



ANÁLISE DAS PECULIARIDADES DO TRATAMENTO DE CÂNCER DE
PULMÃO COM RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA UTILIZANDO ARCO
VOLUMÉTRICO MODULADO E FEIXE SEM FILTRO ACHATADOR

Emmily Santos Sandrini

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor Engenharia Nuclear.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro
Janeiro de 2019

ANÁLISE DAS PECULIARIDADES DO TRATAMENTO DE CÂNCER DE
PULMÃO COM RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA UTILIZANDO ARCO
VOLUMÉTRICO MODULADO E FEIXE SEM FILTRO ACHATADOR

Emmily Santos Sandrini

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, DSc.

Prof. Delson Braz, DSc.

Dra. Camila Salata, DSc.

Dr. Juraci Passos dos Reis Júnior, DSc.

Dra. Patricia Izetti, DSc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JANEIRO DE 2019

Sandrini, Emmily Santos

Análise das peculiaridades do tratamento de câncer de pulmão com radioterapia estereotáxica utilizando arco volumétrico modulado e feixe sem filtro achatador/ Emmily Santos Sandrini. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2019.

ix, 145 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2019.

Referências Bibliográficas: p. 90-93.

1. Efeito Interplay. 2. SBRT. 3. VMAT. 4. FFF. I. Silva, Ademir Xavier da. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Ao meu filho e marido, com amor

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ANÁLISE DAS PECULIARIDADES DO TRATAMENTO DE CÂNCER DE
PULMÃO COM RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA UTILIZANDO ARCO
VOLUMÉTRICO MODULADO E FEIXE SEM FILTRO ACHATADOR

Emmily Santos Sandrini

Janeiro/2019

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho avalia as possíveis sobre e sub dosagens no tumor e órgãos de risco devido às interações que podem ocorrer entre o movimento do tumor e dos seguimentos do colimador multilâminas em tratamento de câncer de pulmão com radioterapia estereotáxica com intensidade modulada. Além disso, investiga também os possíveis efeitos que podem acarretar num mesmo planejamento com diferentes angulações do colimador e com a utilização de energias sem e com filtro achatador. Foi utilizado um fantoma que simula o movimento do pulmão para a simulação realista de um tratamento de câncer de pulmão num acelerador linear TrueBeam e uma câmara de ionização cilíndrica para as medidas de dose. Os resultados analisados mostram que a melhor opção é o arranjo de arcos com dois semi arcos de 180 graus mais 30 graus e giro do colimador a 45 graus; ao passo que a pior opção é técnica com um arco completo e giro do colimador 0 ou 90 graus. Os resultados experimentais mostram que quanto maior a amplitude de movimento do tumor maior será sua subdosagem, chegando até 20%, portanto para grandes movimentações, maior do que 1,5cm, é recomendado o uso de compressor abdominal.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ANALYSIS OF THE PECULIARITIES OF LUNG CANCER TREATMENT WITH
STEREOTACTIC RADIOTHERAPY USING MODULATED VOLUMETRIC ARC
AND FLATTENING FILTER FREE BEAM

Emmily Santos Sandrini

January/2019

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

This work evaluates the possible over and under dosages in the tumor and organs at risk due to the interplay that can occur between the tumor movement and the multileaf segmentation in lung cancer treatment with stereotactic radiation therapy with modulated intensity technique. In addition, it also investigates, for the same planning, the possible effects that can result with different collimator rotations and the use of energies with and without a flattening filter. A phantom that simulates lung movement was used for the realistic simulation of a lung cancer treatment in a linear accelerator TrueBeam and a cylindrical ionization chamber for the dose measurements. The results show that the best option is the arrangement of arcs with two semi-arcs of 180 degrees plus 30 degrees and collimator rotation at 45 degrees; while the worst option is technique with a full arc and collimator at 0 or 90 degrees. The experimental results show that the greater the range of tumor motion the greater its underdosing, reaching up to 20%, therefore for large movements, greater than 1,5cm, the use of an abdominal compressor is recommended.

SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS	ix
1 INTRODUÇÃO	1
2 FUNDAMENTO TEÓRICO	3
2.1 Câncer de Pulmão.....	3
2.1.1. SBRT	3
2.1.2. Radiobiologia do hipofracionamento	4
2.2 Simulação 4D.....	6
2.2.1 Tomografia Computadorizada com aquisição lenta	7
2.2.2 Inspiração e expiração forçada	8
2.2.3 Tomografia 4D	8
2.2.4 Comparativo entre as técnicas.....	10
2.3 Acelerador Linear	11
2.3.1 TrueBeam.....	13
2.3.2 VMAT	14
2.3.3 Planejamento Radioterapia	16
2.3.4 Planejamento SBRT de pulmão.....	17
2.4 Sistema de planejamento	19
2.4.1 Algoritmos de cálculo.....	19
2.4.2 Correção de heterogeneidade	21
2.5 Câmara de Ionização	21
2.6 Quasar	22
2.7 Estatística.....	22
3 MATERIAL E MÉTODO.....	24
3.1 Tomografia 4D Quasar.....	24
3.2 Planejamento.....	25
3.3 Medidas	27
4. RESULTADO E DISCUSSÃO.....	29
4.1 Planejamento	29
4.1.1 Comparação algoritmos de cálculo.....	29
4.1.1.1 Índice de Homogeneidade.....	30
4.1.1.2 Índice de Gradiente	32
4.1.1.3 Índice de conformidade.....	34
4.1.1.4 Anel a 2cm	36
4.1.1.5 Dose máxima e modal no PTV	38
4.1.1.6 Medula	41
4.1.1.7 Costela.....	43
4.1.2 Comparação control points.....	44
4.1.3 Comparação entre energias.....	50
4.1.4 Comparação rotação do colimador.....	56
4.2 Medidas QUASAR com câmara de ionização.....	69
4.2.1 Comparação medida estática versus medida dinâmica.....	69
4.2.1.1 Comparação entre tamanho das lesões	69

4.2.1.2 Comparação entre energia e arranjos de arcos.	78
4.2.2 Comparação medida versus planejamento	80
4.2.2.1 Comparação entre energias	80
4.2.2.2 Comparação entre tamanho da lesão	86
5 CONCLUSÃO	87
REFERÊNCIAS.....	90
ANEXO 1 – Limites de doses OARs (RTOG)	94
ANEXO 2 – Dados do planejamento tabelados.....	95
ANEXO 3 – Medidas Estáticas	105
ANEXO 4 – Medidas dinâmicas	107
ANEXO 5 – Medidas Colimador.....	114
ANEXO 6 – Publicação	136

LISTA DE SIGLAS

4DCT	Tomografia Computadorizada em 4 dimensões
AAA	Anisotropic Analytical Algorithm
AXB	Acuros XB Algorithm
BED	Dose biológica efetiva
BEV	Abertura de feixe
BTE	Equação de transporte de Boltzmann
CBCT	Tomografia computadorizada em cone
CT	Tomografia Computadorizada
CTV	Volume de alvo clínico
FFF	Feixe sem filtro achatador
GTV	Volume grosseiro do tumor
ICRU	Comissao internacional de unidades e medidas de radiação
IMAT	Radioterapia de intensidade modulada em arco
IMRT	Radioterapia de intensidade modulada
ITV	Volume alvo interno
KV-MV	Kilo voltagem – Mega voltagem
LBTE	Forma linearizada da equação do transporte de boltzmann
MC	Monte Carlo
MLC	Colimador multi-lâminas
NSCLC	Câncer de pulmão não pequenas células
OAR	Orgão em risco
PTV	Volume alvo de planejamento
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group
RPM	Real time position management
SABR	Radioterapia Ablativa estereotáxica
SBRT	Radioterapia estereotáxica
TG	Task Group
UM	Unidade Monitora
VMAT	Terapia em arco volumétrico modulado

1 INTRODUÇÃO

Devido a alta taxa de mortalidade por câncer de pulmão, taxa de sobrevida relativa em cinco anos é de 18% (INCA, 2018), o escalonamento de dose, em tratamentos de radioterapia, tem sido proposto para aumentar o controle local, no entanto a potencial toxicidade de órgãos de risco (OARs) próximos é um fator limitante dessa dose. A radioterapia estereotáxica (SBRT, do inglês *Stereotactic Body Radiation Therapy*) é uma técnica que pode atingir a maior dose cumulativa biológica efetiva (BED) dentro do tumor com alto gradiente fora do tumor, prevenindo os OARs. A utilização de altos BED melhorou significativamente a sobrevida e taxa de controle local para vários tipos de tumor. (GLOI, 2016)

RapidArc (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) é uma técnica de arco volumétrico modulado (VMAT) que deposita a dose em um ou mais arcos com a posição variável do colimador multi laminas (MLC), taxa de dose e velocidade do gantry. Esse tipo de planejamento pode ser utilizado para tratamento de SBRT com uma significativa redução do tempo de tratamento e alta precisão na deposição de dose em comparação com o planejamento de radioterapia de intensidade modulada (IMRT). Além disso, a possibilidade de angular o colimador aumenta o grau de liberdade na otimização, o que facilita a conformação da distribuição de dose no formado desejado.

O feixe sem o filtro achatador (do inglês *Flattening Filter Free* - FFF) gera um perfil de dose não uniforme com uma baixa energia média comparada ao feixe de mesma energia com o filtro achatador. Com isso a dose a 20cm de distância da borda do campo pode ser reduzida em 23-31% para 6 e 10 FFF em planos de SBRT. (DANG, *et al.*, 2017) Embora a não uniformidade do feixe FFF possa ser reproduzida pela modulação na fluência gerada no IMRT, a velocidade de entrega de dose não é comparável entre os tipos de feixe: o feixe FFF consegue atingir taxas de dose até 4 vezes maior que a alcançada pelo feixe achatado.

Um dos algoritmos de cálculo largamente utilizados no sistema de planejamento Eclipse, o *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA) utiliza o método de convolução/superposição. No entanto, ele sobre-estima a dose nas interfaces ar-tecido. Recentemente, foi implementado na prática clínica o algoritmo Acuros XB (AXB), o qual resolve a equação linear do transporte de boltzmann que descreve o comportamento macroscópico das partículas carregadas enquanto transitam e interagem no meio. Este apresenta boa concordância com Monte Carlo (MC) e consegue estimar a dose de forma mais acurada do que o AAA. (HUANG, *et al.*, 2015)

O movimento do tumor e outros órgãos durante o tratamento radioterápico é um grande desafio para a técnica. O efeito “interplay”, possível interação entre o movimento do tumor e dos seguimentos do MLC, tem um componente temporal e é associado apenas com deposição de dose dinâmica. O movimento respiratório pode interferir nas mudanças de parâmetros dinâmicos que ocorrem nas técnicas moduladas, como o movimento do MLC, alterando a dose no tumor. Uma analogia a esse processo é o comportamento clássico de onda com possibilidade de interferência construtiva ou

destrutiva. Tal interação pode causar pontos quentes/frios de dose dentro do volume de tratamento, e resultar numa variação de dose de até 18% em apenas uma fração. (ONG, *et al.*, 2011)

Em função de o SBRT confrontar vários problemas incluindo posicionamento do paciente, padrões de respiração e altas doses por fração e desses problemas poderem ser determinantes para o tratamento final, (GLOI, 2016) diversos autores têm realizado estudos sobre essa técnica, verificando o impacto de diferentes arranjos de campos, imagem para fusão, tolerâncias de doses, dose de prescrição, e algoritmos de cálculo. Foi verificado que com a utilização de dois arcos em dose única o efeito interplay era insignificante (ONG, *et al.*, 2011), e que arcos não coplanares fornecem maior conformidade com as exigências do RTOG (do inglês *Radiation Therapy Oncology Group*) do que arcos coplanares (FITZGERALD, *et al.*, 2016). Ao mesmo tempo em que a otimização do giro do colimador previa um grau de liberdade adicional melhorando a cobertura do alvo (ZHANG, *et al.*, 2010), o algoritmo AXB previa uma melhor aproximação com a realidade do que o AAA, promovendo um melhor controle em pacientes com disfunções pulmonares (HUANG, *et al.*, 2015, LIU, *et al.*, 2014, RANA, *et al.*, 2014).

Embora muito se tenha estudado sobre o assunto, ainda existe uma escassez de pesquisa em relação ao efeito que pode ser gerado com movimento simultâneo não sincronizado do tumor e colimação da radiação quando se utiliza feixes sem filtro achatador e com diferentes angulações de colimação. O presente trabalho objetiva avaliar o impacto na dose depositada no tumor com a utilização de diferentes amplitudes de movimento, arranjos de arcos, algoritmos de cálculo, rotação de colimador e energias com e sem filtro achatador.

2 FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1 Câncer de Pulmão

Em todo mundo, o câncer de pulmão contempla 13% (1,6 milhões) dos casos totais de câncer e 18% (1,4 milhões) das causas relacionadas a morte por câncer. Nos homens esse é o primeiro câncer mais comum e nas mulheres é o quarto. (PEREZ, *et al.*, 2013) Mais de 20% das mortes por câncer no Brasil pode ser atribuída ao câncer de pulmão. (SILVA, 2016) Enquanto que nos Estados Unidos essa quantidade ultrapassa 25%. (KHAN, *et al.*, 2016) Isso torna o câncer de pulmão um assunto de interesse mundial.

O câncer de pulmão de não pequenas células (NSCLC) é o tipo de tumor mais comumente diagnosticado, o qual computa 85% de todos os casos. Sua característica é o pequeno crescimento e propagação comparado com câncer de pulmão de células pequenas. NSCLC ainda pode ser do tipo escamoso ou não escamoso. Fumo, radiação ionizante, risco ocupacional, ambiente, poluição do ar são as principais causas e fatores de risco. NSCLC é associado a tosse persistente, respiração ofegante, tosse com sangue, dor ao respirar, perda de apetite, fadiga e perda de peso e é detectada utilizando alguns tipos de exames como broncoscopia ou biopsia. A taxa de sobrevivência é de 55,8% entre pacientes que recebem SBRT para esse tipo de câncer. Pulmão foi um dos primeiros sítios tratados, no século XX, com SBRT ou radioterapia ablativa estereotáxica (SABR) (BLOMGREN, *et al.*, 1995) e continua sendo o sítio mais frequentemente tratado com essa técnica.

O estudo mais definitivo a respeito do SBRT/SABR como uma terapia para câncer de pulmão foi uma análise publicada num centro holandês. (PALMA, *et al.*, 2010) Eles examinaram o padrão de tendência temporal de tratamento para paciente idosos com NSCLC estadiado 1 de 1999 a 2007. Eles dividiram o período em 3 partes: era pré-SABR (1999 a 2001), era baixa disponibilidade de SABR (2002-2004) e era alta disponibilidade de SABR (2005 a 2007). Perceberam que a introdução do SBRT coincidiu com o decréscimo de 12% no número de pacientes não tratados e um aumento na sobrevivência global em pacientes tratados com radioterapia, um aumento que não era observado em pacientes submetidos a cirurgia ou que não faziam nenhum tratamento. Dessa forma é plausível acreditar que a introdução do SBRT ofereceu uma opção de tratamento mais curativa para essa população de pacientes.

2.1.1. SBRT

As técnicas de SBRT ou SABR tem se mostrado muito eficientes no tratamento local de alguns tipos de tumores. Essa técnica requer acurácia na localização do alvo, uma efetiva imobilização, e um acompanhamento da movimentação do alvo, caso ocorra, para a deposição de dose no tumor em alguns frações (geralmente inferior a 5), enquanto protege os órgãos sadios ao redor. SBRT/SABR se tornou o padrão de tratamento para certa população de pacientes, incluindo os com câncer de pulmão em estágio inicial inoperáveis e as metástases pulmonares. (KHAN, *et al.*, 2016)

Historicamente, a radioterapia foi fracionada pois dividindo grandes doses ao longo de muitos tratamentos facilita o reparo de células normais danificadas pela radiação. Na época o fracionamento era necessário em função da disponibilidade tecnológica, porém sempre foi acompanhado de desvantagens: a célula tumoral também era beneficiada por ter tempo de reparar e repopular durante o tratamento. Existem algumas postulações a respeito de uma “nova biologia”, a hipótese de que a desvascularização leva à morte celular indireta é bem aceita e tem sido demonstrado que a morte extensa de células tumorais pode levar a uma resposta imune que poderá promover mais morte celular. (KHAN, *et al.*, 2016)

O desenvolvimento do SABR/SBRT foi possível graças ao advento da tecnologia: com o planejamento 3D, avaliação e visualização do movimento do tumor, algoritmos de cálculo de dose altamente precisos e o posicionamento através de imagens. Tendo como objetivo depositar grande dose conformada por fração no tumor enquanto utiliza um grande gradiente de dose poupando tecidos sadios. Essa técnica é uma extensão da radiocirurgia estereotáxica e tem muitas características semelhantes, incluindo a dose heterogênea dentro do tumor, alto gradiente fora do tumor, imobilização altamente eficaz e o uso de muitos feixes.

Muitas são as publicações que pesquisam o assunto, hoje em dia a SBRT/SABR tem sido investigada como uma potencial terapia em diferentes locais e em diversas populações de pacientes, sendo até comparável à cirurgia (ONISHI, *et al.*, 2011), no entanto as técnicas para o aperfeiçoamento dessa terapia continuam sendo investigadas. O esquema de fracionamento mais comum é 18 ou 20Gy em 3 frações para lesões periféricas (VIDETIC, *et al.*, 2014) e 50Gy em 5 frações para lesões centrais (BEZJAK, *et al.*, 2015).

2.1.2. Radiobiologia do hipofracionamento

Um dos princípios radiobiológicos básicos da radioterapia fracionada é a destruição das células tumorais sem comprometer tanto os tecidos normais a um ponto que exceda uma determinada tolerância. Assim, a sobrevivência celular e a forma da curva de sobrevivência é o mais importante na radioterapia. Tradicionalmente a radioterapia convencional fracionada é governada pelos 5 R: Reparo, Reoxigenação, Repopulação, Redistribuição e Radiosensibilidade.

O reparo é o R mais importante do fracionamento que descreve que as células que sofreram um dano subletal na primeira fração terão sido reparadas antes da segunda fração, e assim por diante. Outro ponto é o efeito oxigênio. As células sem oxigênio apresentam uma resistência maior a radiação do que as oxigenadas, assim é necessário cerca de uma dose 3x maior nas células hipóxicas do que em células oxigenadas. Isso excederia a dose de tolerância dos tecidos normais. Sabe-se que o tumor é constituído, em boa parte, de células hipóxicas. É de se esperar que imediatamente após a irradiação a porção oxigenada do tumor morra e a porção sem oxigênio passe a receber oxigênio (reoxigenação), de forma que numa próxima irradiação, a porção que estava hipóxica será destruída, e assim sucessivamente, até sua morte completa. Já a repopulação explica que o fracionamento permite que células normais consigam se dividir e

repopular no meio de forma que os efeitos agudos sejam reduzidos ou evitados. O problema a cerca disso é que da mesma forma que células normais se repopulam, células tumorais também. A solução seria aumentar a dose por fração, de forma que matasse mais células doentes, porém o tratamento poderia ser ineficaz se muitas dessas células estiverem sem oxigênio. O último R, redistribuição explica que as células sobreviventes após uma irradiação tendem a sincronizar seu ciclo celular. Existem fases do ciclo celular que são mais radiosensíveis (fase mitótica) que outras, assim numa próxima irradiação pode ser possível matar mais células tumorais se todas estiverem na mesma fase. (HALL, *et al.*, 2012)

Já para SBRT/SABR esses princípios não são aplicados. A radiobiologia envolvida é similar a da radiocirurgia craniana: altas doses por fração em um curto período de tempo resultam em um maior efeito biológico do que o esperado pela mesma dose total ministrada em frações convencionais. Como a dose ministrada em SBRT é essencialmente ablativa, o volume de tecido normal recebendo alta dose deve ser minimizado, o que ocorre devido a alta conformação de dose no alvo e alto gradiente além do alvo. (KHAN, *et al.*, 2014)

Enquanto a morte direta das células tumorais continua sendo importante, pesquisas recentes mostram que a morte celular indireta originada de efeitos vasculares e imunológicos do SBRT pode ser tão importante quanto a morte celular direta. (KHAN, *et al.*, 2016)

Uma grande mudança de paradigma na biologia do câncer ocorreu com a percepção de que o câncer não é apenas uma célula originada de uma divisão errada, mas o resultado de um processo complexo pelo qual as células respondem aos sinais intercelulares, ao microambiente circundante e às terapias contra ele. Uma série de trabalhos concluíram que a morte celular indireta desempenha um importante papel na resposta de tumores tratados com altas doses por fração, uma vez que essa cascata de morte é induzida pela própria radiação utilizada para tratá-los. (PARKS, *et al.*, 2012, SONG, *et al.*, 2014) A figura 1 A mostra o efeito de uma única dose de radiação na fração de células de fibrosarcoma sobreviventes, e a figura 1 B o resultados delas em 5 dias após a irradiação. O que demonstra que as células vivas 5 dias após a irradiação possuem uma fração reduzida em relação ao dia em que foram submetidas a radiação, justamente em função da morte celular indireta.

