elementos por eles isolados (CARVALHO, 2014).

Pierre Curie, em 1899, Becquerel no mesmo ano e Ernest Rutherford (1871-1937), construíram experimentos utilizando campos magnéticos e perceberam que as radiações descobertas são de diferentes naturezas e constituídas de partículas com cargas elétricas (CARVALHO, 2014). Pierre Curie identificou três tipos de radiação, nomeadas posteriormente de alfa, beta e gama (ARAUJO et al, 2008). Becquerel utilizou o fenômeno observado nas trajetórias e descobriu que a radiação beta é formada de partículas negativas: elétrons acelerados. Tal conclusão foi possível devido à descoberta de Joseph John Thomson, em 1897, no laboratório Cavendish da universidade de Cambridge, utilizando os mesmos tubos de Crookes que Röntgen, da existência do elétron (LOPES, 2007).

Em janeiro de 1934, o casal Irène Joliot Curie (1897-1956), e Jean Frédéric Joliot (1900 – 1958), filha e genro de Marie Curie, descobriram a radioatividade artificial ao produzir em laboratório o fósforo-30, isótopo radioativo (ARAUJO et al, 2008). O experimento foi realizado ao bombardear uma folha de alumínio-27, elemento de núcleo estável, com partículas α (XAVIER. et al, 2007).

Quatro anos mais tarde, John J. Livingood (1903-1986) e Glenn Theodore Seaborg (1912-1999) descobrem o cobalto 60, radioisótopo de emissão gama (ARAUJO et al, 2008). Em 1939 Ernest Orlando Lawrence (1901-1958) desenvolve o primeiro ciclotron, maquinário destinado à produção de elementos radioativos artificiais e de fundamental relevância, atualmente, para a produção de radioisótopos utilizados em braquiterapia e medicina nuclear (ARAUJO et al, 2008).

2.1.2 Primórdios da radioterapia e evolução do tratamento

Há discussões sobre quando efetivamente ocorreu o primeiro tratamento radioterápico (LOPES, 2007). Fato é que a transição da descoberta da radiação para sua aplicação clínica foi bem rápida. Francois Victor Despeignes (1866 - 1937) é conhecido por ser o primeiro a utilizar

terapia por radiação para tratamento de câncer (KOGELNIK, 1997). Sua publicação em Lyon, França em julho de 1896 é o primeiro artigo sobre radioterapia e envolve o tratamento de um carcinoma gástrico (LOPES, 2007).

Porém, a primeira terapia sistemática e bem documentada é de novembro de 1896, autoria de Leopold Freund (1868-1943), em Viena (LOPES, 2007). De maneira bem estruturada, Freund forneceu a primeira prova científica dos efeitos biológicos dos raios X (KOGELNIK, 1997). Há uma crescente aceitação na literatura de que a inauguração da radioterapia como uma nova especialidade científica deu-se nessa ocasião (KOGELNIK, 1997). Antes de Freund, existiram muitas sugestões e tentativas referentes ao uso terapêutico dos raios X, no entanto nenhum deles foi bem-sucedido e não há provas científicas da efetividade terapêutica dos raios X nestes primeiros experimentos (KOGELNIK, 1997).

Freund realizou o tratamento através de três arranjos experimentais, sendo o primeiro em 24 de novembro de 1896 e consistiu numa técnica de radioterapia fracionada em um raro tipo de um tumor benigno de pele nas costas de uma criança de 5 anos, uma espécie de neoplasia benigna de causa desconhecida (PÉREZ, SOUZA, 2010; HANSEN C. et al, 1992). O artigo original é datado de 6 de março de 1897 em um periódico de medicina de Viena, o *Wiener Medizinische Wochenschrift*, com um adendo em 8 de maio de 1897. Nas décadas seguintes, Freund aprimorou sua técnica de radioterapia fracionada, que é utilizada até hoje. A aparelhagem para a irradiação foi muito semelhante aos tubos de Crookes utilizados por Röntgen em sua descoberta. Um aparato envolvendo este tipo de equipamento é ilustrado pela Figura 1.



Figura 1 - Exemplos de um dos primeiros maquinários utilizados em radioterapia.

Fonte: Freund, 1903.

O elemento rádio passou a ser utilizado pouco depois de sua descoberta pelo casal Curie. No ano de 1900 Pierre C. entregou ao Dr. Henri Alexandre Danlos (1844-1912), do Hospital Saint-Louis, em Paris, uma pequena quantidade de rádio isolado por ele e Marie para a construção de aplicadores superficiais, feito que lhes garantiu o prêmio Nobel (ARAÚJO, et al, 2008). Nasceu aí a braquiterapia (que também ficou conhecida como curieterapia), braço da radioterapia que utiliza técnicas terapêuticas por contato ou proximidade de uma substância radioativa com a lesão.

Com o surgimento dos radioisótopos artificiais cobalto-60 e cério-137 e posteriormente dos aceleradores lineares, as máquinas de ortovoltagem (tubos de Crookes utilizado por Freund) e supervoltagem (raios X mais energéticos podendo chegar até 500 KeV) perderam espaço no mercado em virtude das características mais avançadas dos novos equipamentos, tais como alcance de altas energias com maquinários menores e homogeneidade do campo de radiação gama na qual elas operam (ARAÚJO, et al, 2008).

O primeiro tratamento de telecobaltoterapia, cujas máquinas são conhecidas popularmente por “bomba de cobalto”, foi realizado em 1951 (EISENBERG, 1992). O cobalto-60 emite raios gama com energias específicas de 1,17 MeV e 1,33 MeV (ARAÚJO, et al, 2008). Esse tipo de máquina possui a limitação de trocar a fonte radioativa de tempos em tempos, pois possui meia-vida de 5 anos.

Os aceleradores lineares surgem em tempo quase simultâneo, com a primeira instalação para uso clínico ocorrida em 1952 no Hammersmith Hospital de Londres, com a capacidade de produção de um feixe de 8 MeV (EISENBERG, 1992). A tecnologia envolve a utilização de microondas para aceleração de elétrons produzidos por efeito termiônico. Um tubo de aceleração com diversas cavidades e um pulso de radiofrequência garantem o alcance de energias de ordem de milhões de elétron volts (MeV). O tratamento pode ser realizado com feixe de elétrons ou de fótons. Estes são produzidos por *bremsstrahlung* (TAUHATA, 2014) ao atingir um alvo removível.

2.2 Aceleradores Lineares (LINACs)

Os aceleradores de partículas são utilizados em hospitais, indústrias e institutos de pesquisa (TAUHATA, 2014). Para tratamentos radioterápicos utiliza-se, em geral, aceleradores lineares de elétrons, equipamentos versáteis, capazes de produzir raios X de “*bremsstrahlung*”, radiação gerada a partir do freamento dos elétrons que, ao atingir um alvo metálico, transformam sua energia cinética em radiação (PODGORSAK, 2005).



Figura 2 - Exemplo de um LINAC. Imagem real de um TrueBeam®, Varian Medical Systems.

Fonte: Varian Medical Systems Website. Acesso em 2021.

Os aceleradores clínicos são equipamentos projetados para produzirem campos de radiação da ordem de 10^6 eV. Os tratamentos radioterápicos utilizam raios X de alta energia, em escalas que podem variar entre 2 ou 4 MeV e 25 ou 35 MeV, que são altamente penetrantes (SCAFF. IN: SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 1999; PODGORSAK, 2005). Diferente

dos raios X de baixa energia, utilizados para diagnóstico, o poder de penetração dos feixes de tratamento é maior, dado que é uma característica dependente da energia, possibilitando atingir as doses necessárias no alvo de tratamento, geralmente tumores profundos, causando a destruição ou regressão da lesão (SCAFF, 1997). Um exemplo de acelerador linear clínico é apresentado pela Figura 2, que ilustra o LINAC comissionado para este trabalho.

Em equipamentos de kV (quilovolt) os elétrons são acelerados por meio de uma diferença de potencial aplicada diretamente entre o filamento e o alvo (SCAFF. IN: SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 1999). Porém, essa técnica de aceleração possui suas limitações e não é viável a aceleração de partículas a energias superiores a 2 MeV (SCAFF. IN: SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 1999).

Em equipamentos de “mega voltagem”, jargão utilizado na rotina clínica, ao contrário do caso anterior, utiliza-se um gerador de tensão variável e não uma tensão constante (PODGORSAK, 2005). Os elétrons são gerados por emissão termiônica em filamentos aquecidos e acelerados por uma série de placas em formato de discos com orifícios no centro, uma guia de onda, (ver Figura 3) onde a tensão variável é aplicada.

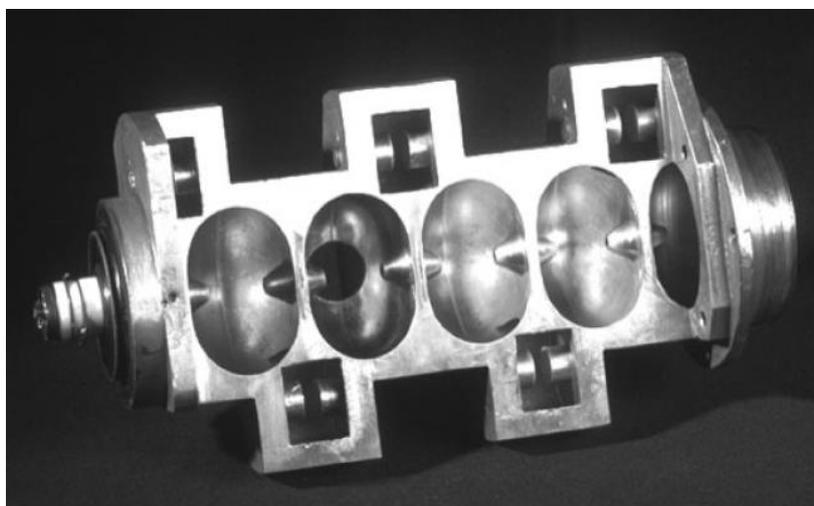


Figura 3 – Corte transversal de uma guia de onda de um LINAC de 6MV.

Fonte: Podgorsak (2005).

A cada espaço percorrido uma nova parcela de energia cinética é acrescida ao elétron (PODGORSAK, 2005). No tubo de aceleração os

elétrons são acelerados por uma onda de radiofrequência estacionária e, através das várias seções da máquina, atingem a energia necessária por um mecanismo semelhante, em termos didáticos, ao que um surfista faz ao ganhar velocidade nas ondas do mar (TAUHATA, 2014). As ondas de radiofrequência (RF) são geradas por válvulas especiais, que podem ser do tipo “*magnetron*” quando para energias de até 10 MeV ou tipo “*klystron*” para energias superiores a 10 MeV (SCAFF. IN: SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 1999).

O tratamento pode ser realizado com feixe de fótons ou elétrons. Os elétrons penetram poucos centímetros na pele, sendo indicados para tratamentos superficiais e não utilizados para radioterapia de intensidade modulada (IMRT). O feixe inicial é composto de elétrons que podem ou não atingir um alvo metálico, dependendo da utilização desejada (feixe de fótons ou de elétrons). Quando os elétrons atingem o alvo, raios X são produzidos a partir da perda de energia cinética, chamados de radiação de “fretamento” ou de “*bremsthalung*”. Apenas cerca de 5% da energia perdida pelos elétrons transforma-se em radiação, sendo o restante convertido em calor (TAUHATA, 2014) A Figura 4 demonstra de maneira esquemática os principais componentes de um acelerador linear clínico.

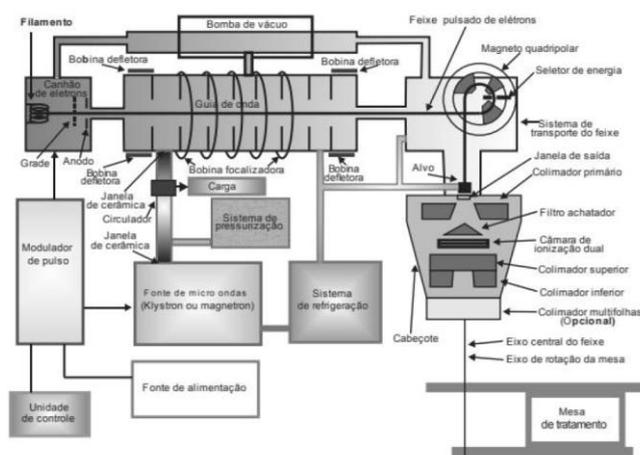


Figura 4 - Ilustração de um acelerador linear clínico e seus principais componentes.

Fonte: TAUHATA et al, 2014.

A região do cabeçote contém as “*jaws*”, chamadas de “colimador inferior” e “colimador superior” na Figura 4, e podem ser melhor visualizadas

isoladamente na Figura 8. O colimador de multilâmina (MLC), geralmente interpretado como um colimador de nível terciário, é usado em técnicas conformacionais e moduladas (ver seção 2.4). O “filtro achatador” (*flattening filter*) é citado na seção Materiais - 3.1, ao indicar os modos de operação do LINAC utilizado neste trabalho. Este trabalho, ao referir-se às “*jaws*”, utiliza o termo “colimadores”. Para os colimadores de multilâminas, convencionou-se usar o termo “MLC”. Esses termos estão de acordo com o uso corrente no cotidiano clínico.

Os feixes de fótons necessitam da utilização do filtro achatador para homogeneizar as distribuições de dose em mesmas profundidades, porém em máquinas mais recentes há disponível uma tecnologia que permite a administração correta de dose sem sua utilização. Essa técnica é chamada de “*flattening filter free*” (FFF).

Um conceito importante para o tratamento radioterápico é o de SSD (“*source to skin distance*”), que representa a distância da fonte de radiação até a pele do paciente (ARAÚJO et al, 2019). Para um campo de fótons, a fonte é definida pela posição do alvo, visto na Figura 4, e para elétrons a posição da fonte é virtual (localizada após esse alvo, que é removido nesse caso). Uma configuração de tratamento em SSD é, em geral, usada para tratamentos superficiais (de pele) e no caso de um LINAC é usualmente no valor de 100 cm (ARAÚJO et al, 2019). Nesse modo de operação, o centro do campo de radiação permanece sobre o isocentro (que pode ser visto na Figura 5) durante as irradiações. Na sala de tratamento, o isocentro pode ser identificado por lasers instalados nas paredes e, na prática clínica, consiste no ponto através do qual o eixo de rotação da máquina se manterá (ARAÚJO et al, 2019). Para o comissionamento de um LINAC é conveniente utilizar essa configuração, sendo a superfície da pele substituída pela superfície de um material simulador de tecido biológico.

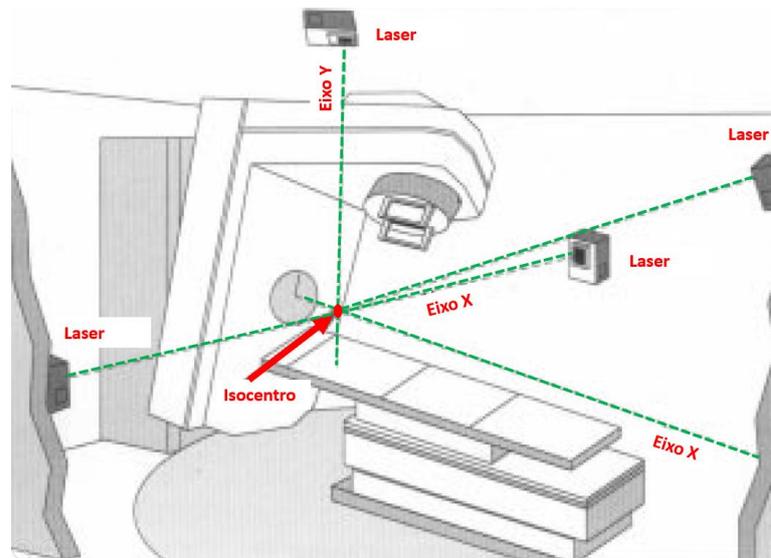


Figura 5 - Demonstração do isocentro de um LINAC: interseção dos lasers da sala. MODIFICADO DE: ARAÚJO et al, 2001.

2.3 Sistema de colimação de multilâminas (MLC)

Colimadores multilâminas (MLCs) são encontrados em larga escala atualmente nas clínicas. São um sistema adicional de colimação do acelerador e seu objetivo é oferecer ao tratamento a habilidade de modificar o formato do feixe de radiação para que seja possível conformar o mesmo de acordo com a anatomia do tumor a ser tratado (CARDOSO, 2011). O MLC é utilizado nas técnicas conformacionais e moduladas,

O MLC é formado por dois bancos ou carros (*bank A*, *bank B*), nomeados neste trabalho, na área de resultados, por carro (A) e carro (B), posicionados frente a frente e compostos cada um por uma série de lâminas. Cada lâmina possui um motor individual, sendo possível controlar sua velocidade e posição de modo independente.

