



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

**Método complementar de ajuste da modelagem do sistema de planejamento
de radioterapia Monaco**

Versão original

LUCAS NEZIO MALTA

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

Orientador:

Prof. Dr. Helio Yoriyaz

São Paulo

2023

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


**Método complementar de ajuste da modelagem do sistema de planejamento
de radioterapia Monaco**

LUCAS NEZIO MALTA

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

**Orientador:
Prof. Dr. Helio Yoriyaz**

**São Paulo
2023**



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

Como citar:

NEZIO MALTA, L. **Método complementar de ajuste da modelagem do sistema de planejamento de radioterapia Monaco**. 2023. 72 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br/>> (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

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

Nezio Malta, Lucas

Método complementar de ajuste da modelagem do sistema de planejamento de radioterapia Monaco / Lucas Nezio Malta; orientador Helio Yoriyaz. -- São Paulo, 2023.
72 f.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia das Radiações em Ciências da Saúde (Processos de Radiação na Saúde) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2023.

1. Radioterapia. 2. Sistema de planejamento de tratamento. 3. Colimador multifolhas. I. Yoriyaz, Helio, orient. II. Título.

Autor: Lucas Nezio Malta

Título: Método complementar de ajuste da modelagem do sistema de planejamento de radioterapia Monaco

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

Data: 24/01/2023

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Helio Yoriyaz

Instituição: Orientador – IPEN

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr.: Orlando Rodrigues Junior

Instituição: IPEN

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr.: Roberto Kenji Sakuraba

Instituição: HIAE

Julgamento: Aprovado

Agradecimentos

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP) por toda infraestrutura fornecida e pela minha formação.

Ao professor Helio Yoriyaz pela preciosa orientação e confiança.

Aos colegas do departamento de Física Médica do Hospital Israelita Albert Einstein por toda generosidade, conselhos valiosos e suporte durante o trabalho.

À minha esposa Fabiana por todo incentivo e apoio.

*“Lembre-se de olhar para o as estrelas e não para seus pés.
(Stephen Hawking)*

Resumo

A radioterapia é uma área da Física Médica dedicada ao tratamento de doenças utilizando-se radiação ionizante como agente terapêutico. Este tipo de radiação pode ser aplicado aos pacientes de diversas formas, seja através de materiais radioativos ou equipamentos eletrônicos que produzem radiação. A modalidade conhecida como teleterapia utiliza-se de aceleradores lineares para produzir radiação na faixa de Megavoltagem. O feixe de radiação é então utilizado para tratar variados tipos de enfermidades. Para tal é necessário a utilização de um sistema de planejamento para o cálculo da dose de radiação a ser empregada. O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de uma metodologia para o ajuste do sistema de planejamento Monaco em sua utilização para o cálculo de entrega de dose através da técnica VMAT. O trabalho buscou encontrar a melhor concordância entre a dose calculada e a medida no acelerador linear Versa HD. Um guia para a realização desse ajuste foi elaborado para os colegas que possam se interessar.

Palavras-chave: Radioterapia. Sistema de planejamento de tratamento. Colimador multi-folhas.

Abstract

Radiotherapy is an area of Medical Physics dedicated to the treatment of diseases using ionizing radiation as a therapeutic agent. This type of radiation can be applied to patients in different ways, either through radioactive materials or electronic equipment that produce radiation. The modality known as teletherapy uses linear accelerators to produce radiation in the megavoltage range. The radiation beam is then used to treat various types of illnesses. For this, it is necessary to use a planning system to calculate the radiation dose to be used. The objective of this work was the development of a methodology for the adjustment of the Monaco planning system in its use for the calculation of dose delivery through the VMAT technique. The work sought to find the best agreement between the calculated dose and the dose measured in the Versa HD linear accelerator. A guide to making this adjustment has been prepared for colleagues who may be interested.

Keywords: Radiation Therapy. Treatment Planning System. Multileaf collimator.

Lista de tabelas

Tabela 1 – Objetivos dosimétricos para o teste I1, <i>Multitarget</i>	24
Tabela 2 – Objetivos dosimétricos para o teste I2, Prostata	25
Tabela 3 – Objetivos dosimétricos para o teste I3 - Cabeça e pescoço.	26
Tabela 4 – Objetivos dosimétricos do teste I4, Alvo em forma C.	27
Tabela 5 – Limites de confiança do TG119 para cada tipo de avaliação.	31
Tabela 6 – Teste propostos pelo manual (1) de ajustes para o MLC Agility	33
Tabela 7 – Parâmetros Geométricos padrão do MLC Agility no Monaco®	36
Tabela 8 – Medidas de dose em profundidade com diferentes tamanhos de campo na energia de 6MV realizadas para garantir a correta introdução dos dados no TPS.	44
Tabela 9 – Medidas de dose em profundidade com diferentes tamanhos de campo na energia de 10MV realizadas para garantir a correta introdução dos dados no TPS.	45
Tabela 10 – Medidas de dose em profundidade com diferentes tamanhos de campo na energia de 15MV realizadas para garantir a correta introdução dos dados no TPS.	45
Tabela 11 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$	46
Tabela 12 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$	47
Tabela 13 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$	47
Tabela 14 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$	48
Tabela 15 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$	48
Tabela 16 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$	49
Tabela 17 – Ajuste iterativo para energia de 15MV. Variações (%) encontradas para diferentes MLC <i>Offsets</i>	52

Tabela 18 – Ajuste iterativo para energia de 15MV. Variações (%) encontradas para diferentes MLC <i>Offsets</i>	52
Tabela 19 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose para energia de 6MV.	53
Tabela 20 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose para energia de 6MV.	53
Tabela 21 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose para energia de 10 MV.	54
Tabela 22 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose para energia de 10MV.	54
Tabela 23 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose para energia de 15MV.	55
Tabela 24 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose para energia de 15MV.	55
Tabela 25 – Resultados das medidas de distribuição de dose para 6MV, 10MV e 15MV	56
Tabela 26 – Resultados alcançados em paralelo aos do TG119.	57

Lista de abreviaturas e siglas

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> - Associação Americana de Físicos em Medicina
CBCT	<i>Cone beam computerized tomography</i>
CI	Câmara de ionização
FFF	<i>Flatness filter free</i> - sem filtro aplainador
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> - Comissão internacional de Unidades e Medições em Radiações ¹
LC	<i>Confidence Limit</i> - limite de confiança
MLC	<i>Multi leaf colimator</i> - colimador multi folhas/lâminas
PTV	<i>Planning target volume</i> - Volume alvo planejado
RTOG	<i>Radiation Therapy Oncology Group</i> - Grupo de Radioncologia ²
TG	<i>Task Group</i> - grupo de trabalho ³
TPS	<i>Treatment Planning System</i> - Sistema de planejamento de tratamentos
VMAT	<i>Volumetric modulated arc therapy</i> - terapia em arco modulado volumétrica

¹ <<https://www.icru.org/>>

² <<https://www.rtog.org/>>

³ Se refere aos grupos de trabalho da Associação Americana de Físicos em Medicina - *AAPM Task Group*. Exemplo: TG119 se refere ao *AAPM Task Group n°119 (2)*

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração da placa de braquiterapia posicionada adjacente ao tumor intraocular (3)	19
Figura 2 – Acelerador linear Elekta Versa HD® (4).	19
Figura 3 – Ilustração do MLC e sua atuação no feixe de radiação. À esquerda imagem do MLC Agility (5) do ponto de vista da projeção do feixe, à direita esquema mostrando MLC atuando no feixe de um acelerador linear (6).	20
Figura 4 – Imagem ilustrativa de uma tomografia de planejamento. Podemos ver a imagem reconstruída em vistas axial (1), coronal (2) e saginal (3), além da imagem volumétrica 3D (4). A região delineada em vermelho representa o alvo e as demais regiões, em outras cores, são órgãos que devem ser poupados.	21
Figura 5 – Ilustração do objeto simulador fornecido pelo TG119 e onde foram calculados os testes P1 a esquerda e P2 a direita. Acima temos vistas das projeções axiais e abaixo projeções coronais.	23
Figura 6 – Representação do teste I1, <i>Multitarget</i> , e suas regiões alvo - figura do TG119 (2).	24
Figura 7 – Representação do teste I2, Prostata - região alvo e órgãos em risco. Plano axial à esquerda e plano sagital à direita. - figura adaptada do TG119 (2).	25
Figura 8 – Representação do teste I3, Cabeça e pescoço - região alvo e órgãos em risco - figura do TG119 (2).	26
Figura 9 – Representação do teste I4, Alvo em forma de C - região alvo e região central (limitar dose) - figura do TG119 (2).	27
Figura 10 – Representação da distribuição de dose do teste I2 (ver figura 7), próstata, no objeto simulador original fornecido pelo TG119 (número 1), no matrixx (números 2 e 3) e no objeto cilíndrico (números 4 e 5).	28
Figura 11 – Representação da distribuição de dose do teste I4 (ver figura 7), alvo em forma C, no objeto simulador original fornecido pelo TG119 (número 1), no matrixx (número 2) e no objeto cilíndrico (números 3 e 4).	28
Figura 12 – Interface do sistema de planejamento de radioterapia Monaco®.	31
Figura 13 – Teste de MLC. Representação do teste 3ABUT. 3 Segmentos de 6 cm por 24 cm irradiados sequencialmente para se avaliar as regiões de encontro dos feixes.	32

Figura 14 – Testes de MLC. Representação do teste DMLC1. Um retângulo de 2 cm por 20 cm varre da posição -10 cm até +10 cm com velocidade constante enquanto o feixe de radiação entrega dose a uma taxa constante.	33
Figura 15 – Testes de MLC. Representação do teste 7SegA. Teste <i>picket-fence</i> para avaliar alinhamento das lâminas do MLC.	34
Figura 16 – Testes de MLC. Representação do teste FOURL. Quatro segmentos em formato de L são realizados em sequência para se avaliar MLC <i>Offset</i> , transmissão entre lâminas (<i>leaf groove</i>) e transmissão do MLC.	35
Figura 17 – A interdigitação das lâminas do MLC se caracteriza pela possibilidade de lâminas opostas se encaixarem formando regiões abertas ou fechadas em posições diferentes do equipamento.	39
Figura 18 – CI PTW semiflex de 0,125cm ³ (7)	40
Figura 19 – Objeto simulador cilindrico utilizado para realizar as medidas de dose pontual. Fonte: o autor.	40
Figura 20 – Objeto simulador cilindrico posicionado no acelerador linear (AL). A seta 1 indica o objeto simulador sobre a mesa do AL. A seta 2 indica o cabeçote / gantry do equipamento. Fonte: o autor.	41
Figura 21 – Matrixx [®] e Matrixx [®] com o Miniphantom (8).	41
Figura 22 – Fluxograma ilustrando passos da metodologia utilizada neste trabalho. Fonte: o autor.	42
Figura 23 – Teste 3ABUT energia 6X. À esquerda imagem resultante da medida realizada e à direita perfil traçado no eixo central horizontal da figura através da aplicação ImageJ (9)	50
Figura 24 – Representação dos resultados para MLC <i>Offset</i> positivo (esquerda) e negativo (direita) no teste 3ABUT.	51
Figura 25 – Fluxograma ilustrando passos da metodologia utilizada neste trabalho. Fonte: o autor.	72

Sumário

1	INTRODUÇÃO	16
2	OBJETIVOS	17
3	REVISÃO DA LITERATURA	18
3.1	Metodologia do <i>Task Group</i> 119 da AAPM	22
3.1.1	Análise Gama	29
3.1.2	Limite de confiança	30
3.2	Monaco[®] - sistema de planejamento de tratamentos	31
3.3	Manual de ajustes pós modelagem dos parâmetros dosimétricos do MLC no Monaco[®]	32
3.4	Metodologia do <i>Task Group</i> 218 da AAPM	37
4	MATERIAIS E MÉTODOS	38
4.1	Verificação inicial	39
4.2	Medição de dose pontual absoluta	39
4.3	Medição da distribuição de dose	40
4.4	Metodologia desenvolvida	42
5	RESULTADOS	44
5.1	Verificação inicial	44
5.2	Resultados das medidas iniciais	45
5.2.1	Energia 6MV	46
5.2.2	Energia 10MV	47
5.2.3	Energia 15MV	48
5.2.4	Discussão sobre os resultados iniciais	49
5.3	Medidas propostas pelo Manual de ajustes do MLC	50
5.4	Ajuste iterativo do MLC <i>Offset</i>	51
5.5	Medidas finais de dose pontual	52
5.5.1	Energia 6MV	52
5.5.2	Energia 10MV	54
5.5.3	Energia 15MV	55
5.6	Distribuição de dose planar	56
6	ANÁLISE E DISCUSSÃO	57
6.1	Resultados das medidas iniciais	57
6.2	Resultados alcançados com o TG119	57

7	CONCLUSÃO	62
7.1	Trabalhos futuros	62
	REFERÊNCIAS	64
	APÊNDICES	68
	APÊNDICE A – RESUMO DO MANUAL DO MLC	69
	APÊNDICE B – GUIA PARA AJUSTE DA MODELAGEM DO MONACO	70

1 Introdução

A presente dissertação é fruto do trabalho que foi desenvolvido a partir da necessidade prática de se avaliar um acelerador linear recém instalado em uma unidade de radioterapia. Por se tratar de um equipamento novo, naquela unidade hospitalar, foi considerado necessário uma análise inicial de seu funcionamento.

Em radioterapia tem sido constante a busca por metodologias e protocolos de padronização. Podemos citar como exemplo, a uniformização das unidades de medida por protocolos de dosimetria (10), nomenclatura para os desenhos médicos (ICRU 50, 62 e 83), diretrizes para delineamento e definições de limites de doses em órgãos sadios dentre outras (como os RTOGs¹).

Quanto à busca por metodologias para avaliar a entrega de dose de um acelerador linear clínico podemos destacar o TG 23 (11), TG 119 (2) e o TG 218 (12). O TG 23 foi talvez um dos primeiros pacotes de teste criado para ser usado e que fornece valores de comparação para avaliação das medidas. Esse foi citado por Venselaar e outros ((13) e (14)) como ponto de partida para seus trabalhos de avaliação dosimétrica. Podemos também citar o TG 218 (12) como metodologia para verificações dos planos de tratamentos para pacientes e definição de tolerâncias. Este texto é de 2018 e traz diretrizes de como se definir limites de tolerância e suas aplicações no ambiente clínico.

A partir deste contexto, o presente trabalho analisará a concordância entre o cálculo de dose realizado pelo sistema de planejamento (*Treatment planning system - TPS*) Monaco[®] (seção 3.2 e (15)) e a entrega de dose pelo acelerador linear Elekta Versa HD[®] (4). A partir dos dados coletados serão sugeridas adequações ao sistema para melhor concordância nos cálculos de dose.

¹ *Radiation Therapy Oncology Group* - Grupo de Radioncologia <<https://www.rtog.org/>>.

2 Objetivos

O objetivo geral do presente trabalho é desenvolver e divulgar uma metodologia de ajuste inicial da concordância entre a entrega de dose modulada por um acelerador linear modelo Versa HD[®] (4) e a modelagem do sistema de cálculo Monaco[®] (15).

Para tanto, o presente trabalho conta com os seguintes objetivos específicos:

1. Verificar inicialmente os dados inseridos no sistema de planejamento estudado realizando medidas de dose em profundidade e dose entregue por diferentes tamanhos de campo.
2. Avaliar o sistema de acordo com a normativa proposta pelo TG119 (*Task Group 119 (2)*) a partir da técnica de arcos modulados volumétricos (VMAT – *volumetric modulated arc therapy*).
3. Avaliar os ajustes necessários na modelagem do sistema de colimação multilâminas (MLC - *multi leaf colimator*) do equipamento a partir das medidas de dose pontual juntamente com testes fornecidos pelo fabricante (ver resumo do manual do fabricante (1) no apêndice A).
4. Produzir um material de divulgação para servir de guia aos pares que tenham interesse na pesquisa.

3 Revisão da literatura

A área do conhecimento dedicada a aplicar os conhecimentos e métodos desenvolvidos na Física para aprimorar a Medicina é chamada de Física Médica (ver Podgorsak (16)). Sua aplicação se estende às áreas de diagnóstico e tratamento de doenças e podemos dividi-la basicamente em três grandes áreas. Para a área de diagnóstico podemos destacar as técnicas de imagens como mamografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultrassom. Há a Medicina Nuclear, área que utiliza da radiação ionizante gerada por radionuclídeos para produção de imagens e também tratamento de diversas doenças. E para fins apenas terapêuticos temos a Radioterapia.

Focando especificamente na Radioterapia, esta engloba os diversos usos de radiação ionizante para o uso terapêutico. Nesta área são utilizados tanto radionuclídeos quanto equipamentos eletrônicos para a produção da radiação. A Radioterapia se divide em duas grandes áreas, a saber: braquiterapia e teleterapia (ver Khan (17)).

Sobre a braquiterapia, ela é composta por tratamentos realizados de forma que a fonte de radiação precisa ficar próxima à região de tratamento, como ilustrado na figura 1. Esta modalidade é comumente realizada com radionuclídeos como fonte de radiação ionizante. Esses materiais são armazenados em recipientes que podem ter formatos variados, como por exemplo sementes ou placas. Esses objetos são então utilizados próximos ou mesmo encostados às regiões de tratamento. Exemplos de tratamentos realizados com braquiterapia são os de câncer de próstata ou melanoma ocular com sementes de Iodo-125 e o câncer ginecológico de colo de útero tratado com fonte de irídio-192 (ver Khan (17)).

A teleterapia é a modalidade de radioterapia em que a fonte de radiação se localiza longe do alvo de tratamento. No Brasil os equipamentos mais antigos utilizados nesta modalidade eram equipados com fontes radioativas de cobalto-60. Mas com o desenvolvimento tecnológico a cobaltoterapia foi substituída pelo tratamento com aceleradores lineares. Os aceleradores lineares clínicos são equipamentos eletrônicos que produzem radiação de alta energia (da ordem de Mega elétron-volts - MeV) através da tecnologia de aceleração de elétrons, como o aparelho mostrado como exemplo na figura 2. Os tratamentos podem ser realizados com feixe de fótons ou de elétrons. Esses dispositivos possuem muitas outras tecnologias integradas para o auxílio do tratamento (ver Khan (17)).