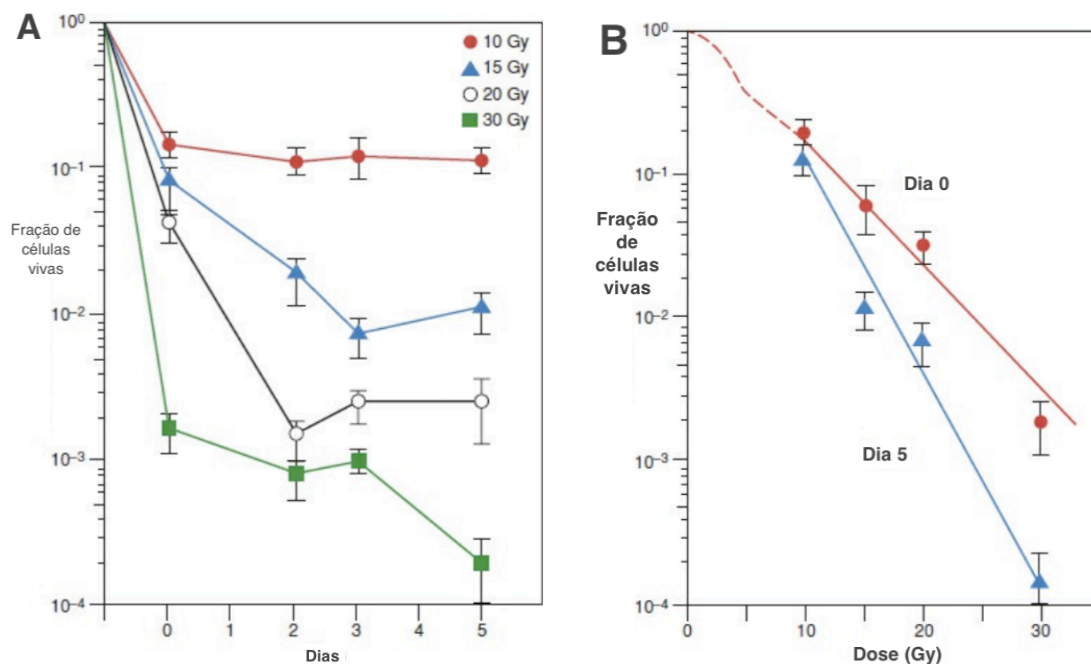


Figura 1: O efeito da dose em morte celular indireta em células de fibrosarcoma. Em A o efeito de uma única dose de radiação de 10, 15, 20 e 30Gy nas células sobreviventes; e em B a fração de células sobreviventes antes da irradiação e 5 dias após. (KHAN, *et al.*, 2016)

Outro importante ponto é a imunoterapia, o qual aproveita o poder do sistema imunológico para eliminar doenças malignas. Muitos tumores expressam antígenos associados ao tumor que podem ser reconhecidos pelas células T que tem o poder de montar uma resposta imune que causaria a destruição do tumor. Quando o paciente é tratado com radioterapia convencional fracionada, as múltiplas exposições por um período prolongado podem causar supressão ao invés de aumento da imunidade anti-tumor. Por outro lado, uma série de evidências sugerem que o aumento imunológico induzido por altas doses de radiação local provoca reações imunes anti-tumorais, especialmente quando entregue em doses ablativas. Assim, embora historicamente a radioterapia estivesse associada a imunossupressão, foi demonstrado que as doses utilizadas no SBRT/SABR induzem mudanças no ambiente tumoral que promovem um aprimoramento do sistema imunológico, fazendo com que todo o corpo se manifeste em prol da morte celular tumoral. (KHAN, *et al.*, 2016)

2.2 Simulação 4D

A tomografia computadorizada é utilizada para o mapeamento 3D do paciente. No entanto, dependendo da localização da lesão, um único scan pode não fornecer com fidelidade informações sobre a posição do tumor, uma vez que movimentos fisiológicos associados ao coração, respiração e trato gastrointestinal não são controláveis.

O movimento respiratório pode distorcer a imagem devido a introdução da componente temporal (considerado a 4ª dimensão – 4D), o que geralmente não é levado em consideração. Por exemplo, o movimento respiratório pode afetar a localização do

tumor, tornando difícil a detecção microscópica da lesão uma vez que distorce o volume alvo causando um possível erro em sua localização, como ilustrado na figura 2. Essa distorção torna-se um problema quando a imagem é utilizada para o delineamento do alvo no processo de planejamento da radioterapia, pois resulta em grandes margens ao redor do tumor, e conseqüentemente em um maior volume de tecido normal sendo tratado. Em casos de câncer de pulmão o movimento pode chegar a quase 2cm. (KEALL, *et al.*, 2006) Portanto, o movimento respiratório deve ser avaliado e considerado com cuidado.

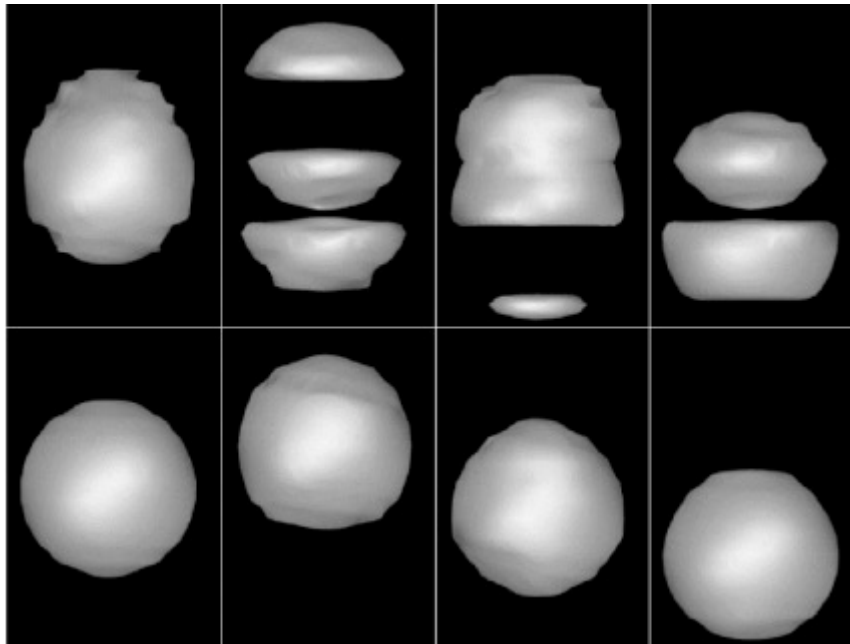


Figura 2: Exemplo de artefatos devido ao movimento temporal do alvo. (RIETZEL, *et al.*, 2005)

Uma vez que o movimento do tumor induzido pelo movimento respiratório ocorre durante a deposição de radiação, é importante estimar a posição média e amplitude dessa movimentação durante a simulação. Existem três técnicas que conseguem incluir toda a movimentação do tumor na respiração: a CT com aquisição lenta, a CT com expiração e inspiração forçada e a CT com quatro dimensões (4D). No entanto, é importante ressaltar que com essas técnicas a dose no paciente pode ser aumentada em um fator de 2 a 15 se nada for feito para otimizar a dose da CT. (KEALL, *et al.*, 2006)

2.2.1 Tomografia Computadorizada com aquisição lenta

Uma solução para obter uma tomografia representativa para tumores de pulmão periféricos é a aquisição lenta. Nesse protocolo a TC opera muito lentamente, e faz-se uma média das múltiplas aquisições de modo que são registradas várias fases da respiração por fatia. Conseqüentemente, a imagem do tumor mostrará toda sua amplitude de movimentação que ocorreu durante a aquisição, contanto que o tempo de ciclo respiratório seja menor do que a movimentação da mesa do tomógrafo. (KEALL,

et al., 2006) Essa técnica é considerada bem simples visto que é feita apenas uma aquisição o que não acrescenta complexidade ao processo como um todo em comparação com a tomografia simples.

A desvantagem desse método é a perda de resolução devido ao efeito borrado pelo movimento, o qual pode aumentar o erro do observador tanto para o delineamento do tumor como dos órgãos de risco. Devido a esse borramento, esse método só é recomendado para lesões que não estejam próximas do mediastino nem da parede torácica.

2.2.2 Inspiração e expiração forçada

Uma outra solução para obter a amplitude completa da movimentação do tumor é realizar uma aquisição na expiração e outra na inspiração do paciente durante a simulação. O grande problema acerca dessa técnica é que a mesma depende da habilidade do paciente segurar a respiração (*breath-hold*).

A técnica consiste basicamente na realização de duas aquisições, uma com o pulmão completamente esvaziado, expiração; e outra com o pulmão completamente cheio de ar, inspiração. Tendo as imagens das posições extremas do tumor, estas são fundidas, de forma que será obtido toda a amplitude de movimentação do mesmo. A vantagem dessa técnica em relação à aquisição lenta é que o borramento causado pela respiração livre é significativamente reduzido durante o *breath-hold*.

O cálculo de dose geralmente é realizado na tomografia com o pulmão completamente vazio – expiração- pois além de ser a posição do ciclo respiratório com maior período, ela subestima o volume do pulmão e por isso sobre-estima a dose efetivamente recebida pelo pulmão durante o tratamento.

2.2.3 Tomografia 4D

A tomografia computadorizada 4D (4DCT) é um método de visualização do movimento anatômico interno causado primariamente pela respiração. Com a realização desse tipo de imagem em pacientes submetidos a radioterapia de tórax, é possível avaliar o movimento do volume alvo com uma maior precisão e, com isso, adaptar a entrega de dose.

São necessários três componentes básicos para a realização da 4DCT: O CT para a aquisição da imagem, um dispositivo que monitore a respiração como na figura 3, e uma estação de processamento de imagem que junte os dois anteriores em uma só imagem. O sistema de monitoração utiliza um bloco refletor infravermelho posicionado no abdômen ou tórax (dependendo do tipo de respiração: abdominal ou torácica) e uma câmera de infravermelho. Conforme a respiração do paciente durante a aquisição, o bloquinho sobe/desce e os dados são capturados pela câmera infravermelho criando o ciclo respiratório, como se pode ver na figura 4.

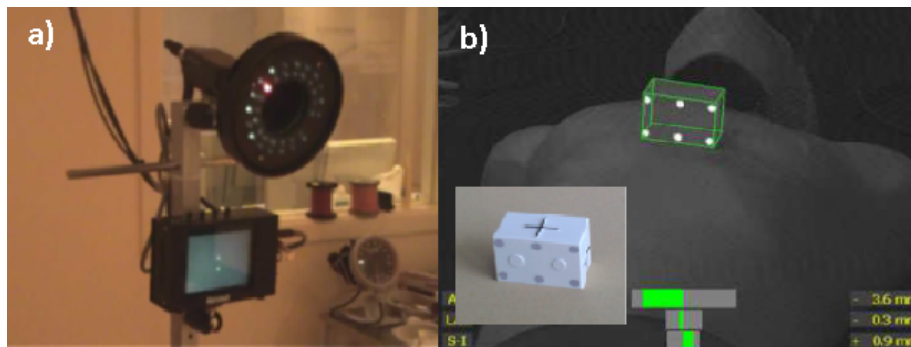


Figura 3: Dispositivo para monitorar a respiração. Em a) a câmera com infravermelho e em b) bloquinho com fiduciais refletoras.

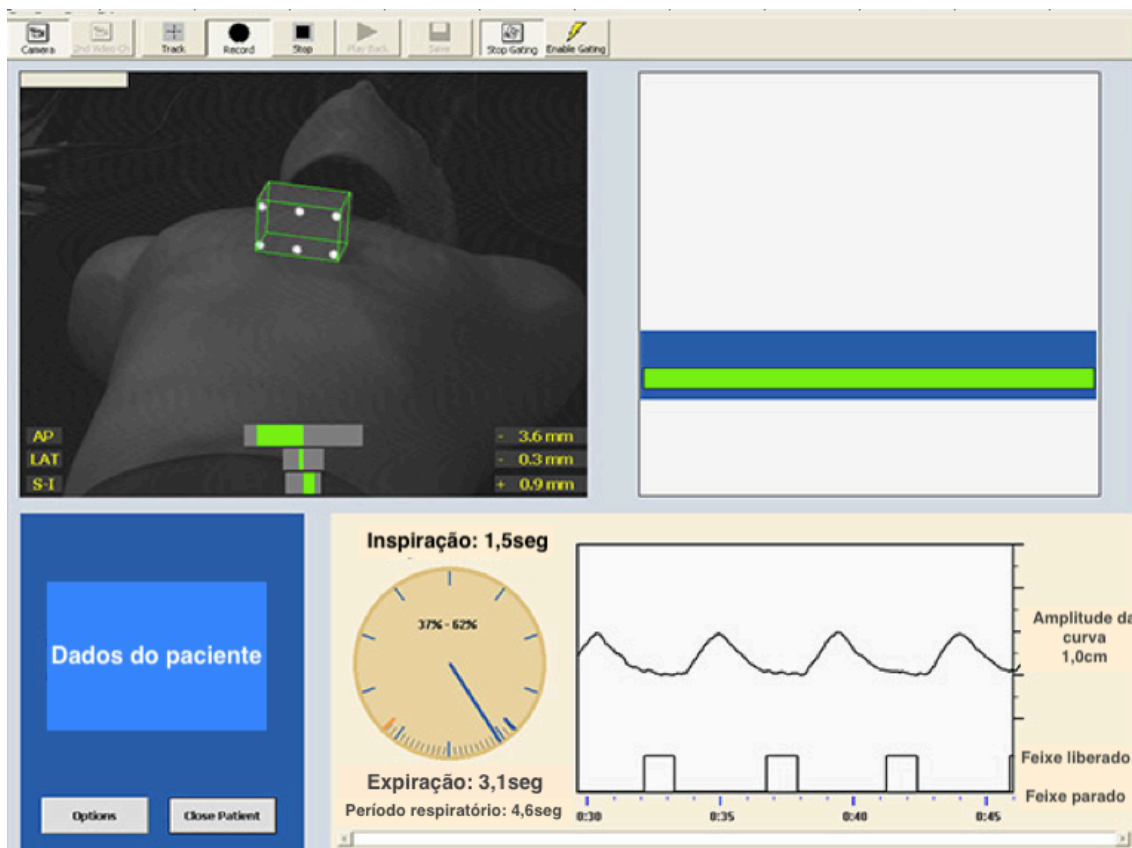


Figura 4: Exemplo de monitoração da respiração da Varian, RPM. (VARIAN, 2000)

A aquisição de dados tradicional ocorre com uma rotação completa do gantry com a mesa parada, conforme a mesa se movimenta no sentido crânio-caudal é feita a varredura de todo volume de interesse, e então, para cada fatia, as imagens são reconstruídas. No entanto, na 4DCT em uma única posição de mesa são adquiridas múltiplas imagens. A reconstrução dessas imagens é associada com o tempo em que foram adquiridas (monitoração da respiração), e os subconjuntos de imagens que correspondem ao mesmo ponto na curva respiratória são reconstruídos (Figura 5), formando um conjunto 4D de imagens, permitindo assim a visualização do movimento da lesão durante a respiração.

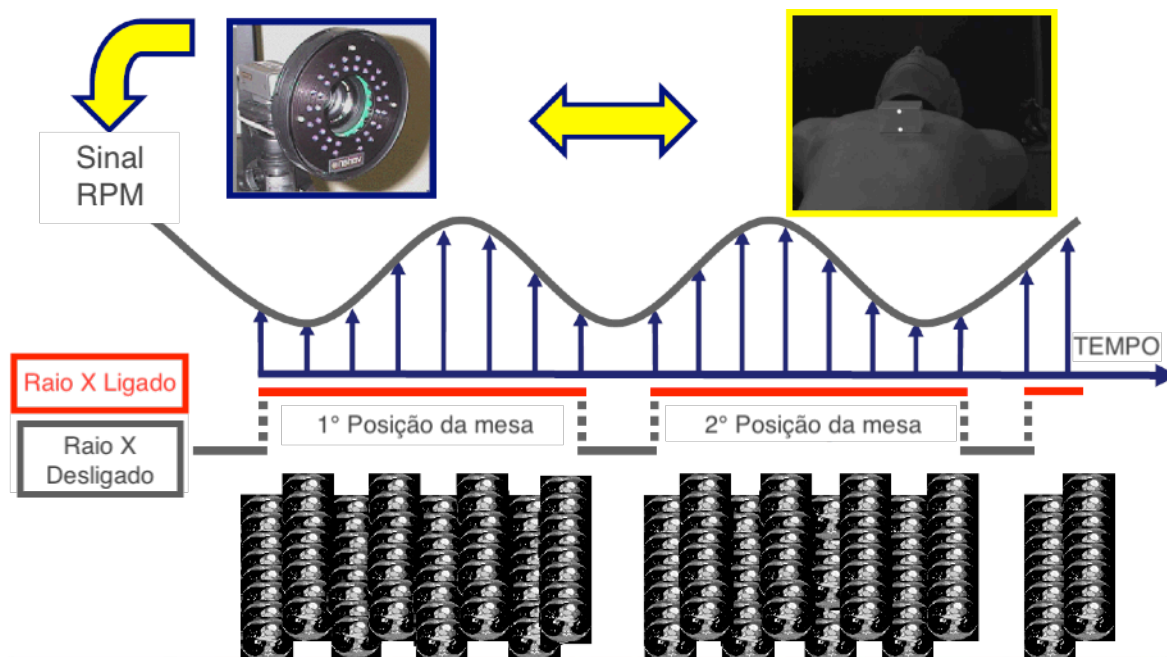


Figura 5: Reconstrução dos subconjuntos de imagem em cada fase do ciclo respiratório. (VARIAN, 2000)

A 4DCT pode se dar de duas formas: prospectiva ou retrospectiva. A aquisição prospectiva associa, ao mesmo tempo, a posição da mesa com o ciclo respiratório; e assim podem ocorrer artefatos em função de inspirações ou expirações muito intensas. Na retrospectiva as aquisições tanto das imagens como do ciclo respiratório são feitas ao mesmo tempo, porém a reconstrução 4D é realizada somente ao final do exame, o que permite que pequenas variações no ciclo respiratório sejam descartadas.

2.2.4 Comparativo entre as técnicas

O sistema RPM (*Real-time Position Management*) identifica com acurácia a fase respiratória e a reprodutibilidade do movimento periódico. A grande vantagem de usar a fase respiratória é que a fase relativa pode ser determinada para qualquer ciclo respiratório, independente da variação de amplitude. A classificação em fases resulta em informação completa do volume tratado se a aquisição for feita com o período respiratório completo em cada posição da mesa.

A técnica de aquisição lenta não é representativa do completo volume alvo, em função do efeito parcial do volume. Esse efeito de projeção parcial temporal será aumentado nas imagens levando a artefatos de movimentos significativos, impossibilitando a visualização correta do contorno da lesão. (RIETZEL, *et al.*, 2005)

Já a aquisição com inspiração e expiração forçada alcançará um volume bem maior do que numa respiração normal em função de ser os movimentos extremos do tumor. No final o volume delineado será maior o acarretará num maior volume de pulmão irradiado. Dessa forma a técnica 4DCT é a melhor disponível por imitar o movimento natural do tumor considerando uma respiração calma.

O gerenciamento do movimentação do tumor envolve a redução de sua quantidade de movimento durante o tratamento. Esse movimento é mais significativo

nas lesões pulmonares, especialmente para lesões localizadas nos lobos inferiores do pulmão. Para esses sítios o dispositivo de compressão abdominal ou técnica de retenção da respiração são algumas vezes empregadas para reduzir a quantidade de movimento do tumor durante a respiração.

O dispositivo de compressão abdominal tem a vantagem de ser relativamente simples de usar e permite que o feixe opere continuamente durante o tratamento. Geralmente, os dispositivos são montados no próprio corpo, como mostra a figura 6. A superfície anterior do paciente é comprimida logo abaixo do processo xifoide. A significância da redução do alvo é dependente da posição do tumor e da pressão aplicada no dispositivo de compressão. Como as melhorias dosimétricas obtidas usando dispositivos de compressão podem não ser tão significantes, é imprescindível que se avalie caso a caso.



Figura 6: Compressor abdominal.