2.3.1 Capacidade de atenuação do MLC e transmissão de radiação

Apesar de os materiais constituintes das lâminas serem de alta densidade e capazes de atenuar a radiação, o MLC não bloqueia totalmente o feixe, ocasionando uma pequena transmissão radiativa (YANG, 2003; VIEIRA, 2012).

Essa transmissão deve ser usada para obtenção das chamadas transmissão intra e inter lâminas e do *dosimetric leaf gap* (DLG) (“espaço dosimétrico das lâminas”, em tradução livre), que é uma medida de espaço

entre as lâminas de carros diferentes para uma projeção de dose zero (DAS et al, 2008). Essas medidas são melhor descritas mais adiante.

De maneira geral os MLCs possuem um bom poder de atenuação do feixe primário (YANG, 2003). Porém, essa atenuação não é a mesma em todos os pontos e a região entre as lâminas produz uma contribuição maior no valor total de transmissão (BOYER et al, 2001). Outra inhomogeneidade é observada na região do topo das lâminas, quando construídas com geometria arredondada (vide Figura 6).

O valor máximo de transmissão total do feixe deve ser inferior a 5% (BOYER et al, 2001). Isso significa que a atenuação das lâminas deve ser equivalente a um valor entre 4 e 5 vezes a camada semi-redutora (CSR) do material constituinte (BOYER et al, 2001).

A camada semi-redutora (CSR), ou "*half-value layer*" (HVL) é, por definição, a espessura necessária de um material para reduzir a intensidade de um feixe de raios X ou gama à metade (TAUHATA, 2014). A CSR também pode ser utilizada para expressar o grau de "endurecimento", ou "*hardening*", de um feixe de fótons (KHAN, 2014). Esse efeito resulta na atenuação dos fótons que possuem menor energia no feixe, mudando sua qualidade (KHAN, 2014; PODGORSK, 2005).

Para obter melhores características dosimétricas fora do eixo central do feixe ("*off-axis*"), alguns dispositivos de MLC apresentam extremidades arredondadas no topo das lâminas (VARIAN REFERENCE GUIDE, 2015). Esse formato ocasiona um efeito de menor atenuação na região de topo quando comparado com o corpo das lâminas e permite a transmissão de radiação mesmo quando os pares de lâminas permanecem completamente fechados.

Esse efeito é chamado de "*rounded leaf end transmission*" ("transmissão pela extremidade arredondada das lâminas", em tradução livre). Os algoritmos de cálculo de fluência, do sistema de planejamento computadorizado (TPS), lidam com essa transmissão por meio do DLG (VARIAN REFERENCE GUIDE, 2015).

A contribuição dessa transmissão e suas implicações são diferentes da transmissão intra e inter lâminas. A maneira de lidar com essa

característica do MLC e a razão para essa geometria são melhor discutidas adiante no capítulo sobre comissionamento de técnicas moduladas (seção 2.9).

De todo modo, a maneira como o MLC atenua o feixe de radiação é dependente do fabricante, da localização do MLC na máquina e da qualidade do feixe (VARIAN REFERENCE GUIDE, 2015). Os valores de transmissão e DLG da máquina utilizada são apresentados na área de resultados (seção 4.1).

2.3.2 Vantagens do MLC

Em técnicas convencionais a conformação do feixe é realizada através de blocos metálicos, geralmente de cerrobend ou chumbo (BOYER et al, 2001). A priori, a utilização do MLC como forma de substituição das técnicas convencionais não é esperada como um aperfeiçoamento do controle tumoral (BOYER et al, 2001; LOSASSO, KUTCHER, 1994). A justificativa fundamental para o uso do MLC em radioterapia convencional é o aprimoramento da capacidade de entregar acuradamente os valores de dose planejados (BOYER et al, 2001).

As grandes vantagens do MLC em relação aos blocos, além de maior acurácia em conformação, consistem em questões de otimização de tempo, na praticidade e no fato de que os metais utilizados para os blocos de colimação podem ser tóxicos (BOYER et al, 2001). Um único paciente pode ter dezenas de campos de radiação durante seu tratamento, e para cada um deles haveria a necessidade de construção de um bloco individual, e para cada movimentação ou troca haveria a necessidade de intervenção na sala de tratamento para o manuseio do bloco (BOYER et al, 2001).

2.3.3 Características das lâminas e estratégias de colimação

As barras ou lâminas do MLC geralmente são feitas de tungstênio, podendo se pronunciar para dentro ou para fora do campo, interrompendo ou permitindo a passagem do feixe enquanto a máquina irradia (LEITÃO, 2020). Essa movimentação permite uma discretização em subfeixes que, em tese, entregam valores independentes de dose (LEITÃO, 2020).

As lâminas podem ter espessuras e formatos diferentes a depender do fabricante e suas diferentes características entre diferentes MLCs permitem executar planos de tratamento e administração de doses de maneiras diferentes (LEITÃO, 2020). O formato das lâminas do MLC utilizado neste trabalho é mostrado na Figura 6.

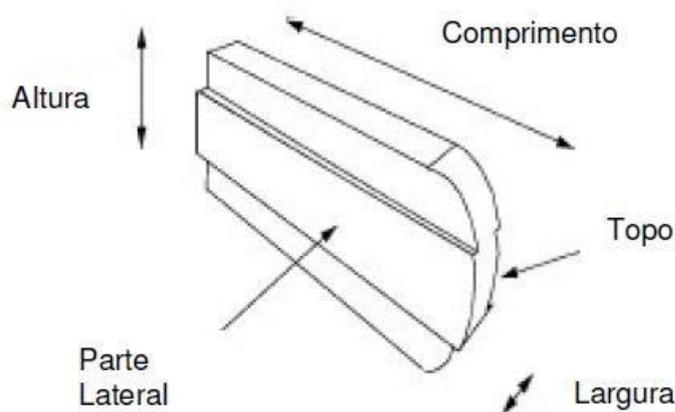


Figura 6 - Esquema representativo de uma lâmina de MLC de sistema Varian para aceleradores lineares.

Fonte: BOYER et al, 2001

Outra maneira de modificar a geometria do feixe de tratamento é utilizando o sistema de colimação de placas metálicas densas instaladas dentro do próprio cabeçote da máquina (as “*jaws*”, ou colimadores), porém trata-se de uma colimação muito limitada já que os campos podem apenas ter formatos retangulares. Os colimadores são usados para definir o tamanho geral do campo de radiação, enquanto o MLC é usado para conformar o feixe colimado de maneira personalizada (BOYER et al, 2001). Esquemas ilustrando os sistemas de colimadores são demonstrados nas Figura 7 (MLC da Varian Medical Systems®), Figura 8 (posições dos colimadores e do MLC) Figura 9 (posições dos colimadores e do MLC ilustrados dentro do cabeçote do LINAC);

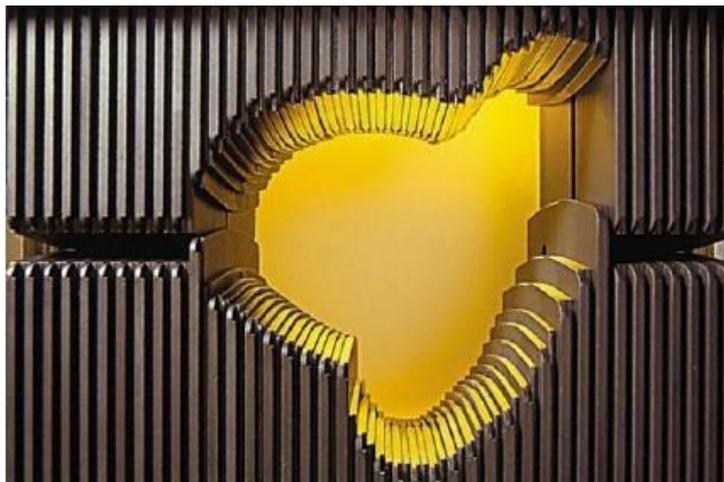


Figura 7 - Sistema MLC da Varian Medical Systems.

Disponível em: https://www.researchgate.net/figure/Varian-Millennium-120-leaf-MLC_fig1_279757039.

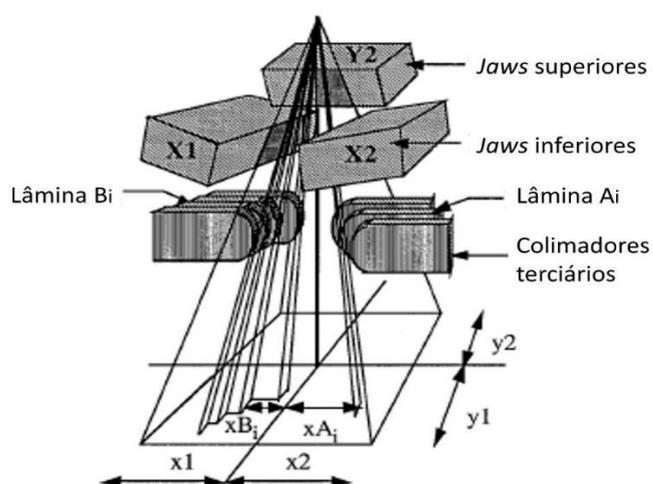


Figura 8 - Esquema genérico de um sistema de colimação. Os colimadores superiores são representados por Y1 e Y2 (a primeira omitida para clareza da ilustração) e as inferiores por X1 e X2.” O MLC é representado como um colimador terciário.

Modificado: BOYER et al, 2001.

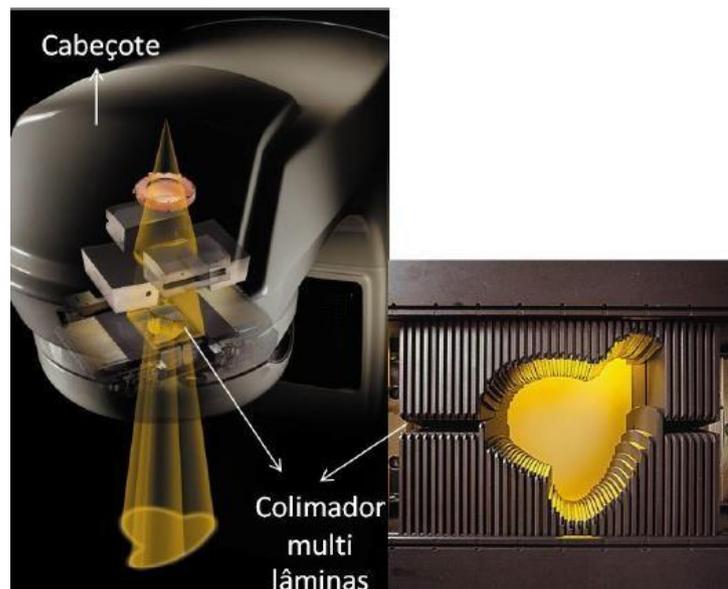


Figura 9 - Esquema demonstrativo da utilização de MLC em LINAC demonstrando sua posição em relação às jaws e o cabeçote da máquina, assim como sua influência no feixe de radiação.

Fonte: Modificado de *Varian Medical Systems*®.

Há três estratégias principais para a conformação do feixe utilizando o MLC (BOYER et al, 2001). Relativo ao posicionamento das lâminas enumera-se:

- I) “*out-of-field placement*”: posicionamento fora de campo;
- II) “*in-field placement*”: dentro de campo;
- III) “*cross-boundary*”: posicionamento de fronteira.

Esses posicionamentos são demonstrados na Figura 10. Pela observação destas figuras pode-se deduzir que a conformação do feixe sempre é aproximada e nunca exata, com relação a anatomia da lesão.

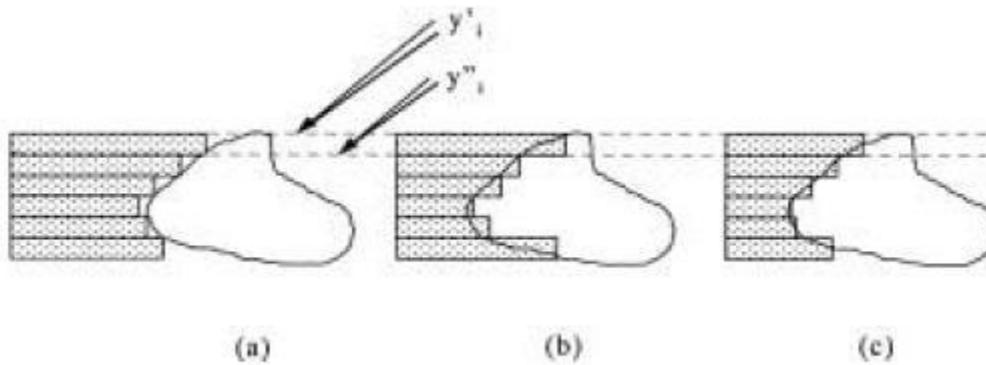


Figura 10 - Ilustração das 3 estratégias para o posicionamento das lâminas do MLC. a) posicionamento “out-of-field”, b) posicionamento “in-field”, c) posicionamento “crossboundary”. Fonte: Boyer et al, 2001.

Fonte: BOYER et al, 2001.

2.4 Radioterapia conformacional (3D CRT)

Define-se radioterapia conformacional 3D (3D CRT), do inglês “*three-dimensional conformal radiotherapy*”, como a técnica de tratamento radioterápico cujo planejamento é baseado em imagens anatômicas 3D, obtidas de radiodiagnóstico, e que utiliza distribuições de doses conformadas o mais próximas possíveis do volume alvo (PATROCÍNIO. IN: SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 1999). O conceito de conformação das doses só mantém seu significado quando atingido o duplo objetivo de maximizar a probabilidade de controle tumoral (“*tumor control probability*” - TCP) e minimizar a probabilidade de complicações nos tecidos saudáveis (“*normal tissue complication probability*” – NTCP) simultaneamente (KHAN, 2014).

Segundo a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), relatórios nº 50 e 62, há vários volumes do alvo e de estruturas críticas a serem definidas para auxílio no processo de planejamento do tratamento (ICRU, 1993; ICRU, 1999). A correta determinação desses volumes é pré-requisito para uma terapia 3D eficiente e bem planejada (KHAN, 2014).

Cita-se como os principais volumes relacionados ao planejamento 3D CRT (PODGORSAK, 2005; ICRU, 1993; ICRU, 1999):

- i) **GTV** - “*Gross Tumor Volume*”: Volume tumoral grosseiro. Região tumoral palpável ou visível;

- ii) **CTV** - "*Clinical Target Volume*": Volume clínico. Somatório do GTV com a região microscópica ocupada por células malignas para além desse volume. Portanto, o CTV deve ser tratado adequadamente para atingir o objetivo de terapia, cura ou palição. Caso contrário, a região não visível que contém células tumorais poderá se desenvolver novamente;
- iii) **ITV** – "*Internal Target Volume*". Volume interno do alvo. É o CTV somado a uma margem que leva em consideração as variações de tamanho e posição do CTV relativos às referências (geralmente ósseas) de posição do paciente;
- iv) **PTV** - "*Planning Target Volume*". Volume de planejamento considerado adequado para garantir que o CTV receba a dose prescrita, considerando o ITV e uma margem adicional devido incertezas de arranjo do feixe;
- v) **TV** - "*Treated Volume*". Volume efetivamente tratado, ou região que, após a irradiação, realmente recebe a dose prescrita;
- vi) **IV** - "*Irradiated Volume*". Volume irradiado. Porção de tecido que recebe um valor de dose considerável em relação aos limites de dose estabelecidos para os órgãos de risco.
- vii) **OAR** – "*Organ at Risk*". Órgão saudável próximo a região de PTV;
- viii) **PRV** – "*Planning Organ at Risk Volume*". Volume de planejamento do órgão de risco.

Esses volumes podem ser visualizados pela Figura 11, que apresenta um esquema didático ilustrativo das principais estruturas. A Figura 12 ilustra uma situação anatômica, exemplificando a presença desses volumes no interior do corpo de um paciente. A Figura 13 apresenta uma visualização do contorno tridimensional desses volumes em simulação feita por software de sistema de planejamento de tratamento. Pode ser observado na imagem: OAR e PORV das cabeças femorais em cor branca, da bexiga em amarelo e do reto em verde. CTV da próstata em roxo e ITV e PTV em azul.

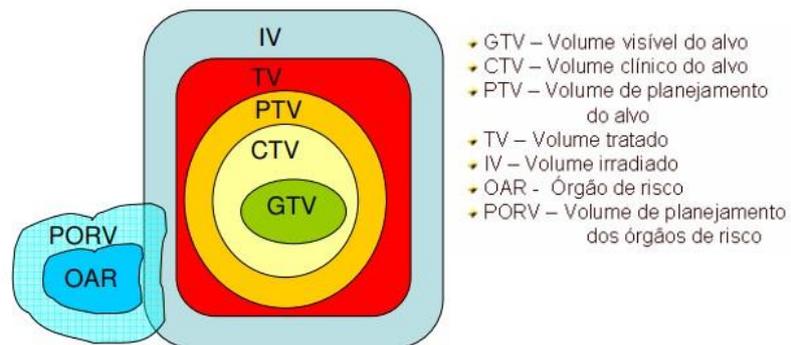


Figura 11 - Ilustração dos volumes alvos e dos volumes de risco para radioterapia.