Um acelerador linear avançado possui diversas ferramentas extras que propiciam excelente localização do alvo de tratamento e precisão na entrega do feixe de radiação. Em geral possuem equipamentos de imagem acoplados que permitem realizar imagens volumétricas do paciente antes de aplicar o feixe, conferindo maior segurança aos tratamentos. Há também o uso de equipamento especializado em colimar e modular o feixe chamado

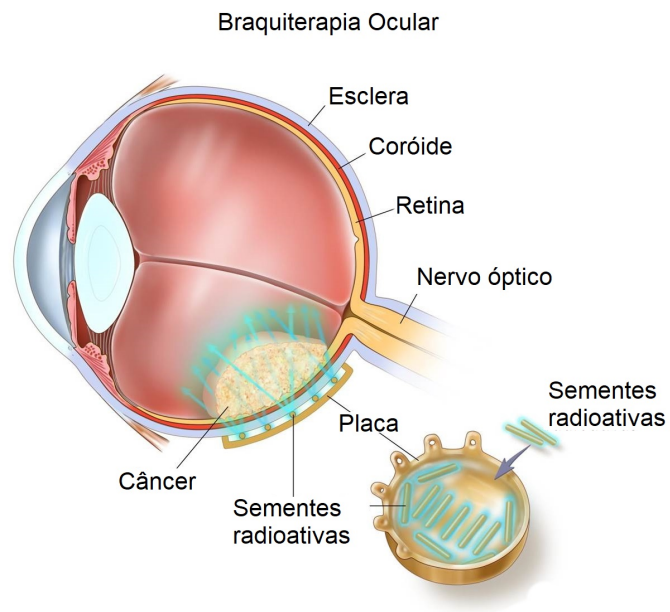


Figura 1 – Ilustração da placa de braquiterapia posicionada adjacente ao tumor intraocular (3)



Figura 2 – Acelerador linear Elekta Versa HD® (4).

colimador multifolhas (*MLC - Multi leaf collimator*).

O MLC traz muitas vantagens aos aceleradores lineares pois possibilita realizar uma maior gama de tratamentos sem que seja necessário fabricar outro tipo de colimação (ver (18)) (no passado - e nos serviços que ainda o utilizam - era necessário fabricar blocos de cerrobend¹ para cada campo de tratamento). Blocos de colimação ou MLC são modificadores do feixe de radiação e atuam como ilustrado na figura 3. São equipamentos que alteram o formato ou mesmo a intensidade do feixe de uma forma pré-estabelecida. Eles possibilitam a entrega de tratamentos personalizados e ajudam a proteger regiões sadias que não devem ser irradiadas. A utilização destes equipamentos se estende a uma vasta gama de possibilidades de tratamentos. Neste trabalho vamos nos concentrar nos tratamentos realizados utilizando-se o MLC como instrumento de modulação do feixe de radiação.

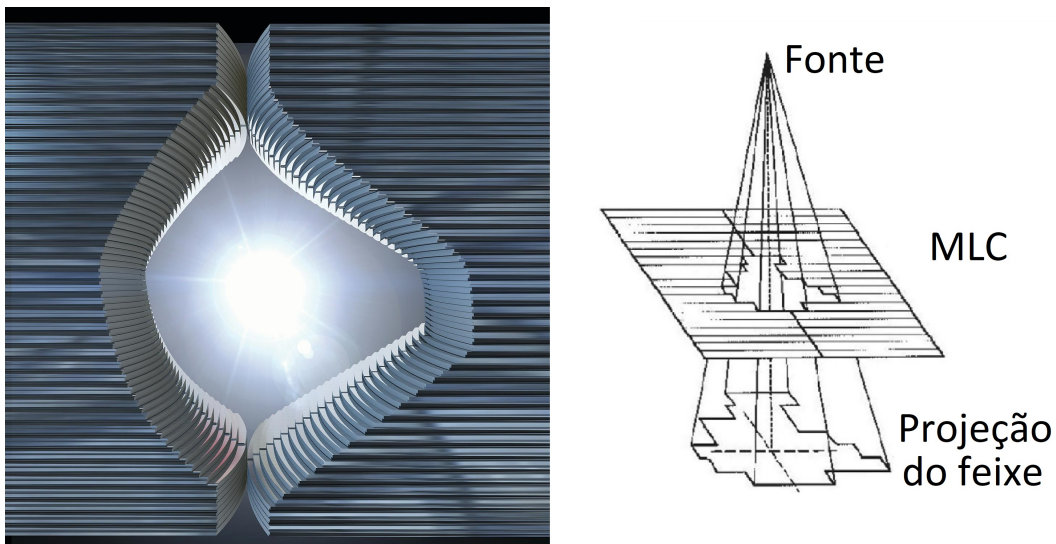


Figura 3 – Ilustração do MLC e sua atuação no feixe de radiação. À esquerda imagem do MLC Agility (5) do ponto de vista da projeção do feixe, à direita esquema mostrando MLC atuando no feixe de um acelerador linear (6).

Existem várias modalidades de tratamentos disponíveis através de um acelerador linear. Citaremos brevemente algumas técnicas para ilustrar as possibilidades, como a aplicação de feixe direto, nela o médico desenha sobre a pele do paciente a região que deve ser irradiada e prescreve dose e profundidade para o tratamento. Tratamento com técnica 2D, nesse caso o médico desenha em imagens planares do paciente a região que deve receber radiação. Nestas duas modalidades apenas algumas informações anatômicas são suficientes para a realização do cálculo pelo físico médico.

¹ Cerrobend: liga metálica (composição: 50% Bismuto (Bi), 26,7% Chumbo (Pb), 13,3% Estanho (Sn) e 10% Cádmi (Cd)) utilizada para fabricar blocos de colimação para o tratamento de Radioterapia (19). Sua escolha se dá principalmente pelo baixo ponto de fusão (70°C), tornando o trabalho seguro.

Já para o tratamento com técnica 3D é necessário que o paciente realize uma imagem de tomografia computadorizada da região que necessita tratamento (ver figura 4). Para este tipo de tratamento e para as demais técnicas complexas a delimitação do alvo de tratamento e os cálculos de dose são realizados através de um sistema de planejamento (do inglês *treatment planning system - TPS* - ver figura 12 que ilustra interface do TPS utilizado neste trabalho). Isto é necessário visto que em geral envolve uma maior quantidade de feixes de radiação.

Além disso, há a possibilidade de se modular o feixe de radiação para moldar de forma mais adequada o volume irradiado e alcançar melhor proteção dos órgãos sadios que estiverem em torno da região alvo. A radioterapia com feixe de intensidade modulada (do inglês *intensity modulated radiation therapy - IMRT*) deriva da radioterapia 3D adicionando a ela mais graus de liberdade e tornando possíveis entregas de dose mais conformadas à região alvo. Esta modalidade de tratamento tem se tornado cada vez mais utilizada e trouxe novas possibilidades.

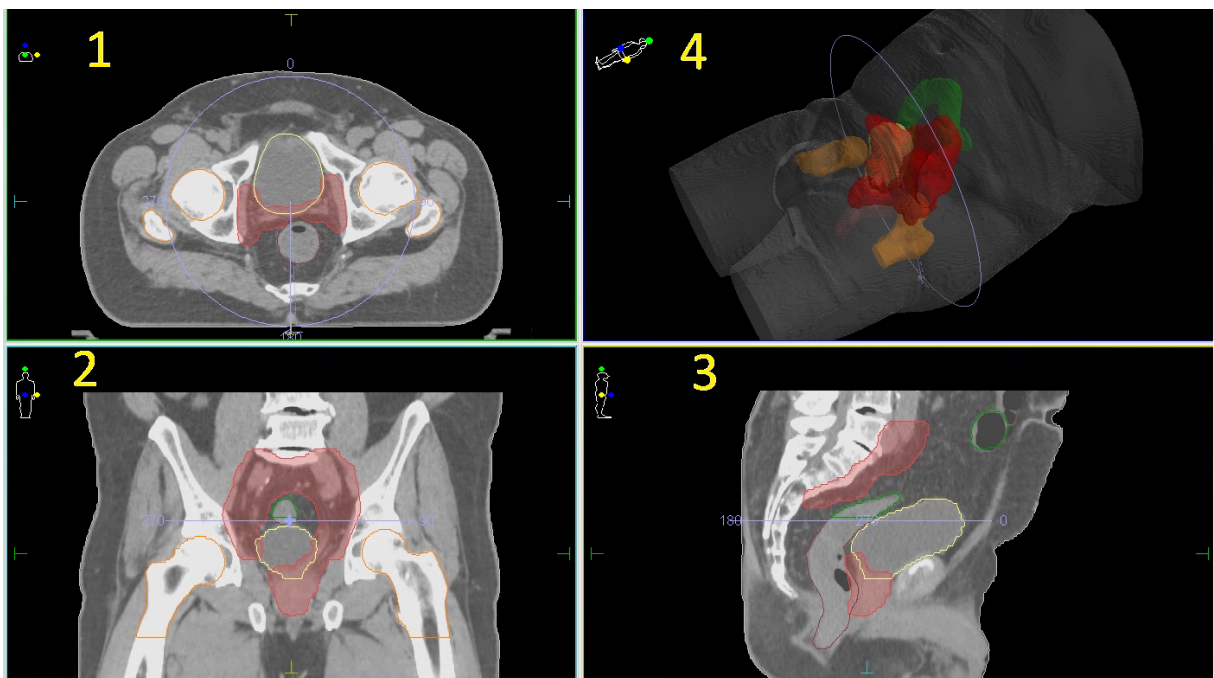


Figura 4 – Imagem ilustrativa de uma tomografia de planejamento. Podemos ver a imagem reconstruída em vistas axial (1), coronal (2) e sagital (3), além da imagem volumétrica 3D (4). A região delineada em vermelho representa o alvo e as demais regiões, em outras cores, são órgãos que devem ser poupados.

Todas as técnicas citadas anteriormente são técnicas em que os feixes (ou campos) de tratamento são aplicados com a fonte de radiação direcionada em angulação estática preestabelecida. Mas também é possível entregar o feixe de radiação enquanto o equipamento gira em torno de seu centro. Nesse caso, são as técnicas de entrega de dose em arcos que podem ser com feixe modulado (*volumetric arc therapy - VMAT*), arcos dinâmicos

ou arcos com colimação por cones. Cada uma dessas modalidades traz especificidades e possibilidades de tratamentos. Iremos então a partir daqui nos concentrar na técnica VMAT.

A técnica de entrega de dose em arco com feixe modulada, VMAT, tem se popularizado. As vantagens de utilizá-la ao invés de campos estáticos modulados está principalmente na velocidade da entrega de dose e portanto no menor tempo de tratamento para o paciente.

3.1 Metodologia do *Task Group* 119 da AAPM

O TG119 (2) descreve um método para se avaliar o comissionamento de um acelerador linear. Ele entende como comissionamento a verificação inicial feita com estudos em objetos simuladores para se saber se há segurança para se planejar, preparar e entregar doses a pacientes. Seu objetivo principal é quantificar a performance geral de um sistema que entrega dose modulada (até seu lançamento apenas IMRT era largamente utilizado) e determinar limites de confiança (LCs - *confidence limits* ver seção 3.1.2) para avaliar o quão bem ajustado está um comissionamento dosimétrico. Para este fim foram propostos testes baseados em tratamentos comuns encontrados em ambiente clínico. Embora não se trate de um conjunto de testes exaustivo, o conjunto abrange grande parte dos problemas de otimização encontrados em casos clínicos de complexidades variadas - alvos com mais de uma dose prescrita, casos de próstata, cabeça e pescoço, alvo em forma de C. Para cada caso foram especificados objetivos de dose para o alvo e também para as estruturas que devem ser poupadas. São também especificados arranjos de campos para IMRT, mas que não foram realizados dentro do recorte proposto neste trabalho. Ao invés de IMRT utilizamos VMAT e a seguir descreveremos como foram planejados caso a caso.

Um pacote contendo imagem tomográfica de um conjunto de placas de água sólida em formato de bloco quadrado é disponibilizado pelo TG119 (20). Junto ao objeto simulador há também conjuntos de estruturas que compõem cada um dos testes propostos pelo texto. As imagens do objeto simulador padrão e as estruturas sobre as quais se deve realizar os cálculos estão indicadas nas figuras 6, 7, 8 e 9).

Inicialmente há dois testes preliminares: o teste preliminar P1 (manteremos a nomenclatura original) consiste em entregar 2 Gy no plano central do objeto simulador utilizado utilizando campos paralelos e opostos quadrados de 10 por 10cm (ver figura 5). Deve-se medir dose pontual e distribuição de dose no plano central com equipamentos adequados. Em nosso caso utilizamos câmara de ionização PTW de 0,125cm³ e uma matriz de câmaras de ionização, o Matrixx, ambos descritos com detalhes nas seções 4.2 e 4.3 a seguir. Este teste é realizado para se obter o fator de calibração (razão da dose (cGy) / carga (nC)) para a CI utilizada nas medidas posteriores. A calibração para leitura é

realizada desta forma para eliminar efeitos como pequenas variações no fator *Output*² do acelerador e mesmo diferenças dosimétricas entre o objeto simulador utilizado e água líquida, por exemplo. O segundo teste preliminar, P2, consiste em irradiar cinco faixas de 3 cm de largura, sequencialmente, com doses de 40 a 200 cGy. Deve-se também medir dose pontual e distribuição de dose no plano central.

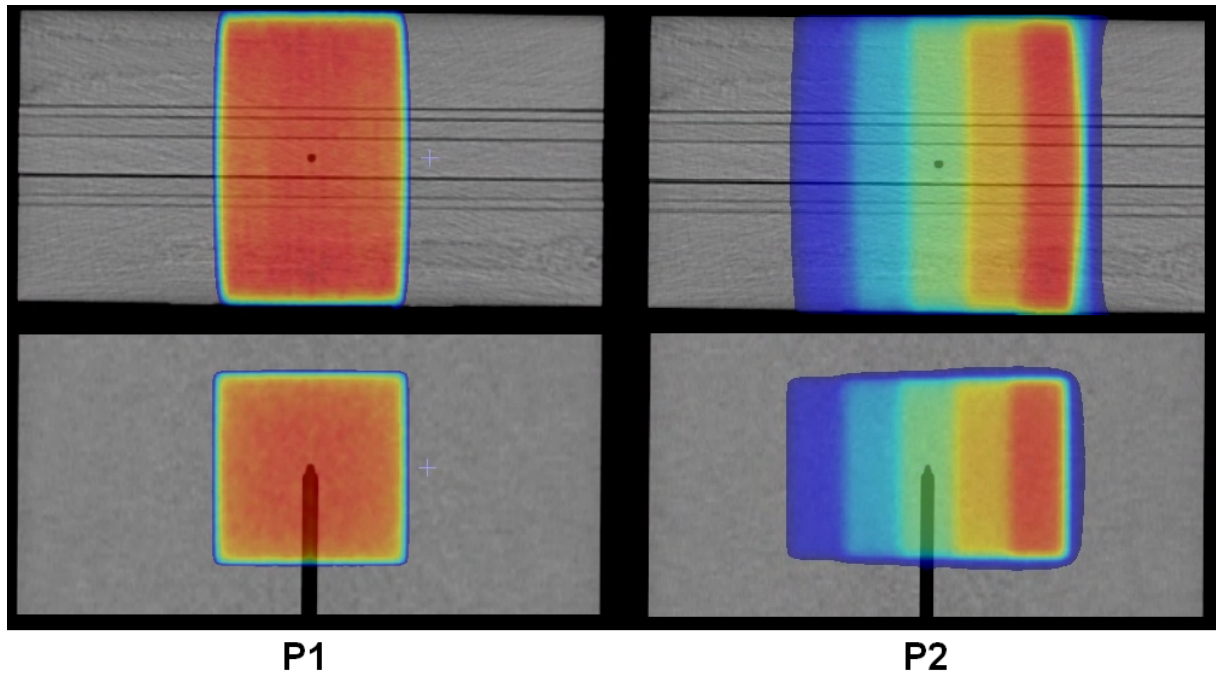


Figura 5 – Ilustração do objeto simulador fornecido pelo TG119 e onde foram calculados os testes P1 a esquerda e P2 a direita. Acima temos vistas das projeções axiais e abaixo projeções coronais.

Após os testes preliminares seguimos para os testes de comissionamento propostos. O primeiro teste, I1, *Multitarget*, consiste em um alvo (PTV - *planning target volume*) em forma de cilindro dividido em três regiões ao longo de seu eixo de rotação (ver figura 6). O cilindro tem 4cm de diâmetro e cada região tem 4 cm de comprimento. Elas devem receber diferentes doses. A região central deve receber a maior dose por fração. A região superior deve receber 50% da dose recebida pela central e a inferior 25% desta mesma dose.

Os objetivos de dose são expressos em função do volume do alvo coberto pela dose que se quer analisar, a saber, dose em 99% do volume (D99) e dose em 10% do volume para cada um dos três alvos conforme Tabela 1. Para este teste realizamos cálculo com um arco completo de VMAT.

Deve-se fazer medidas de dose pontual no eixo central do cilindro no centro de cada alvo separadamente. Deve-se também medir a distribuição de dose no plano central

² Fator *Output*: Razão entre a dose de um campo quadrado em relação a um campo de referência (em geral o campo utilizado na calibração do acelerador linear - usualmente 10 cm x 10 cm com distância fonte superfície de 100 cm na profundidade de dose máxima).

do PTV.

Parâmetro de planejamento	Objetivo (cGy)
Alvo central D99	>5000
Alvo central D10	<5300
Alvo superior D99	>2500
Alvo superior D10	<3500
Alvo inferior D99	>1250
Alvo interior D10	<2500

Tabela 1 – Objetivos dosimétricos para o teste I1, *Multitarget*.

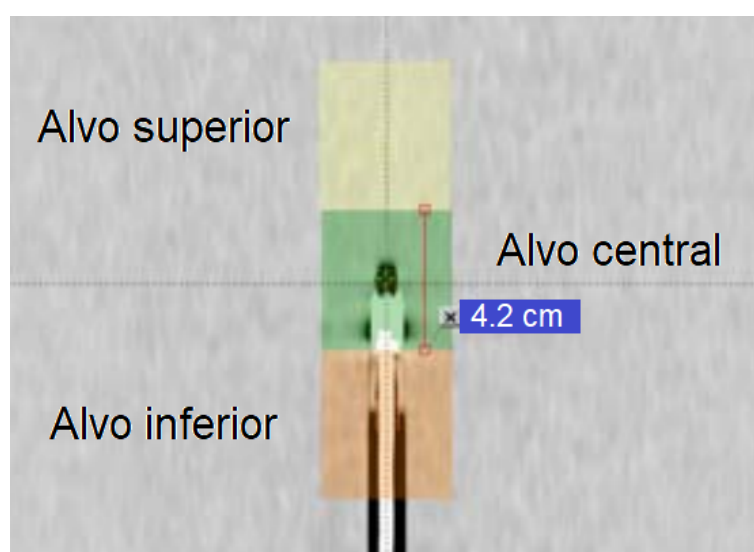


Figura 6 – Representação do teste I1, *Multitarget*, e suas regiões alvo - figura do TG119 (2).

O segundo teste, I2, simula o tratamento de uma próstata convencional onde se deve evitar dose em bexiga e reto seguindo os parâmetros de planejamento mostrados na tabela 2 (ver figura 7). Este teste foi calculado usando-se dois arco completo de VMAT.

Neste teste deve-se medir a dose pontual no centro do PTV e 2,5cm posterior a este ponto (ver figura 10 número 4), no meio da estrutura que representa o reto (ver figura 10 número 5). Deve-se também medir a distribuição de dose no plano que passa pelo eixo central do alvo (ver figura 10 número 2).

O terceiro teste, I3, simula um tratamento de cabeça e pescoço com um volume alvo bastante grande que iria da base do crânio até o pescoço de um paciente virtual (ver figura 8). A distância entre o alvo e o volume que representa a medula é de 1,5 cm. As glândulas parótidas estão em contato com o PTV.