A técnica que utiliza retenção da respiração frequentemente cria uma separação maior entre a parede torácica e o coração, que pode ser vantajoso nos tratamentos de mama ou parede torácica. No entanto, os métodos de apneia não são possíveis para todos os pacientes, principalmente aqueles com função pulmonar deficiente. Além disso, essas técnicas exigem um treinamento cuidadoso do paciente para sua implementação ser bem sucedida. (KHAN, *et al.*, 2014)

2.3 Acelerador Linear

Logo após sua invenção, praticamente toda máquina com tecnologia de ponta desenvolvida para pesquisas físicas foram introduzidas na medicina para realização de imagem ou tratamento de doenças. Essa tendência começou semanas após a descoberta do raio x em 1895 e evoluiu até os aceleradores lineares nos anos 50. (PODGOSARK, *et al.*, 2014)

Nos Linacs, os elétrons produzidos em “electron gun”, são acelerados ao longo de uma guia de ondas através de diferenças de potencial, o qual gradativamente incrementa a energia cinética da partícula. Após sair do guia de onda o feixe de raio x ou de elétrons é gerado. Tipicamente os aceleradores produzem energias de raio x de 6, 10 e 15MV, e elétrons de 6, 9, 12, 15 e 18MeV com uma taxa de dose que varia geralmente de 100cGy/min a 600cGy/min. O próprio feixe de elétrons pode ser usado para tratamentos de tumores superficiais, ou pode atingir um alvo para produzir raios-X para tratamento de tumores mais profundos.

Os LINACs são geralmente montados isocentricamente e seus principais componentes são: (PODGOSARK, 2005)

- a) Gerador de radiação, encerrado num cabeçote de chumbo (alvo constituído de material de número atômico alto);
- b) Gantry (braço mecânico capaz de movimentar o cabeçote ao redor do paciente em um círculo completo);
- c) Colimadores, para definir o tamanho e a forma do campo de radiação;
- d) Suporte (apoio) do gantry;
- e) Gabinete modulador;
- f) Conjunto para suporte do paciente ou mesa de tratamento móvel com três graus de liberdade;
- g) Sistema de posicionamento a base de feixe de laser para definir o posicionamento de paciente, a distância entre a fonte e o paciente (DFS) e para simular o tamanho do campo de radiação;
- h) Indicadores digitais- indicam, entre outras informações, a angulação do gantry, dimensões do campo no isocentro e o ângulo de rotação da mesa.

A figura 7 mostra a fotografia de um LINAC, indicando alguns dos seus principais componentes, bem como uma ilustração do interior do equipamento.

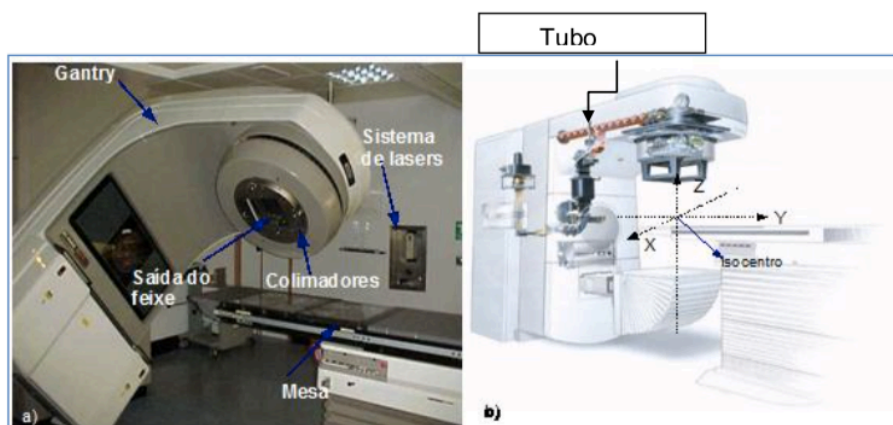


Figura 7: a) Um acelerador linear; b) Vista interna de um acelerador linear

Historicamente a distribuição de bremsstrahlung de fótons com energia na faixa de MeV possui um grande pico e demonstra variação de energia e intensidade da fluência de fótons primários com ângulo de emissão. Para compensar esse efeito são usados filtro achatadores (FF) na cabeça do acelerador linear, o que resulta numa dose uniforme a uma certa profundidade. O FF é posicionado entre o colimador primário e a câmara monitora. O fato de ter perfis de dose plano com dose homogênea ao longo do feixe facilitou o cálculo de dose do planejamento quando não se tinha um computador para executar esse cálculo.

Na década de 90, alguns grupos estudaram a possibilidade de não utilização do filtro achatador (FFF) para fótons de alta energia. O maior interesse naquele tempo era o aumento da taxa de dose para radiocirurgia e interesses físicos na característica não plana do feixe, assim como o espectro de energia e variação no fator espalhamento no

cabeçote. Naquele tempo só existia um acelerador comercial com o FF o Scanditronix racetrack microton MM50. (GEORG, *et al.*, 2011) Hoje em dia temos diversos fabricantes que produzem acelerador capazes de gerar altas taxas de doses, dentre eles o Truebeam, com a possibilidade de se atingir taxas de doses mais elevadas que chegam até 2400cGy/min com a não utilização do filtro achatador (Flattening Filter Free - FFF) utilizado para aplanar o feixe. E para realizar o controle da dose liberada, a planura e simetria do feixe são utilizadas câmaras de ionização de transmissão.

2.3.1 TrueBeam

O truebeam é uma nova classe de acelerador desenvolvido pela Varian Medical Systems. Essa nova plataforma utiliza tanto feixe plano como feixe de fótons FFF e por isso utiliza mais uma câmara de ionização para monitoração da planura e simetria. Ademais, ele é integrado com um dispositivo de imagem KV/MV com a capacidade de realizar Cone Beam Computer Tomography (CBCT).

A grande vantagem dessa máquina é a possibilidade de se atingir altas taxas de dose, graças ao FFF, o que minimiza significativamente o tempo de tratamento de pacientes submetidos a radioterapia com doses elevadas (casos de radiocirurgia, SBRT, SABR).

O FF é um dos principais elementos do cabeçote e que gera bastante espalhamento, o que aumenta com o tamanho de campo, em média ele contribui de 3%-10% da fluência total dos fótons. Com a remoção do FF, a maior fonte de espalhamento de fótons no cabeçote é eliminada, resultando em redução da variação do espalhamento com o tamanho de campo para qualquer tipo de acelerador FFF. Assim, tanto a qualidade do feixe como a distribuição de energia radial mudam. (GEORG, *et al.*, 2011)

A diferença no espectro e na energia média de feixes sem ser achatado é refletido na distribuição de dose em profundidade. A curva de dose em profundidade de energia FFF mostra uma queda de dose mais acentuada na região exponencial em relação a dose em profundidade de energia com FF. Como consequência de redução da contaminação por elétrons, a profundidade de dose máxima varia menos com o tamanho de campo do que feixes com FF. Foram reportadas diferenças na profundidade de dose máxima de feixes com e sem FF de no máximo 1mm.

Em relação aos perfis também são encontrados diferenças. Como os feixes FF são otimizados na profundidade, os perfis desses feixes geralmente exibem um pequeno “chifre” e a planura do feixe é quase perfeita. Sem o FF, o perfil muda um pouco. O pico do perfil FFF é pronunciado apenas para tamanhos de campo médios e grandes e depende da energia do feixe de fótons. Por exemplo, para um campo 4x4cm² com 6MV os perfis com e sem FF são bem semelhantes. Quanto mais alta é a energia mais pronunciado é o pico, pois existe um menor ângulo de dispersão com energias mais altas. Embora não haja nenhuma recomendação para a descrição dos picos dos perfis, a magnitude do pico não plano pode ser quantificada como a razão entre a dose máxima e a dose a 80% do tamanho de campo usado. A figura 8 mostra típicos perfis de feixe FFF para vários tamanhos de campo, medidos a 10cm de profundidade (GEORG, *et al.*, 2011)

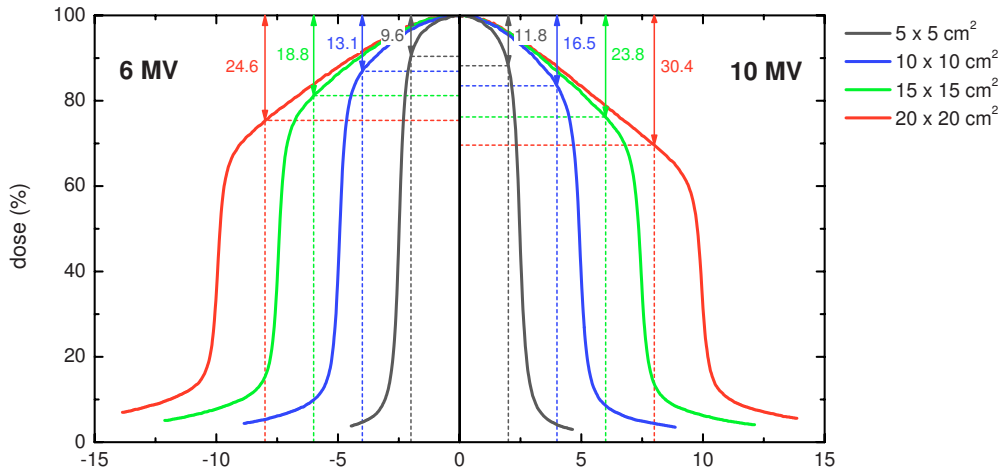


Figura 8: Perfis de dose para feixes de 6FFF e 10FFF de um acelerador a 10cm de profundidade medido com diodo. (GEORG, *et al.*, 2011)

O aumento da taxa de dose é o efeito mais óbvio quando se remove o FF. Devido a variedade de técnicas de tratamento com e sem modulação, o aumento da taxa de dose não necessariamente diminui o tempo de tratamento, pois a quantidade de UM pode vir a ser maior caso não seja restringida na otimização. Outra grande vantagem da utilização do FFF é a redução da espessura da barreira primária e secundária em 10%-20% (KRY, *et al.*, 2009) e a redução da dose por nêutrons (KRY, *et al.*, 2008), devido a significativa redução do espalhamento no cabeçote.

2.3.2 VMAT

A radioterapia volumétrica de intensidade modulada (VMAT) é uma técnica avançada que transmite a radiação através de campos de fluências moduladas enquanto o gantry gira ao redor do paciente. Durante o VMAT ocorre variação de velocidade de gantry, taxa de dose e das posições do colimador multi lamina (MLC) as quais são utilizadas para modular a fluência do feixe. Essa técnica foi desenvolvida com o objetivo de ser possível uma deposição de dose eficiente, conformada e com acurácia em um único arco, permitindo assim uma melhor distribuição de dose.

Uma abordagem clássica de tratamentos modulados, seja com IMRT e IMAT, consiste na otimização de um mapa de fluência seguido pela conformação do MLC em cada abertura de feixe (BEV). O número de unidades monitoras (UM) para cada BEV é então otimizada baseada numa função custo. Já para o VMAT a otimização de dose engloba a posição do MLC e quantidade do UM nos parâmetros da otimização. A função custo (F), equação 1, se baseia nos limites de dose e volume estipulados para alvos e órgãos de risco e prioridades.

$$F = \left[\left(\frac{1}{N} \right) \sum_{\bar{x}} w(\bar{x}) (D_0(\bar{x}) - D(\bar{x}))^2 \right]^{1/2} \quad (1)$$

Onde N é o número de interações, $w(\bar{x})$ a prioridade dado para o órgão \bar{x} , $D_0(\bar{x})$ é a dose solicitada na otimização para o órgão \bar{x} e $D(\bar{x})$ é a dose final calculada para o órgão \bar{x} .

Durante a otimização as posições de MLC e UM também são restritas até que se atinja um valor fisicamente aceitável, pois uma sobreposição de lâminas ou uma UM negativa não são possíveis de reproduzir na prática. A otimização objetiva atingir o mínimo da função custo.

O algoritmo VMAT é um mecanismo que usa amostragem progressiva da posição do gantry e MLC. A configuração instantânea do MLC é definida em cada amostragem, e o número de UM para cada intervalo de amostragem atribuída a configuração do MLC. No início da otimização, é utilizada uma amostragem grosseira das posições do gantry para modelar o alcance da rotação do gantry. As amostras estão incluídas no início e final do intervalo com amostras distribuídas entre os intervalos, como mostra a figura 9. Após determinado número de interações, são adicionadas novas amostras entre as posições do gantry já otimizadas. As posições de MLC são interpoladas linearmente entre as amostras adjacentes assim como a UM também é reduzida para acomodar as novas amostras. A cada momento uma nova amostra é introduzida, e o algoritmo otimiza continuamente tanto a amostra nova como a antiga, ganhando resolução.

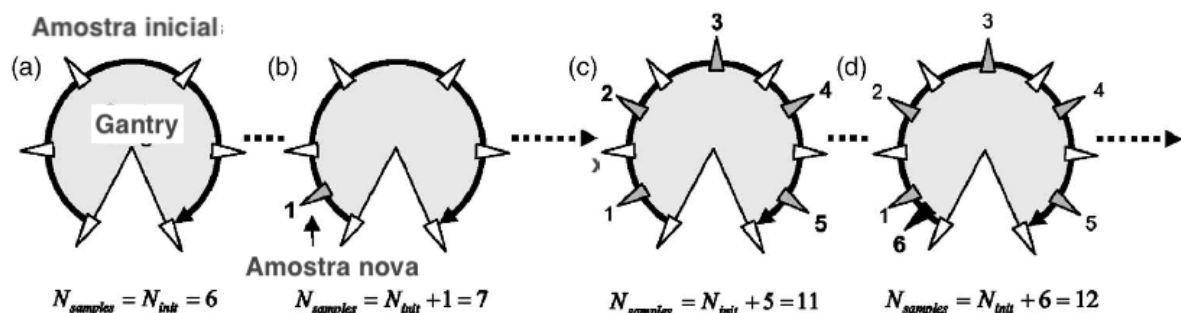


Figura 9: Continua movimentação do gantry e MLC modelado como uma série de posições estáticas em (a) sendo o N amostral igual ao N inicial que equivale a 6 no exemplo. No processo de otimização é introduzido uma nova amostra entre a primeira e segunda amostra já existente em (b), assim o N amostral é acrescido de 1 ao N inicial e fica equivalente a 7 no exemplo. Em seguida, novas amostras são introduzidas em (c) para abranger toda gama de movimentação do gantry. A próxima amostra e é adicionada em (d), e todo o processo se repete até a amostragem desejada ser alcançada. (OTTO, 2008)

O MLC é um dispositivo amplamente utilizado que permite a modulação do feixe. Para minimizar a transmissão entre as lâminas adjacentes, a maioria dos MLC utilizam o artifício *Tongue & Groove*, na qual a face de uma lâmina tem uma porção sobressalente chamada tongue e a adjacente possui uma porção rebaixada denominada groove. Embora haja uma redução na transmissão entre as lâminas, cria um efeito dosimétrico importante. (GALVIN, *et al.*, 1993) A transmissão do feixe pela lâmina se

torna mais complexa e depende diretamente de onde o feixe atravessa seu perfil, como mostra na figura 10.

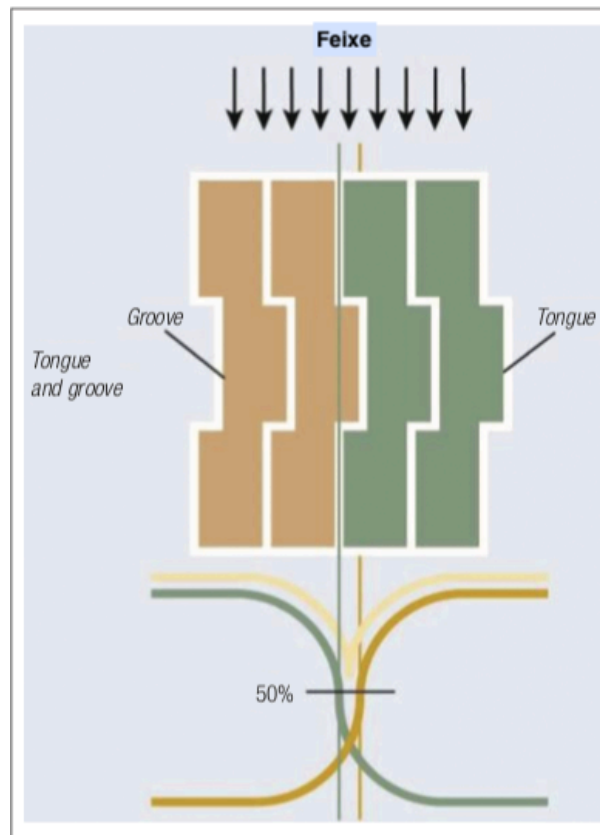


Figura 10: Vista do colimador MLC mostrando o efeito tongue and groove. (CASTRO, *et al.*, 2012)

2.3.3 Planejamento Radioterapia

Para a avaliação tanto da cobertura do alvo como do risco de complicações, é imprescindível o contorno de todos os alvos e OARs. A definição do volume é um pré-requisito para um planejamento de tratamento e para a transmissão exata da dose. A figura 11 exemplifica os volumes alvos que são utilizados para o planejamento segundo ICRU 62. (ALLISY, *et al.*, 1999)

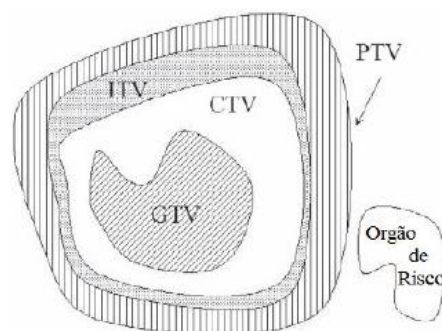


Figura 11: Representação gráfica dos volumes de interesse. (MAYLES, *et al.*, 2007)

O GTV (Gross tumor volume) é o volume que demonstra a dimensão e localização do tumor. O GTV consiste do tumor primário e metástase, é a parte da célula tumoral mais densa e é determinado pelo exame clínico ou exame de imagem (tomografia computadorizada, ressonância magnética).

O CTV (Clinical target volume) é o volume do tecido que inclui a área que cerca diretamente o GTV, que pode conter doença microscópica (sub clínica) e necessitam serem tratadas. Normalmente este volume é expresso com uma margem fixa do GTV de 0, 1 ou 2 cm dependendo do caso.

O ITV (Internal target volume) é uma margem dada ao CTV ou diretamente ao GTV, que leva em consideração as variações no tamanho e posição do CTV em relação ao quadro do paciente de referência, ou seja, variações devido aos movimentos de órgãos como a respiração e conteúdo de bexiga ou do reto.

As distribuições de dose representam situações estáticas e não refletem as incertezas no posicionamento do alvo em relação ao feixe. Se não forem levadas em conta margens para englobar essas incertezas, algum tecido pode se mover durante o tratamento para dentro ou fora do feixe terapêutico resultando em sobre ou sub dosagem.

Para evitar desvios significantes da dose prescrita no CTV ou ITV deve-se adicionar uma margem que englobe variações de posição, tamanho e forma do tecido, bem como variações na posição do paciente e feixe, intra e interfração. Assim o PTV (Planning target volume) é uma margem do CTV ou ITV que considera todas essas incertezas e variações e é usada para o planejamento do tratamento do paciente.

O OAR (Organ at risk) é um órgão sadio que está localizado ao redor do alvo. A dose recebida de um tratamento pode ser significativa para ele comparado com sua tolerância, assim é imprescindível que seja avaliado minuciosamente e se necessário levará a uma mudança no arranjo do feixe ou na dose fornecida.

2.3.4 Planejamento SBRT de pulmão

O planejamento do SBRT é similar ao SRS (radiocirurgia estereotaxica) no qual um alto gradiente de dose existe dentro do PTV. Esse alto gradiente permite uma queda rápida de dose fora do PTV, evitando doses maiores nos tecidos normais. A adição de novas incidências de feixes, incluindo aqueles não coplanares, pode também ajudar a aumentar o gradiente nas bordas do PTV. Para tratamentos de pulmão, é recomendável o uso de baixas energias (<10MeV) por gerar uma menor penumbra devido ao reduzido transporte de elétrons em meios de baixa densidade.

Em função do alto gradiente presente nos planos de SBRT, é importante calcular a dose em uma grade de cálculo adequada para cada modalidade. Muitos trabalhos relatam aumento de erros com o aumento da grade de cálculo, chegando até 6% para casos com espaçamento de 4mm. (BENEDICT, *et al.*, 2010, CHUNG, *et al.*, 2006) O report do *Task Group 101* da AAPM recomenda o uso do grid de cálculo de 2mm ou menos para planos de SBRT. (BENEDICT, *et al.*, 2010)

Como o SBRT envolve campos pequenos, é importante que o algoritmo de cálculo considere o espalhamento lateral dos elétrons na presença de meios

heterogêneos. E para o caso específico de pulmão, é importante que o algoritmo de cálculo seja adequado para prever a dose na presença da interface tecido-pulmão.