Fonte: POLI, 2007.

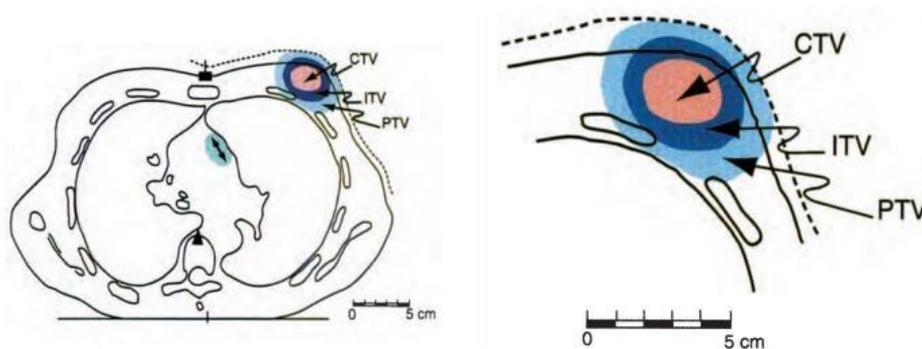


Figura 12 - Exemplo de aplicação dos volumes de tratamento em ilustração anatômica de perfil tomográfico.

Fonte: ICRU, 1999.

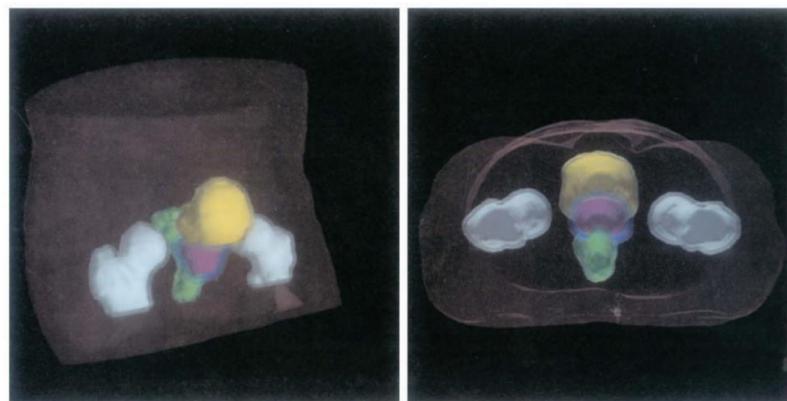


Figura 13 - Exemplo de volumes de tratamento delineados em sistema de planejamento tridimensional para radioterapia de próstata.

Fonte: ICRU, 1999.

Há, porém, certos obstáculos para a definição correta do CTV, já que o volume diagnosticado em imagem não necessariamente reflete o volume clínico devido à presença microscópica da doença (KHAN, 2014). A definição do PTV também encontra seus desafios, como as variáveis de movimentação do alvo (POLI, 2007; KHAN, 2014).

Falhar na determinação desses volumes pode resultar na perda do significado conformacional da técnica, obtendo-se distribuições de dose incoerentes com o volume real da lesão (KHAN, 2014). Portanto, do ponto de vista do controle tumoral, a acurácia na localização do CTV é mais crítica que nas técnicas de radioterapia convencional (KHAN, 2014).

2.5 Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

A radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) é a administração de radiação ao paciente através de campos que possuem fluência radiativa não uniforme para gerar curvas de doses altamente conformadas, otimizar a distribuição de dose nos volumes alvo e poupar os tecidos saudáveis (WEBB, 2003; KHAN, 2014; WEBB. IN: MAYLES, NAHUM, 2007). Enquanto na radioterapia conformacional o sistema de colimação de multilâminas (MLC) é utilizado apenas para conformar o feixe de tratamento de acordo com as estruturas de interesse, nas técnicas de IMRT o MLC é usado tanto para o mesmo fim como para modular a fluência da radiação (WATANABE, 2015).

Define-se fluência como o número de partículas do feixe que atravessa uma determinada área em ângulo reto com a direção do feixe (SCAFF, 1997).

A rigor, a modulação do feixe em IMRT se faz através da fluência e não da intensidade, como o nome dado à técnica sugere (WEBB, 2003). Porém o que ocorre é algo similar, administrando uma quantidade de energia diferente por unidade de espaço do tecido biológico num mesmo campo de irradiação (WEBB, 2003). Como consequência da modulação de fluência, são obtidas intensidades de dose diferentes para um mesmo campo de radiação administrado.

Em IMRT utiliza-se um modelo de planejamento conhecido como planejamento inverso, em que o usuário informa ao sistema os valores de

dose prescritos para o alvo a ser tratado e os de tolerância para os órgãos de risco. Como resposta, o software busca otimizar essas doses nas estruturas de interesse (WEBB, 2003). Esse método parte de uma lógica inversa ao das técnicas convencionais, em que primeiro é realizada a simulação do tratamento e somente depois é verificado se os limites foram respeitados. Na IMRT, ao contrário, as limitações são definidas a priori e o sistema busca encontrar soluções que abarquem esses valores previamente impostos.

Na Radioterapia 3D conformacional, a fluência é uniforme, enquanto na IMRT a fluência do campo é variável (WEBB, 2006). Na Figura 14 é ilustrada a variação de fluência do campo de IMRT pelas diferentes conformações assumidas pelo MLC ao longo do processo de irradiação e, ao lado, uma ilustração do mapa de intensidade resultante.

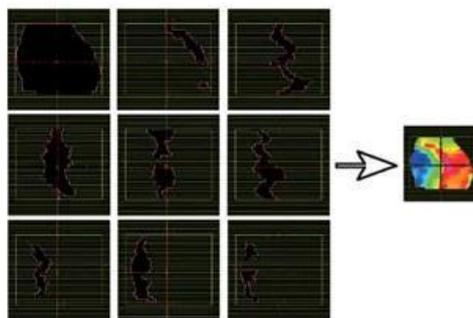


Figura 14 - Exemplo de segmentos de campo em um plano de IMRT realizado com MLC, com uma representação da intensidade do feixe resultante em uma escala de cores. À esquerda: conjunto de subcampos conformados por MLC. À direita: mapa de intensidade.

Fonte: Silva e Santos (2018).

A fluência do feixe pode ser modulada utilizando:

1. Blocos de compensação;
2. Colimadores retangulares do cabeçote, conhecidos com JAWS (“mandíbulas”);
3. Colimadores multilâminas (MLC), objeto de interesse deste trabalho.

Após atingir a quantidade de unidades monitoras esperada para a irradiação do campo específico, as lâminas do MLC se reposicionam e reiniciam o procedimento para os demais campos. Unidade Monitora (UM) é uma unidade de medida que determina o tempo em que a máquina deve manter-se emitindo radiação para entregar a dose programada, e sua leitura

é realizada por uma câmara de ionização no interior do cabeçote do acelerador (ver “câmara de ionização dual” na Figura 4) (SILVA, SANTOS, 2018).

2.5.1 Desvantagens da IMRT

Deve-se levar em consideração que as técnicas de IMRT também possuem desvantagens (WATANABE, 2015; ALVES, et al, 2010):

- As modalidades de IMRT são mais dependentes do desempenho da máquina que as técnicas convencionais de conformação;
- Os cálculos para otimização de dose exigem maior processamento computacional;
- As distribuições de dose são mais complexas e qualquer erro pode ser crítico devido a altos gradientes de dose;
- O volume irradiado com doses mais baixas é maior para IMRT quando comparado com a radioterapia convencional.
- O tempo de tratamento é maior: Segundo o TECDOC 1588 da IAEA, o número de pacientes tratados é reduzido de 32 para 27 em uma jornada de 8h de trabalho;
- Eleva-se o custo de tratamento;
- Devido à alta complexidade da técnica, é comum observar um aumento do tempo de máquina parada para manutenção, que em geral passa de 1% para 5%.

Isso torna a técnica um ponto de maior rigor quanto ao controle de qualidade e comissionamento. É fundamental para a segurança dos tratamentos realizar controle de qualidade específico por paciente, verificando as particularidades de cada caso e analisando todas as etapas (ALVES, et al, 2010).

2.6 Classificação das técnicas de IMRT

Podemos classificar as modalidades de IMRT segundo uma característica fundamental do campo: se este é estático (quando o cabeçote permanece imóvel durante a irradiação) ou rotacional (quando a máquina

rotaciona ao redor do paciente enquanto o feixe está ligado). As modalidades de campo estático podem ser consideradas como as técnicas de “*step and shoot*” (administração segmentada da dose), “*sliding window*” (entrega dinâmica da dose). Das modalidades rotacionais citamos a radioterapia em arco modulada volumetricamente (VAMT), e a tomoterapia (irradiação de segmentos circulares ou helicoidais).

2.6.1 IMRT “*step and shoot*”

Técnica também conhecida por “modo estático”, onde a modulação da fluência final é obtida através da sequência de um número discreto de subcampos de tratamento com diferentes formas geométricas conforme mostra a Figura 15 (SCHLEGEL, 2006). Nessa modalidade, o feixe irradia somente quando a posição geométrica das lâminas está de acordo ao planejado para cada subcampo, paralisando a irradiação durante a transição para uma nova conformação a ser realizada. Após o MLC assumir a próxima posição, o processo é reiniciado (a máquina libera o feixe de radiação) (CHEUNG, 2006).

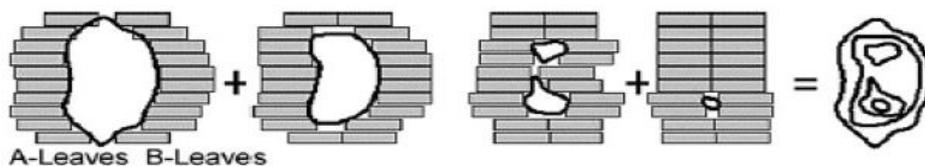


Figura 15 - Esquema típico da execução de um campo de IMRT utilizando a técnica de step and shoot.

Fonte: Schlegel et al (2006).

Há, no entanto, diversos fatores envolvidos a se considerar. A questão principal refere-se à conversão do mapa de doses pretendido num número discreto de segmentos de fluências constantes (ARNEFIELD, et al, 2001). A aplicação de um baixo número de segmentos afasta os resultados daqueles obtidos no modo de irradiação contínuo e pode piorar a conversão entre a fluência esperada e a obtida (SCHLEGEL, 2006). Quanto menor o número de segmentos utilizados, maior poderá ser a degradação do mapa de dose (ARNEFIELD, et al, 2001).

Por outro lado, há também desvantagens na aplicação de um elevado número de seguimentos, já que a maioria dos seguimentos terá um tempo reduzido de irradiação, podendo acarretar problemas de estabilidade no equipamento entregando poucas unidades monitoras (SCHLEGEL, 2006).

Portanto, há aqui o desafio de saber encontrar o número ótimo de segmentos, sendo aquele que simultaneamente degrada pouco o mapa de doses e não comprometa a estabilidade do maquinário.

Por fim, pode-se dizer que uma vantagem da modalidade estática é a facilitação na verificação dos planos de tratamentos que podem ser analisados individualmente, se necessário, devido a todos eles terem valores constantes.

2.6.2 IMRT “*sliding window*”

A modalidade de “*sliding window*” também pode ser chamada de modo dinâmico e consiste no movimento contínuo dos pares de lâminas do MLC enquanto se realiza a irradiação conforme mostra a Figura 16 (SCHLEGEL, 2006). Como resultado deste movimento obtém-se uma matriz de dose com fluências viáveis e para cada par de lâminas são definidas velocidades específicas (CHAO et al, 2015). A variação da fluência do campo de radiação se faz através de dois fatores: variação da abertura e variação da velocidade de cada par.

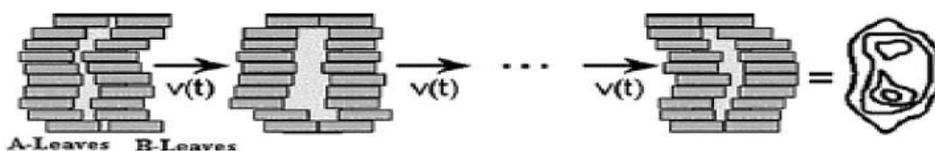


Figura 16 - Representação esquemática da administração de um campo de IMRT com modelação dinâmica.

Fonte: Schlegel et al (2006).

2.6.3 IMRT em arco (IMAT e VMAT)

Em 1995 foi desenvolvido o conceito de terapia em arco de intensidade modulada, IMAT (“*intensity-modulated arc therapy*”), uma forma de IMRT na qual o “*gantry*” rotaciona enquanto o feixe permanece ligado (YU, 1995). A técnica utiliza MLC dinâmico e quando foi desenvolvida propôs-se ser uma

alternativa à tomoterapia (YU, 1995). Em 2008 foi incorporado o conceito de variação de taxa de dose na IMAT e a técnica passou a ser conhecida como radioterapia em arco modulada volumetricamente, ou VMAT (*“volumetric modulated arc therapy”*) (OTTO, 2008).

2.6.4 Tomoterapia

A tomoterapia é uma modalidade de radioterapia modulada em arco no qual um acelerador linear irradia “fatias”, ou “tomos”, do volume de tratamento em feixes administrados em arcos de 360° colimados por um MLC de lâminas individuais (ver Figura 17). (MIJNHEER, et al, 2008).



Figura 17 - MLC binário MIMiC da empresa Nomos Corporation.

Fonte: NOMOS Corporation (2021).

Atualmente existem soluções em tomoterapia que consistem em irradiação em arcos contínuos de 360° e outras destinadas a radiocirurgia de alvos intracraniais (NOMOS, 2021).

De início a técnica necessitava interromper a rotação do *gantry* para que o paciente fosse movimentado longitudinalmente. Esta modalidade de tomoterapia é conhecida como estática. Hoje é muito comum a modalidade helicoidal de tomoterapia, em que os equipamentos são capazes de deslocar a mesa de tratamento de maneira simultânea às movimentações do MLC e do *gantry* (MIJNHEER, et al, 2008).

2.7 Planejamento em IMRT

O planejamento em IMRT é realizado de acordo com os objetivos que se deseja alcançar com o tratamento para cada volume relevante, seja para a lesão ou para órgãos a serem protegidos. Isso dá origem a mapas de fluência heterogêneas desejadas para cada campo de irradiação (SHEPARD,

2007; SCHLEGEL, KNESCHAUREK, 1999; SBRT, 2021). Após definidos esses objetivos, obtêm-se as condições de operação da máquina necessárias para que se alcancem essas condições. Essa abordagem é conhecida como Planejamento Inverso (ver seção 2.7.1).

A cadeia de procedimentos para planejamento em IMRT pode ser dividido em alguns passos (SHEPARD, 2007):

- Etapa 1) Contorno das regiões de interesse;
- Etapa 2) Definição das restrições de dose para os volumes sadios e de uma função objetiva;
- Etapa 3) Cálculo computacional dos “pesos” e formatos dos “*beamlets*” (pequenos feixes estreitos resultantes da divisão do campo de radiação em sub feixes para modulação de fluência);
- Etapa 4) Cálculo computacional dos valores de dose;
- Etapa 5) Verifica-se se os resultados atendem aos requisitos de otimização. Em caso positivo, ir para etapa 6; se negativo, voltar para etapa 3 para computar novos pesos e formatos de subcampos;
- Etapa 6) Aceita-se o plano. Em caso de não ser aceito, retorna-se para a etapa 2 para reavaliação das restrições de dose. Esse caso evidencia que se obteve o plano mais otimizado possível e ainda assim não foi aceito, significando que não há resultado factível para atingir as doses necessárias no alvo e atender às restrições dos órgãos saudáveis simultaneamente. Ou seja: será necessário rever os objetivos do tratamento, no que se refere às doses planejadas.

A prescrição da terapia consiste em definir os objetivos que desejam ser alcançados pelo tratamento. Tais objetivos podem ser expressos nos termos da função objetiva e das restrições de dose (SHEPARD, 2007). A função objetiva reduz todo o tratamento em um valor numérico utilizado para graduar a qualidade do tratamento, que pode ser avaliada utilizando-se critérios físicos e biológicos (SHEPARD, 2007). Porém, é desafiador resumir todo um complexo tratamento em apenas alguns conjuntos de equações ou numa simples escala numérica (SHEPARD, 2007).