Os objetivos de dose deste teste foram expressos em função do volume do alvo coberto pela dose prescrita, mas dessa vez por dose em 90% do volume (D90), dose em

Parâmetro de planejamento	Objetivo (cGy)
Prostata D99	>7560
Prostata D10	<8300
Reto D99	<7000
Reto D10	<7500
Bexiga D99	<7000
Bexiga D10	<7500

Tabela 2 – Objetivos dosimétricos para o teste I2, Prostata

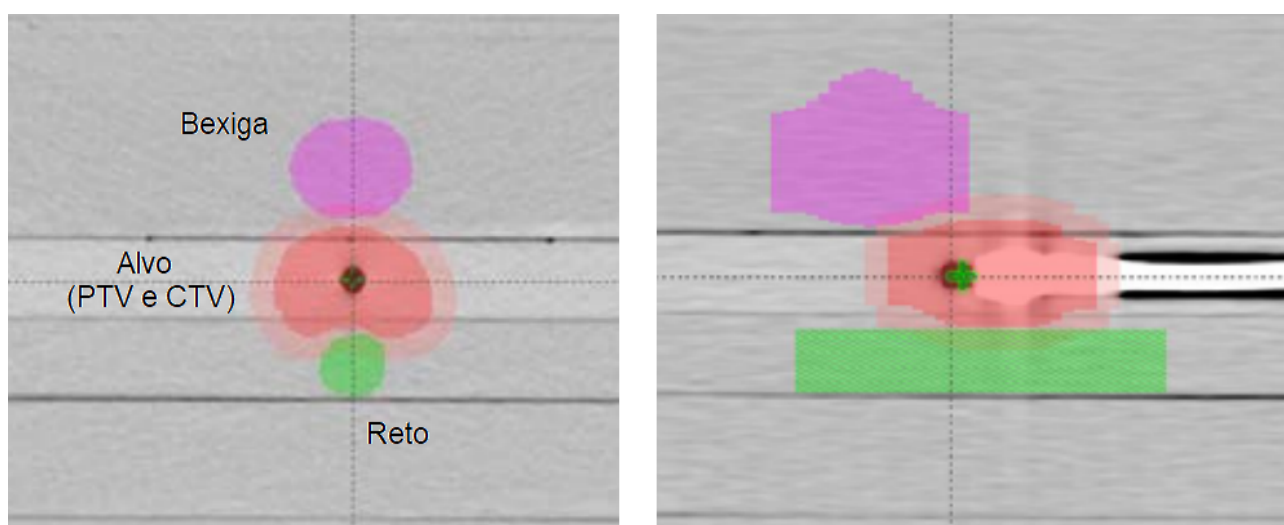


Figura 7 – Representação do teste I2, Prostata - região alvo e órgãos em risco. Plano axial à esquerda e plano sagital à direita. - figura adaptada do TG119 (2).

99% do volume (D99) e dose em 10% do volume. Já para os órgãos sadios foram usados os parâmetros dose em 50% da estrutura (D50) e dose máxima conforme Tabela 3. Para este teste realizamos cálculo com dois arco completo de VMAT.

As medidas de dose pontual devem ser realizadas no isocentro (centro do PTV) e no centro da estrutura que representa a medula, a 4,0cm posterior ao primeiro ponto. Deve-se também realizar medidas de distribuição de dose em dois planos, o plano do isocentro (centro do alvo) e também a 4,0 cm posterior a este ponto (plano que passa pelo eixo central da medula).

Parâmetro de planejamento	Objetivo (cGy)
PTV D90	5000
PTV D99	>4650
PTV D20	<5500
Dose máxima na medula	<4000
Parótida D50	<2000

Tabela 3 – Objetivos dosimétricos para o teste I3 - Cabeça e pescoço.

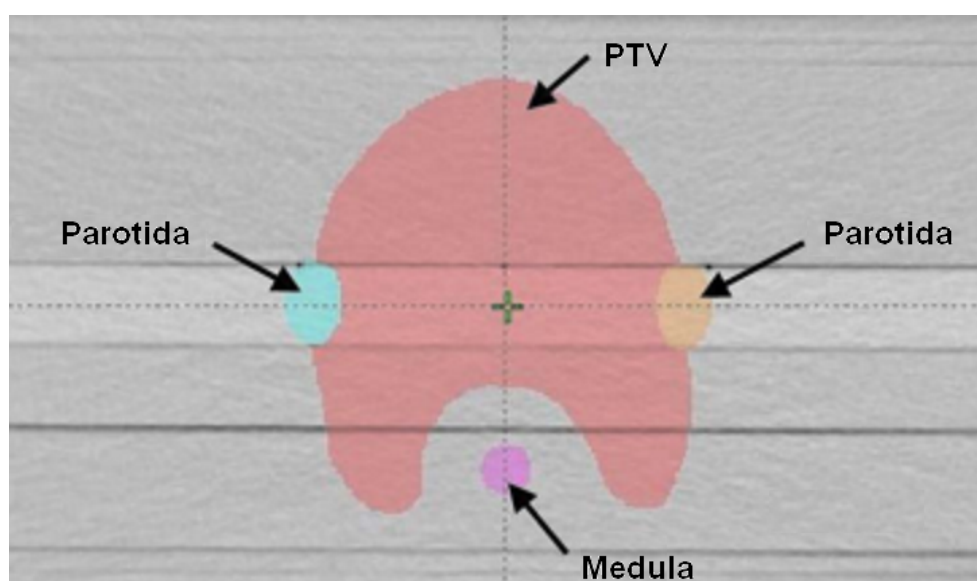


Figura 8 – Representação do teste I3, Cabeça e pescoço - região alvo e órgãos em risco - figura do TG119 (2).

O quarto teste, I4, trás um alvo em forma de C que rodeia uma estrutura central que se deve evitar (ver figura 9). A estrutura central é um cilindro de 1 cm de raio. A distância entre essa estrutura e o alvo é de 0,5 cm. O PTV tem arco interno de 1,5 cm e arco externo de 3,7 cm. O PTV tem comprimento de 8 cm enquanto a estrutura central tem 10cm.

Os objetivos de dose desse teste é dado em duas versões, uma fácil e outra difícil, ambos descritos em termos de D95 e D10 para o alvo e D10 para a estrutura central na tabela 4.

Deve-se realizar medidas de dose pontual no centro da estrutura central (ver figura 11 número 3) e no ponto 2,5 cm anterior a este (ver figura 10 número 4), passando pelo volume alvo. Medidas de distribuição de dose também devem ser feitas nos planos que passam por estes dois pontos (ver figura 10 número 2). O teste considerado difícil foi criado para ter objetivos que não são possíveis de ser alcançados e, portanto, observar o quanto os sistemas podem ser forçados.

Parâmetro de planejamento	Objetivo (cGy) - fácil	Objetivo (cGy) - difícil
PTV D95	5000	5000
PTV D10	<5500	<5500
Estrutura central D10	<2500	<1000

Tabela 4 – Objetivos dosimétricos do teste I4, Alvo em forma C.

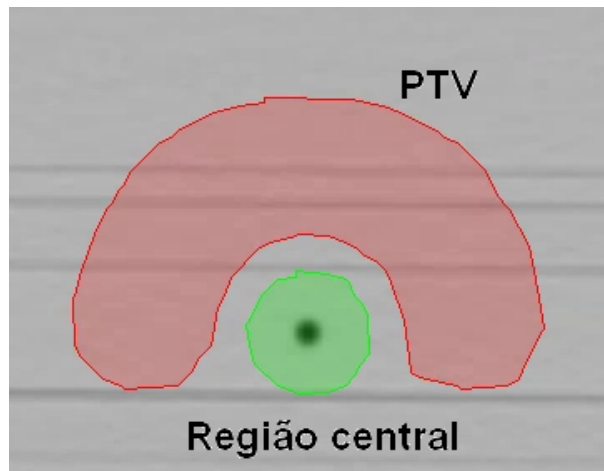


Figura 9 – Representação do teste I4, Alvo em forma de C - região alvo e região central (limitar dose) - figura do TG119 (2).

Todos os cálculos iniciais foram realizados na tomografia fornecida pelo TG119 com as estruturas de cada teste. Após atingir os objetivos de cálculo propostos utilizamos os planos de dose para criar os planos de controle de qualidade. Essa etapa consiste em aplicar o exato movimento do acelerador linear (seja posição estática do gantry ou o giro do mesmo) e das lâminas do MLC e aplicar sobre nossos objetos simuladores para extrair os dados que estamos buscando.

Os dois objetos que utilizamos foram o objeto cilíndrico (ver seção 4.2) para medida de dose pontual e o Matrixx (ver seção 4.3) para medida de distribuição de dose. Ambos possuem imagens tomográficas que foram introduzidas no sistema de cálculo. Sobre estas imagens foram aplicados os planos de dose dos testes. O sistema de cálculo projeta a distribuição de dose nos respectivos objetos simuladores e é desse resultado que retiramos as informações dosimétricas. As figuras 10 e 11 ilustram estes resultados.

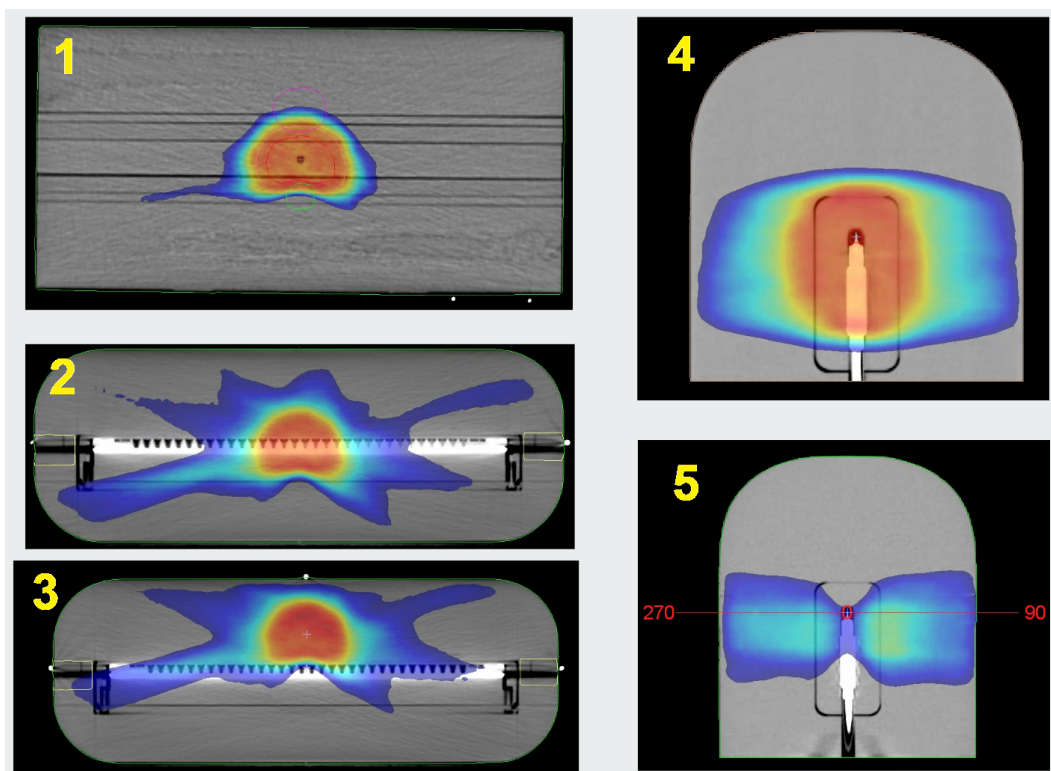


Figura 10 – Representação da distribuição de dose do teste I2 (ver figura 7), próstata, no objeto simulador original fornecido pelo TG119 (número 1), no matrixx (números 2 e 3) e no objeto cilíndrico (números 4 e 5).

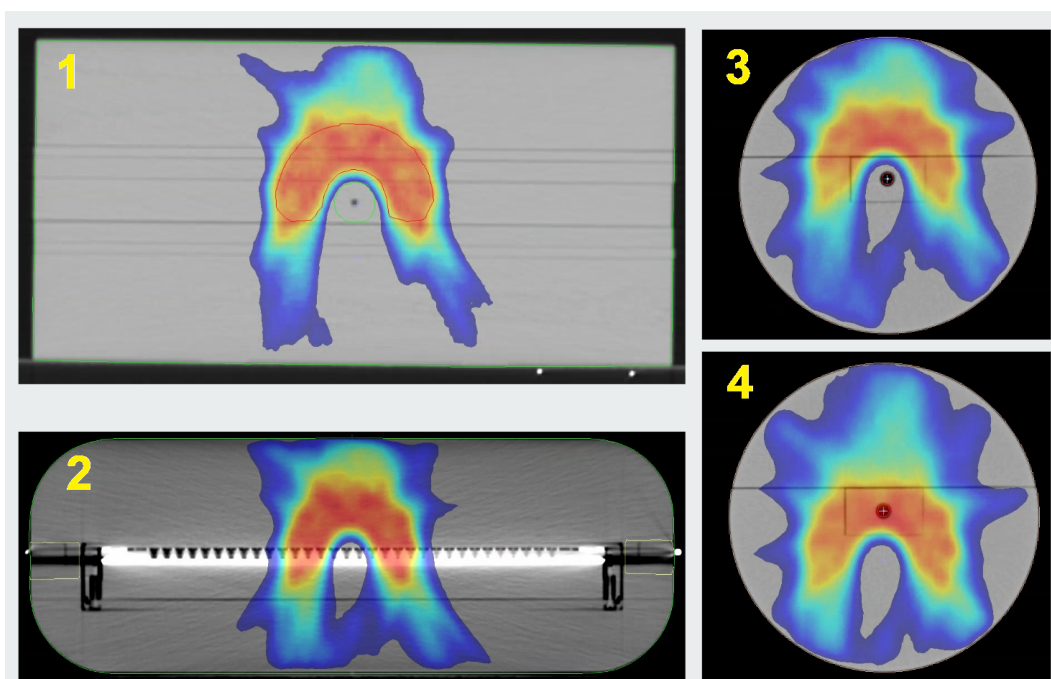


Figura 11 – Representação da distribuição de dose do teste I4 (ver figura 7), alvo em forma C, no objeto simulador original fornecido pelo TG119 (número 1), no matrixx (número 2) e no objeto cilíndrico (números 3 e 4).

Nas figuras 10 e 11 podemos ver a distribuição de dose resultante dos testes teste I2 (ver figura 7) e teste I4 (ver figura 7), alvo em forma C. As cores estão representando a distribuição de dose em escala de cor. Esta escala é crescente da cor mais fria para a mais quente (azul para o vermelho). A cor mais quente (vermelho) alcança em torno de 110% da dose prescrita (220cgy) e a escala vai até a cor mais fria (azul escuro) representando algo como 25% da dose prescrita (50cGy) no objeto simulador do TG119 (número 1 nas figuras). Essa distribuição se altera quando aplicada nos outros objetos devido às particularidades geométricas de cada um.

3.1.1 Análise Gama

Para que seja possível se comparar as distribuições de dose de referência e avaliada é preciso definir as condições em que isso será feito. De forma quantitativa é possível se avaliar a concordância entre os dois planos através da comparação das doses entre eles a partir de um ponto de referência. Esse método indica as regiões em que as diferenças entre as duas distribuições acontecem. Nas regiões de grande gradiente de dose um pequeno deslocamento pode gerar uma grande diferença entre a dose de referência e a avaliada. Nessas regiões é necessário aplicar o conceito de distância até a concordância (DTA - *distance-to-agreement*) na avaliação. Define-se a distância máxima que um ponto de mesma dose pode estar para que seja aceito. As duas avaliações, diferença de dose e DTA, são complementares e utilizadas em conjunto.

Nos estudos realizados por Low et al. (21) e (22) essas técnicas foram generalizadas e se tornaram o teste gama, ou análise gama. Essa técnica permite avaliar de forma rápida os dois critérios descritos anteriormente. Para tanto deve-se definir qual a distância máxima o algoritmo deve procurar pela dose de referência e também a porcentagem de variação na dose será aceita. Em geral usa-se 3%/3mm (diferença de dose / DTA) como padrão, mas poderia ser qualquer valor dentro do limite de tolerância adotado por quem faz a análise (ou mesmo definido por limitações técnicas). Define-se também um limite de dose (threshold) que deve ser avaliado e pode-se definir uma região de interesse para se evitar regiões de baixa dose ou longe do local de interesse.

O cálculo da análise gama resulta em uma porcentagem de pontos que passou nos testes aplicados. Para cada ponto, se o valor gama for menor que 1 significa que a comparação obteve sucesso e o ponto analisado passou em ambos os testes. Quando os valores são maiores que 1 significa que o teste falhou e há necessidade de se analisar todo o contexto. Os limites de tolerância e de ação variam entre instituições (12) e dependem de mais fatores para compor a avaliação. Deve-se, por exemplo, levar em conta a limitação dos equipamentos utilizados e as condições em que as medidas foram realizadas.

3.1.2 Limite de confiança

A avaliação proposta pelo TG 119 (2) tem o objetivo de adquirir uma visão geral do comissionamento para entrega de dose com técnicas moduladas. Desta forma utiliza o conceito estatístico de limite de confiança ((23) para construir índices de comparação para cada parâmetro avaliado. O coeficiente criado é um valor construído estatisticamente.

$$LC = (|MD| + 1,96\sigma) \quad (3.1)$$

O cálculo do limite de confiança, ou intervalo de confiança, resulta da equação (3.1): a médias das diferenças (MD) e o desvio padrão das diferenças multiplicado por 1,96. O desvio (ou variação) de onde se calcula a média utilizada é expressa por $[(DM - DP)/DPr]$, onde DPr é a dose prescrita, DP é a dose calculada e DM é a dose medida. Esta expressão é baseada em distribuição normal e o fator 1,96 compreende o intervalo com coeficiente de confiança de 95%. Quando construímos um limite de confiança estamos tentando encontrar o valor razoável para a média dos valores da nossa amostra. Quanto maior a quantidade de amostras para as quais calculamos o intervalo de confiança, mais próximo estaremos de 95% dos intervalos calculados conterem a verdadeira média. Por definição, quanto maior o número de dados mais precisa é a estimativa da média da amostra. E quanto maior o desvio padrão das amostras, maior o intervalo de confiança. Isso quer dizer que quanto menor o intervalo calculado mais precisa é a nossa estimativa da média (24).

O estudo (TG119) contou com dados de 10 instituições participantes para sua elaboração. Cada instituição realizou separadamente as medidas e os resultados foram utilizados para se calcular os limites de confiança locais e do estudo. Na tabela 5 estão os valores calculados pelo trabalho para cada indicador. A saber:

- Dose pontual absoluta: O TG119 entende como pontos de alta dose os pontos de medida nos alvos de maior dose em cada teste. Já os pontos de baixa dose são os pontos referentes a outras prescrições de dose, regiões de órgãos de risco ou estruturas em que se esteja limitando dose.
- Distribuições de dose composta: é a formada pela somatória de todos os campos que compõe o plano de tratamento.
- Distribuição de dose por campo: distribuição formada individualmente por campo de tratamento IMRT do plano.

Parâmetro avaliado	Limite de confiança
Dose pontual em região de alta dose (alvo)	0,045
Dose pontual em região de baixa dose (fora do alvo)	0,047
Distribuição de dose composta	12,4
Distribuição de dose por campo	7,0

Tabela 5 – Limites de confiança do TG119 para cada tipo de avaliação.