A prescrição é tipicamente designada para fornecer dose ablativa que é efetivamente muito maior do que aquela dada em regime de fracionamento convencional. Assim como a radiocirurgia, a dose planejada na SBRT é geralmente prescrita em isodoses mais baixas que a radioterapia convencional, por exemplo ente 60% a 90%. Entretanto, altas doses (pontos quentes) devem ocorrer dentro do alvo e não em tecidos normais adjacentes.

Para verificar se o planejamento está adequado ou não é necessário verificar uma série de parâmetros estipulados pelo protocolo, dentre eles a dose máxima do planejamento que deve estar 100% dentro do PTV; A isodose de prescrição que deve ser tal que 95% do volume do alvo seja coberta por ela e 99% do volume do PTV receba no mínimo 90% da dose de prescrição; o índice de conformidade do PTV dado pela razão entre o volume da isodose de prescrição e o volume do PTV e é idealmente menor do que 1,2; A dose a 2 cm ou mais do PTV, o índice de gradiente (R50) dado pela razão entre o volume da isodose de 50% da prescrição pelo volume do PTV e o volume de pulmão recebendo 20Gy é dado pela tabela 1 traduzida do protocolo do RTOG0813. (VIDETIC, *et al.*, 2014)

Tabela 1: Valores ideais ou aceitáveis do índice de conformidade, índice de gradiente, dose a 2cm do PTV e volume de pulmão recebendo dose de 20Gy ou mais, em função do volume do PTV. (VIDETIC, *et al.*, 2014)

Volume de PTV (cm ³)	Índice de conformidade		Índice de gradiente		Dose a 2cm do PTV (% da prescrição)		% de volume de pulmão recebendo 20Gy ou mais	
	Desvio		Desvio		Desvio		Desvio	
	ideal	aceito	ideal	aceito	ideal	aceito	ideal	aceito
1,8	<1,2	<1,5	<5,9	<7,5	<50,0	<57,0	<10	<15
3,8	<1,2	<1,5	<5,5	<6,5	<50,0	<57,0	<10	<15
7,4	<1,2	<1,5	<5,1	<6,0	<50,0	<58,0	<10	<15
13,2	<1,2	<1,5	<4,7	<5,8	<50,0	<58,0	<10	<15
22,0	<1,2	<1,5	<4,5	<5,5	<54,0	<63,0	<10	<15
34,0	<1,2	<1,5	<4,3	<5,3	<58,0	<68,0	<10	<15
50,0	<1,2	<1,5	<4,0	<5,0	<62,0	<77,0	<10	<15
70,0	<1,2	<1,5	<3,5	<4,8	<66,0	<86,0	<10	<15
95,0	<1,2	<1,5	<3,3	<4,4	<70,0	<89,0	<10	<15
126,0	<1,2	<1,5	<3,1	<4,0	<73,0	<91,0	<10	<15
163,0	<1,2	<1,5	<2,9	<3,7	<77,0	<94,0	<10	<15

Existem uma série de definições propostas para o índice de homogeneidade. Porém, como descrito pelo ICRU 83, recomendações relativas ao IMRT, as definições de dose máxima e mínima mudaram para 2% e 98%; assim, o índice de homogeneidade sugerido passou a ser a razão entre a diferença do D2 e D98 pelo D50. Quanto mais

próximo de zero o índice de homogeneidade, mais homogêneo é o planejamento. (ICRU, 2010)

Assim como existem critérios para a cobertura do alvo, existem limitações de doses dos órgãos de risco, de forma que a função dos tecidos sadios seja preservada após o tratamento de radioterapia. A prescrição de dose pode variar de dose única até 8 frações, dependendo da localização da lesão, e portanto os órgãos de riscos também tem suas limitações variadas para cada tipo de fracionamento. No anexo estão as tolerâncias dos órgãos de risco, segundo o RTOG0813, para cada tipo de fracionamento.

2.4 Sistema de planejamento

O sistema de planejamento utiliza dados inseridos de medidas dosimétricas da máquina para o cálculo de dose absorvida no paciente. Para tal é necessário que todas as informações do paciente estejam disponíveis, como contorno do corpo, densidade de estruturas relevantes, localização e extensão do volume alvo. Todas essas informações são necessárias para o cálculo dosimétrico seja ele manual ou automático. Com o advento da tecnologia, se faz essencial a utilização de algoritmos de cálculos que sejam capazes de alcançar uma maior aproximação com a realidade.

2.4.1 Algoritmos de cálculo

O método de Monte Carlo (MC) é considerado o método de cálculo que possui maior acurácia para o cálculo de dose no planejamento de radioterapia. Ele é uma simulação estatística baseada em amostragem aleatória e assim é possível resolver o transporte da radiação de forma coesiva, pois simula o caminho de um grande número de partículas individuais usando distribuição probabilística aleatória governada pelos processos físicos individuais. O MC é, portanto, capaz de calcular com precisão a dose no meio sob qualquer circunstância. (KAN, *et al.*, 2013) No entanto, devido ao elevado tempo computacional para a simulação de técnicas complexas, a utilização do método de MC é inviável no ambiente clínico.

Os sistemas de planejamentos utilizam algoritmos para o cálculo da dose que tentam se aproximar ao MC. Os dois algoritmos disponíveis no Eclipse, sistema Varian, são Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) e o Acuros XB.

2.4.1.1 Algoritmo Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)

Com a complexidade das técnicas modernas de tratamento radioterápico tornou-se necessária uma maior acurácia e velocidade no cálculo de dose principalmente em regiões heterogêneas. Para suprir tal demanda, foi desenvolvido o algoritmo de cálculo AAA.

O modelo de cálculo de dose AAA é composto pela configuração do algoritmo e pelo cálculo de dose em si. O primeiro é utilizado para determinar os parâmetros físicos básicos empregados na caracterização da fluência e espectro de energia dos fótons e elétrons presentes no feixe clínico bem como suas propriedades fundamentais de espalhamento na água. Embora alguns desses parâmetros possam ser medidos com uma

boa acurácia, não é viável a determinação de todos eles. Assim, o AAA pré-computa os parâmetros usando a simulação de Monte Carlo e depois ajusta aos valores medidos clinicamente na configuração dos dados. Dessa forma, a determinação dos parâmetros físicos essenciais para o cálculo de dose com AAA são garantidos de forma rápida e com alta acurácia.

O cálculo de dose é baseado em modelo de convolução dividido em pequenos elementos de feixe (beamlets) para fótons primários e secundários, contaminação de elétrons e fótons espalhados do filtro físico. A distribuição de dose final é obtida pela superposição da dose calculada com elétrons e fótons de cada beamlet, como mostra a figura 12. Ademais, o AAA considera a heterogeneidade dos tecidos anisotropicamente, ao redor do ponto de interação. (SIEVINEN, *et al.*, 2010)

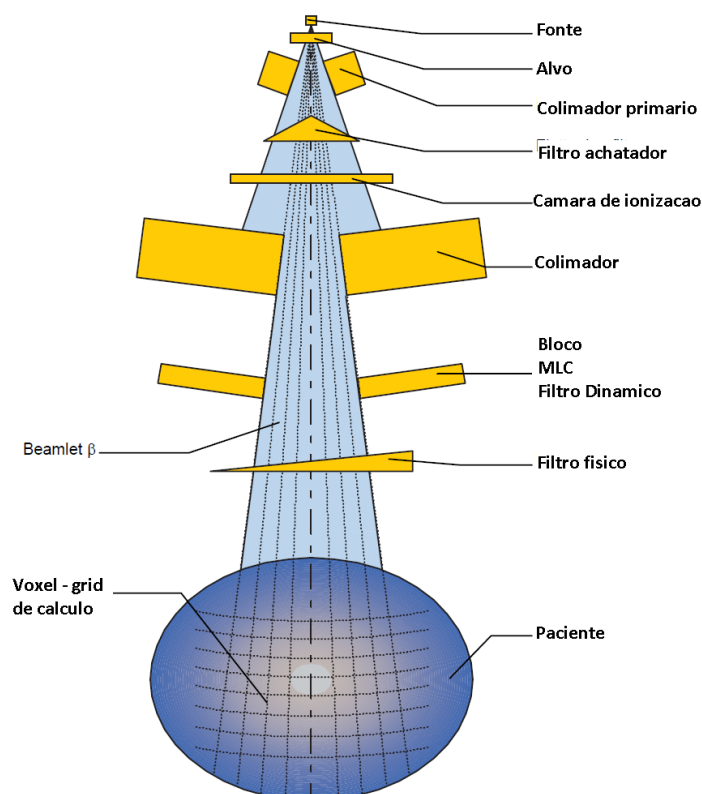


Figura 12: Componente da unidade de tratamento. (SIEVINEN, *et al.*, 2010)

2.4.1.2 Algoritmo Acuros XB (AXB)

A equação de transporte de Boltzmann (BTE) descreve o comportamento macroscópico das partículas de radiação (nêutrons, fótons, elétrons, etc.) conforme passam e interagem com o meio. A forma linearizada da BTE (LBTE) considera que as partículas só interagem com o meio em que estiver passando e não interagem entre si. A fluência angular do elétron é obtida primeiro com a solução da LBTE e, em seguida, a dose é gerada usando a secção de choque de deposição macroscópica (energia eletron) e a densidade do meio. Assim a solução da LBTE forneceria a exata dose no volume.

O algoritmo Acuros XB (AXB) usa uma técnica sofisticada para resolver a LBTE e considera diretamente os efeitos da heterogeneidade no cálculo de dose do

paciente. O algoritmo promove acurácia comparável ao método de Monte Carlo para toda a faixa de energia de fótons, 4MV-25MV, produzida pelo acelerador linear com elevada velocidade e sem ruído estatístico, ou seja, tanto o método de Monte Carlo como o AXB convergem em uma solução parecida para a LBTE.

Ademais, o cálculo com Acuros XB é sensível ao número de campos num plano, assim o cálculo de dose em plano com a técnica VMAT possui velocidade superior ao AAA. Esse algoritmo de cálculo de dose usa o mesmo modelo de múltiplas fontes do AAA. (FAILLA, *et al.*, 2010)

2.4.2 Correção de heterogeneidade

A presença de diferentes heterogeneidades no meio, como gordura, osso, músculo, pulmão e ar, pode produzir mudanças na distribuição de dose, dependendo da quantidade e do tipo de meio, além da qualidade da radiação. (KHAN, *et al.*, 2016)

Os efeitos da heterogeneidade podem ser classificados em duas categorias: mudanças na absorção do feixe primário e fótons espalhados e mudanças na fluência de elétrons secundários. Mudanças na distribuição de fótons espalhados altera com uma maior intensidade a distribuição de dose próximo da heterogeneidade do que longe dela. Por outro lado, mudanças na fluência de elétrons secundários altera a dose dentro e na borda dos tecidos heterogêneos.

Para feixes de raio-x de megavoltagem, onde o efeito Compton predomina, a atenuação do feixe é governada pela densidade eletrônica (numero de elétrons por cm^3). Assim, a profundidade equivalente é suficiente para calcular a transmissão através do meio não homogêneo. No entanto, próximo a borda ou na interface a distribuição é mais complexa. (KHAN, *et al.*, 2014)

2.5 Câmara de Ionização

Nas câmaras de ionização a energia depositada pela radiação ionizante produz pares de íons. Quando o ambiente dentro da câmara é um gás são utilizados eletrodos carregados para coletar esses pares, através de voltagens aplicadas neles. A voltagem deve ser alta o suficiente para garantir que todos os pares de íons gerados sejam coletados e baixa o suficiente para evitar a produção de pares de íons secundários pelo movimento dos pares gerados. As correntes são medidas com a ajuda de um eletrômetro o qual converte o sinal da câmara de ionização em corrente alternada que é amplificada por um amplificador.

A câmara de ionização cilíndrica possui eletrodo de baixo numero atômico num meio de ar. Geralmente ocorre uma coleta entre 95-100% das cargas dentro do volume sensível. O eletrodo de guarda protege o sinal contra corrente de fuga e sinais de ionização proveniente de regiões com campo elétrico pequeno ou distorcido.

A dose média (D) depositada dentro do volume de ar sensível (v), é relacionada com a carga coleta (Q) por: (SECO, *et al.*, 2014)

$$Q = \frac{P_{ion}e\rho vD}{W} \quad (2)$$

Onde P_{ion} é o fator de correção para recombinação iônica, e é a carga do elétron, ρ é a densidade do ar e W é a energia média necessária para produzir um par de íon no ar.

A recombinação ocorre quando elétrons e íons liberados pelo campo de radiação combinam-se dentro do volume sensível o que reduz a quantidade de carga coletada dependendo do campo elétrico e da distância percorrida pelas partículas carregadas entre a produção e recombinação. Aumentando a voltagem aplicada nos eletrodos, o efeito da recombinação é reduzido. O fator de correção para recombinação pode ser determinado segundo protocolo TRS398, variando a voltagem aplicada. (IAEA, 2006)

A coleta incompleta de carga da câmara de ionização ocorre em todos os feixes, mas geralmente a recombinação é muito pequena em feixes achatados; Já em feixes FFF a magnitude da recombinação pode ser maior, chegando até 2% para feixes de 10MV FFF. No entanto, a variação da recombinação é dependente da dose por pulso e não da taxa de dose, e como a dose por pulso não afeta a taxa de dose, a eficiência de coleta deve permanecer consistente a varias taxas de doses, não afetando as medidas com feixe FFF. (CHANG, *et al.*, 2012)

2.6 Quasar

O fantoma Quasar (Modus Medical Devices, London, ON, Canada), figura 13, é um fantoma que simula o movimento respiratório do pulmão, sendo utilizado para realizar teste de garantia da qualidade em sistema de radioterapia. Ele foi projetado para mover inserções cilíndricas na direção superior/ inferior dentro de um cilindro oval com formato de um tórax a velocidades e amplitudes variáveis.



Figura 13: Fantoma Quasar (Modus Medical Devices, London, ON, Canada).

2.7 Estatística

A estatística fornece-nos as técnicas para extrair informações de dados, os quais são muitas vezes incompletos, na medida em que nos dão informação útil sobre o problema em estudo, sendo assim, é objetivo da estatística extrair informações dos dados para obter uma melhor compreensão das situações que representam.

Por vezes é conveniente exprimir a variabilidade em termos relativos, isto porque, por exemplo, um desvio padrão de 10 pode ser insignificante se a observação típica é 10000, mas altamente significativo para uma observação típica de 100.

Torna-se então uma medida relativa da variabilidade, comparando o desvio padrão com a média. Esta medida é o coeficiente de variação.

$$CV = \frac{\text{Desvio padrão amostral}}{\text{Média amostral}} \times 100\% \quad (3)$$

A grande utilidade do coeficiente de variação é permitir a comparação da variabilidade de diferentes conjuntos de dados.

Os testes de hipótese constituem uma forma de inferência estatística. Hipóteses são afirmações sobre parâmetros populacionais e são testadas para ver se são consideradas verdadeiras ou não.

O teste t de student é basicamente um teste de hipótese que usa conceitos estatísticos para rejeitar ou não uma hipótese nula quando a estatística de teste (t) segue uma distribuição t-Student, distribuição normal em que a variância da população é desconhecida. Este, ou simplesmente teste t é o método mais utilizado para se avaliar as diferenças entre as médias entre dois grupos.

Para verificarmos se a diferença encontrada em um teste diagnóstico possui significância estatística busca-se o valor p ou p-value, denominado o nível descrito, que tem relação direta com o poder do teste. Pode ser definido como a “probabilidade mínima de erro ao concluir que existe significância estatística”

Um resultado é dito estatisticamente significativo quando o p-value encontrado é menor que o erro tipo I estabelecido como “aceitável”, em geral 0,05 (5% de chance de erro, ou seja, de concluir que a diferença encontrada é significativa quando na realidade reflete apenas o acaso). Significância estatística, entretanto, não é necessariamente o mesmo que significância clínica.

3 MATERIAL E MÉTODO

Para a realização desta pesquisa foram utilizados um tomógrafo Somatom Definition AS com 8 canais junto com o sistema de RPM da Varian para a realização da tomografia 4D; o fantoma Quasar (Modus Medical Devices, London, ON, Canada), um conjunto dosimétrico composto de uma câmara de ionização tipo farmer com volume de $0,65\text{cm}^3$ (FC65G - Iba dosimetry,) e eletrômetro (DOSE-1 - Iba Dosimetry), calibrados pelo laboratório nacional de metrologia das radiações ionizantes em julho de 2017, o sistema de planejamento Eclipse da Varian (Versão 13) e o acelerador linear TrueBeam.

3.1 Tomografia 4D Quasar

O fantoma Quasar foi posicionado na mesa do tomógrafo junto com a câmara de ionização e alinhado pelo laser. Foi adicionado a câmara infravermelha e o bloquinho com seis pontos refletivos posicionado acima do insert do Quasar para monitorar o movimento da câmara de ionização dentro do fantoma, como mostra a figura 14. A imagem foi adquirida com 3mm de espessura, figura 15, bem como a “curva respiratória do fantoma”, figura 16. As imagens foram exportadas para o sistema de planejamento para cálculo de dose.

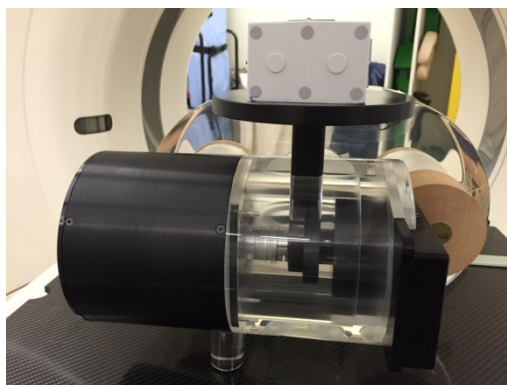


Figura 14: Montagem do fantoma Quasar junto com o bloco, refletor infravermelho na mesa do tomógrafo Siemens Definition AS.

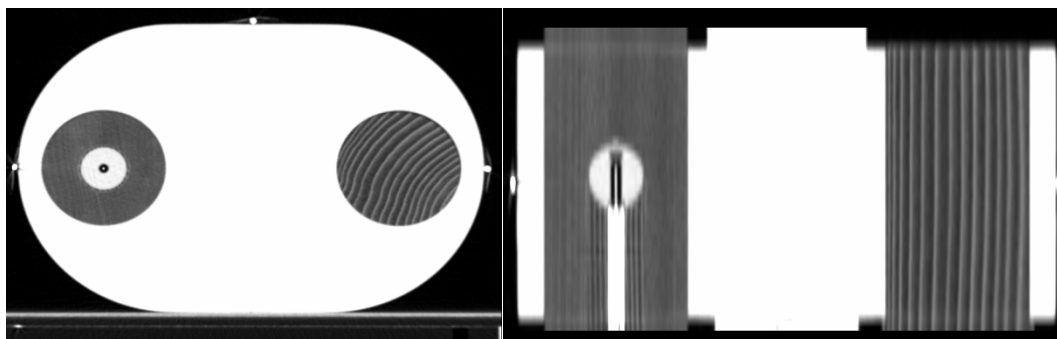


Figura 15: Imagem tomográfica do Quasar em (a) um corte transversal e em (b) um corte frontal.

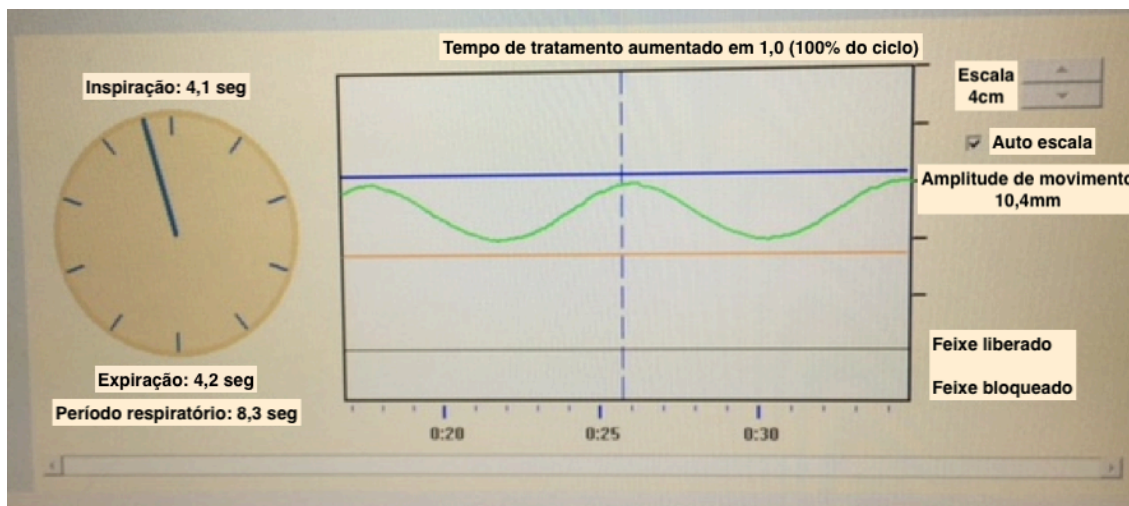


Figura 16: Ciclo respiratório do fantoma Quasar utilizando 8,3 segundos.