As restrições de dose consistem em delimitar doses aceitáveis e viáveis ao tratamento, respeitando a radiosensibilidade dos órgãos sadios e buscando o valor adequado para o controle tumoral (SHEPARD, 2007).

2.7.1 Planejamento Inverso

Planejamento inverso é uma forma de planejamento de tratamento radioterápico utilizado em IMRT cujo problema central consiste na determinação da distribuição de intensidades dos campos individuais e, se necessário, outros parâmetros de irradiação, para alcançar uma determinada distribuição de dose (SCHLEGEL, KNESCHAUREK, 1999).

A diferença fundamental para o planejamento convencional é que o planejamento inverso define previamente as doses para as estruturas relevantes, delegando ao computador a tarefa de calcular os campos de radiação que alcancem esses objetivos. No planejamento convencional ocorre o contrário: primeiro se define os campos de radiação e depois observa-se as doses resultantes (SCHLEGEL, KNESCHAUREK, 1999; SHEPARD, 2007).

Se esses valores não estiverem em concordância com os valores de referência, o profissional deve repetir o procedimento, ou seja, o processo funciona de acordo com a lei de tentativa e erro. A utilização da capacidade de cálculos dos softwares possibilita traçar um plano de modulação ideal em tempo razoável. Para a IMRT seria extremamente complexo e demorado realizar um planejamento eficaz em termos convencionais (SCHLEGEL, KNESCHAUREK, 1999).

A abordagem do tratamento inverso consiste em iniciar pela definição da distribuição de dose desejada, assim como os objetivos clínicos, e somente após esse passo é possível determinar os parâmetros de tratamento que irão atingir tais objetivos (SHEPARD, 2007). Os campos de radiação são definidos pelo sistema computacional como uma consequência dos objetivos determinados. As formas mais convencionais de planejamento, por outro lado, definem os campos de radiação de maneira direta, obtendo-se os mapas de dose como consequência.

A distribuição de dose desejada é definida segundo os critérios de restrição de dose para cada volume de tecido de órgão de risco especificado, assim como os parâmetros de dose necessários para agredir o tumor (SHEPARD, 2007). Cada restrição resultará em limites, cujos valores serão utilizados para o cálculo de uma distribuição ótima de fluência que se aproxime o mais interessante possível da distribuição inicial especificada (SHEPARD, 2007).

É necessário verificar se os parâmetros planejados serão realmente entregues ao paciente. Desse modo, o LINAC passa por testes de controle de qualidade, tarefa realizada pelos profissionais da Física Médica (SBRT, 2021).

2.7.2 Otimização

A otimização para planejamento inverso utiliza softwares para criar distribuições de dose em alta conformidade e otimizar a modulação da fluência do feixe (WEBB, 2003).

Segundo Steve Webb, em seu artigo de revisão para "*The British Journal of Radiology*" em 2003, otimização é o alcance de um estado ótimo no qual não se torna mais possível qualquer aperfeiçoamento (WEBB, 2003). Seguindo essa definição, o termo não se aplicaria adequadamente às práticas do cotidiano clínico, pois seria necessário o conhecimento de uma grande população de variáveis, como todos os tipos de irradiação e suas energias em todo o espectro, todas as possíveis formas geométricas, modulações de fluência do feixe de tratamento e muitos outros fatores que tornariam o planejamento e o tratamento inatingível (WEBB, 2003). Desse modo, entenderemos por otimização em planejamento de radioterapia o processo de encontrar as melhores distribuições de dose razoavelmente viáveis de se calcular e aplicar levando-se em consideração as limitações inerentes.

Porém, somente realizar a otimização da fluência pode tornar difícil encontrar a melhor solução realmente viável (WEBB, 2003). Há que considerar uma série de parâmetros e limitações físicas da máquina. Para campos estáticos há que considerar, por exemplo, a velocidade de movimentação das lâminas. Já para campos rotacionais podem ser

otimizados o tempo total de irradiação e a taxa de dose utilizada (dose de radiação administrada por unidade de tempo).

A etapa de otimização da fluência é seguida de algoritmos de aplicação de “*leaf-sequencing*” (“sequenciamento de lâminas” em tradução livre) cujo objetivo é traduzir os valores de cada mapa de intensidade de dose em valores de aberturas e posições das lâminas, ou seja, formatos de campo reproduzíveis pelo colimador (SHEPARD, 2007).

A aplicação do *leaf-sequencing* demonstra a necessidade de obter-se adequadamente o *dosimetric leaf gap*, um dos objetivos deste trabalho. É o DLG que dará a capacidade ao TPS de prever a posição do final dosimétrico de cada lâmina que, em última análise e para os objetivos aqui relatados, é mais relevante que a posição geométrica. A diferença entre final geométrico e dosimétrico é abordada na seção 2.9.2, mas de antemão observa-se que para além do final físico da lâmina existe uma região que permite uma transmissão mais acentuada da radiação (região de topo) como mencionado em 2.3.1.

2.7.3 Função Objetiva

Função objetivo, ou função objetiva, é uma função que busca maximizar ou minimizar, dependendo do objetivo do problema, um parâmetro específico, dadas as condições das variáveis e as restrições que imperam na situação estudada. É empregada em diversas áreas do conhecimento.

Em radioterapia a função objetiva auxilia a alcançar os valores prescritos de dose segundo os objetivos definidos para o tratamento. Através dessa função matemática é possível reduzir todo o planejamento em um único valor numérico que marca a pontuação de qualidade do plano (SHEPARD, 2007). Pode-se verificar que, se por um lado essa habilidade é positiva ao possibilitar uma espécie de escala ou *ranking*, trazendo objetividade à verificação da eficácia do tratamento planejado, por outro lado essa pontuação pode ser reducionista e não refletir o intuito geral do planejamento (SHEPARD, 2007)

A finalidade da função objetiva é minimizar o quadrado da diferença entre a dose prescrita e a dose calculada. A função objetiva pode ser de dois tipos (SHEPARD, 2007):

1. Relativa ao alvo: objetiva elevar o valor de dose a partir do zero, para alcançar o controle tumoral;
2. Relativa aos órgãos de risco: objetiva “penalizar” doses acima de um valor definido segundo as limitações de dose para cada estrutura sadia segundo sua radiosensibilidade e fator de peso ou importância (KHAN, 2014).

A função objetiva utilizada para planejamento em IMRT pode ser definida matematicamente pela equação 2.1:

$$\text{Equação 2.1 (Função Objetiva)} = \sum_{i=0} I(x, y, z) [D_i(x, y, z) - D_p(x, y, z)]^2$$

Sendo: I = Importância ou peso de cada *voxel*, permitindo que o planejamento seja seletivo quando necessário optar para qual *voxel* dar preferência; $D_i(x, y, z)$ = Dose calculada para determinado *voxel*; $D_p(x, y, z)$ = Dose prescrita para o *voxel*;

Conforme a função objetiva é reproduzida pelo software e os processos de iteração iniciam, ela passa a ser conhecida como “função custo”. Essa função busca retornar uma solução com o menor “custo” ao tratamento, ou seja, alcançar o mais próximo possível dos resultados prescritos e trazendo a menor quantidade e intensidade de efeitos colaterais (WEBB, 2003).

A função objetiva, ou função custo, possui diversos mínimos locais e um mínimo global (ver Figura 18). Os primeiros são soluções que, na população de iterações locais, apresentam o menor custo possível (menor valor para a diferença quadrática). O mínimo global é a solução mais próxima do factível, dado que alcançar o valor zero é virtualmente improvável (WEBB, 2003).

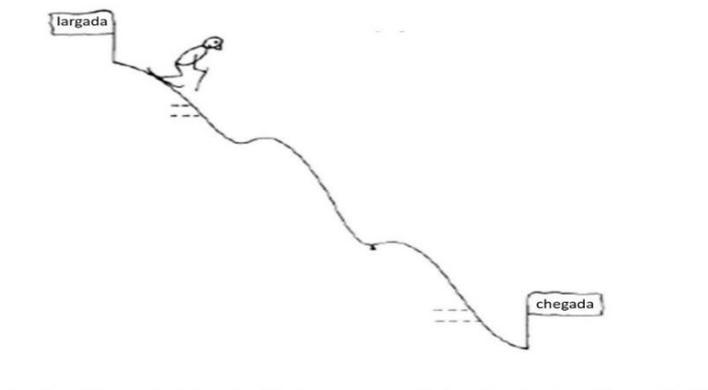


Figura 18 - Esquema ilustrativo análogo a situação de mínimos locais e globais da função objetiva. Nesta analogia os vales intermediários são os mínimos locais enquanto a linha de chegada apresenta um mínimo global (momento de menor altura do trajeto).

Fonte: Adaptado, Webb (2003).

2.8 Comissionamento de Aceleradores Lineares

Comissionamento é o processo feito por uma comissão para efetivar a operação de um sistema segundo as necessidades do serviço que irá utilizá-lo (HOSLEY, 1998; BENDIKSEN, 2005). O comissionamento pode ser necessário tanto para novas instalações quanto para aquelas que já se encontram em funcionamento e que estão em processo de expansão, modernização ou modificações consideráveis (HOSLEY, 1998; BENDIKSEN, 2005).

Após a instalação de um acelerador linear em um serviço de radioterapia, o físico médico responsável necessita realizar uma série de testes e medidas antes que a máquina seja implementada na rotina clínica (PODGORSAK, 2005). Essa implementação compreende os testes de aceitação e o comissionamento.

Segundo o Comitê de Terapia Física da AAPM (*Therapy Physics Committee*) é comum haver um equívoco entre comissionamento e testes de aceitação (DAS et al, 2008). Os testes de aceitação averigam um subconjunto pequeno de dados fornecidos pelo fabricante, a fim de certificar se a máquina está em condições adequadas de funcionamento (DAS et al, 2008). Esses testes objetivam garantir que as especificações contidas na ordem de compra da máquina sejam realmente cumpridas e que o ambiente

clínico esteja livre de riscos radioativos e elétricos para funcionários e pacientes (PODGORSAK, 2005).

O comissionamento é uma etapa posterior aos testes de aceite em que há uma verificação completa dos parâmetros da máquina (DAS et al, 2008). O objetivo é obter todos os dados que o TPS necessita para realizar o planejamento dos tratamentos (DAS et al, 2008). As etapas de verificação e de acompanhamento dos parâmetros, assim como o desenvolvimento do planejamento também são admitidas como procedimentos de comissionamento. Portanto, enumera-se o comissionamento por (PODGORSAK, 2005):

1. Aquisição de todos os dados do feixe de radiação necessários para tratamento;
2. Organização desses dados em um caderno de registro;
3. Alimentação do sistema computadorizado de planejamento. Ou seja, Inserção desses dados no TPS;
4. Desenvolvimento de toda a dosimetria, planejamento de tratamento e procedimentos de tratamento;
5. Verificação da precisão desses procedimentos;
6. Definição de testes e procedimentos de controle de qualidade;
7. Treinamento de toda a equipe.

Cabem ao escopo deste trabalho apenas a etapa de aquisição de dados, responsabilidade de equipe técnica especializada contratada pela clínica, sendo as demais de responsabilidade do próprio serviço. A etapa de alimentação do sistema computacional de planejamento é comentada na seção 4.2.6. Em circunstâncias de um reparo, atualização da máquina ou de seus modos de operação, desde que haja modificações significativas, um novo e específico comissionamento deve ser realizado e as etapas abreviadas de acordo às necessidades de cada cenário (PODGORSAK, 2005).

2.8.1 Desafios relativos ao comissionamento

Segundo o relatório do *task group* 106 da AAPM, para comissionar um acelerador linear para uso clínico, os físicos médicos se deparam com uma série de desafios (DAS et al, 2008), como:

1. Reprodutibilidade.

O comissionamento deve ser independente de fatores humanos, coleta de dados e sistemas de varredura. Os resultados podem variar significativamente com o sistema de medições, detectores ou “fantoma”.

2. Escolha do detector.

Detectores podem variar em formato (placas paralelas, detectores esféricos, câmaras tipo dedal), tamanhos (micro, mini e regular) e em formas de detecção (semicondutores, câmaras de ionização etc.). Devido a essa larga variedade de detectores disponíveis, a seleção do mais adequado pode não ser tão simples.

O relatório do *Task Group 106* (DAS et al, 2008) demonstra variações na obtenção da curva de PDD para 10 diferentes detectores em 3 tamanhos de campos diferentes e afirma que a escolha inapropriada de um detector pode reduzir a qualidade das medidas.

3. Precisão das medidas.

Os dados do comissionamento são utilizados para uso clínico e a incorreta aquisição das medidas pode acarretar terapias de baixa qualidade ou acidentes.

4. Restrições de tempo.

Algumas medidas podem levar dias para serem concluídas e enquanto o comissionamento estiver sendo realizado, o acelerador linear permanece fora de operação. A equipe responsável precisa lidar com restrições de tempo para que a máquina esteja disponível para as necessidades clínicas.

O relatório do *Task Group 106* recomenda que para o comissionamento de um acelerador linear sejam, no mínimo, coletados os seguintes dados:

1. Para feixes de fótons:

- Porcentagem de dose profunda (PDP) ou, na língua inglesa, “*percent deth dose*” (PDD);
- Perfis no plano e/ou em plano cruzado em diferentes profundidades para campos com e sem filtros de cunha;
- Os dados específicos para os colimadores multilâminas (enumerados na seção seguinte);

- Fatores de dispersão do cabeçote, de bandeja e de cunha.

2. Para feixe de elétrons:

- PDD;
- Perfis de dose;
- Fatores de cone;
- Posições virtuais de fonte.

Para comissionamento de IMRT, objeto de estudo deste trabalho, será descrito no próximo item.

2.9 Comissionamento de Técnicas Moduladas

Enumera-se abaixo os dados que devem ser coletados para comissionamento de MLC, segundo o *Task Group* 106:

1. Transmissão de radiação entre as lâminas (*interleaf leakage*);
2. Transmissão de radiação através das lâminas (*intraleaf leakage*);
3. Distância dosimétrica entre as lâminas opostas –“*dosimetric leaf gap*”;
4. Penumbra;
5. Efeito “*tongue and groove*”;
6. Congruência do campo de radiação;

Para o caso de um serviço que já esteja em funcionamento para técnicas conformacionais convencionais e, portanto, já tenha realizado um comissionamento para essas modalidades, porém ainda não foram implementadas as técnicas de IMRT, será necessário realizar um novo comissionamento que exige apenas as três primeiras medidas. Esse é o caso discutido neste trabalho.

2.9.1 Transmissão de Radiação do MLC

O material constituinte dos sistemas de colimação de multilâminas disponibilizados pelos fabricantes não é completamente opaco à radiação e, portanto, permite a transmissão de uma parcela da radiação através de sua

estrutura. Logo, a região além do campo conformado também pode administrar dose ao paciente.

Apesar de a porcentagem de radiação transmitida ser baixa, podendo ser desconsiderada para os cálculos de técnicas conformacionais habituais, no caso dos modos dinâmicos de IMRT o valor da radiação que não é atenuado pelas lâminas deve ser obtido com bastante rigor (JOÃO, 2009). Nessas modalidades uma parte muito mais significativa de tempo de irradiação ocorre enquanto o MLC está fechado para a maior parte do campo de tratamento (JOÃO, 2009).

Pode-se considerar a transmissão proveniente de três origens diferentes, como já comentado:

- Radiação que atravessa a região de contato entre pares de lâminas adjacentes.
Chamada de “*interleaf transmission*”. Para reduzir esse efeito foram criadas estruturas dentadas na parte lateral das lâminas, que, por outro lado, acabam por provocar outro efeito, denominado “*tongue*” e “*groove*”.
- Radiação transmitida através do corpo de uma lâmina (*intraleaf*) devido a não completa atenuação do material que a compõe;
- Transmissão pelo final das lâminas (*rounded leaf end transmission*) devido ao seu formato arredondado;

Para efeitos de interesse do comissionamento, o que é chamado de “valor de transmissão” é um resultante dos efeitos de transmissão “intra” e “inter” lâminas, não havendo uma discriminação quantitativa da contribuição de cada um no protocolo comentado pela seção de métodos deste trabalho. No caso da transmissão pelo final das lâminas, o valor que deve ser obtido é um parâmetro resultante desse efeito, o *dosimetric leaf gap*.

2.9.2 Dosimetric Leaf Gap (DLG)

A obtenção do DLG durante o comissionamento é fundamental para o planejamento de fluência em IMRT, pois a precisão da dose administrada com MLC dinâmico é diretamente dependente da precisão do DLG (LOSASSO et al, 1998).