3.2 Monaco® - sistema de planejamento de tratamentos

O TPS utilizado neste trabalho foi o Monaco® (15) versão 5.51.10 da fabricante sueca Elekta. O sistema foi desenvolvido para cálculos de tratamentos radioterápicos realizados sobre tomografia computadorizada. O tratamento mais simples que pode realizar é um tratamento 3D, e pode realizar cálculos de dose com feixes de fótons e de elétrons. Ele foi pensado e otimizado para realizar cálculos de radioterapia de intensidade modulada (IMRT)(25). Para os cálculos de IMRT seu algoritmo é baseado em simulação de Monte Carlo (ver Grofsmid e outros (26)).

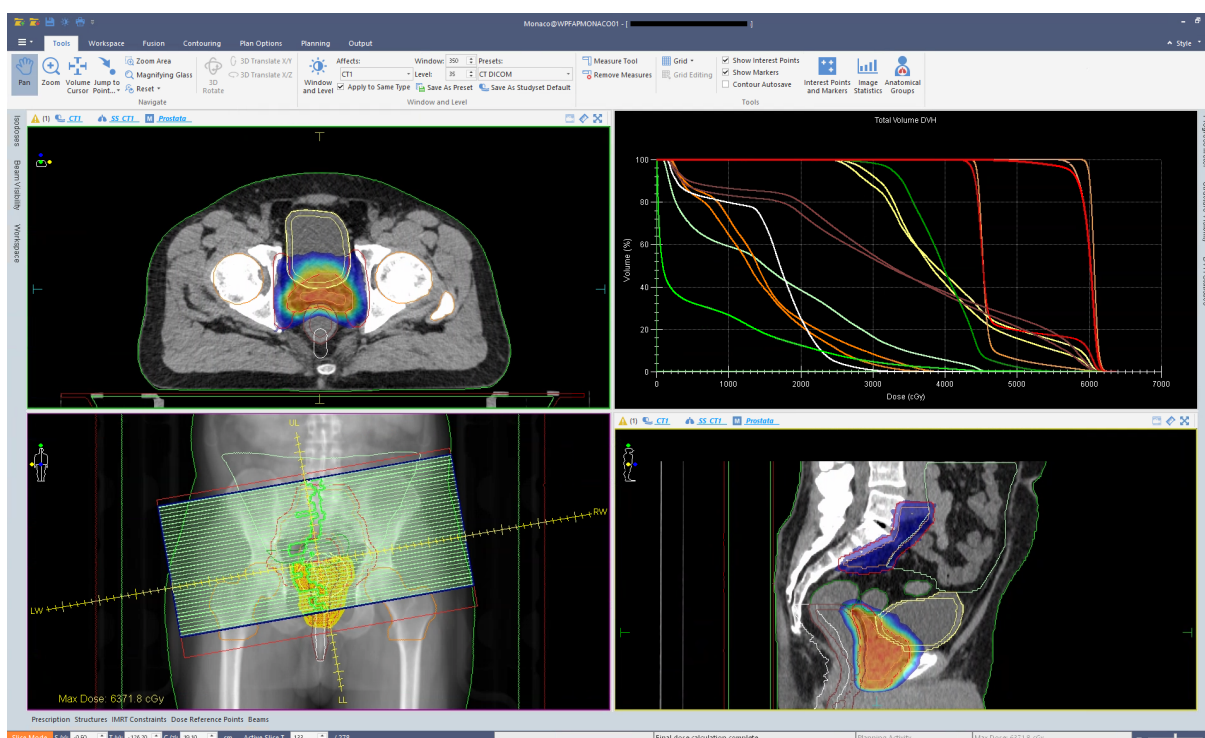


Figura 12 – Interface do sistema de planejamento de radioterapia Monaco®.

3.3 Manual de ajustes pós modelagem dos parâmetros dosimétricos do MLC no Monaco®

O manual de ajuste dos parâmetros de modelagem do MLC fornecido pela Elekta é uma publicação do fabricante para descrever o funcionamento do ajuste da modelagem do MLC no Monaco® (1). O documento descreve como esses parâmetros podem ser ajustados e como proceder com os testes propostos pelo fornecedor.

O fabricante propõe um conjunto de testes chamado *ExpressQAPlan* para serem realizados afim de se ajustar diversos pontos específicos da modelagem. O conjunto *ExpressQAPlan* é composto por 8 testes descritos a seguir na tabela 6.



Figura 13 – Teste de MLC. Representação do teste 3ABUT. 3 Segmentos de 6 cm por 24 cm irradiados sequencialmente para se avaliar as regiões de encontro dos feixes.

Quatro dos testes propostos mostrados na tabela 6 foram utilizados neste trabalho. A justificativa se deve pelo fato de dois dos testes serem apenas campos abertos destinados a se verificar a calibração do feixe (além de planura e simetria) e outros dois serem simulações de campos modulados de tratamentos de cabeça e pescoço que escolhemos desconsiderar visto que decidimos utilizar os testes do TG 119.

Os testes 3ABUT e DMLC1 (figuras 13 e 14) foram desenvolvidos para se avaliar o

Teste	Configuração do feixe	Comentários
3ABUT	3 segmentos de 6x24cm sequenciais	Avaliar MLC <i>offset</i> (ver figura 13)
20x20	Campo 20x20cm	Verificar planura, simetria e resposta do detector
10x10	Campo 10x10cm	Verificar calibração em dose absoluta
DMLC1	Campo 2x20cm deslocando da posição -10cm até +10cm	Avaliar MLC <i>offset</i> (ver figura 14)
HIMRT	IMRT de cabeça e pescoço	Avaliar performance de IMRT estático
HDMLC	DMLC de cabeça e pescoço	Avaliar performance de IMRT dinâmico
7SegA	7 segmentos de 2x24cm	Teste picket fence - avaliar MLC (ver figura 15)
FOURL	4 segmentos em "L" e colimador 20x20cm	Avaliar MLC <i>offset</i> , <i>groove</i> e transmissão (ver figura 16)

Tabela 6 – Teste propostos pelo manual (1) de ajustes para o MLC Agility



Figura 14 – Testes de MLC. Representação do teste DMLC1. Um retângulo de 2 cm por 20 cm varre da posição -10 cm até +10 cm com velocidade constante enquanto o feixe de radiação entrega dose a uma taxa constante.

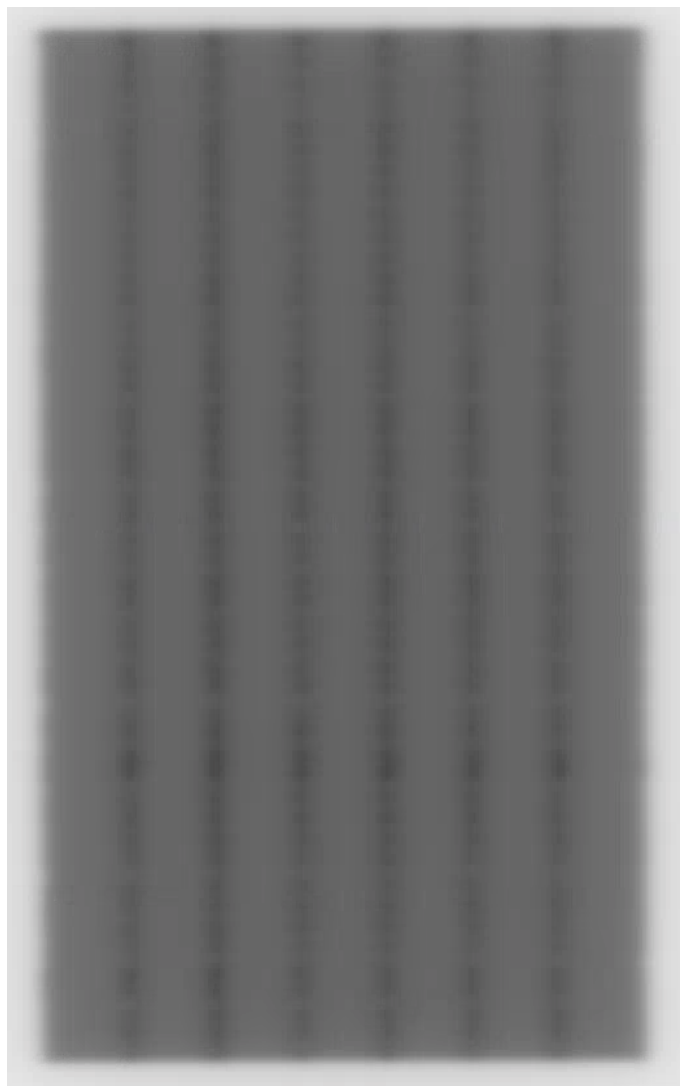


Figura 15 – Testes de MLC. Representação do teste 7SegA. Teste *picket-fence* para avaliar alinhamento das lâminas do MLC.

parâmetro de *Leaf offset*. O *offset* é definido como a diferença entre a posição da lâmina no cálculo de dose e sua posição efetiva (ou posição zero na calibração). Seu ajuste resulta em uma calibração das posições das lâminas do MLC na modelagem. Este parâmetro varia de -0.5mm a +0.5mm e é definido no plano do MLC, não no isocentro. É o parâmetro mais importante de ser ajustado segundo o manual (1), pois sua grande influência sobre o modelo pode resultar em grandes variações de dose no cálculo, principalmente em regiões de baixa dose.

O teste 7SegA (ver figura 15) é um testes padrão para verificar a performance e alinhamento do MLC - teste *picket-fence*. Já o teste FOURL (ver figura 16) avalia três parâmetros: MLC *offset*, transmissão entre lâminas (*leaf groove*) e transmissão do MLC. Ele deve ser realizado após o ajuste feito nos testes 3ABUT e DMLC1.

A tabela abaixo mostra os parâmetros geométricos disponíveis para ajuste no

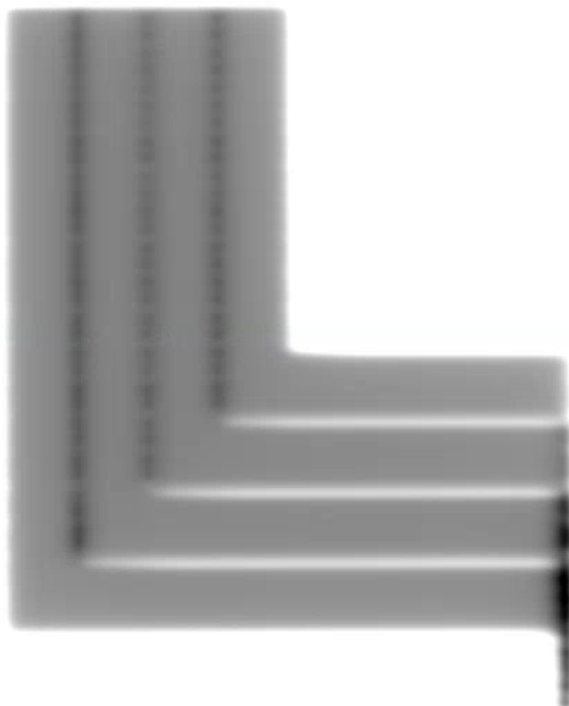


Figura 16 – Testes de MLC. Representação do teste FOURL. Quatro segmentos em formato de L são realizados em sequência para se avaliar MLC *Offset*, transmissão entre lâminas (*leaf groove*) e transmissão do MLC.

Monaco®. Podemos observar que os parâmetros disponíveis para ajuste são os mesmos para todos os modelos de MLC do fabricante. Os parâmetros descritos que possuem o sinal (*) se referem a valores relacionados aos colimadores secundários e portanto não são avaliados nos testes propostos.

A seguir descreveremos brevemente cada parâmetro disponível.

- *Static Leaf Gap (mm)*: separação mínima entre lâminas opostas definida no isocentro.
- *Leaf Transmission*: Valor de transmissão fracionário das lâminas do MLC.
- *Leaf Groove Width (mm)*: Extensão do sulco da lâmina fora dos limites da lâmina.
- *TJaw** *Transmission*: Valor de transmissão para o colimador secundário de direção perpendicular (transverso) ao MLC.
- *PJaw** *Transmission*: Valor de transmissão para o colimador secundário de direção paralelo ao MLC.
- *Interleaf Leakage*: Aumento no valor da transmissão sob as lâminas próximo às regiões limites entre lâminas adjacentes.

Parâmetro geométrico	Valor padrão
Static Leaf Gap (mm)	0.1
Leaf Transmission	0.005
Leaf Groove Width (mm)	0.4
TJaw Transmission	0.0050
PJaw Transmission	1.0
Interleaf Leakage	3.0
Leaf Tip Leakage	1.15
TJaw Tip Leakage	1.03
PJaw Tip Leakage	1.00
TJaw Plane Position (mm)	432.0
PJaw Plane Position (mm)	317.7
TJaw Backscatter	0.0
PJaw Backscatter	0.0
Leaf Offset (mm)	0.0

Tabela 7 – Parâmetros Geométricos padrão do MLC Agility no Monaco®

- *Leaf Tip Leakage*: Parâmetro que corresponde ao controle da curvatura da ponta da lâmina.
- *TJaw* Tip Leakage*: Parâmetro que corresponde ao controle da curvatura do colimador secundário perpendicular ao MLC.
- *PJaw* Tip Leakage*: Parâmetro que corresponde ao controle da curvatura do colimador secundário paralelo ao MLC.
- *TJaw* Plane Position (mm)*: Distância entre a fonte (alvo do feixe de elétrons) e a face superior dos colimadores perpendiculares.
- *PJaw* Plane Position (mm)*: Distância entre a fonte (alvo do feixe de elétrons) e a face superior dos colimadores paralelos.
- *TJaw* Backscatter*: Medida da radiação retroespalhada pelo colimador perpendicular na câmara de unidades monitoras (MU).
- *PJaw* Backscatter*: Medida da radiação retroespalhada pelo colimador paralela na câmara de unidades monitoras (MU).
- *Leaf Offset (mm)*: Diferença entre a posição da lâmina prescrita e o valor atual usado no calculo de dose.

3.4 Metodologia do *Task Group* 218 da AAPM

Neste trabalho utilizaremos o TG218 (*Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218*) como um guia para definição das nossas tolerâncias. Este TG teve como foco produzir recomendações de limites de tolerância para as diferenças encontradas entre doses calculadas e doses medidas. Seu desenvolvimento busca melhoramentos e consistência para a garantia de qualidade de IMRT, além de também tornar os dados de instituições diferentes comparáveis (12).

Limites de ação são definidos, neste trabalho, como o quanto as medidas dos testes de qualidade podem desviar sem causar risco ao paciente. Isto é definido com base em decisão clínica e deve ser avaliado para cada caso. Já os limites de tolerância são definidos como valores limites dentro dos quais um processo é considerado normal. Dentro do limite de tolerância a ação está sujeita apenas a erros aleatórios. Resultados fora destes limites mostram que o sistema está se comportando de maneira fora do esperado e suas causas devem ser investigadas.

Em nosso desenvolvimento utilizamos as recomendações do TG218 como nossos limites de tolerância e ação para as medidas de dose absoluta, a saber, $\leq 2\%$ e $\leq 3\%$ respectivamente. Para as medidas de distribuição de dose utilizamos o seguinte limites de tolerância: taxa de pontos passando no teste gama ser $\geq 95\%$ com 3%/3mm e limitando pontos de até 10% (*dose threshold*). O limite de ação ficou definido como: taxa de pontos passando no teste gama ser $\geq 90\%$ com 3%/3mm e limitando pontos de até 10% (*dose threshold*). O TG218 recomenda um critério de gama um pouco diferente, 3%/2mm ao invés dos 3%/3mm como definimos. O valor escolhido para nossas avaliações foi escolhido por já ser o parâmetro utilizado clinicamente com o equipamento utilizado em nossa instituição - Matrixx[®] (ver seção 4.3).

4 Materiais e métodos

A metodologia desenvolvida ao longo deste trabalho consiste na adaptação de duas outras metodologias. A primeira consiste na realização das medidas objetivas da entrega de dose de radiação pelo equipamento analisado. Para esta etapa foi utilizado o TG 119(2) (seção 3.1). A segunda metodologia foi o manual de ajustes fornecido pelo fabricante (1) (seção 3.3). Ambas foram utilizadas de forma paralela para encontrar um ponto ótimo de entrega de dose pelo equipamento que nos satisfizesse em termos clínicos. Nessa proposta foi utilizado o método de avaliação do comissionamento (TG119) para otimizar o ajuste proposto pelo manual do fabricante. Serão descritos a seguir cada um dos equipamentos utilizados para a realização das medidas e análises necessárias para a realização deste trabalho.

O equipamento analisado neste trabalho é um acelerador linear clínico modelo Versa HD[®] (4) da fabricante sueca Elekta (27) (figura 2). O aparelho que recebemos possui três energias diferentes de fótons e quatro de elétrons. Há cinco modos para entrega de energias de fótons: 6MV, 10MV, 15MV, 6MV FFF (*Flatness Filter Free*) e 10MV FFF.

O equipamento conta com colimador multifolhas (MLC – *multi leaf colimator*) modelo Agility[®] (5). Este dispositivo possui 160 folhas que se interdigitam (ver figura 17) e possuem 0.5cm de espessura no isocentro¹. A transmissão de radiação pelo MLC é menor que 0,5% (28) e o equipamento atua em toda a abertura do cabeçote (40cmx40cm). Este colimador também possui o recurso de simular virtualmente folhas de colimação de 1mm no isocentro para os alvos menores, tornando as possibilidades de uso do equipamentos bastante abrangentes.

Com esses recursos é possível realizar tratamentos com feixes de radiação modulados pelo MLC em diversas técnicas. No presente trabalho, o recorte escolhido se concentra nas técnicas de VMAT para alvos únicos.

Todos os cálculos necessários foram desenvolvidos no sistema de planejamento Monaco[®] (15) (seção 3.2) do mesmo fabricante. Os parâmetros de cálculo utilizados foram grade de 0,3 cm (*grid size*) e 1% de incerteza estatística por ponto de controle. O cálculo prévio de dose esperada em cada teste realizado foi obtido medindo-se, no TPS, a dose média no volume da cavidade da câmara de ionização utilizada.

¹ Khan (2014) (17) define o isocentro como o ponto de encontro dos eixos de rotação do cabeçote (*gantry*) e do colimador de um acelerador linear

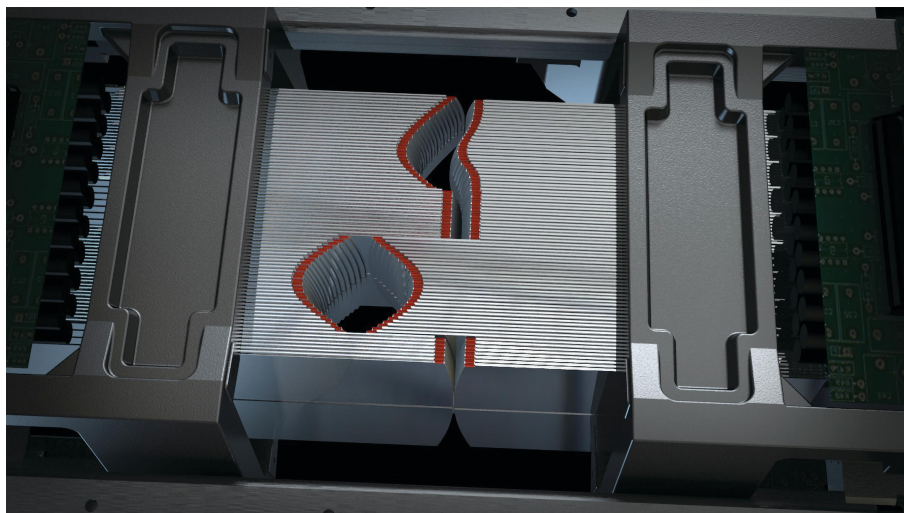


Figura 17 – A interdigitação das lâminas do MLC se caracteriza pela possibilidade de lâminas opostas se encaixarem formando regiões abertas ou fechadas em posições diferentes do equipamento.