Em seguida, as imagens do Quasar foram importadas pelo sistema de planejamento Eclipse e a câmara de ionização foi delineada. Essa imagem foi utilizada para gerar o controle de qualidade, retrospectivamente, dos planejamentos de SBRT das imagens tomográficas de tumores de pulmão utilizados neste trabalho. Ou seja, cada planejamento foi recalculado na tomografia desse fantoma de forma que fosse possível comparar a dose média na câmara de ionização calculada pelo sistema de planejamento com a dose medida experimentalmente

3.2 Planejamento

Foram utilizados imagens de 5 tumores de pulmão para as avaliações realizadas neste trabalho. A tabela 2 resume os volumes de PTV, fracionamento utilizado e localização do tumor. Os volumes referentes aos órgãos de risco que estivessem próximos ao tumor, a lesão em si e uma estrutura auxiliar (VIDETIC, et al., 2014) foram delineadas pela dosimetrista, médico radio-oncologista e física médica respectivamente no sistema de planejamento Eclipse. Para avaliação dos órgãos de risco foram delineados a aorta, coração, arco costal em risco (mais próxima da lesão), esôfago, medula, pele, pulmão ipsilateral e contralateral e traqueia. Para avaliação da cobertura do tumor, este foi delineado no janelamento utilizado comumente em câncer de pulmão e em 10 fases do ciclo respiratório. Em seguida, foi gerada uma estrutura acumulativa dessas 10 fases representando o ITV e uma margem de 5mm em todas as direções do ITV representando o PTV. A estrutura auxiliar utilizada tanto para o planejamento como para avaliação de dose foi uma casca a 2cm a partir do PTV.

Tabela 2: Resumo dos planejamentos de SBRT

	Volume PTV (cm ³)	% do PTV dentro do pulmão	Dose	Localização do tumor
Tomografia 1	3,35	74,6%	54Gy em 3fr	Lóbulo superior direito adjacente a parede torácica anterior
Tomografia 2	46,77	44,9%	54Gy em 3fr	Lóbulo superior direito adjacente a parede torácica posterior
Tomografia 3	17,36	58,4%	54Gy em 3fr	Lóbulo superior esquerdo adjacente a parede torácica posterior
Tomografia 4	29,40	48,6%	54Gy em 3fr	Lóbulo superior direito adjacente a parede torácica posterior
Tomografia 5	39,18	31,6%	54Gy em 3fr	Lóbulo medial direito adjacente a parede torácica posterior

Os planejamentos foram realizados seguindo o protocolo do RTOG (VIDETIC, *et al.*, 2014) tanto para cobertura do PTV como para as restrições de dose nos órgãos de risco. Todas as otimizações foram realizadas no sistema de planejamento Eclipse com o Photon Optimizer versão 13.6.23 (PO_13623), levando em conta a correção de heterogeneidade, um grid de cálculo de 0,20cm e dois algoritmos de cálculo: Acuros External Beam versão 13.6.23 (AcurosXB_13623) e Anisotropic Analytical Algorithm versão 13.6.23 (AAA_13623). Para as normalizações considerou-se que 100% da dose prescrita cobriria 95% do volume alvo, no caso PTV.

Todas as otimizações foram realizadas da mesma forma (mesmos “pedidos” de restrição de dose para órgãos de risco e cobertura do alvo) para cada caso individualmente de forma que se pudessem avaliar diferentes disposições de campo, energia e algoritmo. Essas avaliações foram realizadas da seguinte forma: Primeiro foi feito uma comparação entre os algoritmos de cálculo AAA e AXB; Segundo foi feito uma comparação entre as energias 6MV, 6MVFFF e 10MVFFF; Terceiro foi feito uma comparação entre os números de control points utilizados na otimização do VMAT representados pela amplitude dos arcos mostrada na figura 17: 356 control points (2 arcos completos), 178 control points (1 arco completo), 196 control points (2 semi arcos com 180°) e 228 control points (2 semi arcos com 180° + 30° e/ou 2 semi arcos com 180° + 60°); Quarto foi feito uma comparação entre as diferentes rotações do colimador (0°, 10°, 20°, 30°, 45° e 90°) para um arco completo e 2 semi arcos com 180° bem como as energias 6MV, 6MVFFF e 10MVFFF.

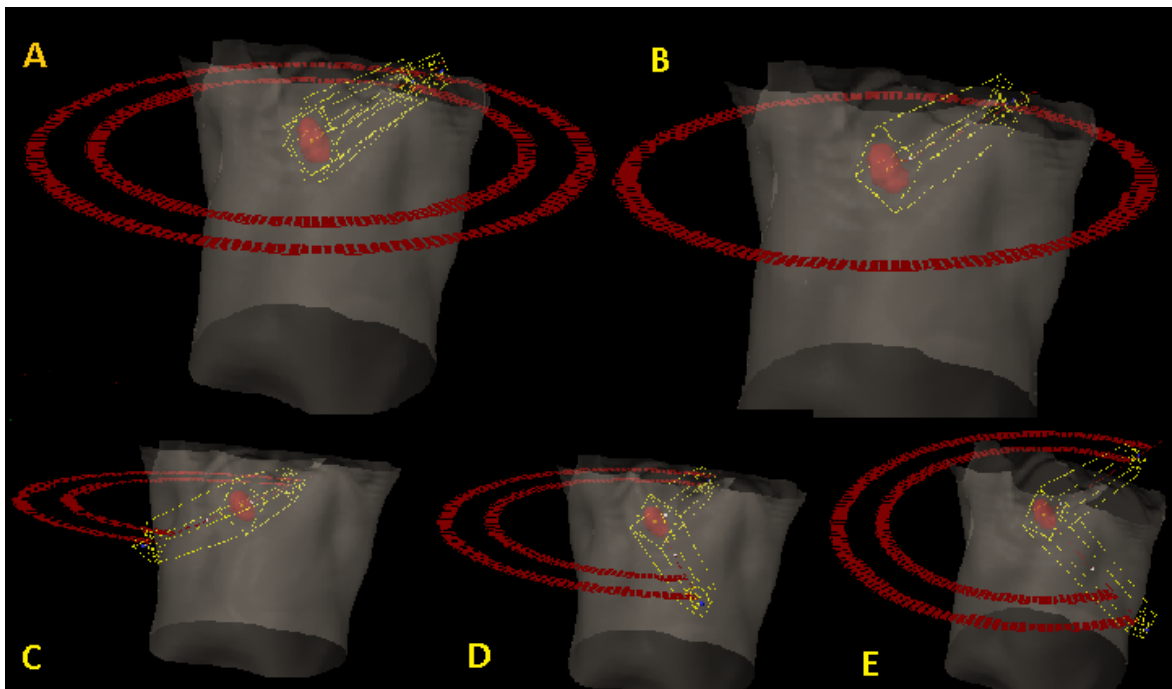


Figura 17: Disposições dos arcos utilizados, em (a) 2 arcos completos, (b) 1 arco completo, (c) 2 semi arcos com 180° , (d) 2 semi arcos com $180^\circ + 30^\circ$ e em (e) 2 semi arcos com $180^\circ + 60^\circ$.

Para cada comparação realizada foram verificados os valores de unidade monitora (UM), tempo de tratamento em minutos, dose máxima do plano, índice de homogeneidade segundo ICRU 83 (ICRU, 2010), índice de conformidade segundo RTOG, razão entre volume da isodose de 50% da prescrição e volume do PTV e dose a 2cm do PTV (VIDETIC, *et al.*, 2014), curva de prescrição, número de conformidade, dose máxima (representado por $0,03\text{cm}^3$ de volume) em arco costal, medula, esôfago, pele; dose que cobre um volume de 5cm^3 em esôfago e costela, dose que cobre um volume de $0,35\text{cm}^3$ e $1,2\text{cm}^3$ da medula e o volume que recebe 20Gy em pulmão. Todas as descrições avaliadas representam os limites de dose em cada órgão para o fracionamento de SBRT.

3.3 Medidas

Para realização das medidas foi utilizado o acelerador linear TrueBeam, o fantoma Quasar e a câmara de ionização. O quasar foi posicionado na mesa do truebeam junto com a câmara de ionização, o barômetro e o termômetro, figura 18.



Figura 18: Posicionamento do Quasar na mesa do acelerador linear Truebeam.

Antes de cada medida foi realizado um CBCT para o preciso alinhamento da câmara de ionização de forma que fique na mesma posição em que foi adquirida a imagem tomográfica do quasar. Após, foram realizadas medidas com a câmara de ionização parada (posição 0,0cm) e com o detector em movimento com amplitude de 0,5cm, 1,0cm, 1,5cm e 2,0cm a uma velocidade de 7,2BPM (batimentos por minuto), figura 19. Em cada medida foram anotadas a temperatura e pressão para a correta correção do K_{tp} e utilizado o fator de calibração da câmara para o cálculo de dose absoluta. Estas medidas foram realizadas na mesma tensão de calibração.

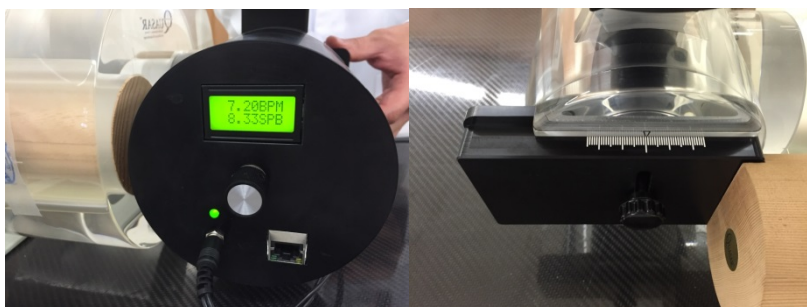


Figura 19: Display eletrônico do Quasar velocidade e amplitude.

As medidas foram avaliadas estatisticamente utilizando o teste t pareado que calcula a diferença entre um grupo de medições antes e depois, determina a média dessas mudanças e informa se a média das diferenças é estatisticamente relevante. Para tal foi utilizado o Excel (Microsoft Office).

4. RESULTADO E DISCUSSÃO

Foram selecionados diferentes tipos de casos de câncer de pulmão em relação a localização e volume, porém todos com lesões tratadas com SBRT. Os casos avaliados estão sumarizados na tabela 3.

Tabela 3: Resumo dos casos utilizados para as avaliações.

Caso	Vol. do GTV	Vol. do PTV	% do PTV com densidade de pulmão	Localização do tumor
CT 1	0,26cm ³	3,35cm ³	74,60%	Lóbulo superior direito adjacente a parede torácica anterior
CT 2	18,65cm ³	46,77cm ³	44,90%	Lóbulo superior direito adjacente a parede torácica posterior
CT 3	4,87 cm ³	17,36 cm ³	58,40%	Lóbulo superior esquerdo adjacente a parede torácica posterior
CT 4	10,00 cm ³	29,40 cm ³	48,60%	Lóbulo superior direito adjacente a parede torácica posterior
CT 5	14,09 cm ³	39,18 cm ³	31,57%	Lóbulo medial direito adjacente a parede torácica posterior

Os dados coletados foram divididos em planejamento calculado pelo sistema de planejamento Eclipse e em medidas experimentais utilizando a câmara de ionização. Em cada item foram comparados divergências entre os algoritmos de cálculo, energia, número de control points e rotação do colimador.

4.1 Planejamento

4.1.1 Comparação algoritmos de cálculo

Para cada caso planejado utilizou-se o algoritmo AAA e AXB para o cálculo de dose. A comparação entre os algoritmos foi dividida por energia. E os valores de cada energia foram obtidos através da média dos valores dos 5 arranjos de arco utilizado nesse estudo.

4.1.1.1 Índice de Homogeneidade

A figura 20, 21 e 22 mostram as comparações dos índices de homogeneidade (ICRU, 2010) calculado com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

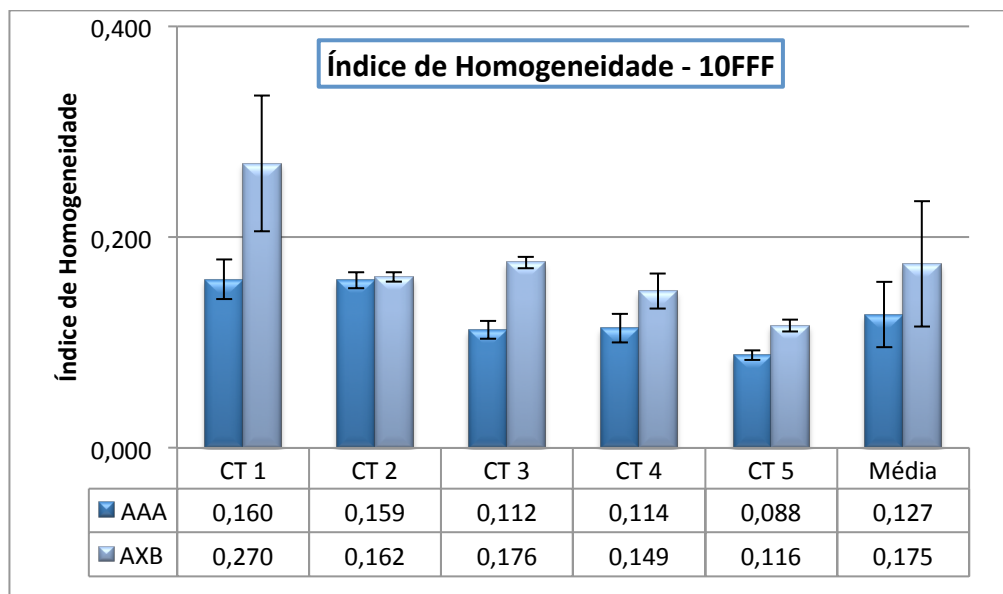


Figura 20: Comparação entre as médias dos índices de homogeneidade calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

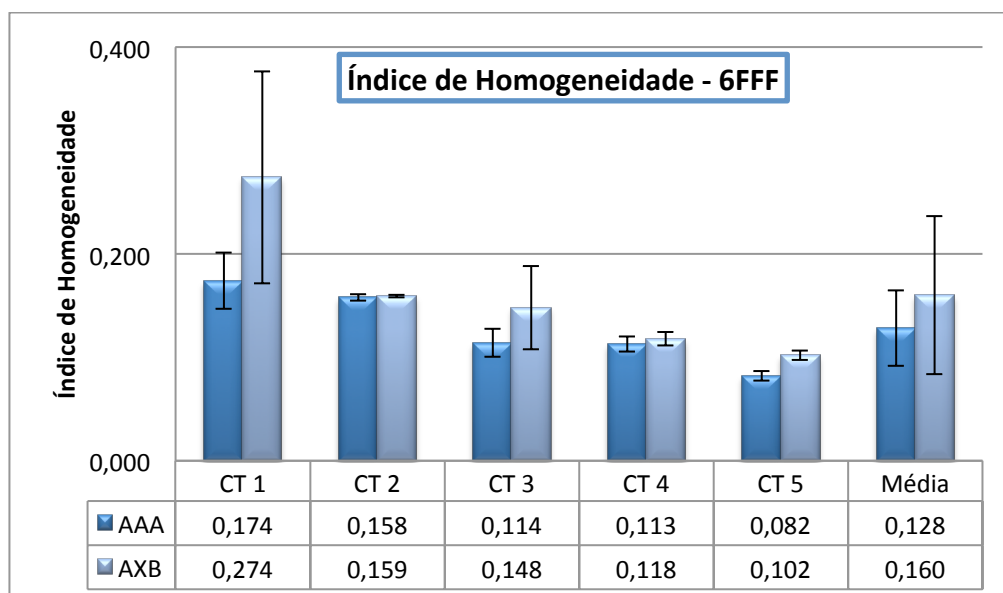


Figura 21: Comparação entre as médias dos índices de homogeneidade calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

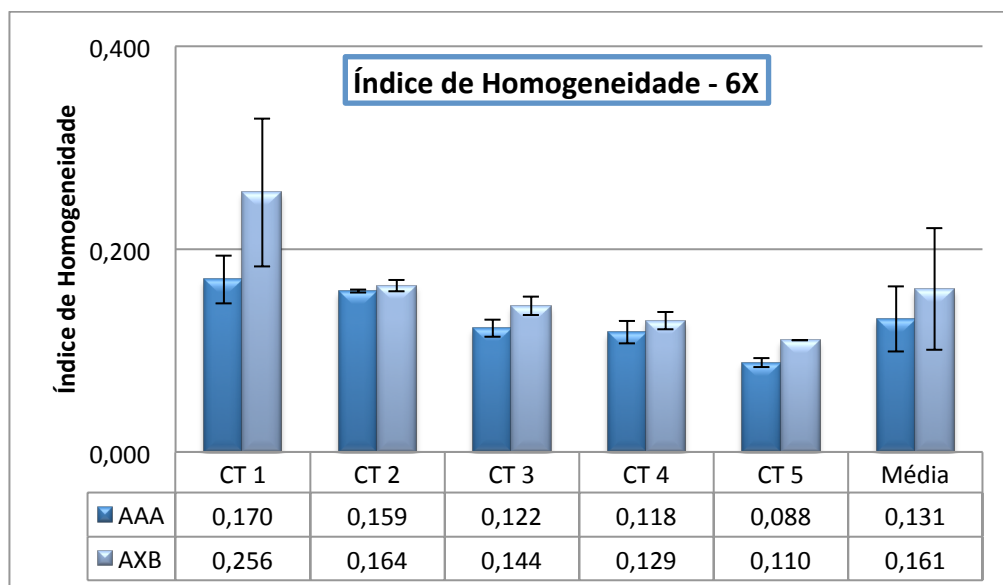


Figura 22: Comparação entre as médias dos índices de homogeneidade calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

As diferenças entre os algoritmos AAA e AXB estão dentro do esperado (KAN, *et al.*, 2013), tendo em vista que o AXB subestima a dose na região alvo uma vez que considera mais fielmente a baixa heterogeneidade – pois calcula a dose no meio através da solução da equação linearizada de transporte de boltzmann. Devido a perda eletrônica em meios de baixa densidade – como o pulmão, por exemplo- o algoritmo calcula uma maior dose para compensar essa perda, gerando doses elevadas nessas regiões, assim os valores de dose calculados pelo algoritmo AXB para os volumes alvos e órgãos de risco mostraram-se com valores elevados em relação ao algoritmo AAA.

Por outro lado, o AAA computa o transporte e a deposição de dose utilizando a escala de densidade radiológica e reporta a dose em água, superestimando assim a dose no volume alvo, o que gera uma ligeira subdose a ser depositada; enquanto o algoritmo AXB calcula a dose considerando a composição elementar do tecido e reporta a dose em maior.

Para a lesão pequena, tomografia 1 (volume = $3,35\text{cm}^3$), as diferenças chegaram até 40% para a energia de 10FFF ($p=0,006$) e 6FFF ($p=0,068$) e 34% para a energia de 6X ($p=0,036$). Houve grandes diferenças entre os cálculos dos distintos algoritmos principalmente pelo volume do PTV possuir em sua maior parte (75%) densidades baixas entre -1000 a -300 Unidades de Hounsfield. Para as lesões grandes, tomografia 2 (volume = $46,77\text{cm}^3$) não houve diferenças estatisticamente significantes e chegaram a no máximo 3% entre os algoritmos de cálculo. E para a tomografia 5 (volume= $39,18\text{cm}^3$) chegaram a diferenças de 24% para 10FFF ($p<0,001$) e 20% para 6FFF e 6X ($p<0,001$). Essas diferenças entre lesões grandes ocorreram provavelmente pela dificuldade do caso, pois a lesão 5 esta mais próxima da medula do que a lesão 2. Para as lesões médias, tomografia 3 (volume = $17,36\text{cm}^3$) as diferenças encontradas entre os índices de homogeneidade calculada pelo AAA e AXB chegaram até 36% e foram estatisticamente significantes para 10FFF ($p<0,001$) e 6X ($p=0,003$). E para

tomografia 4 (volume= 29,40cm³) as diferenças chegaram até 24% para 10FFF e também foi estatisticamente significativa (p=0,006).