A configuração da maioria dos MLCs conta com lâminas de topo arredondado e movimento retilíneo (LIN et al, 2018). Como já mencionado em 2.3.1, além da transmissão de radiação através do material do MLC e da região de contato das lâminas adjacentes, uma parte adicional de raios X atravessa o topo das lâminas de extremidade arredondada. Esse efeito causa uma discrepância entre as larguras de campo dosimétrico e geométrico e, como solução, um deslocamento da posição geométrica da lâmina deve ser aplicado (BOYER et al, 2001). Essa discrepância é chamada de “*dosimetric leaf gap*” e a radiação transmitida na região de topo a “*rounded leaf end transmission*”, comentados na seção sobre MLC.

O tamanho real do campo de radiação é um somatório do campo conformado pelo MLC e da medida do DLG. A Figura 19 evidencia a diferença entre o final geométrico e o final dosimétrico do campo de radiação. As regiões indicadas por “2” não são consideradas como pertencente ao campo de radiação, mesmo havendo alguma transmissão da mesma (neste trabalho foram encontrados valores próximos de 1%) e sua contribuição deve ser subtraída para a obtenção do DLG, porém servirá para alimentar o sistema de planejamento, que necessita do valor do “fator de transmissão” das lâminas (definido como a média da transmissão intra e inter lâminas medida dos carros A e B). Uma curva gaussiana foi inserida na imagem a fim de ilustrar a intensidade do campo de radiação para as regiões incidentes. Os esquemas montados na figura são apenas ilustrativos e para fins didáticos, não respeitando as dimensões exatas e proporções reais.

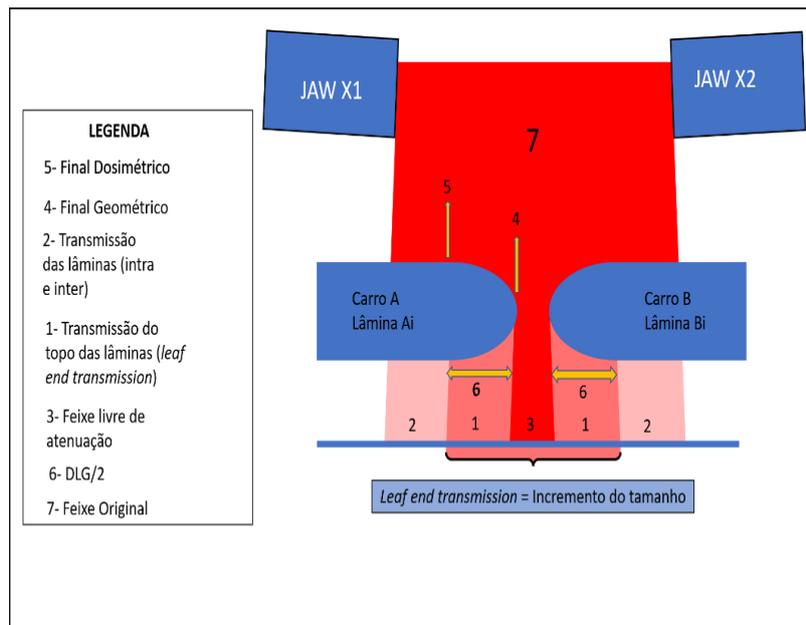


Figura 19 - Esquema meramente ilustrativo do *dosimetric leaf gap*, final dosimétrico e final geométrico das lâminas.

Fonte: Confeção própria. Referências: Praestegaard, Jorgensen, Hoffman (2021) e Shande, Patel (2017).

A Figura 20 busca ilustrar as dimensões da região arredondada de modo mais similar à realidade, enquanto a Figura 19 projeta esta região para melhor visualização. Há na literatura métodos para a obtenção direta do valor de DLG (LIN, et al, 2018), porém o recomendado pelo fabricante, e o método adotado por este trabalho, resultam na obtenção indireta, através de regressão linear (seção 3.2 – Metodologia, subseção 3.2.3). Os valores encontrados para o DLG nas energias estudadas neste trabalho (seção 4 – Resultados e Discussões) são próximos de 1mm. A Figura 20 (A) utiliza como exemplo a menor abertura nominal do MLC usada para obtenção do DLG (2mm). Como descrito em Metodologia - 3.2, a abertura do MLC usada para a aferição do DLG permanece em movimento enquanto a câmara de ionização realiza sua leitura. Nessa configuração, utilizou-se neste trabalho a expressão “abertura dinâmica”.

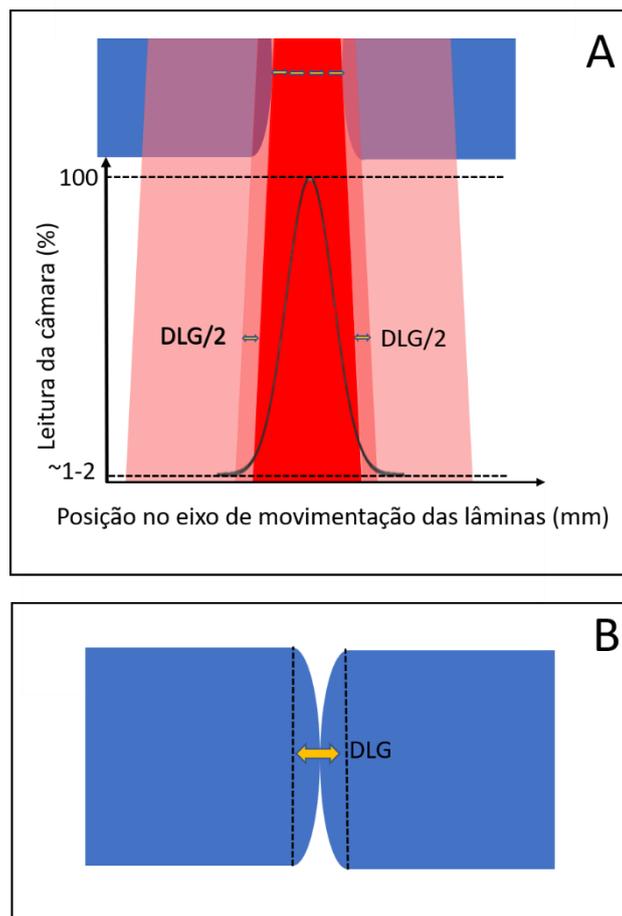


Figura 20 - Esquema meramente ilustrativo do DLG.

Fonte: Confecção própria. Referências: Praestegaard, Jorgensen, Hoffman (2021) e Shande, Patel (2017); Garner, 2020.

Portanto o DLG é um valor medido em unidade de comprimento que representa a distância entre o final dosimétrico das lâminas opostas, ilustrado na Figura 20 (B), de um sistema MLC fechado e que aumenta o tamanho de campo devido ao efeito de transmissão no topo das lâminas (Figura 19).

Outra maneira equivalente de se definir o DLG é afirmar que representa a distância necessária, em módulo, entre duas lâminas opostas para que o valor de dose tenda para zero ao serem desconsiderados os efeitos de transmissão de *intraleaf* e *interleaf* (JOÃO, 2009). Seu valor calculado é sempre negativo, já que o final dosimétrico de uma lâmina é anterior ao seu final geométrico.

2.9.3 Efeitos de “tongue-and-groove” e penumbra

Os efeitos de *tongue* e *groove* estão relacionados com a geometria lateral das lâminas (ver Figura 6) e são reflexos de um mesmo fenômeno.

Esse formato para as lâminas do MLC é utilizado para diminuir o efeito de transmissão inter lâminas (BANHATE et al, 2018; VARIAN, 2015).

O *tongue* é uma espécie de aba (ou “língua”, numa tradução literal) e modifica a fluência fornecida bloqueando parte da radiação (VARIAN, 2015). O *groove*, que é um sulco, também modifica a fluência do feixe, porém o efeito causado é menor e não é modelado nos algoritmos (VARIAN, 2015).

Já o efeito de penumbra é um gradiente de dose formado nas bordas do campo de (BANHATE et al, 2018). A fim de evitar doses indesejáveis para além da região alvo, os sistemas de planejamento devem levar esse parâmetro em consideração. A opção de bordas arredondadas nas lâminas do MLC é um fator contribuinte para a diminuição do efeito de penumbra, que é dependente da abertura de campo (BANHATE et al, 2018).

As medidas para efeitos de penumbra, *tongue* e *groove* são coletadas durante o comissionamento de técnicas conformacionais convencionais, fugindo ao escopo deste trabalho e, portanto, mais detalhes não serão abordados.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os equipamentos e medidas para a aquisição dos dados necessários ao comissionamento de radioterapia de intensidade modulada (IMRT) para serviços que já estão em operação para outras técnicas conformacionais e pretendem implementar a IMRT.

3.1 MATERIAIS

O comissionamento do Sistema de Planejamento Eclipse®, da *Varian Medical Systems Ltda*, para serviços que necessitam comissionar apenas a técnica de IMRT, exige a realização de três medidas básicas (já mencionadas e definidas no item 2.9 – Comissionamento de Técnicas Moduladas):

- i) Valor de transmissão de radiação entre as lâminas do colimador multilâminas (MLC);
- ii) Valor de transmissão através das lâminas do MLC;
- iii) Valor do *dosimetric leaf gap* (DLG);

Para a realização dessas medidas foram utilizados os seguintes materiais:

- I) Câmara de ionização semiflexível da PTW, tipo 31010, volume da região sensível aproximadamente esférico com dimensão nominal de 0.125 cm³ (ver Figura 21). Esse detector é um dos mais comumente utilizados em sistemas de varredura para Fantômas de água. Ficha técnica disponível em:
[https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online Catalog/DETECT](https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/DETECT)
[https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online Catalog/DETECT](https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/DETECT)
[ORS Cat en 16522900 13/blaetterkatalog/index.html#page 24](https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/Online_Catalog/DETECT)



Figura 21 - Câmara de ionização PTW semiflexível 31010.

Fonte: PTW website, acesso em 2022.

- II) Acelerador Linear *TrueBeam®*, da *Varian Medical Systems®* (Figura 2).

Energias para feixe de fótons de 6 MV com e sem “filtro achatador” (*flattening filter*). Essas energias são comumente referenciadas como *6FF* e *6FFF* respectivamente – (“*FFF*” é a sigla em inglês para *flattening filter free*, ou seja, sem filtro achatador de feixe, e “*FF*” com filtro). Energias para feixe de elétrons de 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV e 16 MeV. O equipamento possui taxas de dose de 100UM/min até 600UM/min no modo com filtro achatador e 1200UM/min no modo sem (*FFF*) e abertura de campos de até 40 x 40 cm².

- III) Sistema de colimação *HD120™ Multileaf Collimator* (MLC), (ver Figura 7). Esse sistema possui 60 pares de lâminas (120 no total) fabricadas em liga de 92,5% de tungstênio. Na região central são 32 pares com 2,5 mm de largura, abrangendo 8cm. Na região periférica são 28 pares com 5 mm de largura, 7 cm acima e abaixo da região central. O comprimento máximo de campo conformado com este MLC é de 22 cm de largura na direção perpendicular ao movimento das lâminas (direção Y) e 40 cm na direção X. Para uso clínico com IMRT o tamanho máximo de campo é de 32 cm x 22 cm. Cada banco de lâminas possui uma estrutura de alumínio chamada de “*carriage*” que o envolve e oferece suporte estrutural às lâminas e a seus componentes eletrônicos. Os *carriage* possuem movimentação independente entre si.

- IV) Simulador 3D *Scanner™* da *Sun Nuclear Corporation*, (Ver Figura 22).



Figura 22 - 3D SCANNER™

Fonte: *Sun Nuclear website*, acesso em 2022.

Seguem os componentes e especificações principais:

- a. Tanque cilíndrico de água em material acrílico de dimensões: 65cm de diâmetro, 40cm de altura e abertura de 330° de rotação para o sistema de varredura;
- b. 3D *MiniLift™* para transporte, possuindo rodas, sistema de regulação de altura e ângulo rotação (Figura 23);



Figura 23 - MiniLift™2

Fonte: *Sun Nuclear website*, acesso em 2022.

- c. Eletrômetro integrado ao sistema, montado diretamente no tanque de água, com dois canais de medida simultâneos, voltagem ajustável entre – 400V e + 400V (Figura 24);



Figura 24 - Eletrômetro integrado, SunNuclear.
Fonte: Sun Nuclear website, acesso em 2022.

- V) O sistema de planejamento computadorizado (TPS) utilizado foi o *Eclipse DX®* versão 10 da Varian Medical Systems®.

3.2 Metodologia

Para obter os valores de transmissão e de DLG do MLC HD120 para as energias de 6FF e 6FFF do acelerador linear TrueBeam® foram utilizados 10 arquivos DICOM (nomeados neste trabalho por “arquivo 1” até “arquivo 10”) fornecidos pelo fabricante Varian Medical Systems®, na área do cliente, no site www.myvarian.com, os quais contém os campos necessários para as irradiações, cujos comandos são enviados automaticamente ao acelerador com as configurações dos colimadores e do MLC. Os campos contidos nesses arquivos serão descritos nesta seção.

3.2.1 Posicionamento da câmara de ionização

A câmara de ionização *PTW Semiflex 0,125 cm³ type 31010* foi posicionada horizontalmente (como pode ser visto na Figura 25) no centro do campo definido pelos colimadores e a uma profundidade de 5 cm com relação à superfície da água do Simulador 3D Scanner e com SSD = 100 cm. A temperatura da água do tanque do simulador e a pressão atmosférica da sala foram medidas, por se tratar de uma câmara de ionização aberta (possui um pequeno orifício) que permite comunicação com o ar da sala. O simulador foi posicionado conforme mostra a Figura 26.

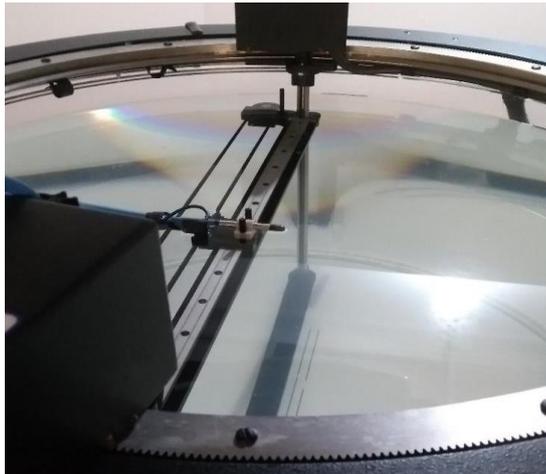


Figura 25 - Câmara de ionização semiflexível PTW 31010 posicionada no centro da projeção do campo de radiação.



Figura 26 - Esquema de posicionamento do Simulador 3D Scanner™ em relação ao TrueBeam®.

3.2.2 Transmissão das lâminas

Foram executados 03 arquivos diferentes para a obtenção do fator de transmissão. Em todos eles o tamanho de campo definido pelos colimadores foi de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, forçando o motor do MLC permanecer fora do campo, conforme recomendação do fabricante. Os tamanhos de campos definidos pelo MLC foram diversos. Cada campo foi irradiado com 100 unidades monitor (UM).

Arquivo 1 – MLC em abertura máxima: 40 cm x 22 cm (X, Y). Arquivo usado para a leitura de radiação do campo aberto (Ropen – “*reading of open*”).

field”). O valor da leitura é usado para cálculo da medida percentual da transmissão média do MLC (R_t – “*reading of average transmission*”) descrito na equação 3.1. A Figura 27 ilustra a geometria do Arquivo 1.

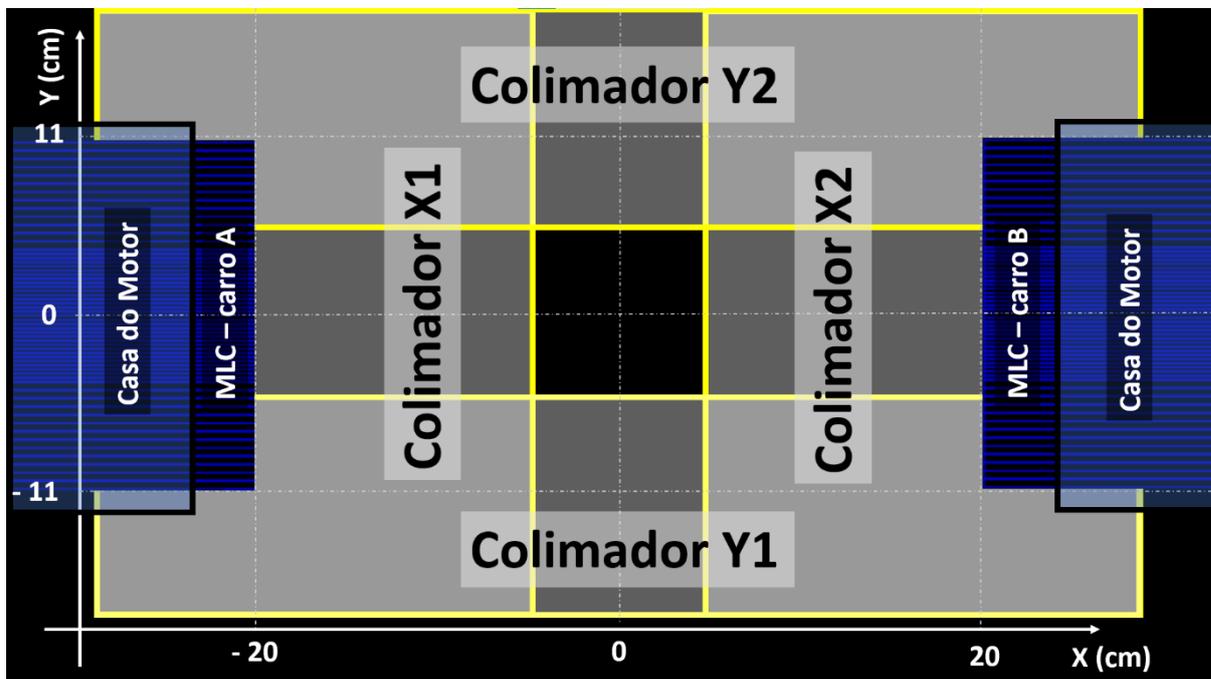


Figura 27 - Ilustração para a configuração do Arquivo 1. A região que guarda o motor e a eletrônica dos carros do MLC é indicada na figura como “casa do motor”. Na língua inglesa conhecida como “*carriage*”. Parte do comprimento das lâminas do MLC é “guardada” nessa “garagem”. A eletrônica deve ser preservada da radiação e possui uma blindagem.