4.1 Verificação inicial

Para testar a modelagem do sistema de planejamento realizamos inicialmente algumas medidas de dose em diferentes profundidades para verificar a concordância dos dados fornecidos pelo fabricante. Foram também realizadas medidas para diferentes tamanhos de campos além de medidas fora do eixo de radiação. Essas medidas foram realizadas para cada energia separadamente.

4.2 Medição de dose pontual absoluta

O feixe de fótons do Versa HD[®] é calibrado mensalmente utilizando-se um conjunto dosimétrico padrão recomendado pelo TRS-398 (10), protocolo adotado por nossa instituição. Trata-se de um eletrômetro IBA modelo Dose2 (29) e uma câmara de ionização modelo SNC600c (30) (*Sun Nuclear Corporation*) de 0,6cm³ calibrados no laboratório do IRD².

Para a realização das medidas de dose pontual utilizamos uma câmara de ionização (CI) PTW modelo Semiflex de 0,125cm³ (7). Este modelo de CI é recomendada para este fim pelo TG119 (2) e também por outros trabalhos como (31), (32) e (33).

Essa câmara de ionização foi utilizada em conjunto com um objeto simulador cilíndrico desenvolvido pela equipe de física do hospital há alguns anos. Trata-se de um objeto cilíndrico de 15,8 cm de diâmetro que permite posicionamento da CI em seu centro. Abaixo há foto do objeto e em detalhes o arranjo dos dois objetos, figuras 19 e 20. Seu

² Instituto de Radioproteção e Dosimetria <<https://www.gov.br/ird/pt-br>>.



Figura 18 – CI PTW semiflex de $0,125\text{cm}^3$ (7)

posicionamento foi realizado utilizando técnica guiada por imagem volumétrica (CBCT - *cone beam computed tomography*).

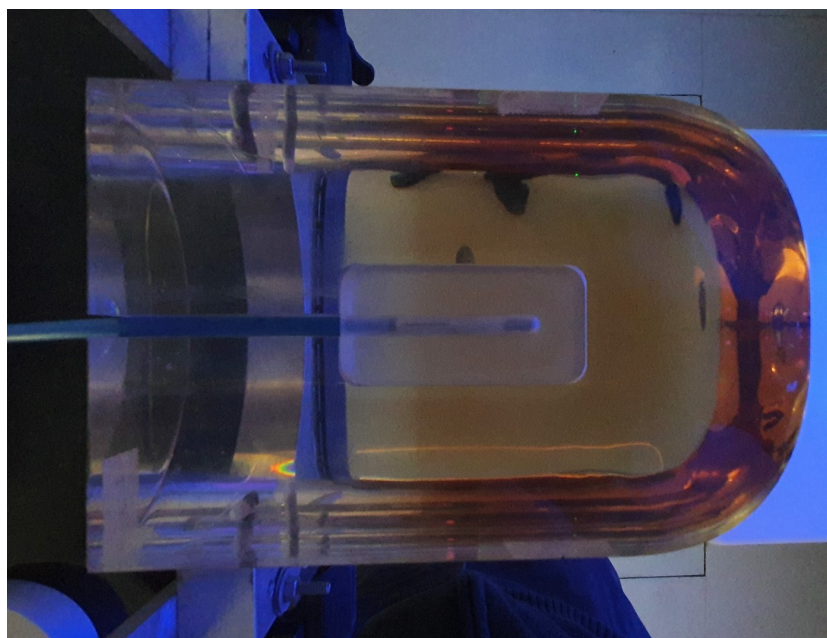


Figura 19 – Objeto simulador cilíndrico utilizado para realizar as medidas de dose pontual.
Fonte: o autor.

4.3 Medição da distribuição de dose

Para realizar as medidas de distribuição de dose em planos coronais utilizamos a matriz de câmaras de ionização Matrixx[®] fabricada pela IBA dosimetry (8), representado na figura 21. Trata-se de uma matriz de $24,4\text{cm}$ por $24,4\text{cm}$ com 1020 sensores arranjados em um quadrado de 32×32 (exceto pelas posições das quinas). Cada detector é uma câmara de ionização de $4,5\text{mm}$ de diâmetro e 80mm^3 de volume. A distância entre os centros das câmaras é de $7,62\text{mm}$. Para melhorar a leitura das distribuições de dose em arco utilizaremos juntamente com este equipamento um objeto simulador sólido de material equivalente a água em formato plano com os cantos cilíndricos. Este equipamento chamado

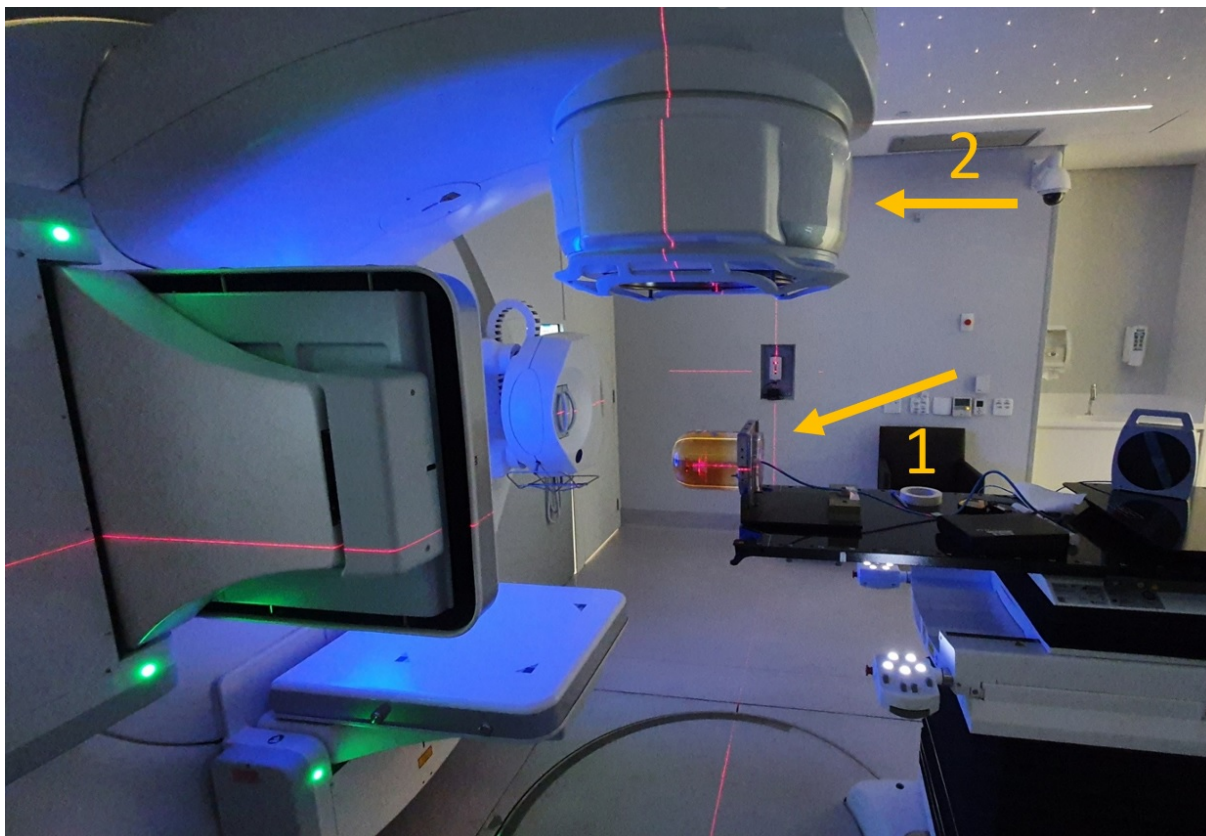


Figura 20 – Objeto simulador cilíndrico posicionado no acelerador linear (AL). A seta 1 indica o objeto simulador sobre a mesa do AL. A seta 2 indica o cabeçote / gantry do equipamento. Fonte: o autor.

Miniphantom foi feito para ser utilizado juntamente com o Matrixx[®] (8) para simular o formato de um paciente e realizar as medidas de radioterapia com técnicas rotacionais.



Figura 21 – Matrixx[®] e Matrixx[®] com o Miniphantom (8).

Este equipamento utiliza uma plataforma chamada *myQA* (34) onde são armazenados todos os dados relacionados às medidas realizadas. Ele oferece um módulo chamado *myQA Patient* onde é possível realizar análise gama (seção 3.1.1) da distribuição de dose

medida pelo usuário. Os parâmetros utilizados foram de 3% de diferença de dose e 3mm DTA levando em consideração doses de até 10% da dose máxima (*threshold*).

4.4 Metodologia desenvolvida

Nesta seção explicaremos como funciona a metodologia desenvolvida e como foi aplicada no estudo.

O ajuste do *Leaf Offset* foi realizado seguindo-se a metodologia descrita no fluxograma representado na figura 22. A região azul do fluxograma nos mostra a fase inicial do processo. São elas: os cálculos dos testes do TG119 (etapa 1), medidas de dose absoluta para cada ponto estabelecido (etapa 2) e a comparação dos resultados obtidos nas medidas com os valores calculados (etapas 3 e 4). Após observar que a concordância entre dose medida e dose calculada não estava satisfatória realizamos os testes propostos pelo manual do fabricante (1). O teste 3ABUT (figura 23) (etapa 5 do fluxograma, região amarela) e nossas medidas nos mostravam que o as doses calculadas estavam maiores do que as medidas (etapa 3 do fluxograma, região azul), e portanto, deveríamos alterar o parâmetro *Leaf Offset* para um valor maior (etapa 6).

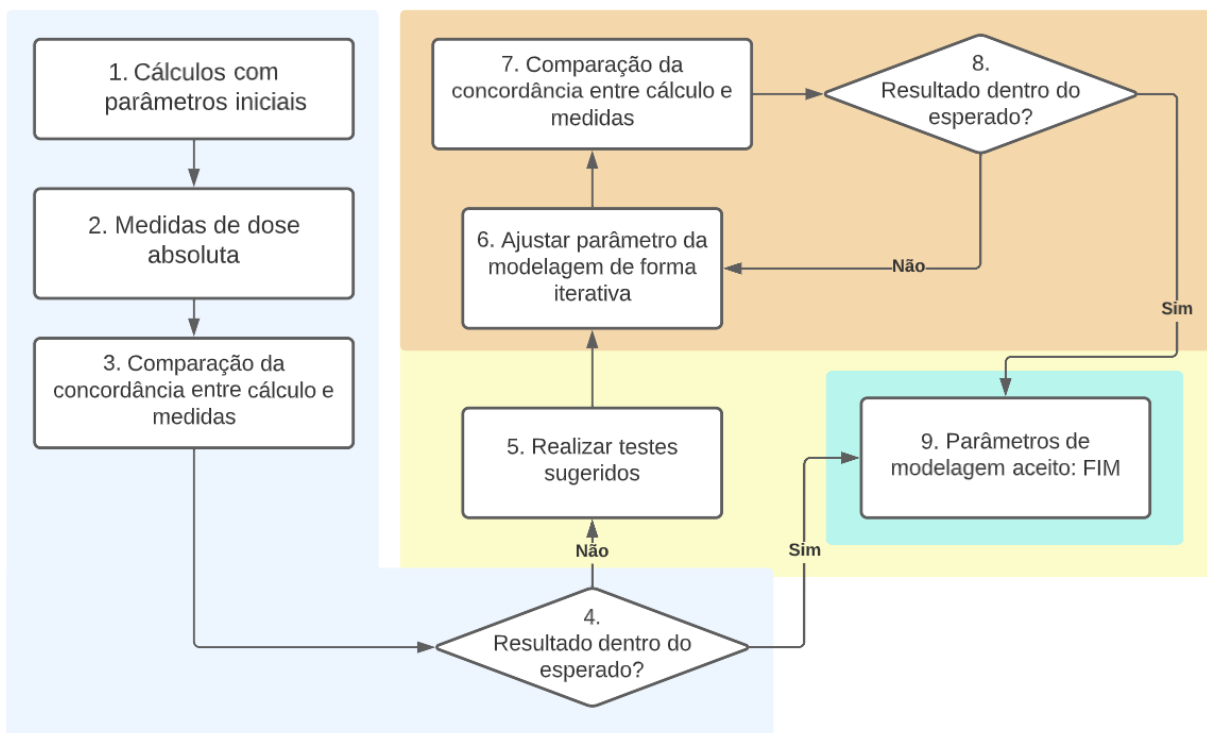


Figura 22 – Fluxograma ilustrando passos da metodologia utilizada neste trabalho. Fonte: o autor.

Após observar as tabelas que tratam dos valores do parâmetro no manual esco-

lhemos um valor inicial e então recalculamos os testes. Os novos valores de dose pontual esperada foram então comparados aos valores já medidos para verificar sua influência no resultado final. Devemos ressaltar que o Monaco[®] (15) permite alterar esses parâmetros e simplesmente refazer os cálculos já realizados em planejamentos anteriores. Isso nos permite ganhar tempo, já que não é preciso recomeçar o processo do início. Dessa forma podemos alterar o parâmetro estudado várias vezes e comparar os resultados até encontrar um valor otimizado de cálculo que seja coerente com os valores medidos. Esta etapa está destacada no fluxograma na região laranja (etapas 6, 7 e 8) e trata da etapa iterativa do processo.

Chegando-se em um resultado satisfatório (etapa 9, região verde) o valor do parâmetro foi inserido no software e passou a ser o parâmetro utilizado na rotina. O capítulo a seguir contará com a apresentação e análise dos resultados obtidos.

5 Resultados

Quanto aos resultados do presente trabalho, inicialmente realizamos os cálculos e medidas para os testes propostos pelo TG119 com os parâmetro de MLC como vieram do fabricante. A localização do objeto simulador utilizado nas medidas de dose absoluta foi realizada utilizando-se técnica de imagem volumétrica CBCT (*Cone beam computerized tomography*). Durante essas medidas observamos algumas diferenças importantes entre as doses calculadas e as medidas como mostrado na seção 5.2. Os resultados apresentados referem-se às medidas realizadas com as energias de 6MV, 10MV e 15MV (com filtro aplainador).

5.1 Verificação inicial

Foram realizadas algumas medidas para verificar a correta introdução dos dados no TPS. Verificamos dose em profundidade e fator *output*. Esses dados foram verificados calculando-se e medindo-se alguns campos simétricos quadrados em diferentes profundidades no eixo central do feixe de radiação. Foram também realizadas medidas fora do eixo (medidas a 3 cm (6MV) e 5 cm (10MV e 15MV) do eixo na direção X - deslocamento lateral).

Abertura (cm)	Profundidade	Calculado (cGy)	Medido (cGy)	Diferença (%)
10 x 10	8 cm	74,6	74,8	0,3%
	18 cm	43,9	44,0	0,3%
	8 cm, x+3	74,6	74,5	0,1%
	18 cm, x+3	43,9	43,5	0,9%
15 x 15	8 cm	78,3	79,0	0,3%
	18 cm	47,9	47,8	0,2%
	8 cm, x+3	78,3	79,0	0,9%
	18 cm, x+3	47,9	47,8	0,3%
25 x 25	8 cm	82,8	83,5	0,8%
	18 cm	51,9	52,2	0,2%
	8 cm, x+3	82,8	83,4	0,7%
	18 cm, x+3	51,9	52,4	1,0%

Tabela 8 – Medidas de dose em profundidade com diferentes tamanhos de campo na energia de 6MV realizadas para garantir a correta introdução dos dados no TPS.

Abertura (cm)	Profundidade	Calculado (cGy)	Medido (cGy)	Diferença (%)
10 x 10	8 cm	79,1	79,5	0,5%
	18 cm	50,0	50,2	0,4%
15 x 15	8 cm	82,3	82,8	0,7%
	18 cm	53,5	53,5	0,0%
	8 cm, x+5	83,8	83,2	0,7%
25 x 25	18 cm, x+5	53,2	53,1	0,1%
	8 cm	85,4	85,9	0,6%
	18 cm	56,7	57,0	0,5%
	8 cm, x+5	88,3	87,6	0,8%
	18 cm, x+5	57,3	57,7	0,6%

Tabela 9 – Medidas de dose em profundidade com diferentes tamanhos de campo na energia de 10MV realizadas para garantir a correta introdução dos dados no TPS.

Abertura (cm)	Profundidade	Calculado (cGy)	Medido (cGy)	Diferença (%)
10 x 10	8 cm	83,1	82,4	0,9%
	18 cm	54,2	53,7	0,8%
15 x 15	8 cm	86,1	85,2	1,0%
	18 cm	56,9	56,7	0,4%
	8 cm, x+5	86,7	85,9	0,9%
25 x 25	18 cm, x+5	56,9	56,7	0,4%
	8 cm	89,0	88,2	0,9%
	18 cm	60,5	60,0	0,8%
	8 cm, x+5	90,9	90	1,0%
	18 cm, x+5	60,8	60,3	0,8%

Tabela 10 – Medidas de dose em profundidade com diferentes tamanhos de campo na energia de 15MV realizadas para garantir a correta introdução dos dados no TPS.

5.2 Resultados das medidas iniciais

Os cálculos iniciais foram realizados com os parâmetros de MLC padrão como vieram do fabricante (tabela 7). Tendo alcançado os objetivos dos planos propostos pelo TG 119 iniciamos as medidas de dose pontual absoluta em cada um dos pontos conforme descrito na seção 3.1.

As tabelas 11 e 12 mostram os valores iniciais encontrados para a energia de 6 MV. Todos os valores variaram mais que 2% dos valores calculados anteriormente, chegando a 4% de variação. Já as tabelas 15 e 16 se referem às medidas realizadas com energia de 15

MV. Nesta segunda energia chegamos a encontrar, inicialmente, variações de até 8% do valor esperado.

Em cada tabela, para cada teste realizado, temos o nome do teste, o ponto de medida (Local), o valor de dose prescrita (DPr), a dose calculada no planejamento naquele ponto (DP), a dose medida (DM) e a variação entre elas definida como $[(DM - DP)/DPr]$. Os resultados apresentados estão organizados em duas tabelas sendo 11 e 15 referentes aos pontos de alta dose e 12 e 16 aos pontos de baixa dose. Como já descrito na seção 3.1.2 o TG119 entende como pontos de alta dose os pontos de medida nos alvos de maior dose em cada teste. Já os pontos de baixa dose são os pontos referentes a outras prescrições de dose, regiões de órgãos de risco ou estruturas em que se esteja limitando dose. Em geral os pontos de baixa dose estão localizados em regiões com maior gradiente de dose. Por outro lado os pontos de alta dose em geral estão em regiões de baixo gradiente de dose.