4.1.1.2 Índice de Gradiente

As figuras 23, 24 e 25 mostram as comparações dos índices de gradiente (VIDETIC, et al., 2014) calculados com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

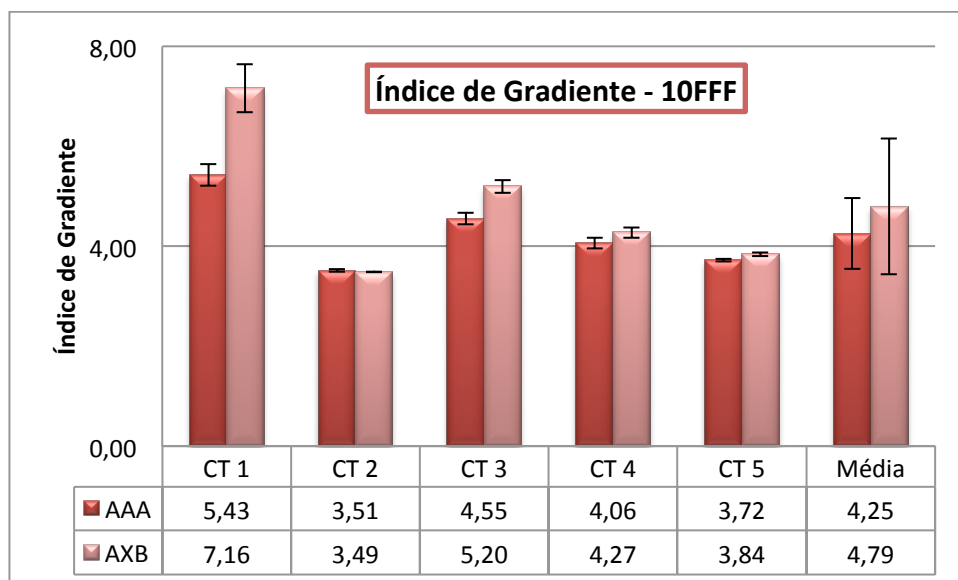


Figura 23: Comparação entre as médias dos índices de gradiente calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

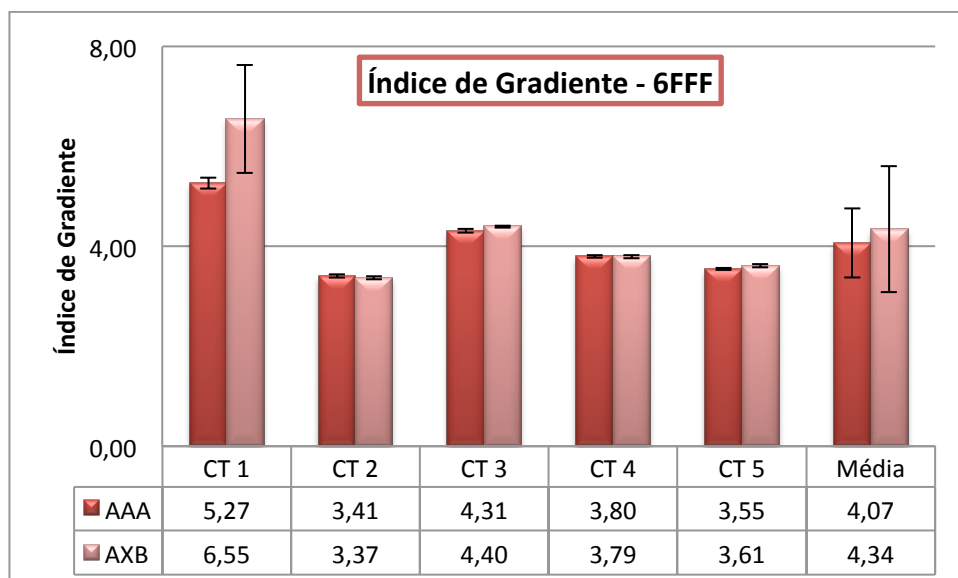


Figura 24: Comparação entre as médias dos índices de gradiente calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

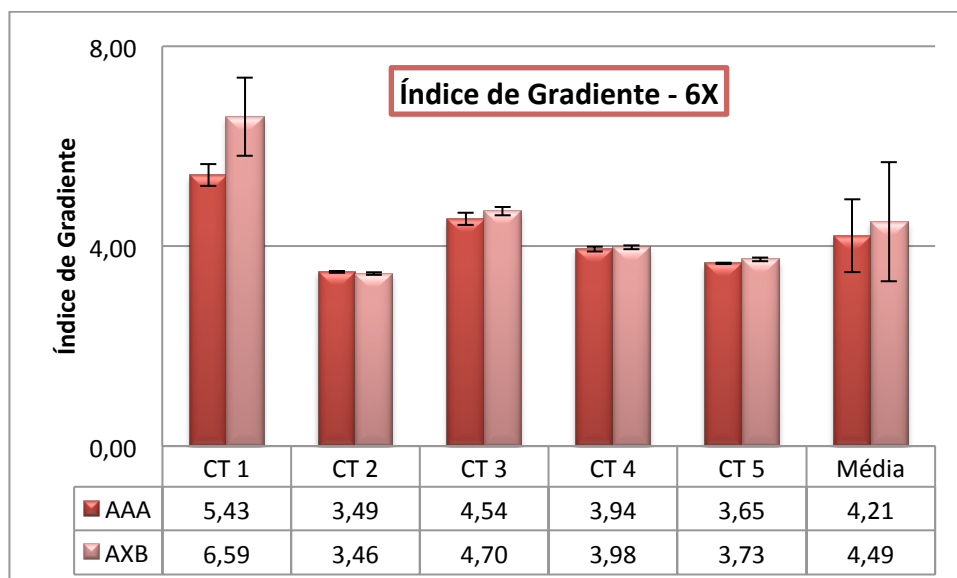


Figura 25: Comparação entre as médias dos índices de gradiente calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

Os resultados do índice de gradiente foram maiores para a lesão pequena, tomografia 1, em função de possuir maior tecido pulmonar (baixa densidade) dentro do seu PTV. Cerca de 75% do PTV dessa lesão possuía densidade entre -1000 a -300 HU. Assim foram encontradas diferenças de até 24% para energia de 10FFF entre os algoritmos de cálculo utilizados, e os resultados para todas as energias foram estatisticamente significantes.

Para a lesão um pouco maior, tomografia 3, foram encontrados diferenças significativas principalmente para o feixe de 10FFF de até 12%. Quanto menos achatado for o feixe, maior a dificuldade de ser modulado, dificultando a homogeneidade da dose no volume alvo. Quando se acumula essa situação com regiões de baixa densidade bem como com um algoritmo que consegue considerar com maior fidelidade todos os efeitos de interações inerentes ao processo, encontram-se discrepâncias elevadas e, portanto um p-value tão mínimo ($P < 0,001$) quando se comparam diferentes algoritmos de cálculo.

Para as lesões médias, tomografia 4 e 5, as diferenças encontradas chegaram a valores de até 5%, considerando todas as energias; e para a lesão grande, tomografia 2, não houveram desvios significativos entre as comparações dos algoritmos de cálculo. As diferenças absolutas máxima encontradas foram de 1% para todas as energias.

A alta taxa de dose, atingida com os feixes sem filtro achatador, propiciam, em conjunto com outros fatores, um aumento do gradiente, porém não é um fator primordial como pode-se observar nos gráficos. O principal fator para o aumento do gradiente é o tamanho da lesão – em lesões pequenas esse efeito é mais evidente. Tanto que as lesões grandes apresentaram um R50 menor do que as menores.

4.1.1.3 Índice de conformidade

As figuras 26, 27 e 28 mostram as comparações dos índices de conformidade (VIDETIC, *et al.*, 2014) calculados com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

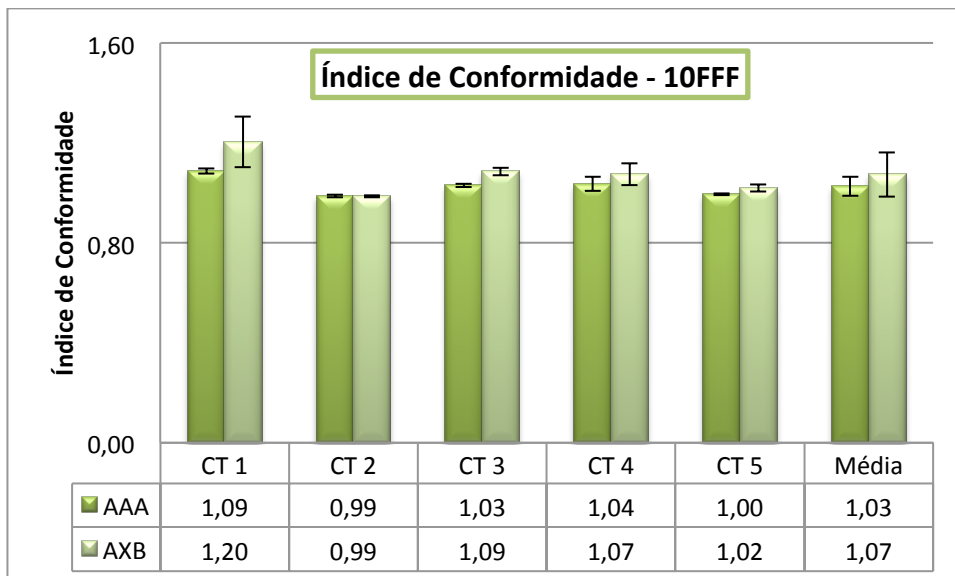


Figura 26: Comparação entre as médias dos índices de gradiente calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

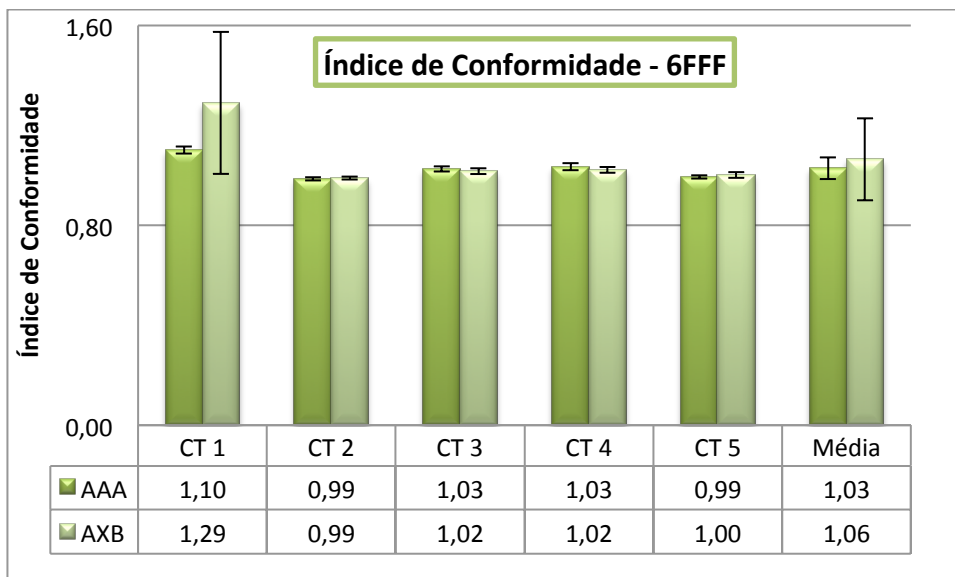


Figura 27: Comparação entre as médias dos índices de gradiente calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

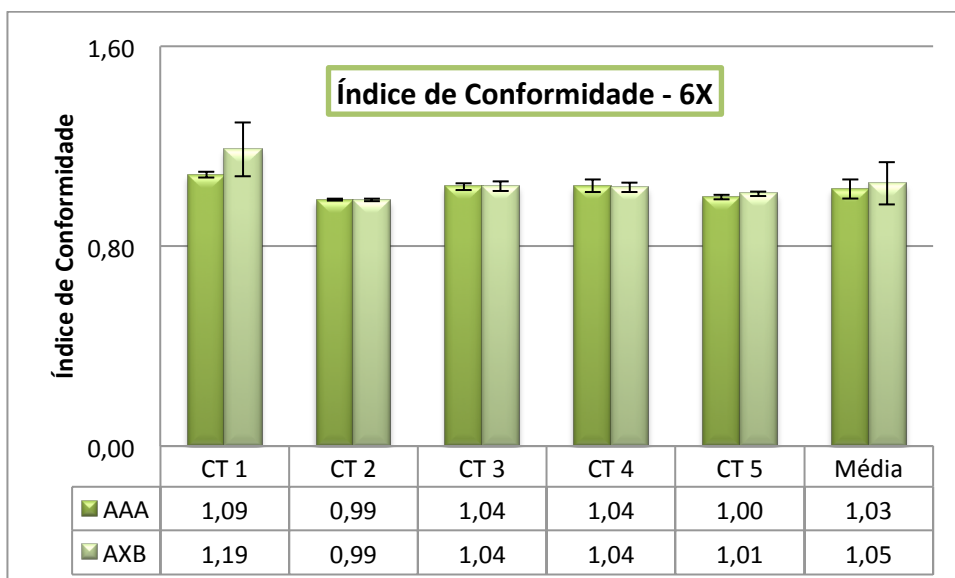


Figura 28: Comparação entre as médias dos índices de gradiente calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

O índice de conformidade calculado pelo AXB foi maior do que o calculado com AAA para a lesão pequena, justamente pela maior porção de baixa densidade dentro do alvo. Para a tomografia 1 as diferenças entre os algoritmos de cálculo chegaram até 15% para 6FFF.

As demais lesões, tomografia 2 e 4 obtiveram diferenças muito baixas, menor do que 1%, e não foram estatisticamente relevantes. Já na tomografia 3 e 5 a energia 10FFF apresentou desvios baixos de até 5% porém essas diferenças foram estatisticamente significantes.

4.1.1.4 Anel a 2cm

As figuras 29, 30 e 31 mostram as comparações das doses no anel a 2cm do PTV (VIDETIC, *et al.*, 2014) calculados com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

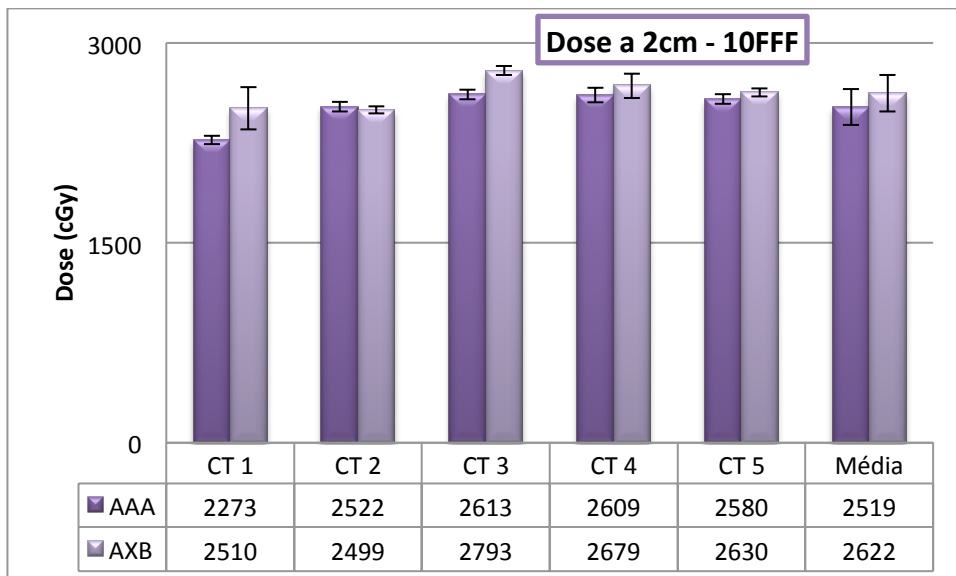


Figura 29: Comparação entre as médias das doses no anel a 2cm do PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

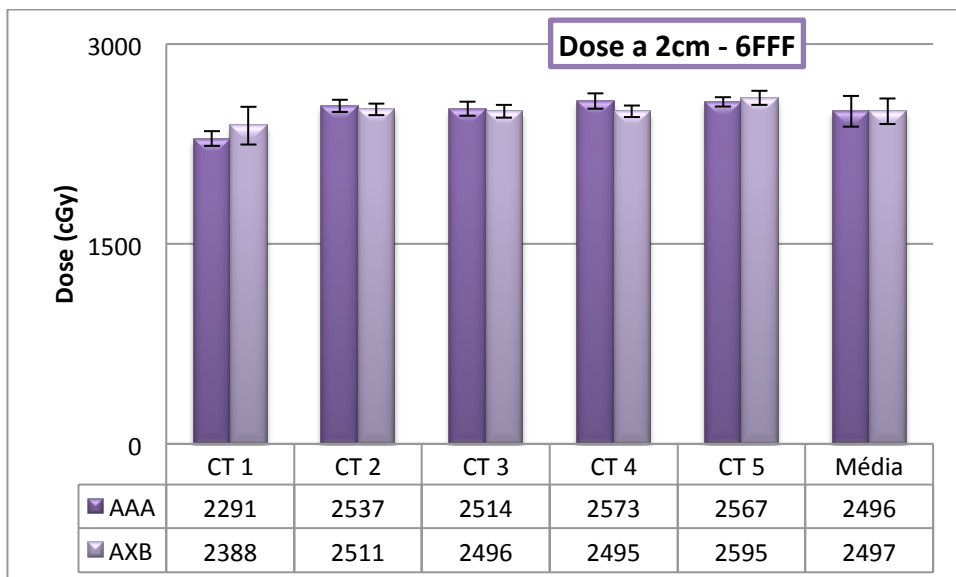


Figura 30: Comparação entre as médias das doses no anel a 2cm do PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

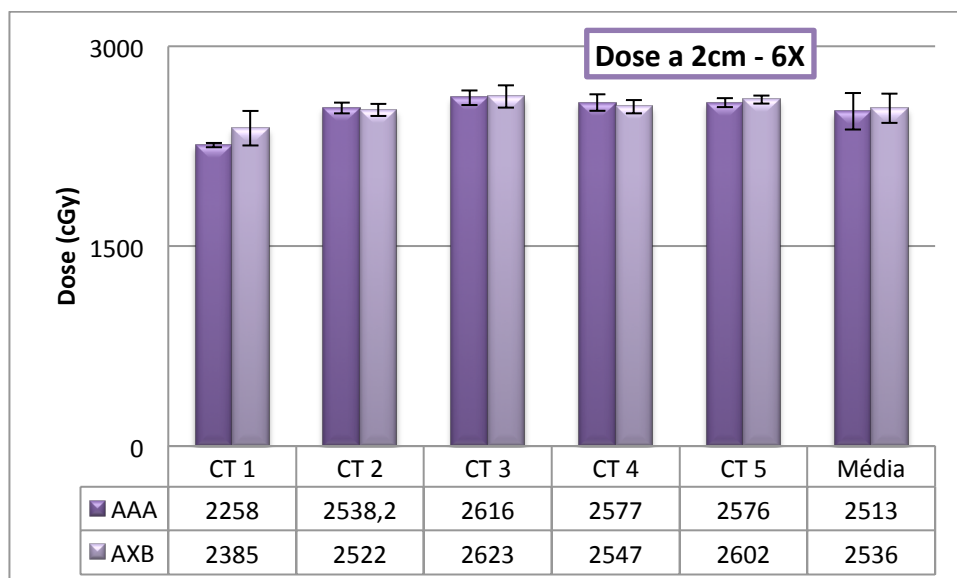


Figura 31: Comparação entre as médias das doses no anel a 2cm do PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

A dose calculada no anel a 2cm do PTV foi, em média, aumentada em 9% com o cálculo do algoritmo AXB em relação ao AAA para a lesão pequena e foi estatisticamente significativa. Para as demais lesões houve diferenças de até 6% para as energias FFF, sendo que para a lesão maior, tomografia 3, o maior desvio foi de 1% e não foi significativo para nenhuma das energias. Embora tenham sido encontrados valores com significância estatística todos ficaram dentro do limite estipulado pelo RTOG (VIDETIC, *et al.*, 2014) como descrito no anexo.