Arquivos 2 e 3 – MLC estático e fechado. Usado para leitura da transmissão do carro A (R_{ta}) e do carro B (R_{tb}), obtidos separadamente e posteriormente calculado uma média. Para a realização da medida da transmissão do carro A (configuração indicada na Figura 28) as bordas das lâminas encontram-se sob o colimador X1, enquanto para o carro B encontram-se posicionadas sob o colimador X2. Para a realização das medidas do carro B utilizou-se uma geometria idêntica e espelhada (ver Figura 29) a do carro A.

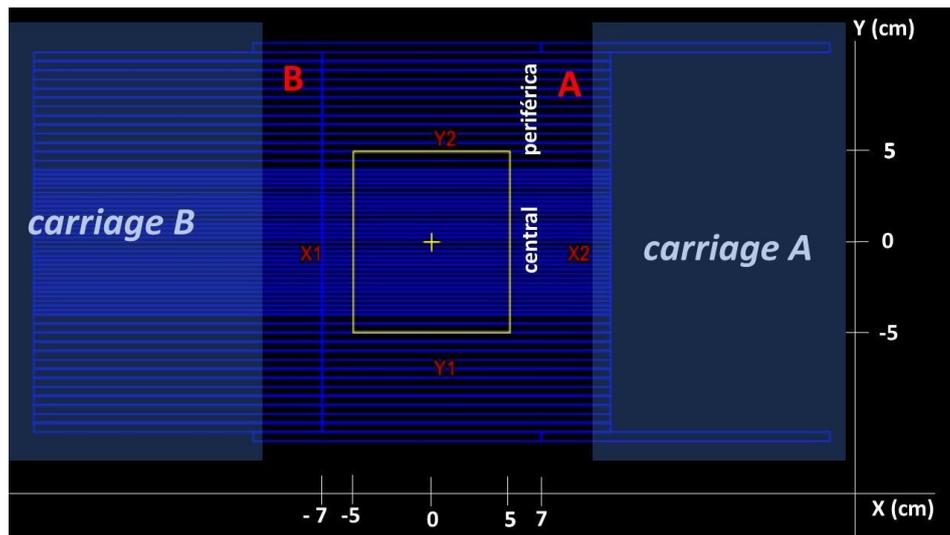


Figura 28 - Esquema ilustrativo do Arquivo 2, campo de medição para carro A. O eixo X é relativo à direção de movimentação da abertura e fechamento das lâminas, enquanto o Y é referente à direção perpendicular. Os “*carriages*” foram forçados para fora do campo de radiação através da movimentação do primeiro e último par de lâminas.

Fonte: Adaptado, Medical Physics website, acesso em fevereiro de 2022.

Os carros A e B foram centralizados, cada um no seu respectivo momento, com a abertura dos colimadores feitas de modo que o campo pôde abranger todas as 32 lâminas, de 2,5mm de largura, da região central do MLC e apenas 4 lâminas periféricas, de 5mm de largura, com o intuito de verificar a contribuição dos dois tipos de lâminas existentes no colimador (2,5mm – central – e 5mm – periféricas –).

Todos os pares de lâminas mantiveram-se fechados a 7cm do eixo central, estando as bordas de todas as lâminas fora do campo de radiação. Para o caso do carro A, a posição correspondeu a -7 cm, introduzindo o encontro das lâminas sob o colimador X1 (Figura 28). Para o carro B, posição de +7 cm, fechadas abaixo do colimador X2 (ver Figura 29).

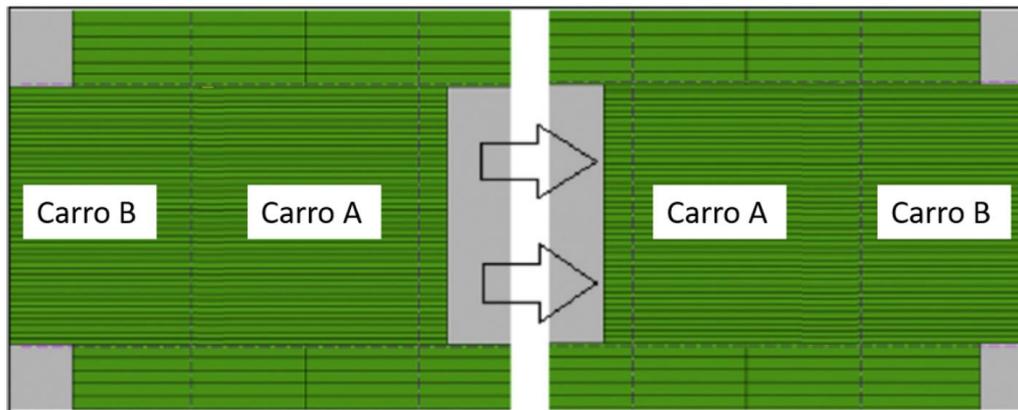


Figura 29 – Esquema ilustrativo para o Arquivo 3, geometria espelhada para medidas do carro B. As setas demonstram a movimentação das lâminas para mudança de geometria do Arquivo 2 para a geometria do Arquivo 3.

Fonte: Adaptado, Shende, Patel (2017).

3.2.2.1 Obtenção do fator de transmissão (FT) do MLC

1. A transmissão para o carro A e B foram obtidas separadamente. Realizou-se algumas medições para cada carro, permitindo assim a obtenção de um valor médio. A configuração experimental para a obtenção das leituras de R_{ta} e R_{tb} foram feitas conforme descrevemos anteriormente para os campos 2 e 3. O campo do arquivo 2 é ilustrado Figura 28, sendo o campo 3 uma geometria espelhada (Figura 29).
2. Realizou-se a leitura para o campo aberto, na configuração descrita anteriormente para o campo 1 (Figura 27).
3. Para cada uma das configurações descritas acima (carro A fechado, carro B fechado e do campo aberto) foram realizadas três medidas, permitindo assim calcular uma média para cada configuração. As leituras com os carros (A e B) fechados foram o suficiente para se obter contribuições das transmissões intra e inter lâminas, com a câmara sempre posicionada dentro do campo e próximo ao seu centro.

4. Com a equação 3.1 foi calculado o valor médio de transmissão (R_t) do MLC, considerando os valores médios de ambos os carros. O resultado da equação é o fator de transmissão do MLC.

Equação 3.1 – Fator de transmissão do MLC (média da leitura de radiação da transmissão). Onde: R_t = transmissão média, ou “fator de transmissão do MLC”. R_{ta} e R_{tb} são as leituras de dose (valores medidos pela câmara de ionização em unidade de carga – nC – devido à passagem da radiação através do gás do detector) dos carros A e B respectivamente.

$$R_t = \frac{(R_{ta} + R_{tb})}{2}$$

Com o resultado do R_t , pôde ser obtido o valor percentual da transmissão inter e intra lâminas ($R_t(\%)$ – fator de transmissão percentual do MLC), que é usado para alimentação do sistema de planejamento computadorizado, dividindo o valor de R_t pelo valor de R_{open} (como consta a Equação 3.2)

Equação 3.2 – Valor do fator de transmissão percentual do MLC. Onde R_{open} é o valor da leitura da câmara para o campo do MLC totalmente aberto

$$R_t(\%) = R_t / R_{open},$$

3.2.3 Obtenção do Dosimetric Leaf Gap - DLG

Arquivos DICOM de números 4 a 10: Para a obtenção do valor do DLG se fez necessário baixar e utilizar os arquivos do fabricante Varian® de número 4 a 10 com MLCs aberto e dinâmico (em movimento enquanto o feixe está ligado). Cada campo possui uma abertura nominal dinâmica (*gaps* dinâmicos) diferente, sendo elas: 2, 4, 6, 10, 14, 16 e 20 mm, respectivamente aos arquivos de números 4 a 10. Os “*gaps*” foram colocados em movimentação entre as posições -60mm e 60cm em velocidade constante. Essas posições podem ser vistas na Figura 30. A ilustração busca representar a movimentação do *gap* (neste caso utilizou-se como exemplo $g = 20$ mm, geometria do arquivo de número 10) entre as posições mencionadas acima, passando pela posição de $x = 0$. Ressalta-se que este movimento é contínuo e a figura apresenta apenas 3 instantes distintos.

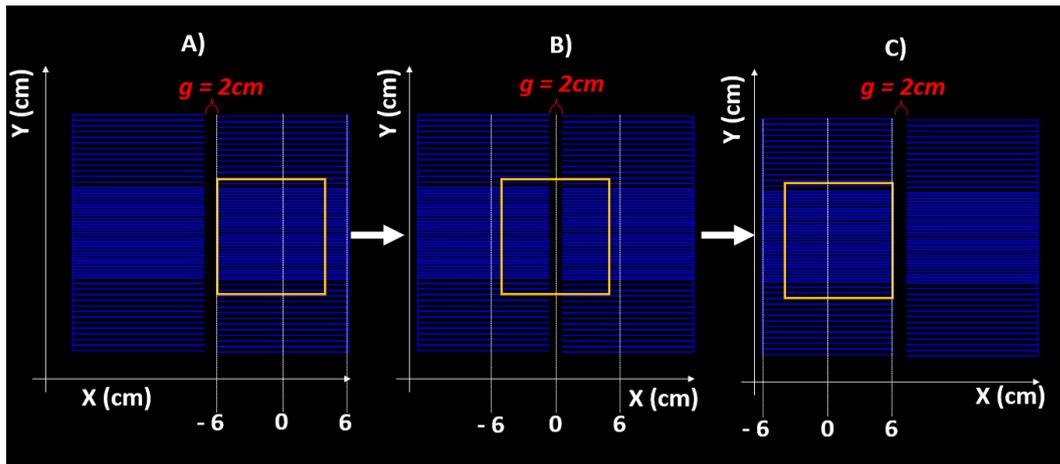


Figura 30 - Representação esquemática da movimentação do MLC quando utilizados os arquivos de 4 a 10. No caso ilustrado, demonstra-se a maior abertura para o MLC contida nos arquivos: 20mm, arquivo 10.

Fonte: Adaptado, Medical Physics website, acesso em fevereiro de 2022.

Os procedimentos para o *dosimetric leaf gap* (DLG) foram realizados após a obtenção do valor de transmissão médio (R_t). A câmara foi posicionada no centro do campo 10 cm x 10 cm dos colimadores. A leitura da radiação de cada abertura dinâmica (R_g) foi feita com a câmara estática e os *gaps* (g) em movimento. As aberturas moveram-se conforme os comandos dos arquivos DICOM baixados no site da empresa, abrangendo as posições -60mm até + 60mm. O detector obteve leitura durante toda a movimentação de cada *gap*. Posteriormente foi calculada a contribuição da transmissão do MLC na leitura dos *gaps* (equação 3.4). Com essa contribuição foi possível corrigir a leitura dos *gaps* pela influência da transmissão de radiação intra e inter lâminas através da equação 3.5.

- 1- A dose para os campos dinâmicos de MLC, campos de 4 a 10, foram medidas. O valor nominal dos *gaps* foram 2, 4, 6, 10, 14, 16 e 20 mm;
- 2- Através das equações 3.3 e 3.4 foi subtraída a contribuição do efeito de transmissão das lâminas nas medidas de dose de *gap* dinâmico, obtendo o valor corrigido da leitura de radiação;

3- Os gráficos mostrados na seção de resultados foram plotados com os valores corrigidos de dose para cada *gap* (R_g') em função das larguras nominais (g). Uma linha de regressão foi ajustada para os pontos medidos. A função do gráfico é descrita na equação 3.3.

Equação 3.3: Equação da abertura nominal ($gap - "g"$) em função da leitura corrigida de gap da câmara (Rg'):

$$g(Rg') = aRg' + b, \text{ com } Rg' \text{ definido pela equação 3.4;}$$

- 4- A regressão linear foi feita até o valor de leitura zero ($Rg' = 0$), e verificado o valor absoluto da correspondente abertura (g) prevista. Dessa forma, o valor do DLG é o módulo do coeficiente linear da regressão.;

Equação 3.4 – Contribuição da transmissão média do MLC na leitura da radiação da abertura nominal dinâmica (gap). Onde: 120mm é o valor do máximo deslocamento das aberturas, g é o valor nominal da largura do gap , Rt é a média dos fatores de transmissão para ambos os carros do MLC, calculado pela equação 3.1. Rgt representa a carga medida correspondente à transmissão inter e intra lâminas.

$$Rgt = Rt. \left(1 - \frac{g(mm)}{120(mm)}\right)$$

Equação 3.5 – Valor corrigido da leitura de radiação da abertura nominal dinâmica. Onde: Rg representa a leitura de carga total de cada campo com seus respectivos tamanhos de gap . Rg' representa a carga correspondente ao gap , já subtraída o valor da carga medida devido a transmissão inter e intra lâminas, calculada na equação 3.4. Esse é o valor total da leitura da câmara de ionização durante a movimentação completa das lâminas entre as posições -60 mm e 60 mm. Os valores de Rg' foram utilizados para a plotagem do gráfico de DLG, juntamente com os valores nominais das aberturas (g).

$$Rg' = Rg - Rgt$$

O movimento das lâminas foi dividido em pontos de controle com 1mm de distância entre dois pontos consecutivos. Isso é necessário para que o sistema do MLC verifique e corrija a posição das lâminas, o que só é realizado a cada ponto de controle. Como a menor distância entre cada valor nominal dos $gaps$ é de 2mm, optou-se por definir os pontos de controle para esse valor intermediário, de 1 mm.

3.2.4 Critérios para determinação de incertezas

Os valores para as incertezas foram definidos conforme os seguintes critérios:

- Incertezas para as leituras da câmara de ionização: metade da menor divisão da leitura do eletrômetro;
- Incertezas para os valores das grandezas calculadas por equações: realizou-se propagação de incerteza;
- Incertezas das medidas de referência: admitiu-se uma incerteza de 2%, variação comumente aceita para alimentação do sistema de planejamento.
- DLG: utilizou-se o valor de incerteza do Rg' , já que esta é a variável da função do DLG.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados

Os resultados obtidos para R_{open} , R_{ta} , R_{tb} , R_g , R_{gt} , $R_{g'}$ e os gráficos da função $g(R_{g'}) = aR_{g'} + b$, com $R_{g'} = R_g - R_{gt}$, para as energias de 6FF e 6FFF são apresentados nesta seção.

4.1.1 Resultados para energia de 6FF (com filtro achatador)

A Tabela 1 apresenta valores das leituras de R_{open} , R_{ta} e R_{tb} , para o LINAC operando em energia de 6FF, obtidos com os arquivos 1, 2 e 3, baixados do fabricante Varian R. A Tabela 2 demonstra os valores calculados para R_t e $R_t(\%)$.

Tabela 1 - Valores para cálculo do DLG na energia de 6FF.

Leituras de transmissão (6FF)						
	LEITURA 1 (nC)		LEITURA 2 (nC)		MÉDIA (nC)	
	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza
Radiação de Campo Aberto (R_{open})	11,760	0,005	11,750	0,005	11,760	0,005
Transmissão Carro A ($R_{T,A}$)	0,139	0,005	0,138	0,005	0,139	0,005
Transmissão Carro B ($R_{T,B}$)	0,139	0,005	0,139	0,005	0,139	0,005

Os dados da Tabela 1 permitiram calcular os valores de R_t e $R_t(\%)$, conforme mostra a Tabela 2:

Tabela 2 - Valores calculados para R_t e $R_t(\%)$ para energia de 6 FF.