5.2.1 Energia 6MV

Resultado das medidas propostas pelo TG119 nos pontos de dose alta (tabela 11) e dose baixa (tabela 12) na energia de 6MV. O ponto com valores de maior variação entre cálculo e planejamento apresentaram em torno de 6,5% de diferença. Os limites de confiança encontrados foram 0,077 e 0,074. Os valores encontrados mostram que, para estes dados, em torno de 93,5% dos dados está dentro do limite de confiança de 95%.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Varição
<i>Multitarget</i>	Isocentro	200	234,1	238,5	0,022
Prostata	Isocentro	200	260,6	266,4	0,029
Cabeça e pescoço	Isocentro	200	231,7	237,5	0,029
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	252,0	265,5	0,067
				Média	0,037
				σ	0,021
				LC	0,077

Tabela 11 – Resultados das medidas de dose pontual nas áreas de alta dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Alvo superior	200	136	140,73	0,0236
<i>Multitarget</i>	Alvo inferior	200	84,5	88,7	0,021
Prostata	Reto	200	79,6	72,2	-0,037
Cabeça e pescoço	Medula	200	154,1	162,2	0,0404
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	42,0	47,4	0,0268
				Média	0,015
				σ	0,030
				LC	0,074

Tabela 12 – Resultados das medidas de dose pontual nas áreas de baixa dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$.

5.2.2 Energia 10MV

Abaixo seguem os resultados das medidas nos pontos de dose alta (tabela 13) e dose baixa (tabela 14) na energia de 10MV. Os valores com maior variação entre cálculo e planejamento apresentaram em torno de 4% de diferença máxima. Os limites de confiança encontrados foram 0,035 e 0,044. Os valores encontrados mostram que, para estes dados, em torno de 95,5% dos dados está dentro do limite de confiança de 95%.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Isocentro	200	237,8	236,9	0,005
Prostata	Isocentro	200	257,3	254,5	0,014
Cabeça e pescoço	Isocentro	200	236,9	232,9	0,020
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	253,1	247,3	0,030
				Média	0,017
				σ	0,009
				LC	0,035

Tabela 13 – Resultados das medidas de dose pontual nas áreas de alta dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Alvo superior	200	124,7	125,3	-0,003
<i>Multitarget</i>	Alvo inferior	200	72,8	75,5	-0,013
Prostata	Reto	200	74,8	82,9	-0,040
Cabeça e pescoço	Medula	200	154,7,9	157,5	-0,014
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	43,3	41,3	0,010
				Média	-0,012
				σ	0,017
				LC	0,044

Tabela 14 – Resultados das medidas de dose pontual nas áreas de baixa dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$.

5.2.3 Energia 15MV

Resultado das medidas propostas pelo TG119 nos pontos de dose alta (tabela 15) e dose baixa (tabela 16) na energia de 15MV. Os valores com maior variação entre cálculo e planejamento apresentaram em torno de 8% de diferença. Os limites de confiança encontrados foram 0,128 e 0,083. Os valores encontrados mostram que em torno de 87% dos pontos está dentro do limite de confiança de 95%. Já para os pontos de dose baixa esse valor é de 91,7% está dentro do limite de confiança.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Isocentro	200	232,5	244,38	0,059
Prostata	Isocentro	200	246,6	263,8	0,0862
Cabeça e pescoço	Isocentro	200	225,5	239,4	0,069
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	232,8	255,19	0,119
				Média	0,0818
				σ	0,0229
				LC	0,1278

Tabela 15 – Resultados das medidas de dose pontual nas áreas de alta dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Alvo superior	200	135,7	143,7	0,04
<i>Multitarget</i>	Alvo inferior	200	62,5	68,03	0,0277
Prostata	Reto	200	79,6	79,39	-0,001
Cabeça e pescoço	Medula	200	159,9	170,84	0,0697
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	42,1	48,40	0,0315
				Média	0,0336
				σ	0,0254
				LC	0,0834

Tabela 16 – Resultados das medidas de dose pontual nas áreas de baixa dose. Na tabela temos dose prescrita (DPr), a dose calculada (DP) e a dose medida (DM). A variação é definida como $[(DM - DP)/DPr]$.

5.2.4 Discussão sobre os resultados iniciais

As medidas apresentadas apresentaram diferença importante quando comparadas aos valores calculados. Para a energia de 6MV e 10MV pudemos notar diferenças que chegaram a 6,5% e 4%, respectivamente, nas duas regiões analisadas. Esperávamos variações menores que 3% (limite de ação) ao menos nas regiões de alta dose (alvos) por se tratarem de distribuições homogêneas e portanto com baixo gradiente de dose. As regiões de baixa dose (fora do alvo) em geral apresentam maior gradiente de dose e isso pode levar a maiores incertezas nas medidas.

Os valores das médias das variações para a energia de 6MV foram de 0,037 e 0,015 respectivamente para pontos de alta dose e baixa dose. Com desvio padrão de 0,02 e 0,03 respectivamente, resultando em LCs de 0,077 e 0,074. Nesta energia a maior média foi encontrada entre os dados de medidas em pontos de alta dose - 6,7% - valor acima do nosso limite de ação estabelecido.

Para a energia de 10MV os dados para regiões de alta e baixa dose foram respectivamente médias de 0,017 e 0,012, desvios de 0,009 e 0,017 e LCs de 0,035 e 0,044. Para esta energia os dados encontrados estão dentro dos limites de tolerância e ação estabelecidos.

Na energia de 15MV encontramos até 8% de diferença na região de alta dose, diferença maior que a máxima encontrada na região de baixa dose (7%). Os valores das médias para os dados de alta dose e baixa dose foram 0,082 e 0,034, tendo desvios de 0,023 e 0,025 respectivamente. Os LCs foram de 0,128 e 0,083. Esses valores se destacam por estarem acima dos limites de ação estabelecidos, e portanto, indicando uma baixa concordância entre valores calculados e valores medidos.

5.3 Medidas propostas pelo Manual de ajustes do MLC

Por termos encontrado valores de variações maiores que 3% (nosso limite de ação) em todas as energias decidimos por seguir com as instruções do manual do Monaco (1)(seção 3.3) e realizar o teste principal (3ABUT, ver figura 13)

Para a realização das medidas propostas utilizamos o equipamento de imagem portal eletrônico que o acelerador linear possui. O equipamento tem resolução espacial de 0,4mm o que o faz ideal para este tipo de medida.

Após a realização do teste 3ABUT obtivemos o seguinte resultado:

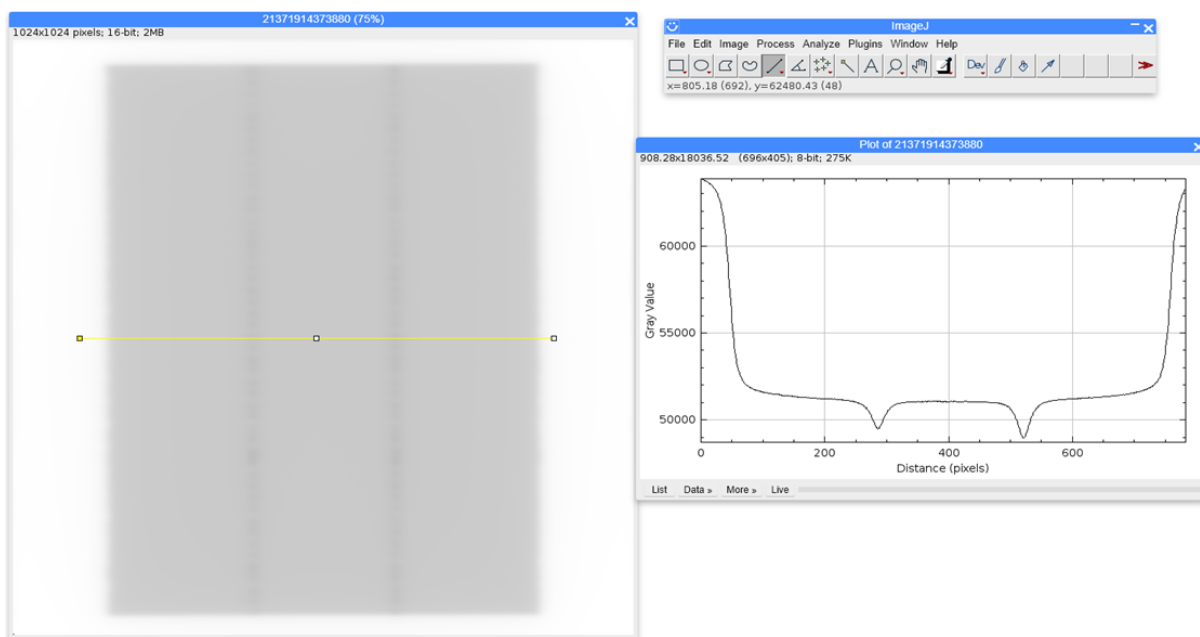


Figura 23 – Teste 3ABUT energia 6X. À esquerda imagem resultante da medida realizada e à direita perfil traçado no eixo central horizontal da figura através da aplicação ImageJ (9)

A figura 23 mostra à esquerda a imagem obtida pelo EPID e à direita um gráfico que representa o valor de grau de cinza da figura (DICOM) no perfil traçado pela linha amarela. Essa imagem foi gerada utilizando-se o software ImageJ (9) analisando diretamente a imagem DICOM gerada pelo equipamento. O grau de cinza apresentado se relaciona com a dose entregue em cada região. Quanto mais escuro o cinza mais dose foi medida pelo equipamento. Imagens semelhantes foram geradas para todas as energias estudadas e apresentaram as mesmas características.

A imagem é formada por 3 campos retangulares de 6 por 24 centímetros e mostra claramente que a posição de junção de campos possui cor mais escura. Isso indica que o equipamento registrou mais dose nessas posições do que nas outras regiões dos campos.

Isto está relacionado ao parâmetro de *offset* do MLC e indica que possui um valor positivo. Como visto na tabela 7 o valor padrão inicial deste parâmetro foi 0 mm. Desta forma o sistema de planejamento esperava que não houvesse sobreposição de campo na posição de junção mas observamos o contrário. O manual evidencia que este parâmetro possui uma grande influência dosimétrica no sistema. Como foi observado o desvio encontrado se refere a maior dose medida em relação à calculada na maioria dos casos. A partir desta concordância alteramos o parâmetro referido a fim ajustar a dose calculada à dose medida.

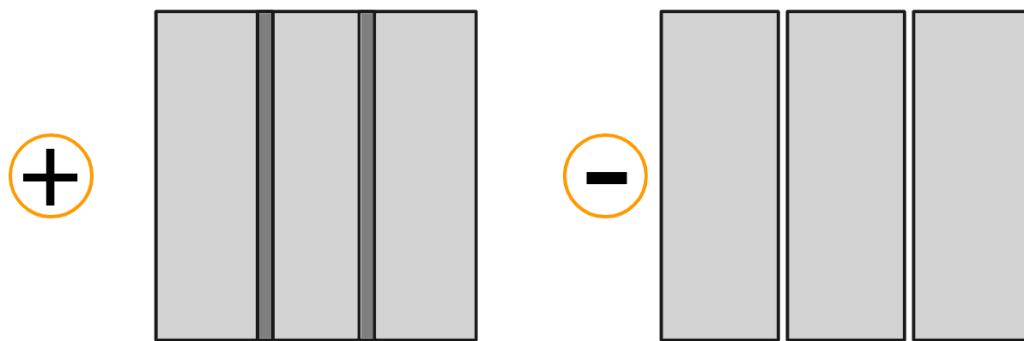


Figura 24 – Representação dos resultados para *MLC Offset* positivo (esquerda) e negativo (direita) no teste 3ABUT.

Na figura 24 ilustramos como seriam os resultados para *MLC Offset* positivo (esquerda, junção de campos mais escura, região com mais dose) e negativo (direita, junção de campos mais clara, região com menos dose) no teste 3ABUT. Os leitores podem observar que a região de encontro dos feixes retangulares nos indica a posição das lâminas do MLC. Quando há sobreposição das regiões irradiadas temos como resultado uma região um pouco mais escura, como representado à esquerda na figura 24 e também em nossos testes (figuras 23 e 13). Quando há uma pequena distância entre os retângulos irradiados podemos notar uma região mais clara no local de encontro, como mostrado na figura à direita na figura 24.

5.4 Ajuste iterativo do MLC *Offset*

Afim de ilustrar o processo de iteração para obtenção de um valor adequado do *MLC Offset* apresentamos nas tabelas 17 e 18 os resultados encontrados no processo descrito na seção 5.4. Nas tabelas mostramos as médias, desvios e LCs resultantes para alguns valores de *MLC Offset*.

MLC <i>Offset</i> (mm)	0,15	0,17	0,18	0,19	0,25
Teste	Variação	Variação	Variação	Variação	Variação
<i>Multitarget</i> - iso	0,020	0,017	0,017	0,017	0,006
Prostata - alvo	0,020	0,12	0,011	0,014	-0,004
Cabeça e pescoço - alvo	0,010	0,014	0,006	-0,001	-0,013
C - fácil - alvo	0,007	0,014	0,010	0,004	-0,012
C - difícil - alvo	-0,001	-0,002	-0,007	-0,013	-0,037
Média	0,015	0,009	0,007	0,004	-0,012
σ	0,008	0,008	0,009	0,012	0,016
LC	0,031	0,025	0,025	0,028	0,043

Tabela 17 – Ajuste iterativo para energia de 15MV. Variações (%) encontradas para diferentes MLC *Offsets*.

MLC <i>Offset</i> (mm)	0,15	0,17	0,18	0,19	0,25
Teste	Variação	Variação	Variação	Variação	Variação
<i>Multitarget</i> - sup	0,015	0,012	0,008	0,008	0,001
<i>Multitarget</i> - inf	-0,007	-0,009	-0,010	-0,011	-0,02
Prostata - reto	0,009	0,003	-0,005	-0,003	-0,024
Cabeça e pescoço - medula	0,011	0,007	0,005	0,003	-0,012
C - fácil - 2,5cm do alvo	0,020	0,005	0,007	0,005	-0,005
C - difícil - 2,5 cm do alvo	0,003	0,001	-0,001	-0,002	-0,013
Média	0,006	0,003	0,002	0,001	-0,012
σ	0,008	0,007	0,006	0,007	0,009
LC	0,021	0,017	0,014	0,015	0,030

Tabela 18 – Ajuste iterativo para energia de 15MV. Variações (%) encontradas para diferentes MLC *Offsets*.

Podemos observar que a diminuição do valor do LC acontece com a diminuição dos valores de variação. Isso sinaliza uma melhor correlação entre valores calculados e valores medidos e sugere que nos aproximamos do valor para o parâmetro MLC *Offset* do nosso sistema. Os três valores centrais nas tabelas mostram os menores LCs encontrados, já os demais ilustram valores um pouco mais distantes. Foram realizadas cerca de 15 iterações para cada energia estudada.

5.5 Medidas finais de dose pontual

5.5.1 Energia 6MV

Após ajustar o *Leaf Offset* do MLC iterativamente encontramos o melhor valor para concordância entre os dados em 0.18mm. A tabela 19 mostra os resultados das medidas de

dose pontual nos pontos de alta dose nos PTVs dos testes realizados e a tabela 20 mostra os resultados das medidas de dose pontual nos pontos de baixa dose.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Varição
<i>Multitarget</i>	Isocentro	200	237,4	237,66	0,0013
Prostata	Isocentro	200	267	265,87	-0,0057
Cabeça e pescoço	Isocentro	200	236,6	235,47	-0,0057
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	256,6	260,54	0,0197
C - difícil	2,5cm anterior ao isocentro	200	259,9	256,51	-0,0169
				Média	-0,0015
				σ	0,0135
				LC	0,0279

Tabela 19 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose para energia de 6MV.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Varição
<i>Multitarget</i>	Alvo superior	200	142,66	144,7	0,0107
<i>Multitarget</i>	Alvo inferior	200	89,28	89,28	0,0104
Prostata	Reto	200	87,7	91,97	0,0213
Cabeça e pescoço	Medula	20	169,9	167,92	0,0099
C - fácil	Isocentro ao isocentro	200	45,3	45,98	0,0034
C - difícil	Isocentro ao isocentro	200	40,1	40,12	0,0001
				Média	0,0060
				σ	0,0107
				LC	0,0269

Tabela 20 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose para energia de 6MV.

Podemos observar que os valores encontrados variaram em torno de 1% ou menos dos valores calculados. Isto mostra a grande influência deste parâmetro nos cálculos realizados com dose modulada. É importante também observar que o LC de ambas coleções de pontos foi bastante alterado. Para os pontos de alta dose o valor de LC foi de 0,0774 para 0,0279. Para os pontos de baixa dose os valores foram de 0,0736 para 0,0269. Ambos agora menores que o LC calculado pelo TG119 utilizando os dados das clínicas de referência - a saber, para altas doses 0,045 e baixas doses 0,047.

Com valores de dose pontual absoluta com maior precisão seguimos para as medidas de distribuição de dose planar.

5.5.2 Energia 10MV

Após simular iterativamente o cálculo com novos valores para o *offset* do MLC encontramos o melhor valor para concordância entre os dados em 0.18mm. A tabela 21 mostra os resultados das medidas de dose pontual nos pontos de alta e a tabela 22 mostra os resultados das medidas de dose pontual nos pontos de baixa dose.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Isocentro	200	237,8	237	0,004
Prostata	Isocentro	200	2257,3	255,1	0,011
Cabeça e pescoço	Isocentro	200	237	233,4	0,018
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	253,1	247,8	0,026
C - difícil	2,5cm anterior ao isocentro	200	258,4	256,5	0,010
				Média	-0,014
				σ	0,009
				LC	0,031

Tabela 21 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose para energia de 10 MV.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Alvo superior	200	124,8	124,5	0,001
<i>Multitarget</i>	Alvo inferior	200	72,8	75,6	-0,014
Prostata	Reto	200	74,8	80,7	-0,029
Cabeça e pescoço	Medula	20	157,7	157,4	-0,014
C - fácil	Isocentro ao isocentro	200	43,3	40,1	0,016
C - difícil	Isocentro ao isocentro	200	46,3	46,1	-0,009
				Média	0,006
				σ	0,016
				LC	0,037

Tabela 22 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose para energia de 10MV.

Podemos observar que para esta energia também podemos ver que os novos valores estão mais adequados que os anteriores. É importante observar que o LC de ambas coleções de pontos diminuiu um pouco, mostrando melhor concordância entre cálculo e medidas. Para os pontos de alta dose o valor de LC foi de 0,035 para 0,031. Para os pontos de baixa dose os valores foram de 0,044 para 0,037. O TG119 traz resultados apenas para energia de 6MV e portanto não há valores para comparação.