4.1.1.5 Dose máxima e modal no PTV

As figuras 32, 33 e 34 mostram as comparações das doses máximas dentro do PTV calculados com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

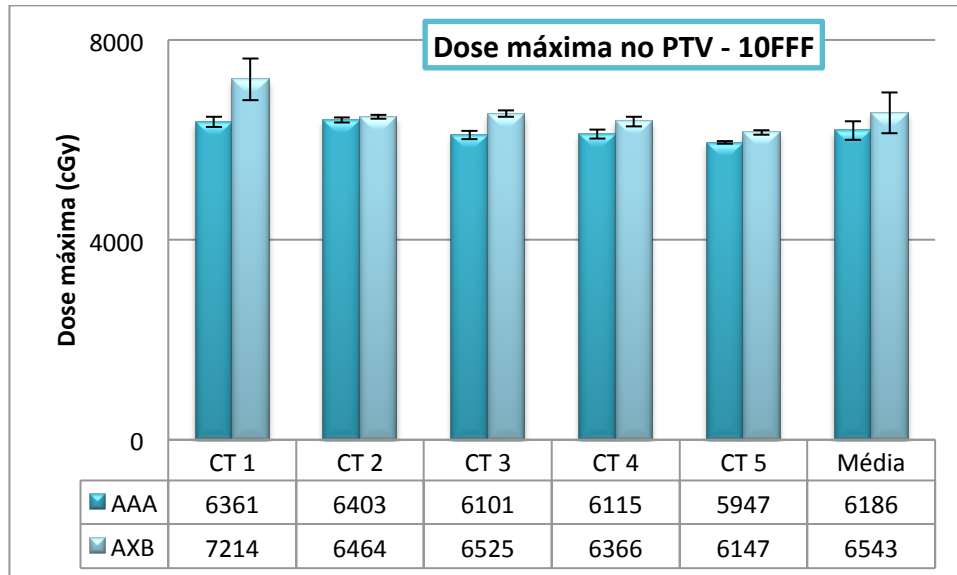


Figura 32: Comparação entre as médias das doses máximas no PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

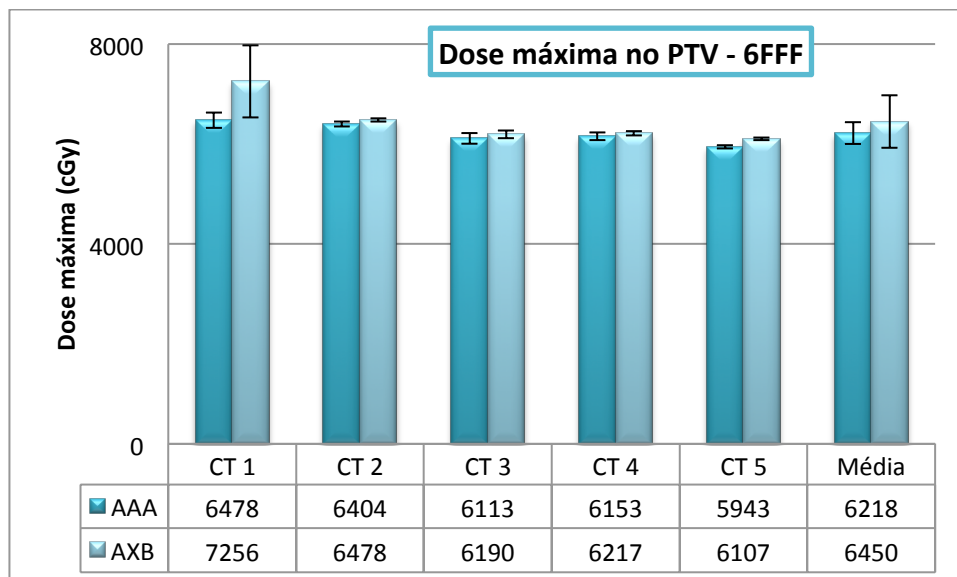


Figura 33: Comparação entre as médias das doses máximas no PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

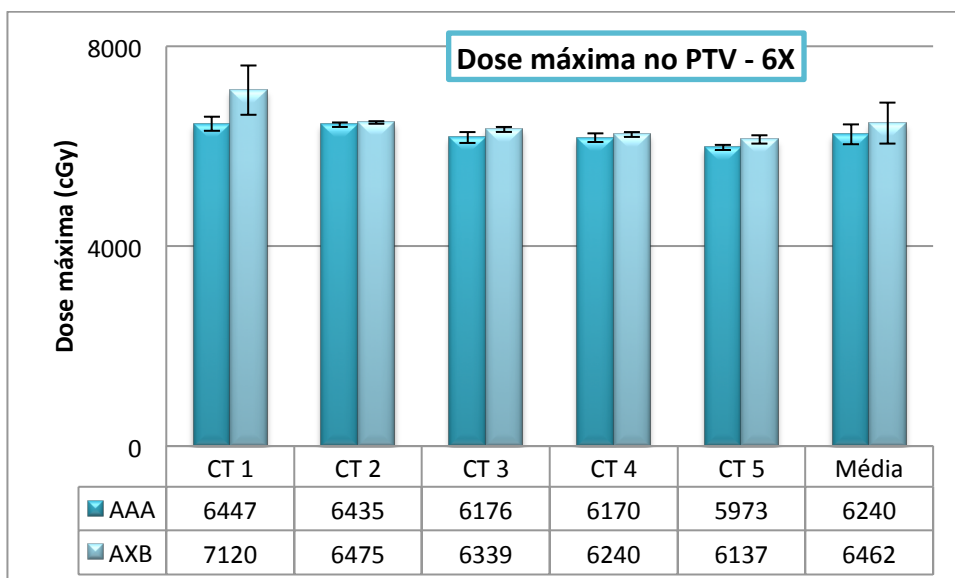


Figura 34: Comparação entre as médias das doses máximas no PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

De uma maneira geral todos os casos calculados com o algoritmo AXB apresentaram valor maior do que o calculado com algoritmo AAA em função do AXB ser mais próximo da realidade quanto as distribuições de doses calculadas. Esse efeito foi mais acentuado na lesão pequena apresentando um aumento de dose em até 12% para 10FFF, 11% para 6FFF e 10% para 6X. Tendo em vista que essas doses elevadas se encontram dentro do alvo de tratamento, todos os valores obtidos estão em conformidade com um bom planejamento de radioterapia para essa doença.

As figuras 35, 36 e 37 mostram as comparações das doses modais no PTV calculados com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

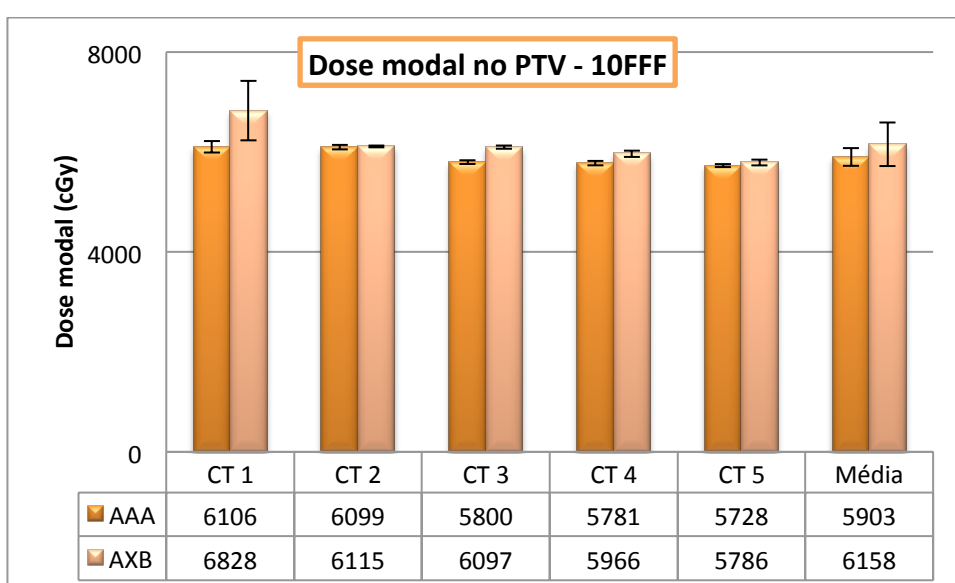


Figura 35: Comparação entre as médias das doses modais no PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

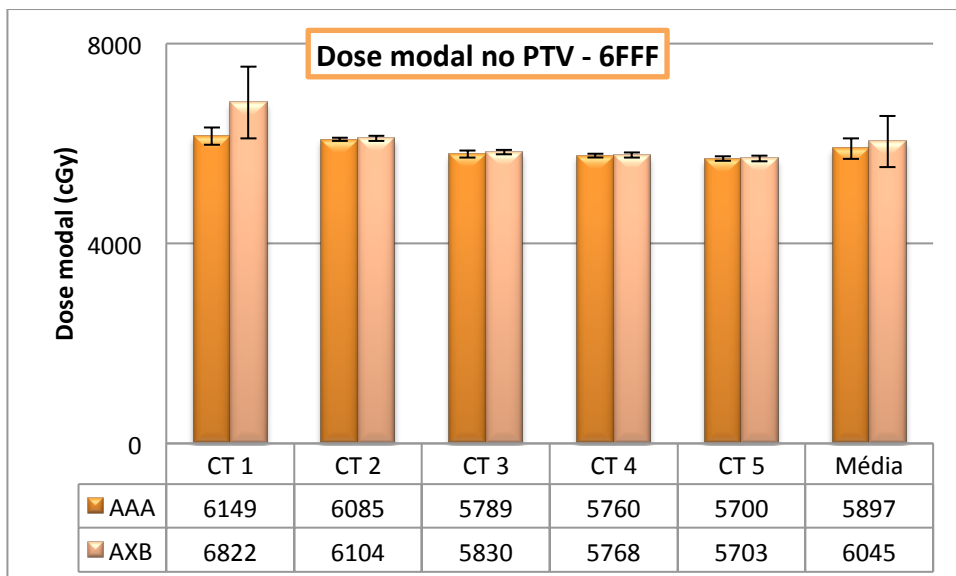


Figura 36: Comparação entre as médias das doses modais no PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

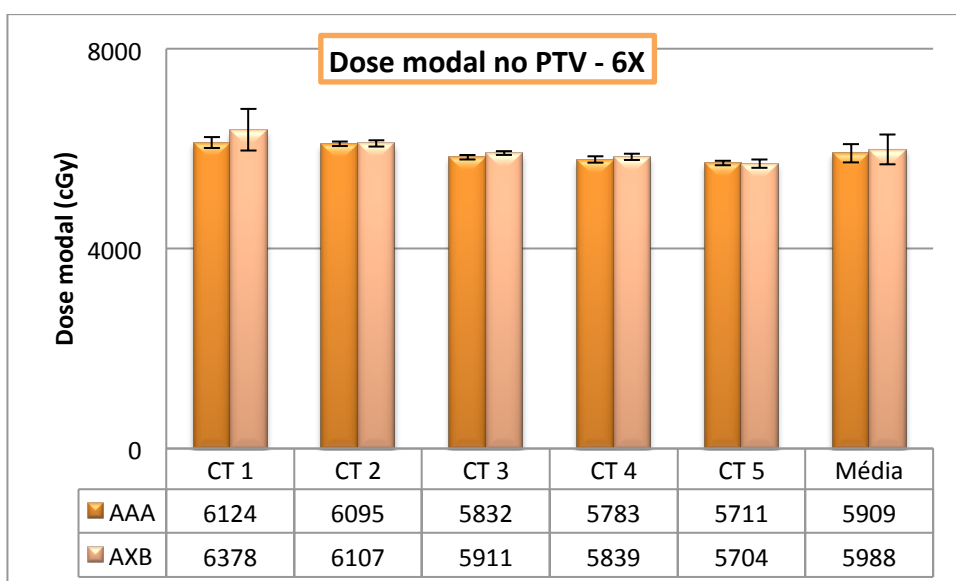


Figura 37: Comparação entre as médias das doses modais no PTV calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

Os resultados nas doses modais no PTV foram ligeiramente maiores com o algoritmo AXB em relação ao calculado com algoritmo AAA. Como o AXB compensa a falta de dose na baixa densidade, acaba gerando pontos de dose máxima mais elevadas, portanto as doses modais também se elevam. Assim os resultados apresentados mostraram o esperado.

Na lesão pequena, tomografia 1, esse efeito foi mais visível obtendo-se aumentos de 10% para as energias FFF e menores do que 3% para energia 6X. No entanto, mesmo com essas discrepâncias, todos os valores ficaram maiores do que 54Gy – como prescrito.

4.1.1.6 Medula

As figuras 38, 39 e 40 mostram as comparações das doses máximas e doses num volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula calculadas com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

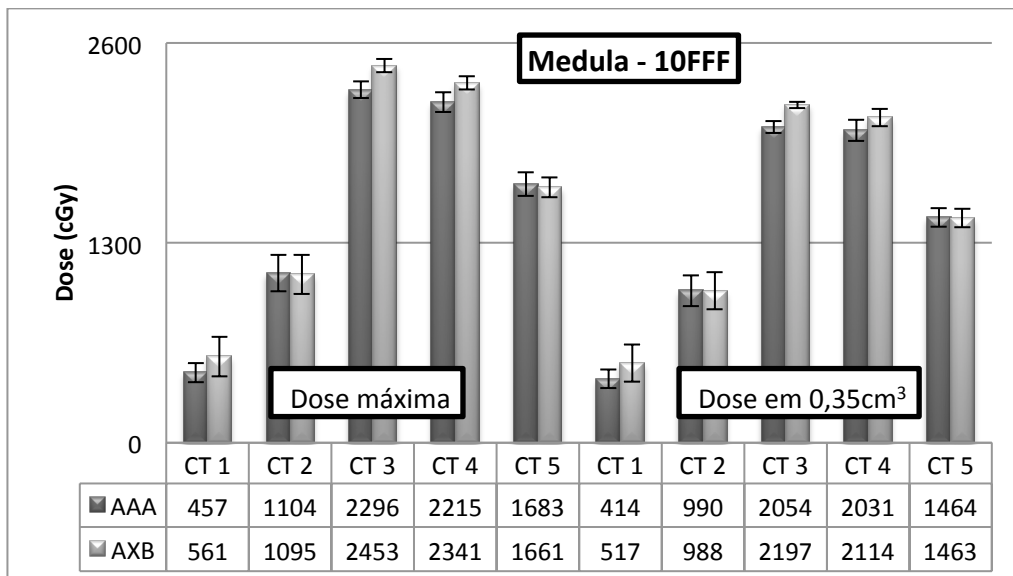


Figura 38: Comparação entre as médias das doses máximas e no volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

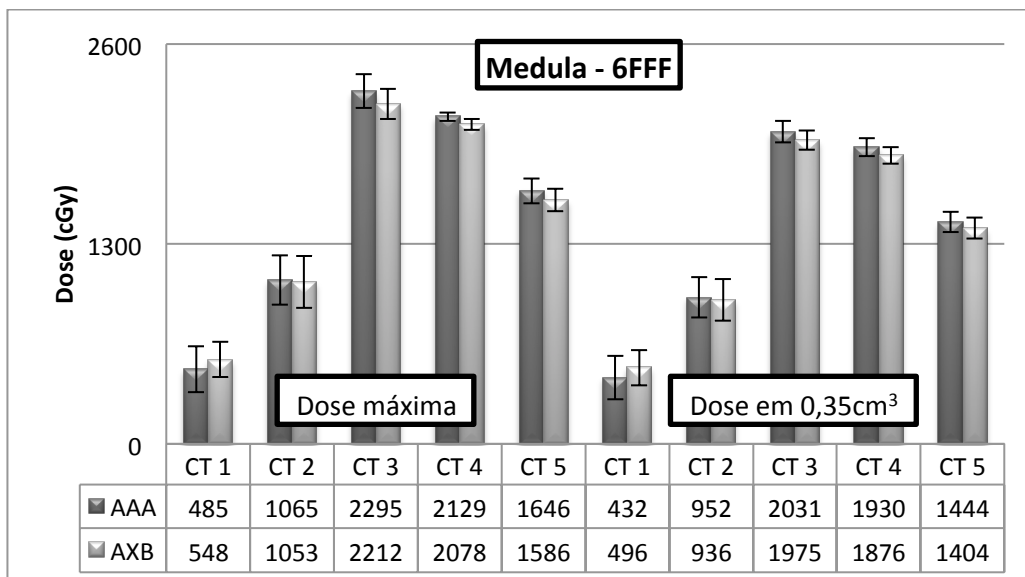


Figura 39: Comparação entre as médias das doses máximas e no volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

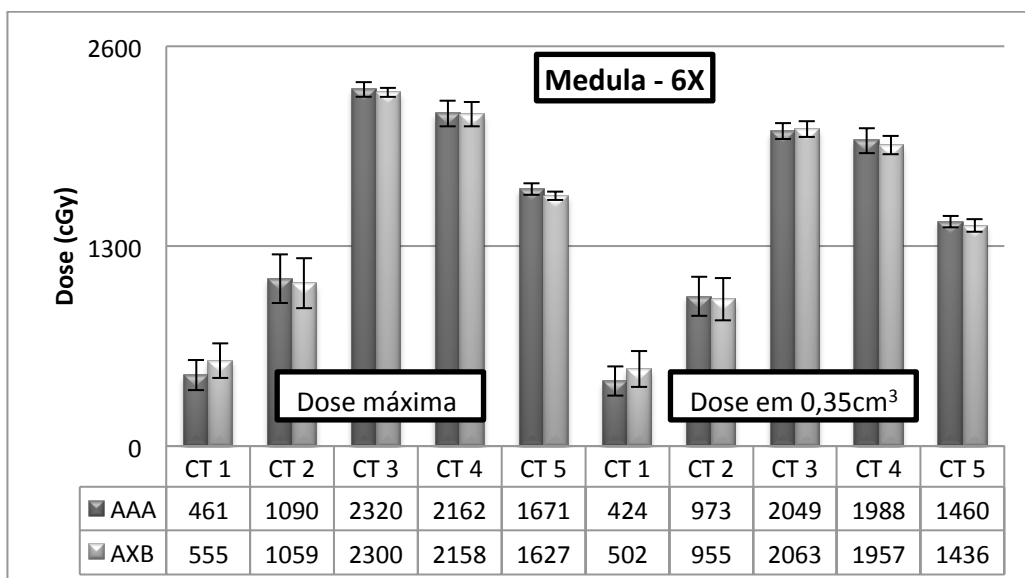


Figura 40: Comparação entre as médias das doses máximas e no volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

As grandes diferenças absolutas apresentadas entre as tomografia ocorreram em função da proximidade do órgão de risco - medula com o volume alvo de tratamento. Os tumores das tomografias 3 (volume = $17,36\text{cm}^3$) e 4 (volume = $29,40\text{cm}^3$) estão mais próximos da medula, e por isso atingiram valores maiores tanto de dose máxima como de dose volumétrica.

Os algoritmos de cálculo não influenciaram os valores de dose obtidos na medula. As diferenças de valores absolutos mais significativas foram de no máximo 6%, sendo estatisticamente significativa para a energia de 10FFF ($p=0,006$) para ambos os casos. Para os casos em que a lesão estava distante da medula, as diferenças foram maiores em função dos valores de dose serem baixos. No entanto, tendo em vista que esse valores estão muito abaixo do limite de dose estipulado para a medula, a comparação se torna algo sem sentido, pois não traria qualquer efeito danoso avaliando clinicamente.

4.1.1.7 Costela

As figuras 41, 42 e 43 mostram as comparações das doses máximas na costela calculadas com os dois algoritmos de cálculo para as energias 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

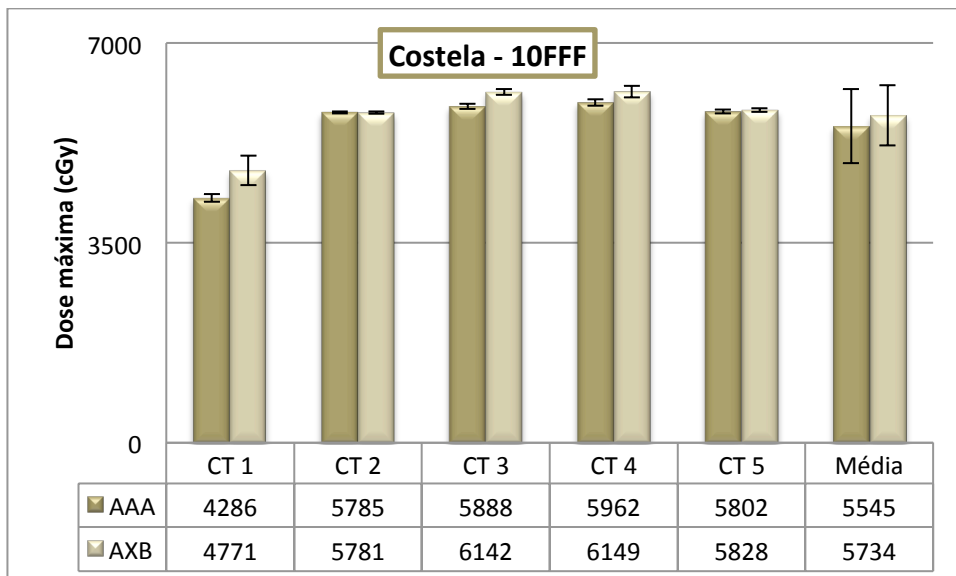


Figura 41: Comparação entre as médias das doses máximas na costela calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 10FFF.