Fator de transmissão para 6FF		
	Valor	Incerteza
R_t	0,1390	0,0003
$R_t(\%)$	1,18	0,02

Na Tabela 3 verificam-se os valores de R_g , R_g média, R_{gt} e $R_{g'}$ obtidos utilizando as configurações dos arquivos de 4 a 10 do Fabricante para a energia de 6FF.

Tabela 3 - Valores para cálculo do DLG na energia de 6FF.

DLG (6FF)										
Gap	R_g (nC)				$R_{g \text{ media}}$ (nC)		R_{gT} (nC)		$R_{g'}$ (nC)	
Valor nominal (mm)	LEITURA 1		LEITURA 2		Valor	Incerteza	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza
	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza						
2,0	0,417	0,005	0,418	0,005	0,418	0,004	0,1366	0,0002	0,281	0,004
4,0	0,604	0,005	0,604	0,005	0,604	0,004	0,1343	0,0002	0,470	0,004
6,0	0,798	0,005	0,798	0,005	0,798	0,004	0,1320	0,0002	0,666	0,004
10,0	1,186	0,005	1,186	0,005	1,186	0,004	0,1274	0,0002	1,059	0,004
14,0	1,572	0,005	1,572	0,005	1,572	0,004	0,1227	0,0002	1,449	0,004
16,0	1,769	0,005	1,769	0,005	1,769	0,004	0,1204	0,0002	1,649	0,004
20,0	2,152	0,005	2,152	0,005	2,152	0,004	0,1158	0,0002	2,036	0,004

- A medida do *gap* é o valor nominal de abertura dado pelo MLC;
- R_g médio é a média aritmética dos valores das leituras 1 e 2 de R_g ;
- R_{gT} é definido pela equação 3.4.
- $R_{g'}$ é definido pela equação 3.5.

A Figura 31 demonstra o gráfico da função $g(R_{g'})$ obtido por regressão linear. O valor do DLG obtido no gráfico é exposto pela Tabela 4.

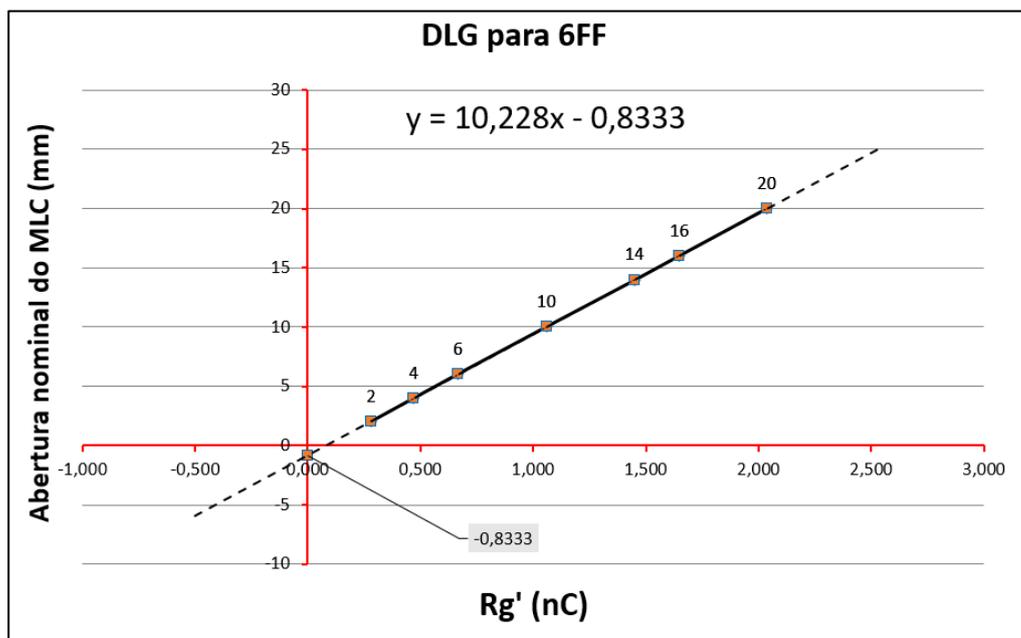


Figura 31 - Gráfico para determinação do DLG na energia de 6FF

Tabela 4 - Valor obtido para DLG na energia de 6FF.

$DLG[mm] = b $
$DLG[cm] = b /10$
$DLG[cm] = 0,083 \pm 0,006$

4.1.2 Resultados para energia 6FFF (sem filtro achatador)

A Tabela 5 apresenta valores das leituras de R_{open} , $R_{T,A}$ e $R_{T,B}$, para o LINAC operando com energia de 6FFF, obtidos com os arquivos 1, 2 e 3, baixados do fabricante *Varian*®.

Tabela 5 - Valores para transmissão do MLC na energia de 6FFF.

Leituras de transmissão (6FFF)						
	LEITURA 1 (nC)		LEITURA 2 (nC)		MÉDIA (nC)	
	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza
Radiação de Campo Aberto (R_{open})	11,110	0,005	11,110	0,005	11,1100	0,0004
Transmissão Carro A ($R_{T,A}$)	0,111	0,005	0,111	0,005	0,1106	0,0004
Transmissão Carro B ($R_{T,B}$)	0,112	0,005	0,112	0,005	0,1115	0,0004

Os dados da Tabela 5 permitiram calcular os valores de R_t e $R_t(\%)$ para energia de 6FFF, conforme mostra a Tabela 6:

Tabela 6 - Valores calculados para R_t e $R_t(\%)$ para energia de 6FFF:

Fator de transmissão 6FFF		
	Valor	Incerteza
R_t	0,1111	0,0003
$R_t(\%)$	1,00	0,02

Na Tabela 7 verificam-se os valores de R_g , R_g média, R_{gT} e R_g' obtidos utilizando as configurações dos arquivos de 4 a 10 do Fabricante, para energia de 6FFF.

Tabela 7 - Valores para cálculo do DLG na energia de 6FFF.

DLG (6FFF)										
Gap	R_g (nC)									
Valor nominal (mm)	LEITURA 1		LEITURA 2		$R_{g \text{ média}}(nC)$		R_{gT} (nC)		R_g' (nC)	
	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza	Valor	Desvio Padrão	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza
2,0	0,365	0,005	0,364	0,005	0,365	0,004	0,1092	0,0002	0,256	0,004
4,0	0,544	0,005	0,544	0,005	0,544	0,004	0,1073	0,0002	0,437	0,004
6,0	0,725	0,005	0,725	0,005	0,725	0,004	0,1055	0,0002	0,620	0,004
10,0	1,094	0,005	1,094	0,005	1,094	0,004	0,1018	0,0002	0,992	0,004
14,0	1,462	0,005	1,462	0,005	1,462	0,004	0,0981	0,0002	1,364	0,004
16,0	1,643	0,005	1,643	0,005	1,643	0,004	0,0962	0,0002	1,547	0,004
20,0	2,010	0,005	2,010	0,005	2,010	0,004	0,0925	0,0002	1,917	0,004

A Figura 32 demonstra o gráfico da função $g(R_g')$ obtido por regressão linear. O valor do DLG obtido no gráfico é exposto pela Tabela 8.

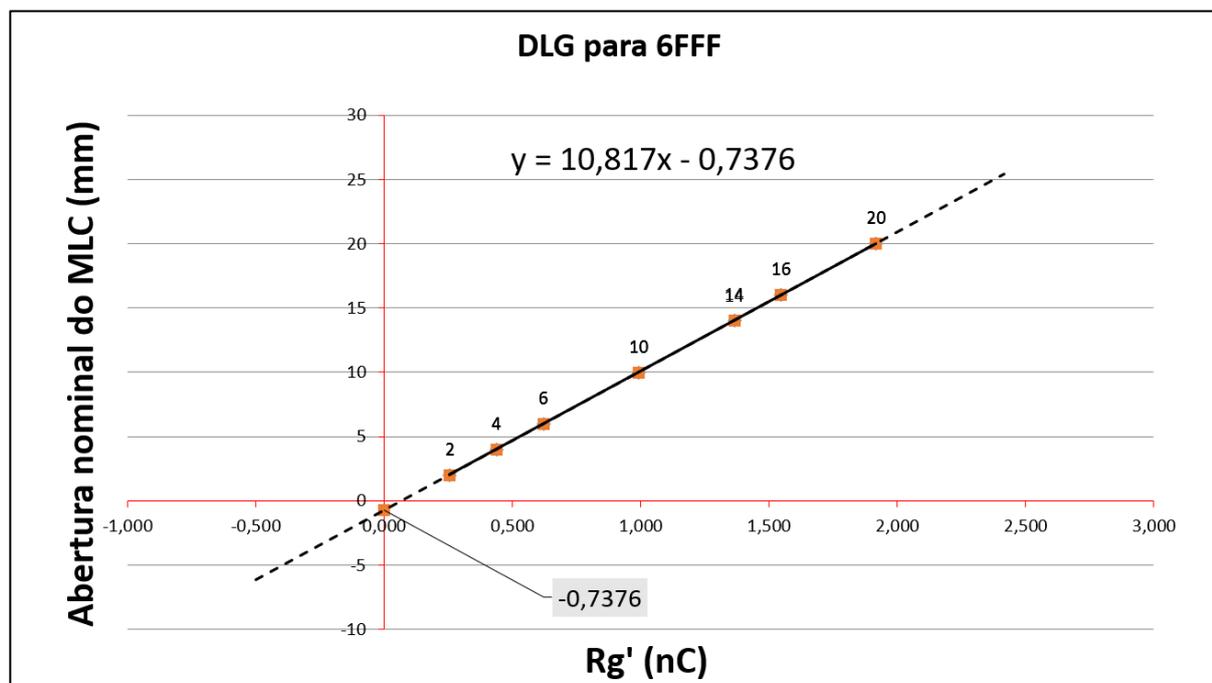


Figura 32 - Gráfico para determinação do DLG para energia de 6FFF.

Tabela 8 - Valor obtido para DLG na energia de 6FFF.

DLG[mm] = b
DLG[cm] = b /10
DLG[cm] = 0,074 ±0,006

Os valores obtidos foram comparados com valores de referência e inseridos no Eclipse.

4.2 Discussão

4.2.1 Valores de referência

Os valores de transmissão e de DLG dependem das configurações de SSD, profundidade na água e detector utilizados. O guia de referência do fabricante não especifica valores de referência. Por outro lado, na literatura (HUQ et al, 2002; CHANG et al, 2012) encontra-se tais referências e que valores inferiores a 2% para a transmissão média do MLC estão adequados e que a faixa de valores, em módulo, recomendados para o DLG é de 0,07 e 0,08 cm. Os estudos em questão obtiveram valores médios para as

grandezas analisadas neste trabalho para vários aceleradores lineares do modelo *True Beam*® (o mesmo modelo utilizado neste trabalho).

Os valores obtidos para FT e DLG foram menores para o feixe FFF (sem filtro achatador) em comparação aos do feixe de FF (com filtro achatador). Isso se deve à conseqüente redução da coleta de carga pela câmara de ionização quando o filtro aplanador é retirado, já que resulta numa energia média menor para o feixe.

Neste trabalho comparamos os valores medidos de DLG e do fator de transmissão das lâminas do MLC com os publicados no jornal da *Medical Physics* (CHANG et al, 2012), que especifica diversos parâmetros do acelerador *True Beam*®. A Tabela 9 demonstra uma comparação entre os valores de transmissão e DLG obtidos neste trabalho e os de referência, obtidos com câmara PTW Farmer, de mesma natureza e fabricante, porém com volume sensível ligeiramente maior. As configurações de SSD e profundidade na água foram as mesmas.

Tabela 9 - Comparação dos valores de FT e DLG obtidos e de referência.

Energia	Encontrado				Referência (CHANG et al, 2012)			
	FT (%)	Incerteza	DLG (cm)	Incerteza	FT (%)	Incerteza	DLG (cm)	Incerteza
6FF	1,18	0,02	0,083	0,006	1,30	0,03	0,082	0,002
6FFF	1,00	0,02	0,074	0,006	1,10	0,03	0,071	0,002

Para realizar a comparação entre as medidas de FT e DLG encontradas neste trabalho e as mesmas na literatura (CHANG et al), utilizou-se um teste de verificação baseado no métodos estatístico conhecido como “teste Z”. Para tal, a fórmula usada foi a equação 4.1. Os resultados desse teste encontram-se na

Tabela 10. Para que, estatisticamente, as medidas sejam consideradas em concordância, o resultado da equação 4.1 deve ser igual ou inferior a ao valor de 3. A partir dessa discussão, pôde-se admitir que as medidas do DLG e do fator de transmissão (FT) estão em concordância com os do artigo de referência.

Tabela 10 – Teste Z de comparação entre valores de FT e DLG obtidos e os de referência.

ENERGIA	TESTE Z (FT):	TESTE Z (DLG)
6FF	3,09	0,05
6FFF	2,95	0,14

Equação 4.1 – Teste Z de comparação entre duas amostras. $X1$ e $X2$ representam os valores das medidas testadas e δ o valor de suas incertezas.

$$3 \geq \frac{|X1 - X2|}{\sqrt{\delta X1^2 - \delta X2^2}}$$

Vale ressaltar que o autor (CHANG et al) não mostra valores de incerteza para as medidas de FT e DLG, porém comenta que a incerteza da câmara, atribuída a partir da máxima variação de recombinação de íons na coleta de carga pela câmara de ionização, é de 1,2% para energias inferiores a 6MV e 2,5% para energias inferiores a 10 MV. Este trabalho considerou a incerteza das medidas de referência como 2,5%. Esses valores de incerteza podem ser vistos na Tabela 9.

4.2.2 Valores de abertura maiores que 20mm

Dado que o maior valor de abertura das lâminas (gap) utilizado para as medidas de DLG foi de 20mm, os planejamentos realizados devem respeitar este limite para que o sistema Eclipse R preveja com segurança as doses que serão administradas. Isso significa que um tratamento que necessita de aberturas maiores que 20mm, por tempo considerável, os valores de distribuição de dose podem não condizer com os valores previstos pelo sistema de planejamento.

4.2.3 Discussão do significado dos valores de DLG medidos

Como foi fundamentado, o DLG representa a abertura (g) que o MLC deverá ser configurado para que o valor de leitura da câmara, já subtraída a contribuição da transmissão média (Rg'), seja zero.

O coeficiente linear da equação de R_g' indica que o gap correspondente para uma leitura de radiação nula possui valor negativo. Por ser um valor de distância, não há sentido físico para tal resultado e o que se leva em consideração é seu valor absoluto. Porém, há um significado prático que pode ser considerado para os valores negativos, como seguem nas observações seguintes.

Qualquer mínima abertura permitiria a passagem de alguma quantidade de radiação. Porém, devido ao formato arredondado dos topos das lâminas, e mesmo que a distância de aproximação fosse levada a zero, haveria, além do efeito de transmissão média, outra contribuição radiativa relativa especificamente para região de topo, ocasionada pela diminuição da espessura do material. Logo, para que o efeito de *leaf gap* seja excluído seria necessário que as lâminas atravessassem umas às outras para além da região de topo. Na prática, isso é impossível.

Além disso, há um sistema de segurança que impede que as lâminas opostas se aproximem além de um valor mínimo de distância, nunca se tocando realmente. Esse valor mínimo deve ser definido no Eclipse e é recomendado por diversos trabalhos na literatura (VARIAN, 2015) que se utilize valores entre 0,05 cm e 0,10 cm.

O sistema de planejamento Eclipse não é capaz de considerar o design arredondado dos topos das lâminas, portanto o valor de DLG encontrado representa o gap a ser considerado pelo TPS para que a leitura de cargas fosse a mesma que em situação de gap zero.

Assim, em tese, o valor de leaf gap pode ser entendido como a distância entre as lâminas, excluída a região arredondada.

Vale ressaltar que valores negativos para leaf gap estão de acordo com o que se espera para qualquer colimador MLC desse tipo, não sendo uma situação específica aos procedimentos e materiais deste trabalho.

4.2.4 Discussão do significado dos valores de FT medidos

A radiação detectada nas medidas de transmissão, para os conjuntos de lâminas de ambos os lados do MLC (carro A e carro B) são resultantes de ambos os efeitos de transmissão: inter lâminas e intra lâminas. Para

encontrar o valor do fator de transmissão do MLC é preciso medir primeiro o valor do campo totalmente aberto, que é a medida da quantidade de radiação máxima liberada pelo acelerador, sem a interferência das lâminas, e para o maior campo possível. Esse valor foi tomado como referência, considerado como 100% de transmissão e usado para o cálculo do valor percentual de transmissão média.