5.5.3 Energia 15MV

Após ajustar o *offset* do MLC iterativamente encontramos o melhor valor para concordância entre os dados em 0.18mm. A tabela 19 mostra os resultados das medidas de dose pontual nos pontos de alta dose nos PTVs dos testes realizados e a tabela 20 mostra os resultados das medidas de dose pontual nos pontos de baixa dose.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Isocentro	200	238,1	236,4	0,017
Prostata	Isocentro	200	253,5	253,5	0,0109
Cabeça e pescoço	Isocentro	200	237,4	235,0	0,006
C - fácil	2,5cm anterior ao isocentro	200	252,6	250,6	0,010
C - difícil	2,5cm anterior ao isocentro	200	266,9	268,4	-0,007
				Média	0,007
				σ	0,009
				LC	0,025

Tabela 23 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de alta dose para energia de 15MV.

Teste	Local	DPr (cGy)	DP (cGy)	DM (cGy)	Variação
<i>Multitarget</i>	Alvo superior	200	131,7	133,2	0,008
<i>Multitarget</i>	Alvo inferior	200	66,5	64,6	-0,001
Prostata	Reto	200	89,1	89,0	0,001
Cabeça e pescoço	Medula	20	153,1	154,1	0,005
C - fácil	Isocentro ao isocentro	200	45,6	45,0	0,006
C - difícil	Isocentro ao isocentro	200	48,9	48,7	-0,007
				Média	0,0014
				σ	0,006
				LC	0,014

Tabela 24 – Resultados das medidas de dose pontual nas areas de baixa dose para energia de 15MV.

Para esta energia também podemos ver que os valores encontrados estão mais adequados se comparados aos valores calculados no sistema de planejamento. É importante também observar que o LC de ambas coleções de pontos foi bastante alterado. Para os pontos de alta dose o valor de LC foi de 0,1278 para 0,0329. Para os pontos de baixa dose os valores foram de 0,0834 para 0,0213.

5.6 Distribuição de dose planar

As distribuições de dose planar foram medidas com o Matrixx[®] (seção 4.3) e os resultados estão descritos na tabela 25.

Teste	Plano	%gama 6MV	%gama 10MV	%gama 15MV
<i>Multitarget</i>	Isocentro	100,0	98,0	99,0
Prostata	Isocentro	95,3	97,3	99,3
Cabeça e pescoço	Isocentro	98,2	96,8	96,6
Cabeça e pescoço	4,0 cm posterior	94,7	95,6	98,5
C - fácil	Isocentro	99,4	94,8	98,5
C - fácil	2,5cm anterior	98,9	97,2	96,0
C - difícil	Isocentro	97,7	92,0	90,0
C - difícil	2,5cm anterior	94,1	95,3	95,2
	Média	97,63	95,86	96,3
	σ	2,02	1,92	2,98
	LC	6,34	7,89	9,52

Tabela 25 – Resultados das medidas de distribuição de dose para 6MV, 10MV e 15MV

Não foram realizados testes de distribuição de dose planar antes do ajuste do *Offset* do MLC. A estratégia escolhida foi a de alterar os parâmetros da modelagem para que fosse ajustado os valores encontrados nas medidas de doses pontuais e só então realizar as medidas distribuição de dose.

Como podemos observar para a energia de 6MV, 10MV e 15MV os valores encontrados estão satisfazendo os critérios estabelecidos inicialmente (limite de tolerância de 95% e limite de ação de 90%). Média de 96% dos pontos passou pelo teste gama com parâmetros de 3% e 3mm e o LC ficou em 6,3 na energia de 6MV, já para a energia de 10MV a média foi maior que 95% e LC de 7,89. A energia de 15MV alcançou média de 96,3% dos pontos passando no teste gama estabelecido resultando em LC de 9,52. Como comparação com o LC do TG119 para os mesmos parâmetros o valor encontrado foi de 12.4, ou seja, 87,6% dos pontos passou no teste gama em 95% do tempo.

6 Análise e discussão

6.1 Resultados das medidas iniciais

Inicialmente verificamos a inclusão dos dados dos feixes no TPS realizando algumas medidas básicas. Foram realizadas medidas de dose absoluta em 3 profundidades e com três aberturas de campo. Também realizamos medidas fora do eixo em duas profundidades (resultados na seção 5.1).

Esses dados nos mostraram que a porcentagem de dose em profundidade (PDP) e os fatores output (ver nota de rodapé 2 na seção 3.1) foram corretamente inseridos no TPS. Todos os valores encontrados variaram menos que 1% dos valores calculados o que mostra uma boa concordância entre o sistema de cálculo e a entrega de dose para a condição analisada.

6.2 Resultados alcançados com o TG119

Comparando o limite de confiança (LC) obtido com o resultado final do TG119 podemos observar que o índice encontrado aponta que o sistema estudado neste trabalho está adequado à sua finalidade. Abaixo está tabela 26 que mostra os valores de LC do TG119 e ao lado dos nossos para comparação.

	Dados	TG119	6MV	10MV	15MV
Dose pontual em área de dose alta	média	0,002	0,028	0,014	0,007
	σ	0,022	0,002	0,009	0,009
	LC	0,045	0,014	0,031	0,025
Dose pontual em área de dose baixa	média	0,003	0,006	0,006	0,001
	σ	0,022	0,011	0,016	0,006
	LC	0,047	0,027	0,037	0,014
Distribuição de dose planar	média	96,3	97,6	95,9	96,3
	σ	4,4	2,0	1,9	2,9
	LC	12,4	6,3	7,9	9,5

Tabela 26 – Resultados alcançados em paralelo aos do TG119.

Essa primeira parte do estudo foi realizada apenas utilizando técnica VMAT para a entrega de dose. Ao contrário de alguns autores como (35), (36) e (37) decidimos por não realizar as medidas com IMRT estático. Essa decisão se baseou em concentrar os esforços para otimizar o sistema da maneira que seria mais utilizado. Outros autores utilizaram

abordagens semelhantes, como (32) e (38) que utilizaram apenas casos clínicos já existentes para avaliar suas modelagens. Gostaríamos de observar que os valores de dose calculados (DP) não foram renormalizados para entregar a dose de prescrição (200cGy) nos planos. A diferença (para maior) entre os valores se dá pelo fato do objeto simulador utilizado ter características geométricas diferentes do objeto original fornecido pelo TG119. Como pode ser observado nas tabelas de resultados isso gerou algum ruído nos dados mas não comprometeu nossa análise. Também é importante dizer que todas as medidas realizadas são medidas relativas à calibração do equipamento. Apenas após calibrar o acelerador linear Versa HD com um conjunto dosimétrico de referência (e certificado de calibração válido) é que calibramos os demais equipamentos.

Devemos observar também que o TG119 foi um estudo realizado em 2009 e contou com a participação de 10 instituições. Os valores finais resultantes envolvem os dados de todas elas. Os resultados encontrados separadamente entre os participantes foram bastante diversos. Comparando-se alguns desses resultados com o resultado final do TG119 é possível observar que alguns centros encontraram valores de LC maiores do que o do TG119 (2). Esse dado aponta que, mesmo entre clínicas que já estavam confortáveis com os tratamentos utilizando técnicas moduladas havia uma grande diferença em seus limites de tolerância e ação utilizados.

Os testes e objetivos propostos pelo TG119 (2) nos ajudaram a estabelecer um patamar de partida (*baseline*) para que pudessemos comparar nossos resultados com valores de referência. Isso foi bastante importante para criar confiança no sistema. Mas entendemos que valores de referência reais para a técnica VMAT dependem de um estudo específico da técnica com múltiplas instituições e com diferentes equipamentos participando.

O TG218 (12) recomenda que para controle de qualidade feito com câmara de ionização seja utilizada a tolerância de 2% e limite de ação de 3%. Como podemos ver na tabela 26 o valor de tolerância foi alcançado após os ajustes.

É importante ressaltar que o LC (seção 3.1.2) é uma grandeza estatística construída a partir do conjunto de dados. Quanto maior o número de dados melhor o LC descreverá a média do conjunto. Como mostrado na expressão 3.1 o coeficiente que multiplica o desvio padrão das variações é 1,96 (relativo ao intervalo com coeficiente de confiança de 95%). Quando possuímos poucos dados o desvio padrão das médias se torna muito sensível às maiores variações. Esse efeito também é observado nas médias quando o número de dados não é grande. As maiores variações acabam causando distorções nos valores finais das médias. Podemos observar esse efeito de forma clara nos dados de distribuição de dose na tabela 25. Embora a energia de 15MV não tenha apresentado a menor média nas distribuições de dose ela possui o maior desvio padrão, resultando no maior LC deste conjunto de dados. Quanto menor o LC calculado mais precisa é nossa estimativa de encontrar a média do conjunto (24). Desta forma é importante ficar atento às variações

maiores que se apresentam em um conjunto de resultados.

A observação deste efeito no LC nos fez suprimir os resultados encontrados nas distribuições de dose do plano localizado a 2,5cm abaixo do centro do alvo no teste I2 (prostata). Este plano é relativo ao plano que passa pelo centro da estrutura que representa o reto (OAR), e portanto região que se deve proteger (ou seja, baixa dose e alto gradiente). Neste teste obtivemos valores de distribuição de dose inferiores ao limite de ação determinado. Entendemos que uma explicação possível para este resultado advém da limitação de nosso equipamento de medida. Por ser composto por uma matriz de câmaras de ionização o Matrixx possui limitação em medidas de regiões com alto gradiente de dose. Além disso as CIs do equipamento têm tamanhos consideráveis (4,5mm de diâmetro e 80mm³ de volume - seção 4.3) e com isso pequenas incertezas no posicionamento podem gerar grandes diferenças nas leituras.

Observando-se as tabelas 17 e 18 podemos reparar na influência do parâmetro *MLC Offset* sobre o cálculo de dose. Tornou-se possível a partir desses dados escolher o melhor valor para que obtivéssemos a melhor concordância entre os dados. No entanto chamo a atenção novamente para o fato de que uma grande gama de valores para este fator produziria resultados satisfatórios pelos critérios estabelecidos.

Durante o desenvolvimento do trabalho nosso esforço se concentrou em diminuir os valores de diferença encontrados nas medidas iniciais e alcançar a tolerância de 2% sugerida. Isso só foi possível utilizando uma metodologia objetiva como o TG119 (2) juntamente com os cálculos iterativos já descritos.

O ajuste sugerido pelo manual do fabricante (1) se daria apenas como um ajuste da distribuições de dose proposta no teste 3ABUT (ver figura 13). Embora o teste seja essencial para se entender a direção em que se deve ajustar o parâmetro *MLC Offset* acreditamos que um ajuste baseado apenas nele não é suficiente para avaliar o comissionamento do sistema.

No apêndice (A) está descrito resumidamente os passos recomendados pelo manual (1). No texto fica claro que o parâmetro principal a ser ajustado é o *MLC Offset*, dada sua importância dosimétrica. Mas quando são observados para todos os parâmetros disponíveis para ajuste (tabela 7) e os demais testes disponíveis pelo fabricante (tabela 6) é possível entender que o sistema permite ajustes mais refinados. A utilidade dessa possibilidade talvez seja dependente do usuário, seus objetivos, tempo e equipamentos disponíveis. O risco pode ser o de alterar o modelo mais que o necessário e exagerar na otimização de um sistema que já esteja entregando resultado satisfatório.

O manual não sugere em nenhum momento a realização de medidas de dose absoluta pontual para a avaliação da entrega de dose. As únicas sugestões de medida são de dois planos de IMRT (um estático e outro dinâmico) para se avaliar dose em diferentes regiões

após os ajustes. A avaliação de dose absoluta pontual trás confiança e segurança na avaliação da modelagem e seu comissionamento por ser um método simples e objetivo além de ser facilmente replicável. Há também que se observar que avaliar apenas distribuições em tão poucos planos pode nos trazer informação incompleta sobre o funcionamento do sistema.

Em um estudo sobre os parâmetros de ajuste da modelagem do MLC feito por Snyder e outros (39) algumas observações importantes foram feitas. Os autores relatam que a avaliação realizada partiu de um conjunto de parâmetros fornecidos pelo fabricante após fornecerem as medidas propostas pelos testes do manual (1) realizadas com um equipamento ArcCheck (40). Eles também utilizaram o TG119 (2) como base para avaliar a modelagem realizada. Em seu estudo foram propostos 3 conjuntos de parâmetros para o MLC para comparação. Foi relatado que o conjunto de parâmetros que produziu o melhor resultado dosimétrico gerou perfil do teste 3ABUT (ver figura 13) que não se relaciona muito bem com o perfil medido. Além disso, todos os quatro conjuntos produziram distribuições de dose com gama (ver seção 3.1.1) aceitável, embora o conjunto que produziu melhor relação no ajuste dos testes propostos tenha produzido resultados dosimétricos ruins nos pontos de baixa dose do TG 119.

Ao contrário do ocorrido com no estudo por Snyder e outros (30) nós não tivemos suporte do fabricante para realizar e avaliar os testes. Mas concordamos em utilizar o TG119 (2) para fazer a avaliação do comissionamento do sistema.

Em outro estudo feito por Roche e outros (38) os parâmetros de ajuste da modelagem são investigados separadamente. Os autores utilizam medida em dose pontual e também um equipamento Octavius 4D (41) para realizar as medidas necessárias. Foram realizadas diversas medidas além das sugeridas no manual para verificar os parâmetros que podem influenciar no modelo de cálculo de dose. A sugestão final do autor é a do ajuste dos parâmetros *Leaf Offset* e *Leaf Tip Leakage* de forma iterativa até encontrar melhor concordância entre cálculo e medidas.

Já o estudo de Narayanasmy e outros (32) foi conduzido de forma a fazer os testes recomendados pelo guia MPPG 5a (*Medical Physics Practical Guideline 5a* da AAPM (42)) para o comissionamento dos feixes de ftons e elétrons. Para testar o sistema de entrega de dose modulada os autores utilizaram oito casos clínicos.

Concordamos com Narayanasmy e outros (32) sobre utilizar casos clínicos para se avaliar o comissionamento para entrega de dose modulada. Talvez a utilização de casos clínicos juntamente com os casos do TG119 produza um melhor conjunto de testes. Essa sugestão é feita no próprio TG119 (2) em sua discussão sobre os resultados. Como foi argumentado anteriormente, quando maior o número de testes maior o número de dados, o que pode ajudar a diminuir o aparente ruído (grandes variações e portanto desvio padrão maior) que há em pequenas amostras.

Concordamos também com Roche e outros (38) sobre o ajuste dos parâmetros feitos de forma iterativa para encontrar a melhor concordância com os valores das medidas. Como visto nas tabelas 17 e 18 na seção 5.4 o LC parece convergir para seu menor valor quando nos aproximamos da melhor concordância dos dados. Esse efeito reforça nossa hipótese de que podemos encontrar um valor para o MLC *Offset* de forma iterativa.

É também necessário dizer que talvez seja possível encontrar um outro conjunto de parâmetros que entregue resultados similares. Snyder e outros (39) mostra que os parâmetros *Leaf Offset* e *Leaf Tip Leakage* podem gerar resultados dosimétricos contrários. Esse fato corrobora a hipótese de haver mais de um conjunto de parâmetros capaz de otimizar a correspondência buscada como também chama mais uma vez a atenção para evitar um excesso de ajuste da modelagem.

Em nosso teste mostrado nas figuras 13 e 23 é possível observar que a região de junção de campos não possui distribuição de dose homogênea. Ela mostra uma região mais irradiada que as demais do campo embora seja possível observar que há variação nesta região. Isso indica a presença de um efeito dosimétrico da ponta das lâminas do MLC. Esse efeito está relacionado com o *Leaf Tip Leakage* e também com *Leaf Corner Leakage* (algo como "fuga nas bordas da ponta da lâmina") como mostrado por Roche e outros (38) e Snyder e outros (39). O TPS não permite ajuste da fuga na borda das lâminas. Ambos autores exploram um pouco este tema e sugerem acrescentar este parâmetro na modelagem para permitir um melhor ajuste.

Talvez a maior limitação do manual seja por ter apenas dois planos para verificação da modelagem. Embora os dois planos na verdade sejam apenas um mesmo teste entregue com técnica diferente (MLC estático e MLC dinâmico). O TG119 segue na linha de se testar planos de diferentes sítios para se ter uma visão global mais abrangente. Alguns autores recomendam que se use inclusive um número maior de casos clínicos que sejam de sítios mais relevantes para aquela instituição específica (como Narayanasamy e outros (32) e o próprio TG119 (2)), visto que as necessidades podem ser locais e diferentes entre si.

O capítulo a seguir contará com as considerações finais e também com os possíveis desdobramentos futuros deste trabalho.

7 Conclusão

Como foi apontado no capítulo de análise discussão dos resultados (6, o ajuste iterativo seguido do recálculo dos planos realizados permite o ajuste da modelagem de forma que melhor se adequa aos objetivos clínicos. Valores em torno dos valores ótimos também vão entregar resultados satisfatórios e produzirão resultados clínicos aceitáveis.

O manual do fabricante foi muito importante em apontar a direção que deve ser seguida com os ajustes. Seus testes mostram de forma clara o efeito esperado dos parâmetros que descreve. Embora os resultados tenham apontado a favor de adequações, é possível compreender seu valor enquanto base de informações primárias. No entanto, é preciso ser crítico quanto aos manuais e procedimentos realizados clinicamente. Acreditamos que são desenvolvidos com intenções de facilitação e universalização do uso dos equipamentos e nos entregam caminhos já prontos para facilitar o trabalho dos profissionais. Mas esse trabalho apronta para a relevância da liberdade de avaliar o resultado que entregam e, quando necessário, buscar uma maneira de melhorar o que for possível.

Assim, é possível observar que o ajuste de um sistema de cálculo, como o descrito neste trabalho, tem como resultado uma modelagem que será utilizada rotineiramente para tratar pacientes. O ajuste mal feito vai resultar em diferenças dosimétricas em todos os planos calculados no sistema. Será um erro sistemático naquele local. Desta forma este trabalho além de sugerir uma maneira de otimizar o ajuste da modelagem no TPS também contribui para a melhora da segurança dosimétrica clínica.

Através da metodologia ilustrada na figura 22 e dos resultados apresentados (ver capítulo 5) alcançamos o objetivo de desenvolver uma metodologia complementar ao manual do fabricante para ajustar a modelagem do sistema de cálculo.

No apêndice B encontra-se o guia produzido a partir dos resultados alcançados. O objetivo deste produto é auxiliar futuros ajustes para modelagens de outros aceleradores lineares e também a divulgação para os colegas que se interessem pelo trabalho.

7.1 Trabalhos futuros

Neste trabalho utilizamos basicamente dois conjuntos de dados para encontrar o melhor valor para este parâmetro, sendo o conjunto de medidas em regiões de dose alta e o as medidas em região de dose baixa. Na seção 5.4 mostramos como se comportou o LC em relação ao MLC *Offset* no ajuste iterativo. Para desenvolvimento futuro seria relevante realizar os testes do manual de forma quantitativa e comparar com nosso resultado.

Um desenvolvimento um pouco mais abrangente seria utilizar os dados de distribui-

ções de dose geradas pelo TG119 também na etapa inicial das medidas, antes do ajuste. Dessa forma teríamos três conjuntos de dados para comparar e encontrar o melhor valor para o parâmetro MLC *Offset*. Estes dois projetos acrescentariam uma visão mais geral e mais clareza sobre a questão estudada.