Os valores percentuais para a transmissão de ambos os carros (R_{ta} e R_{tb}), assim como o valor médio (R_t), evidenciam a parcela de radiação que escapa da blindagem do material colimador quando o MLC se encontra totalmente fechado. Nota-se que as medidas superam valores nulos, confirmando que o material das lâminas não é completamente opaco à radiação eletromagnética de energia de 6MV.

Por outro lado, os valores obtidos neste trabalho, tanto para 6MV com filtro (6FF) quanto para sem filtro achatador (6FFF), são de ordem de grandeza consideravelmente baixos e em concordância com os valores da literatura (CHANG et al, 2012), o que podemos concluir que estão corretos. Valores percentuais altos afetariam o objetivo do colimador, tornando ineficaz a modulação da fluência.

Um estudo realizado em 2001 por *M. Saiful Huq* (HUQ, et al, 2002) e um seminário disponível na internet do Dr. Stephen Garner (GARNER, 2020) da seção 8 de física do currículo de IMRT 2.0 do *Rayos Contra Cancer*, demonstram a diferença entre os efeitos intra (regiões de máximo do gráfico da Figura 33) e inter lâminas (regiões de mínimo do gráfico da mesma figura), em que pode ser verificado que a transmissão de radiação pela região de contato das lâminas é maior quando comparada com a região central das mesmas. Porém, no caso do MLC de mesmo fabricante que o estudado neste trabalho, ambos são mantidos abaixo da linha dos 2%, sendo o efeito intra lâminas um pouco maior que 1% como pode ser observado na Figura 33.

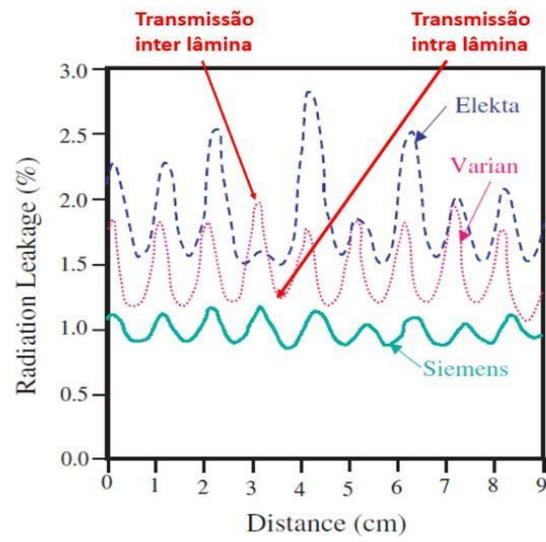


Figura 33 - Gráfico da intensidade da transmissão do MLC para diferentes fabricantes.

Fonte: Adaptado, Huq et al (2002).

5 CONCLUSÃO

Os resultados encontrados para transmissão e DLG do MLC são aceitáveis, pois estão em concordância com a faixa de valores recomendados pela literatura e, portanto, podem ser utilizados para a alimentação do sistema de planejamento computacional que utiliza o software *Eclipse*®.

As etapas e os procedimentos de comissionamento das medidas descritas neste trabalho estão em concordância com os procedimentos exigidos pelo fabricante e o mesmo pode servir de consulta para realização dessas medidas por outros serviços de radioterapia que já estão em funcionamento e desejam implementar a técnica de IMRT.

Por essas razões concluiu-se que os objetivos gerais e específicos deste trabalho foram atingidos.

REFERÊNCIAS

BIREME/OPAS/OMS. Portal da BVS: Biblioteca Virtual em Saúde, Descritores em Ciências da Saúde: DeCS, 2021. Radioterapia. Disponível em https://decs.bvsalud.org/ths/resource/?id=12314&filter=ths_exact_term&q=radioterapia. Acesso em 16 de fevereiro de 2022.

ATUN, Rifat et al. Expanding global access to radiotherapy. The Lancet Oncology Commission. Boston, 2015. vol. 16, p. 1153-86.

LOPES, M. C. Um Século de Terapia com Radiação. Gazeta de Física: Sociedade Portuguesa de Física, Coimbra, 2007. v. 30, n. 1, p. 14-29.

RÖNTGEN, Wilhelm. On a New Kind of Rays. Joint Commission of the Scientific Societies of Washington. Washington: Science. New Series, 1896. v. 3, n. 59, p. 227-31. Título original: ÜberEine Neue Art von Strahlen, 1896.

SALVAJOLI, João; SALVAJOLI, Bernardo. O papel da radioterapia no tratamento do câncer – avanços e desafios. Onco. &. Iaso Editora. 2012.

WEBB, Steve. The Physics of Three-Dimensional Radiationtherapy - Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning. Institute of Physics Publishing. Bristol and Philadelphia: CRC Press. 1993. ISBN 9780750302470.

WEBB, Steve. IMRT Delivery Techniques. In: BORTFELD, Thomas et al. Image-Guided IMRT. Berlin: Springer, 2006. cap. 7, p.73-90. ISBN 978-3-540-20511-1.

CHAO, K. et al. Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams. 2015. ISBN 978-1-4511-7581-3.

CARDOSO, Maria. Estudo dosimétrico para implementação da técnica radioterapêutica Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). Dissertação. Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Lisboa. 2011.

DAS, Indra et al. Accelerator Beam data Commissioning Equipment and Procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM.

[S.I]: Medical Physics, v. 35, n.9, p. 4186-4215, 2008.

International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 29: Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons. Bethesda, 1978.

FRAAS, Benedick et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. [S.I]: Medical Physics. v. 25, n. 10, p. 1773-1829, 1998.

SUS, Website. Programa de Expansão da Radioterapia. Disponível em: <https://www.gov.br/saude/pt-br/acao-a-informacao/acoes-e-programas/per-sus>

EISENBERG, Ronald. Radiology: An Illustrated History. St. Louis: Mosby-YearBook. 1992.

XAVIER, Allan et al. Marcos da História da Radioatividade e Tendências Atuais.

LEDERMAN, Manuel. The Early History of Radiotherapy: 1895-1939. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics. New York: Pergamon Press, v. 7, n. 5, p. 639-48, 1981.

ARAUJO, Anna et al. Braquiterapia de alta taxa de dose para físicos: fundamentos, calibração e controle de qualidade. Curso a distância. INCA. Ministério da Saúde. Rio de Janeiro. 2008.

BECQUEREL, Henry. Sur les radiations invisibles émises par les corps phosphorescents. Comptes Rendus, v.122, p.501-03. Paris, 1896.

CURIE, Marie. Les rayons de Becquerel et le polonium. Révue Générale des Sciences, Paris, v.10, p.41-50, 1899.

CURIE, Pierre; CURIE, Marie. Sur une substance nouvelle radioactive, contenue dans la pechblende. Comptes Rendus de l'Académie des Sciences de Paris, v. 127, p. 175-8, 1898.

CARVALHO, Fernando. Marie Curie: Pioneira na Descoberta da Radioatividade, dos Primários Radionuclídeos e Suas Aplicações em Medicina.

Gazeta de Física: Sociedade Portuguesa de Física. Instituto Superior Técnico/Campus Tecnológico Nuclear. Universidade de Lisboa. Lisboa, v. 37, n. 1, p. 2-09, 2014.

KOGELNIK, H.D. Inauguration of Radiotherapy as a New Scientific Speciality by Leopold Freund 100 Years Ago. Salzburg: Rad. & Onc., v. 42, pp. 203-211, 1997.

PÉREZ, Daniel; SOUSA, Isabel. Nevos melanocíticos y no melanocíticos: Revisión de la literatura. [S.l]: Revista Centro Dermatológico Pascua. v. 19, n. 2, pp. 49-58, 2010.

HANSEN, et al. Pulmonary Hamatoma. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. Departments of Thoracic and Vascular Surgery, Pathology, and Diagnostic Radiology. Bispebjerg Hospital. Copenhagen, v. 104, n. 3, 1992.

FREUND, Leopold. Grundriss der Gesamten Radiotherapie für Praktische Ärzte. Urban und Schwarzenberg, Berlin, 1903.

TAUHATA, Luis et al. Radioproteção e Dosimetria. IRD/CNEN. Rio de Janeiro, 2014.

PODGORSAK, E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005. ISBN: 92-0-107304-6.

ARAÚJO, Anna et al. Programa de Qualidade em Radioterapia. Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia. Programa Teórico. INCA. Ministério da Saúde. Rio de Janeiro. 2019.

SCAFF, Luis. Bases Físicas da Radioterapia. IN: SALVAJOLI, João; SOUHAM, Luis; FARIA, Sergio. Radioterapia em Oncologia. Medsi: Rio de Janeiro, 1999. cap. 4, p. 35-90. ISBN: 85-7199-1901.

SCAFF, Luiz. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier, 1997. ISBN 85-7378082-7.

YANG, Y. et al. Independent Dosimetric Calculation with Inclusion of Head Scatter and MLC Transmission for IMRT. Medical Physics. v. 30, n. 11, p. 2937-2947, 2003.

VIEIRA, André; CRUZ, José; LOPES, Cleverson. Bases Físicas do Planejamento de IMRT. IN: ALMEIDA, Carlos. Bases Físicas de um programa de Garantia de Qualidade em IMRT. Associação Brasileira de Física Médica. CEBIO/UERJ, Rio de Janeiro, 2012. cap.5, p. 73-96. ISBN: 978-85-65929-00-4.

BOYER, Arthur et al. AAPM Report no. 72. Basic Applications of Multileaf Collimators: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group n. 50. Medison: Medical Physics, 2001.

KHAN, Faiz; GIBBONS, John. The Physics of Radiation Therapy. Hong Kong: Wolters Kluwer, 2014. ed. 5. ISBN 978-1-4511-8245-3.

Varian Medical Systems. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide. 2015.

LOSASSO, T., KUTCHER, G. "Multileaf Collimation vs. Cerrobend Blocks: Analysis of Geometric Accuracy". Radiation Oncology Biology Physics. v. 33, p. 1195-1208. 1994.

LEITÃO, Sílvia. Comparação Dosimétrica Entre MLC e MICRO-MLC: Estudo de Casos de Radiocirurgia (SRS). Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Imagem Médica) Universidade de Aveiro, Aveiro, 2020.

PATROCÍNIO, Horácio; WILLIAN, A.; MITCHELL, C. Radioterapia Conformacional. IN: SALVAJOLI, João; SOUHAM, Luis; FARIA, Sergio. Radioterapia em Oncologia. Medsi: Rio de Janeiro, 1999. cap. 7, p.127-160. ISBN: 85-7199-1901.

International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, 1993.

International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, 1999.

POLI, Maria. Definição do Volume de Planejamento do Alvo (PTV) e seu Efeito na Radioterapia. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear). IPEN.

Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

WEBB, Steve. The Physical Basis of IMRT and Inverse Planning. *The British Journal of Radiology*, v. 76, n. 910, p.678-89, 2003.

WEBB, Steve. Conformal and Intensity-Modulated Radiotherapy. In: MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of Radiotherapy: Theory and Practice*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. cap. 43, p. 943-74.

ISBN: 978-0-7503-0860-1.

WATANAB, Érika. *Comparação da Técnica de Radioterapia em Arco Modulada Volumetricamente (VMAT) em Relação a Técnica de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) para Tumores de Próstata e Cabeça e Pescoço*. Tese (Doutorado em Ciências). Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Programa de Radiologia, São Paulo, 2015.

International Atomic Energy Agency. IAEA-TECDOC-1588: Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy. Viena, 2008.

ISBN 978-92-0-104008-4.

SILVA, Luis; SANTOS, Leonardo. Física Médica Aplicada à Radioterapia. In:

SANTOS, Marcos et al. *Diretrizes Oncológicas 2*. cap. 37. Doctorpress, 2019.

ALVES, Tatiana, et al. Verificação dosimétrica de tratamentos de IMRT utilizando câmara de ionização, filme radiográfico e função gama. *Revista Brasileira de Física Médica*. Setor de Radioterapia da Sociedade Beneficente de Senhoras Hospital Sírio-Libanês. São Paulo, v. 4, n. 2, pp.15-18, 2010.

SCHLEGEL, Wolfgang et al. *New Technologies in Radiation Oncology, Medical Radiology, Radiation Oncology*. Berlin: Springer, 2006. ISBN: 978-3-540-00321-2

CHEUNG, KY. Intensity Modulated Radiotherapy: Advantages, Limitations and Future Development. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, Department of Clinical Oncology, Prince of Wales Hospital. Hong Kong. v. 2, n. 1. 2006.

ARNEFIELD, Mark et al. Dosimetric Validation for Multileaf Collimator-Based Intensity-Modulated Radiotherapy: A Review. [S.l]: Medical Dosimetry. v. 26, pp. 179-188, 2001.

YU, C. Intensity-Modulated Arc Therapy With Dynamic Multileaf Collimation:

An Alternative to Tomotherapy. Phys. Med. Biol. 1995. v. 40: pp. 1435-49, 1995.

OTTO, K. Volumetric Modulated Arc Therapy: IMRT In a Single Arc. [S.l]:

Medical Physics. v. 35, pp. 310-17, 2008.

MIJNHEER, B; GEORG, D. Guidelines for The Verification of IMRT. ESTRO.

Bruxelas. 2008. ISBN: 90-804532-9

NOMOS, website. Products, Radiotherapy Solutions, NomosSTAT & Talon.

2021. Disponível em: http://www.nomos.com/products_nom.html.

SHEPARD, David. IMRT Optimization Algorithms. Conferência. AAPM.

Swedish Cancer Institute, Sattle, 2007. Disponível em:

<https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/49-14369-92189-877.pdf>

SCHLEGEL, Wolfgang; KNESCHAUREK, Peter. Inverse Bestrahlungsplanung.

Strahlentherapie Und Onkologie. v. 175, n. 5, p.197–207. München, 1999.

Sociedade Brasileira de Radioterapia. Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT). Website da SBRT, 2021. Disponível em: [Radioterapia com intensidade modulada \(IMRT\) - Sociedade Brasileira de Radioterapia \(sbradioterapia.com.br\)](http://radioterapia.com/intensidade_modulada(IMRT)-Sociedade_Brasileira_de_Radioterapia(sbradioterapia.com.br)). Acesso em 16 de fevereiro de 2022.

HOSLEY, D. Process Plant Commissioning: A user Guide. England: IchemE, 1998.

BENDIKSEN, T. e Young, G. Commissioning of Offshore Oil and Gas Projects: The Manager's Handbook. USA: AuthorHouse, 2005.

JOÃO, Lola. Implementação da técnica de IMRT no C.O.D.N.C.– Procedimentos de implementação. Dissertação (Mestrado em Biofísica). Universidade de Lisboa, Lisboa. 2009.

LOSASSO, T, et al. IMRT Delivery Performance With a Varian Multileaf Collimator. *International Journal of Radiation Oncology: Biology Physics*, v. 71, 1998.

LIN, Chih-Yuan et al. A Simple Method for Determining Dosimetric Leaf Gap With Cross-Field Dose Width for Rounded Leaf-End Multileaf Collimator Systems. Department of Radiation Oncology. China Medical University Hospital, Taichung City, *Radiation Oncology*, v. 13, n. 222, 2018.

PRAESTEGAARD, Lars; JORGERSEN, Mai-Britt; HOFFMAN, Longe. Dosimetric Leaf Gap (DLG): Dosimetric Consequences. Segue University Hospital. Arhus, 2012. Disponível online em: <https://www.slideserve.com/hollie/dosimetric-leaf-gap-dlg-dosimetric-consequences>. Acesso em: 2022.

SHENDE, Ravindra; PATEL, Ganesh. Validation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) Prior to its Implementation in Treatment Planning System (TPS): TrueBeam™ Millennium 120 leaf MLC., Elsevier: *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, Amgaon, 2007. v. 22, pp. 485-94, 2017.

BANHATE, Andre. Avaliação de Penumbra de Diferentes Colimadores MultiLâminas. *Revista Brasileira de Física Médica*. v. 12, n. 3, p. 15-20, 2018.

Medical Physics website. Institute of Radiooncology. Dosimetric Parameters of the HD120 MLC. 2013. Artigo online. Disponível em: https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/tb/tb_hd120.htm

HUQ, M et al. A Dosimetric Comparison of Various Multileaf Collimators. Institute of Physics Publishing. [S.I]: *Physics in Medicine and Biology*, pp. 159-70, 2002.

GARNER, Stephen. Commissioning Critical 3: Dosimetric Leaf Gap. *Rayos Contra Cancer. Physycs Session 8. IMRT 2.0. 2020. Vídeo aula.* Disponível em: [IMRT 2.0 | Physics Session 8 | Commissioning Critical #3: Dosimetric leaf gap](#)

CHANG, Z et al. Commissioning and Dosimetric Characteristics of TrueBeam™ System: Composite Data of Three TrueBeam™ Machines. [S.I]: *Medical Physics*, v. 39, pp. 6981, 2012.