Também como trabalho futuro seria interessante explorar o ajuste desse tipo de parâmetro em outros TPS e vislumbrar se um documento mais generalizado poderia ser desenvolvido e aplicado a mais de um software de planejamento. O problema do ajuste dos parâmetros do MLC para encontrar a melhor concordância entre dose medida e dose calculada é conhecido e generalizado, já tendo sido descrito para outros sistemas de cálculo como Eclipse[®] (43) (ver Yao e outros (44)) e Pinnacle[®] (45) (ver Young e outros (46)).

Referências

- 1 ELEKTA, I. *Monaco Post Modeling Adjustment of MLC Parameters*. Lrmmon0003. [S.l.]: Elekta, Inc., 2019. Citado 12 vezes nas páginas 9, 17, 32, 33, 34, 38, 42, 50, 59, 60, 70 e 71.
- 2 EZZELL, G. A. et al. *IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119*. [S.l.], 2009. v. 36, n. 11, 5359-5373 p. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.3238104>>. Citado 18 vezes nas páginas 11, 12, 16, 17, 22, 24, 25, 26, 27, 30, 38, 39, 58, 59, 60, 61, 70 e 71.
- 3 Icaro T. Carvalho. *Radioterapia no Tratamento do Melanoma Ocular*. 2021. Disponível em: <<https://dricarocarvalho.com.br/index.php/blog2/145-radioterapia-no-tratamento-do-melanoma-ocular>>. Acesso em: 10/11/2022. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 19.
- 4 Elekta. *Versa HD - Radiation Therapy*. 2022. Disponível em: <<https://www.elekta.com/products/radiation-therapy/versa-hd/>>. Acesso em: 15/02/2022. Citado 5 vezes nas páginas 12, 16, 17, 19 e 38.
- 5 Elekta. *Agility MLC*. 2012. Disponível em: <<https://ir.elekta.com/investors/press-releases/2012/elektas-new-agility-mlc-solution-poised-to-revolutionize-beam-shaping-of-radiation-therapy-cancer-tre>>. Acesso em: 20/03/2022. Citado 3 vezes nas páginas 12, 20 e 38.
- 6 KIM, J. H. LINAC-based high-precision radiotherapy: Radiosurgery, image-guided radiotherapy, and respiratory-gated radiotherapy. *Journal of the Korean Medical Association*, Korean Medical Association (KAMJE), v. 51, n. 7, p. 612, 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.5124/jkma.2008.51.7.612>>. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 20.
- 7 PTW THE DOSIMETRY COMPANY. *Semiflex Ionization Chamber 31010*. 2022. Disponível em: <<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/semiflex-ionization-chamber-31010/>>. Acesso em: 01 de novembro de 2021. Citado 3 vezes nas páginas 13, 39 e 40.
- 8 IBA DOSIMETRY. *myQA Software*. 2022. Disponível em: <<https://www.iba-dosimetry.com/myqa-software>>. Acesso em: 30/01/2022. Citado 3 vezes nas páginas 13, 40 e 41.
- 9 SCHNEIDER, C. A.; RASBAND, W. S.; ELICEIRI, K. W. Nih image to imagej: 25 years of image analysis. *Nature Methods*, v. 9, n. 7, p. 671-675, Jul 2012. ISSN 1548-7105. Disponível em: <<https://doi.org/10.1038/nmeth.2089>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 50.
- 10 ABSORBED Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2001. (Technical Reports Series, 398). ISBN 92-0-102200-X. Disponível em: <<https://www.iaea.org/publications/5954/absorbed-dose-determination-in-external-beam-radiotherapy>>. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 39.

- 11 MILLER, D. W. et al. *Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification*. [S.l.], 1995. Disponível em: <<https://doi.org/10.37206/54>>. Citado na página 16.
- 12 MIFTEN, M. et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM task group no. 218. *Medical Physics*, Wiley, v. 45, n. 4, p. e53–e83, mar. 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mp.12810>>. Citado 6 vezes nas páginas 16, 29, 37, 58, 70 e 71.
- 13 VENSELAAR, J.; WELLEWEERD, H.; MIJNHEER, B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology*, v. 60, n. 2, p. 191–201, 2001. ISSN 0167-8140. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167814001003772>>. Citado na página 16.
- 14 VENSELAAR, J.; WELLEWEERD, H. Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Radiotherapy and Oncology*, v. 60, n. 2, p. 203–213, 2001. ISSN 0167-8140. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167814001003048>>. Citado na página 16.
- 15 Elekta. *Monaco*. 2022. Disponível em: <<https://www.elekta.com/products/radiation-therapy/monaco/>>. Acesso em: 20/03/2022. Citado 5 vezes nas páginas 16, 17, 31, 38 e 43.
- 16 PODGORSAK, E. B. *Radiation physics for medical physicists*. 2. ed. Berlin, Germany: Springer, 2010. (Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering). Citado na página 18.
- 17 KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *The physics of radiation therapy*. 5. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 38.
- 18 BOYER, A. et al. *Basic Applications of Multileaf Collimators*. [S.l.], 2001. Disponível em: <<https://doi.org/10.37206/71>>. Citado na página 20.
- 19 RXSul. *Liga Cerrobend*. 2022. Disponível em: <<https://www.rxsul.com.br/liga-cerrobend/>>. Acesso em: 10/11/2022. Citado na página 20.
- 20 TG119. *Teste Suite by Task Group 119*. 2022. Disponível em: <<http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>>. Acesso em: 01 de novembro de 2021. Citado na página 22.
- 21 LOW, D. A. et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, Wiley, v. 25, n. 5, p. 656–661, 1998. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.598248>>. Citado na página 29.
- 22 LOW, D. A.; DEMPSEY, J. F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical Physics*, Wiley, v. 30, n. 9, p. 2455–2464, 2003. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.1598711>>. Citado na página 29.
- 23 P, C. F. de B.; MACHADO, A. de A.; SELAU, L. P. R. *Estatística Básica*. Pelotas, RS: Departamento de matemática e estatística, Universidade Federal de Pelotas, 2013. Citado na página 30.

- 24 GUTHRIE, W. F. *NIST/SEMATECH e-Handbook of Statistical Methods (NIST Handbook 151)*. National Institute of Standards and Technology, 2020. Disponível em: <<https://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>>. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 58.
- 25 ELEKTA, I. *Monaco Instruction for Use - Monaco Version 5.51.10*. E011492 / 08. [S.l.]: Elekta, Inc., 2022. Citado na página 31.
- 26 GROFSMID, D. et al. Dosimetric validation of a commercial monte carlo based IMRT planning system. *Medical Physics*, Wiley, v. 37, n. 2, p. 540–549, jan. 2010. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.3284359>>. Citado na página 31.
- 27 Elekta. *Elekta*. 2022. Disponível em: <<https://www.elekta.com>>. Acesso em: 30/01/2022. Citado na página 38.
- 28 THOMPSON, C. M. et al. A dosimetric characterization of a novel linear accelerator collimator. *Medical Physics*, Wiley, v. 41, n. 3, p. 031713, fev. 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.4866228>>. Citado na página 38.
- 29 IBA DOSIMETRY. *Eletrômetro IBA DOSE2*. 2022. Disponível em: <<https://www.iba-dosimetry.com/product/dose-2>>. Acesso em: 01 de novembro de 2021. Citado na página 39.
- 30 IBA DOSIMETRY. *Câmara de ionização Sun Nuclear Corporation SNC600c*. 2022. Disponível em: <<https://www.sunnuclear.com/products/snc125c-snc350p-snc600c>>. Acesso em: 01 de novembro de 2021. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 60.
- 31 LOW, D. A. et al. Dosimetry tools and techniques for imrt. *Medical Physics*, Wiley, v. 38, n. 3, p. 1313–1338, 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.3514120>>. Citado na página 39.
- 32 NARAYANASAMY, G. et al. Dosimetric validation of monaco treatment planning system on an elekta VersaHD linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley, v. 18, n. 6, p. 123–129, set. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/acm2.12188>>. Citado 4 vezes nas páginas 39, 58, 60 e 61.
- 33 SÁNCHEZ-DOBLADO, F. et al. Uncertainty estimation in intensity-modulated radiotherapy absolute dosimetry verification. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Elsevier BV, v. 68, n. 1, p. 301–310, maio 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.11.056>>. Citado na página 39.
- 34 IBA DOSIMETRY. *Matrixx universal detector array*. 2022. Disponível em: <[http://https://www.iba-dosimetry.com/product/matrixx-universal-detector-array/](https://www.iba-dosimetry.com/product/matrixx-universal-detector-array/)>. Acesso em: 01 de novembro de 2021. Citado na página 41.
- 35 THOMAS, M.; CHANDROTH, M. Local confidence limits for imrt and vmat techniques: a study based on tg119 test suite. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, v. 37, n. 1, p. 59–74, Mar 2014. ISSN 1879-5447. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s13246-014-0241-5>>. Citado na página 57.
- 36 ZHANG, J. et al. Analyzation of the local confidence limits for IMRT and VMAT based on AAPM TG119 report. *Med. Dosim.*, Elsevier BV, v. 45, n. 1, p. 66–72, 2020. Citado na página 57.

- 37 MYNAMPATI, D. K. et al. Application of aapm tg 119 to volumetric arc therapy (vmat). *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 13, n. 5, p. 108–116, 2012. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1120/jacmp.v13i5.3382>>. Citado na página 57.
- 38 ROCHE, M. et al. Agility MLC transmission optimization in the monaco treatment planning system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley, v. 19, n. 5, p. 473–482, jun. 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/acm2.12399>>. Citado 3 vezes nas páginas 58, 60 e 61.
- 39 SNYDER, M. et al. Modeling the agility MLC in the monaco treatment planning system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley, v. 17, n. 3, p. 190–202, maio 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i3.6044>>. Citado 2 vezes nas páginas 60 e 61.
- 40 Sun Nuclear Corporation. *ArcCHECK*. 2022. Disponível em: <<https://www.sunnuclear.com/products/arccheck>>. Acesso em: 30/03/2022. Citado na página 60.
- 41 PTW. *Octavius 4D*. 2022. Disponível em: <<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d/>>. Acesso em: 30/03/2022. Citado na página 60.
- 42 SMILOWITZ, J. B. et al. Aapm medical physics practice guideline 5.a.: Commissioning and qa of treatment planning dose calculations — megavoltage photon and electron beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 16, n. 5, p. 14–34, 2015. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1120/jacmp.v16i5.5768>>. Citado na página 60.
- 43 Varian. *Eclipse Treatment Planning System*. 2022. Disponível em: <<https://www.varian.com/pt-br/products/radiotherapy/treatment-planning/eclipse>>. Acesso em: 20/06/2022. Citado na página 63.
- 44 YAO, W.; FARR, J. B. Determining the optimal dosimetric leaf gap setting for rounded leaf-end multileaf collimator systems by simple test fields. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley, v. 16, n. 4, p. 65–77, jul. 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i4.5321>>. Citado na página 63.
- 45 Philips. *Pinnacle Treatment Planning*. 2022. Disponível em: <<https://www.usa.philips.com/healthcare/solutions/radiation-oncology/radiation-treatment-planning>>. Acesso em: 20/06/2022. Citado na página 63.
- 46 YOUNG, L. A. et al. Rounded leaf end modeling in pinnacle VMAT treatment planning for fixed jaw linacs. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley, v. 17, n. 6, p. 149–162, nov. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i6.6343>>. Citado na página 63.

Apêndices

APÊNDICE A – Resumo do manual do MLC

- Parte 1 - Ajustando o MLC Offset (*Tunning MLC Offset*)
 - 1. Checar calibração do MLC com 3ABUT (offset positivo ou negativo). Uma diferença de offset pode entregar até 8% de diferença de dose em VMAT/DMLC. O manual sugere fazer no epid e avaliar com ImageJ.
 - 1.1 DMLC1. Comparar perfil do 3ABUT na região de junção com perfil na mesma direção no DMLC1.
 - 2. Avaliar simetria e planura com 20x20 e calibração.
 - 3. FOURL: pode ser usado para avaliar MLC *offset*, transmissão entre lâminas (*leaf groove*) e transmissão do conjunto. Avaliar cada regiões separadamente.
 - 4. Avaliar 7SegA: Nesse ponto o manual sugere pequenos ajustes no offset do mlc enquanto mantém transmissão e *leakage* fixas. É usado para avaliar o offset na região central do feixe (onde a maioria dos tratamentos irão acontecer).
 - 5. Avaliar HIMRT e HDMLC usando os parâmetros encontrados.
- Parte 2 - Ajustar a fuga do MLC (*To tune MLC Leakage*)
 - Inicia o texto dizendo que esse MLC *leakage* - fuga ou escape de borda - é relativamente pequeno, tanto física quanto dosimetricamente.
 - Recomenda fazer os cálculos com 1.5mm de grid e 1% de incerteza com Monte Carlo.
 - Fazer com filme para ter resolução espacial. Para caber no filme usar SSD = 56cm (filme tem 20x25xm).
 - Sugere usar ImageJ, separar canais, usar vermelho para calibrar com os valores do Monaco[®]. Traçar perfil perpendicular ao movimento das lâminas e exportar para Excel e manipular os dados para reescalar espacialmente e deslocamentos. Avaliar.

APÊNDICE B – Guia para ajuste da modelagem do Monaco

Elaboração: Lucas Nezio Malta

Revisão: Professor Doutor Helio Yoriyaz

Objetivo

Este guia se aplica ao serviço de radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein. Deve ser executado anteriormente ao uso clínico do sistema de planejamento Monaco quando modelado para um novo acelerador linear onde será utilizada técnica de tratamento com feixe modulado. Este material também pode ser utilizado por outros serviços que disponham ou pretendam incluir em suas instalações o software citado para planejamento radioterápico.

Documentos de referência

(1) ELEKTA, I. *Monaco Post Modeling Adjustment of MLC Parameters*. Lrm-mon0003. [S.l.]: Elekta, Inc., 2019.

(2) EZZELL, G. A. et al. *IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119*. [S.l.], 2009. v. 36, n. 11, 5359-5373 p. Disponível em: <<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.3238104>>.

(12) MIFTEN, M. et al. *Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM task group no. 218*. *Medical Physics*, Wiley, v. 45, n. 4, p. e53–e83, mar. 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mp.12810>>.

Local de aplicação:

Hospital Albert Einstein

Local de guarda do documento:

Repositório digital do setor de Física Médica da radioterapia.

Responsável:

Lucas Nezio Malta.

Frequência de atualização:

Anual ou sempre que houver alteração no método.

Físico Médico

O Físico Médico é o profissional responsável pelos equipamentos emissores de radiação no setor de radioterapia. É um especialista em qualidade e assegura sua correta calibração e uso clínico. O Físico é responsável por testar os equipamentos, o que inclui o sistema de cálculo e a entrega de dose pelo acelerador linear.

Ajuste da modelagem do software Monaco:

- O ajuste da modelagem no Monaco é realizado pelo ajuste do parâmetro *MLC Offset*.
- Deve-se calcular os testes propostos pelo TG119 (2) com o *MLC Offset* com valor 0 (padrão).
- Deve-se assegurar que o acelerador linear esteja calibrado e que conjunto dosimétrico utilizado para tal (câmara de ionização de referência e eletrômetro) possuam certificado de calibração dentro do período de validade.
- Deve-se realizar medidas de dose pontual absoluta nos pontos especificados no TG119.
- Os resultados devem ser comparados com os valores calculados e a concordância deve respeitar os limites de tolerância e ação estabelecidos no TG218 (12). A saber: 2% e 3% para os limites de tolerância e ação nas medidas de dose pontual absoluta, e, 95% de pontos passando no teste gama utilizando parâmetros de 3% e 3mm.
- Caso os valores encontrados estejam fora dos limites estabelecidos deve-se realizar os testes propostos pelo manual do fabricante (1) e então realizar o ajuste do *MLC Offset*.
- O *MLC Offset* deve ser ajustado iterativamente para se alcançar a melhor concordância entre dose medida e dose calculada.
- Deve-se calcular o Limite de Confiança (LC) para cada valor do *MLC Offset* utilizado no cálculo para que se possa encontrar o que produz o melhor resultado.

- O valor do *MLC Offset* que resultar no melhor acordo deve ser inserido no software para uso clínico.

O fluxograma apresentado a seguir ilustra o procedimento descrito:

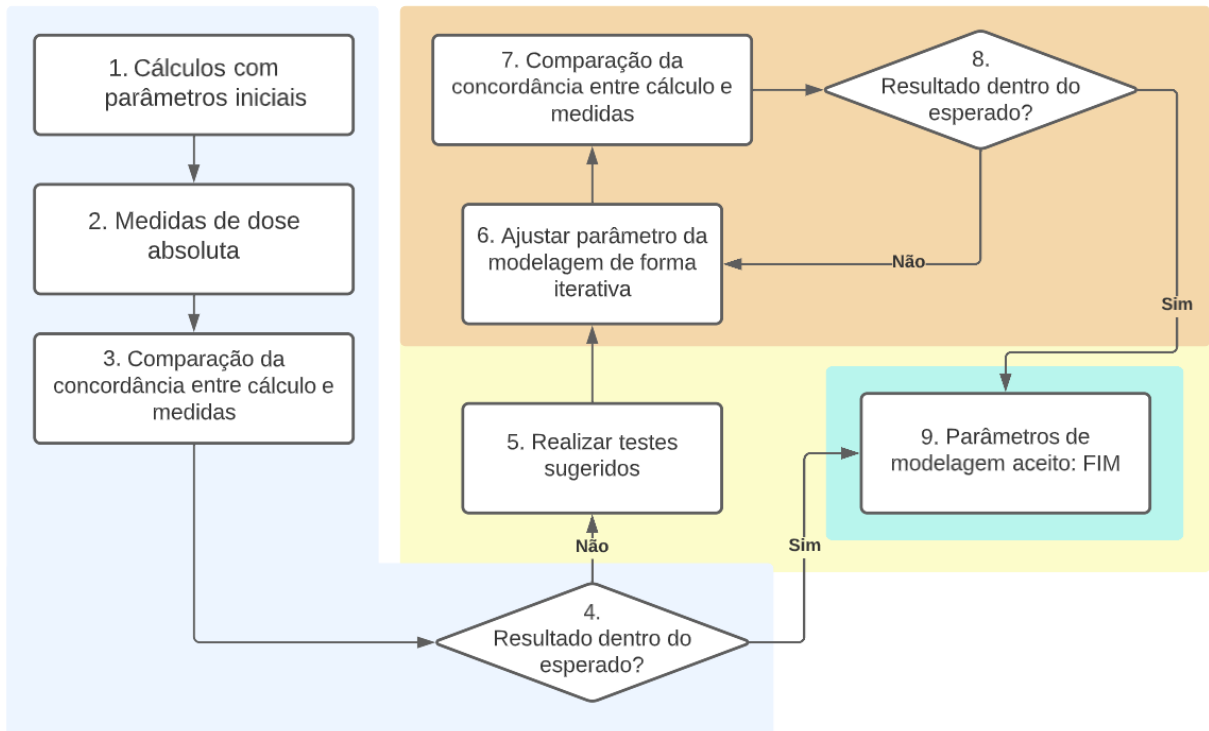


Figura 25 – Fluxograma ilustrando passos da metodologia utilizada neste trabalho. Fonte: o autor.

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

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