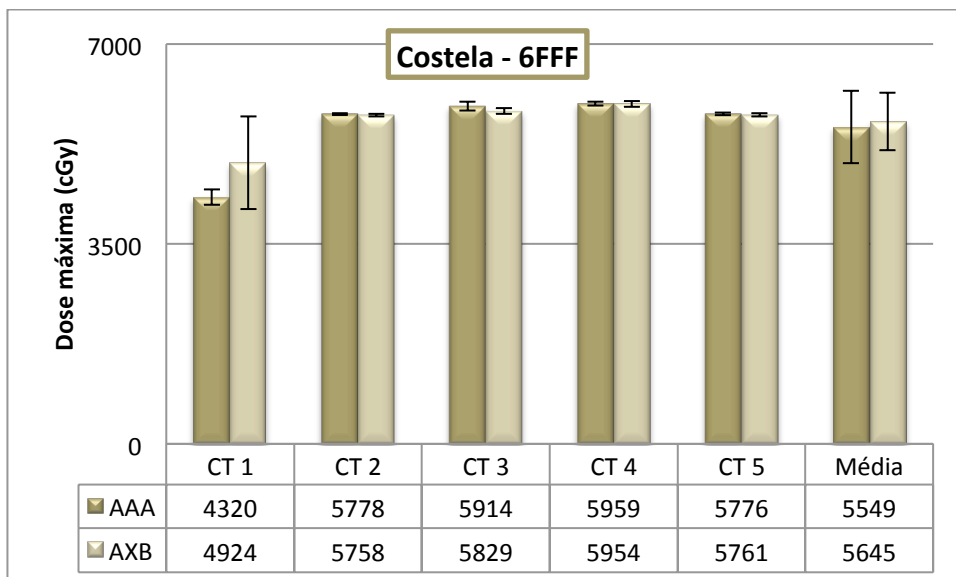


Figura 42: Comparação entre as médias das doses máximas na costela calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6FFF.

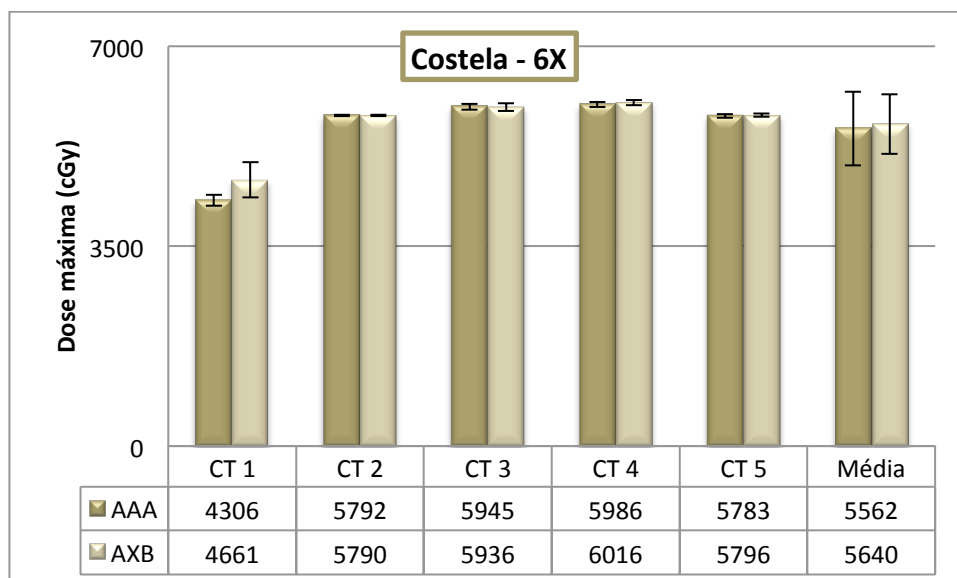


Figura 43: Comparação entre as médias das doses máximas na costela calculado com o algoritmo AAA e AXB para a energia 6X.

As doses máximas na costela calculadas com o algoritmo AXB foi, em média e em alguns casos, ligeiramente maior do que a calculada com AAA. Sendo que para a lesão pequena, tomografia 1, esse efeito ocorreu para todas as energias. Para as demais não houve diferenças significativas.

Como o AXB calcula pontos mais quentes do que o AAA e a costela geralmente se encontra “colada” no tumor, é de se esperar pontos mais quentes, ou seja, doses máximas maiores. Principalmente em lesões pequenas, pois com o aumento do volume do alvo, a otimização não se torna tão penosa, uma vez que não há, na maioria dos casos, necessidade de muita modulação das lâminas, assim os dados finais calculados por cada algoritmo se mostraram próximas.

4.1.2 Comparação control points

As comparações entre os números de control points foram realizadas comparando as médias dos valores obtidos em cada item avaliado para cada técnica utilizada e algoritmo de cálculo. Sendo a técnica de dois arcos completos (2Full) possuindo 356 control points, a técnica com um arco completo (1Full) possuindo 178 control points, a técnica de dois semi arcos com 180° (Semi) cada um possuindo 196 control points, e as técnicas de dois semi arcos com $180^\circ + 30^\circ$ (Semi30) e $180^\circ + 60^\circ$ (Semi60) com 228 control points em ambos.

A tabela 4 mostra as comparações entre as técnicas A e B dos valores médios de MU e HI calculadas com os dois algoritmos de cálculo para cada energia. As diferenças estatisticamente significantes estão em cinza.

Tabela 4: Diferenças na média dos MU e HI entre as técnicas (técnica A em relação a técnica B) para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Control Points		Técnica B									
		2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60	2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60
Técnica A	2Full		1,07	1,02	0,99	0,97		0,89	0,85	0,92	0,93
	Full			0,96	0,92	0,91			0,95	1,03	1,04
	Semi				0,96	0,96				1,08	1,09
	Semi 30	MU 10FFF				0,98		HI 10FFF			1,01
	2Full		1,12	1,09	1,06	1,01		0,90	1,00	1,02	1,00
	Full			0,98	0,95	0,90			1,11	1,13	1,11
	Semi				0,97	0,92				1,02	1,00
	Semi 30	MU 6FFF				0,95		HI 6FFF			0,98
	2Full		1,17	1,09	1,06	1,05		0,78	0,89	0,96	0,93
	Full			0,94	0,91	0,90			1,15	1,23	1,18
	Semi				0,97	0,96				1,08	1,03
	Semi 30	MU 6X				0,99		HI 6X			0,96

Os valores apresentados mostraram que de uma maneira geral a técnica com dois arcos completos apresentou valores mais elevados de MU do que um arco completo e demais configurações, para as energias de 6FFF e 6X. Essas diferenças chegaram até 17% comparando com um arco completo e 9% comparando com dois semi arcos de 180°, sendo que o primeiro foi estatisticamente significativo. Para 10FFF a técnica com dois arcos completos apresentou valores mais elevados de MU do que a técnica de um arco completo (7%), e valores próximos às técnicas com semi arcos.

Em relação a técnica com um arco completo os valores de MU foram inferiores aos calculados com os semi arcos para todas as energias e para a energia de 6X foi estatisticamente significativa quando comparado com dois semi arcos + 30° e dois semi arco + 60°, chegando a diferenças de até 10%. Já a técnica com dois semi arcos de 180° apresentou valores menores de MU do que a técnica com dois semi arcos + 30° e dois semi arco + 60° (máximo de 8% para 6FFF), porém as diferenças entre as duas últimas foram mínimas em função de possuírem o mesmo número de control points.

A técnica com dois arcos completos apresentou valores menores de HI do que as outras técnicas principalmente para a energias de 10FFF e 6X, chegando a diferenças de até 22% comparado com a técnica de um arco completo. Para a energia de 6FFF as diferenças entre as técnicas de dois arcos completos e semi arcos foram mínimas.

Em relação a comparação da técnica de um arco completo e semi arcos as diferenças nos HI chegaram até 23% para a energia de 6X e 13% para a energia de 6FFF, com o arco completo apresentando valores mais elevados do que os semi arcos. Justamente, como a técnica com um arco completo, possui menor número de control

points o sistema encontra mais dificuldade de controlar o gradiente, proporcionando maiores valores do HI do que as técnicas com semi arcos.

Já com as técnicas de semi arcos, os dois semi arcos com 180° apresentaram valores maiores de HI dos que os dois semi arcos $+30^\circ$ e dois semi arcos $+60^\circ$, pelos mesmos motivos já descritos anteriormente. E como o acréscimo de 30° na técnica de dois semi arcos $+60^\circ$ não proporciona aumento dos números de control points, tanto do semi30 como o semi60 apresentaram valores bem próximos.

A tabela 5 mostra as comparações entre as técnicas A e B dos valores médios do CI e R50 calculadas com os dois algoritmos de cálculo para cada energia. As diferenças estatisticamente significantes estão em cinza.

Tabela 5: Diferenças na média dos CI e R50 entre as técnicas (técnica A em relação a técnica B) para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Control Points		Técnica B									
		2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60	2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60
Técnica A	2Full		0,98	0,97	0,97	0,98		0,99	0,99	0,99	0,99
	Full			0,99	1,00	1,00			1,01	1,00	1,01
	Semi				1,00	1,01				1,00	1,00
	Semi 30	CI 10FFF				1,01		R50 10FFF			1,00
	2Full		0,98	0,98	0,98	0,98		0,97	1,00	0,99	1,00
	Full			1,00	1,00	1,00			1,02	1,02	1,02
	Semi				1,01	1,01				1,00	1,00
	Semi 30	CI 6FFF				1,00		R50 6FFF			1,00
	2Full		0,94	0,97	0,98	0,98		0,94	1,00	1,03	1,00
	Full			1,02	1,04	1,03			1,06	1,09	1,06
	Semi				1,01	1,01				1,03	1,00
	Semi 30	CI 6X				1,00		R50 6X			0,97

Os valores obtidos do CI ficaram muito próximos com todas as técnicas, o maior diferença encontrada foi de 4% entre a técnica de um arco completo e dois semi arcos $+30^\circ$ para a energia de 6X. No entanto as diferenças entre as técnicas de dois arcos completos e semi arcos apresentaram significância estatística para a energia de 10FFF e 6X, mesmo possuindo desvios menores do que 3%.

As comparações do R50 entre as técnicas foram dependentes das energias. Para as energias FFF as diferenças foram muito pequenas. Como o feixe é mais pontudo, o acréscimo ou redução do número de control points não atrapalha a conformidade da dose no alvo, proporcionando valores parecidos para o R50. Já para a energia achatada, 6X, a técnica com um arco completo apresentou valores mais elevados do que as

técnicas com semi arcos, pois como possui menor número de control points, é mais difícil para o sistema alcançar o mesmo nível de conformação do que as outras técnicas. O fato de ter apenas uma chance de incidência ao passo que a técnica com semi arcos o arco passa duas vezes pelo mesmo lugar, dificulta a otimização, proporcionando piores resultados.

A tabela 6 mostra as comparações entre as técnicas A e B dos valores médios das doses máximas e modais no PTV calculadas com os dois algoritmos de cálculo para cada energia. As diferenças estatisticamente significantes estão em cinza.

Tabela 6: Diferenças na média das doses máximas e modais no PTV entre as técnicas (técnica A em relação a técnica B) para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Control Points		Técnica B									
		2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60	2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60
Técnica A	2Full		0,97	0,99	0,99	0,99		0,99	1,00	1,00	1,00
	Full			1,01	1,01	1,01			1,01	1,01	1,01
	Semi	PTV Dmax 10FFF			1,00	1,00	PTV Dmodal 10FFF			1,00	1,00
	Semi 30					1,00					1,00
	2Full		0,98	0,99	0,99	0,99		0,97	0,99	1,00	1,00
	Full			1,01	1,02	1,01			1,02	1,02	1,03
	Semi	PTV Dmax 6FFF			1,01	1,00	PTV Dmodal 6FFF			1,00	1,01
	Semi 30					1,00					1,01
	2Full		0,96	0,98	0,99	0,98		0,98	1,00	1,00	1,00
	Full			1,02	1,04	1,03			1,02	1,03	1,02
	Semi	PTV Dmax 6X			1,01	1,00	PTV Dmodal 6X			1,01	1,00
	Semi 30					0,99					0,99

De uma maneira geral a técnica com um arco completo apresentou valores maiores do que as outras técnicas, com diferenças de até 4% e 3% para 6X e a técnicas com dois semi arcos + 30° para as doses máxima e modal respectivamente. Com relação à técnicas com dois arcos completos a dose máxima foi menor do que com a técnica com um arco completo para todas as energias. Já as comparações entre as técnicas com semi arcos ficaram muito próximas, não houveram diferenças elevadas.

A tabela 7 mostra as comparações entre as técnicas A e B dos valores médios da dose a 2cm do PTV e dose máxima na costela calculadas com os dois algoritmos de cálculo para cada energia. As diferenças estatisticamente significantes estão em cinza.

Tabela 7: Diferenças na média das doses a 2cm do PTV entre as técnicas (técnica A em relação a técnica B) para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Control Points		Técnica B									
		2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60	2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60
Técnica A	2Full		0,96	0,99	0,99	1,00		0,98	0,99	0,99	0,99
	Full			1,02	1,02	1,03			1,01	1,01	1,01
	Semi		D2cm		1,00	1,01		Costela		1,00	1,00
	Semi 30		10FFF			1,01		Dmax			1,00
								10FFF			
	2Full		0,96	0,98	0,99	1,00		0,98	0,99	1,00	1,00
	Full			1,02	1,03	1,05			1,01	1,02	1,02
	Semi		D2cm		1,01	1,02		Costela		1,00	1,00
	Semi 30		6FFF			1,01		Dmax			1,00
								6FFF			
	2Full		0,96	0,99	1,00	0,99		0,97	0,99	1,00	0,99
	Full			1,03	1,04	1,04			1,02	1,03	1,02
Semi		D2cm		1,01	1,01		Costela		1,01	1,00	
Semi 30		6X			1,00		Dmax			0,99	
							6X				

Os valores apresentados mostram que a técnica com dois arcos completos apresentaram valores de dose a 2cm menores do que com a técnica com um arco completo com diferenças de 4%. Já com relação às técnicas com semi arcos os valores foram bem próximos. A técnica com um arco completo apresentou dados mais elevados do que a técnica com os semi arcos, com diferenças de até 5%, e para a energia de 6FFF e semi arco +60° essa diferença foi estatisticamente significativa. Entre as técnicas com semi arcos não houveram grandes diferenças.

Com relação às doses recebidas pelas costelas, não houve grandes diferenças entre as técnicas com dois arcos completos e as outras, os valores ficaram muito próximos. A técnica com um arco completo apresentou um valor um pouco elevado com relação a técnica de dois semi arcos + 30° de 3%; E entre as técnicas com semi arcos os valores ficaram bem próximos, não apresentando grandes diferenças.

A tabela 8 mostra as comparações entre as técnicas A e B dos valores médios da doses máxima e em um volume de 0,35cm³ da medula calculadas com os dois algoritmos de cálculo para cada energia. As diferenças estatisticamente significantes estão em cinza.

Tabela 8: Diferenças na média das doses máximas e em um volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula entre as técnicas (técnica A em relação a técnica B) para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Control Points		Técnica B									
		2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60	2Full	Full	Semi	Semi 30	Semi 60
Técnica A	2Full		0,98	1,05	1,04	1,05		0,98	1,07	1,06	1,07
	Full			1,08	1,06	1,07			1,09	1,09	1,09
	Semi	Medula			0,99	0,99	Medula			0,99	1,00
	Semi 30	Dmax				1,01	D $0,35\text{cm}^3$				1,01
		10FFF					10FFF				
	2Full		0,96	1,06	1,09	1,05		0,98	1,09	1,10	1,09
	Full			1,11	1,14	1,10			1,11	1,12	1,11
	Semi	Medula			1,03	0,99	Medula			1,01	1,00
	Semi 30	Dmax				0,96	D $0,35\text{cm}^3$				0,99
		6FFF					6FFF				
	2Full		0,95	1,03	1,04	1,04		0,95	1,05	1,06	1,08
	Full			1,08	1,10	1,10			1,10	1,11	1,13
Semi	Medula			1,01	1,02	Medula			1,01	1,02	
Semi 30	Dmax				1,01	D $0,35\text{cm}^3$				1,01	
	6X					6X					

Os dados da dose máxima e dose num volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula foram menores com a técnica de dois arcos completos ao invés de um arco completo, as diferenças foram de no máximo 5%; Já em comparação com as técnicas com semi arcos, os valores foram maiores principalmente para a energia 6FFF, chegando até 9% e 10% para dose máxima e dose em $0,35\text{cm}^3$ na medula respectivamente.

Em ambos os casos a técnica com um arco completo apresentou valores maiores do que as técnicas com semi arcos, chegando a diferenças de até 14% para dose máxima na medula com a energia de 6FFF e 13% para dose num volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula para energia de 6X. Em relação às comparações com os semi arcos as diferenças foram mínimas, o maior valor foi de 3% para a dose máxima na medula com a energia de 6FFF, onde a técnica com dois semi arcos de 180° apresentou dados maiores do que a técnica com dois semi arcos + 30° .

De uma maneira geral a técnica com arco completo apresentou os maiores resultados tornando-se a pior opção de arranjo de arcos para o planejamento de radioterapia de SBRT de pulmão. Tanto a técnica com dois arcos completos como as técnicas com semi arcos apresentaram valores melhores e portanto uma melhor opção para esse planejamento. Como em muitas das vezes a utilização de arco completo é inviável devido a limitações físicas (colisão entre gantry e mesa), a melhor opção para esse tipo de planejamento é a utilização da técnica com dois semi arcos + 30° , uma vez

que apresentou na maioria dos itens avaliados uma melhor ou igual solução do que as técnicas com dois semi arcos de 180° e dois semi arcos $+60^\circ$ respectivamente.

4.1.3 Comparação entre energias

As comparações entre as energias foram realizadas comparando as médias dos valores obtidos em cada item avaliado para as energias 10FFF, 6FFF e 6X e para cada técnica utilizada. Sendo a técnica de dois arcos completos (2Full), a técnica com um arco completo (1Full), a técnica com dois semi arcos com 180° (Semi), e as técnicas de dois semi arcos com $180^\circ + 30^\circ$ (Semi30) e $180^\circ + 60^\circ$ (Semi60).

A figura 44 mostra as comparações entre as energias dos valores médios de MU calculadas com os dois algoritmos.

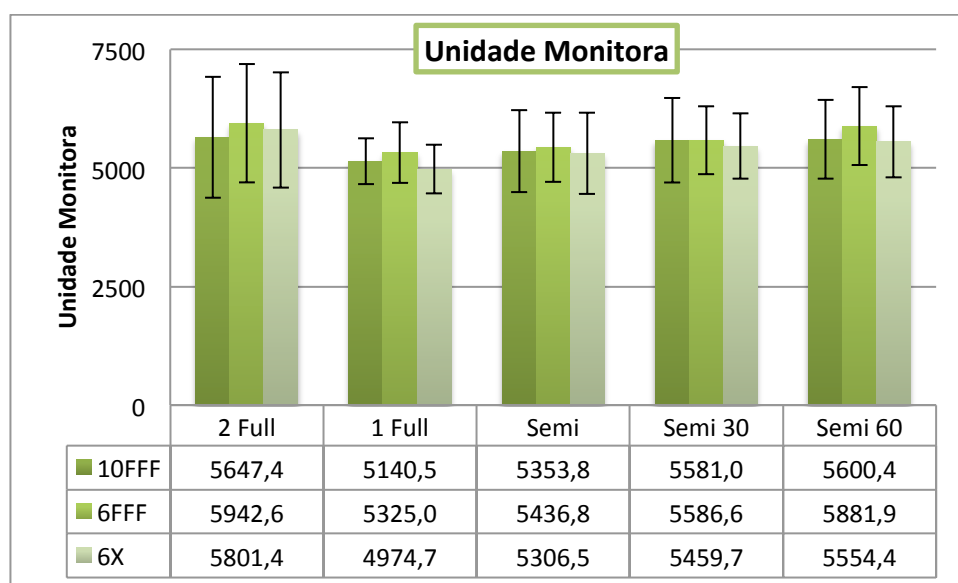


Figura 44: Diferenças na média dos valores de MU para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Em todos os arranjos de arcos utilizados para a análise, a energia de 6FFF apresentou um valor de MU maior do que as demais técnicas. E a energia de 6X, na maioria dos casos, um menor valor. Como a energia de 10FFF permite uma taxa de dose maior do que a energia de 6FFF, não há necessidade de grande modulação, por entregar a dose concentrada no centro (feixe “bicudo”) e de forma rápida. Assim o MU não apresentou um valor tão alto. Com a energia achatada de 6X a modulação é menor, e o MU conseqüentemente será menor.

A figura 45 mostra as comparações entre as energias dos valores médios de HI calculadas com os dois algoritmos.

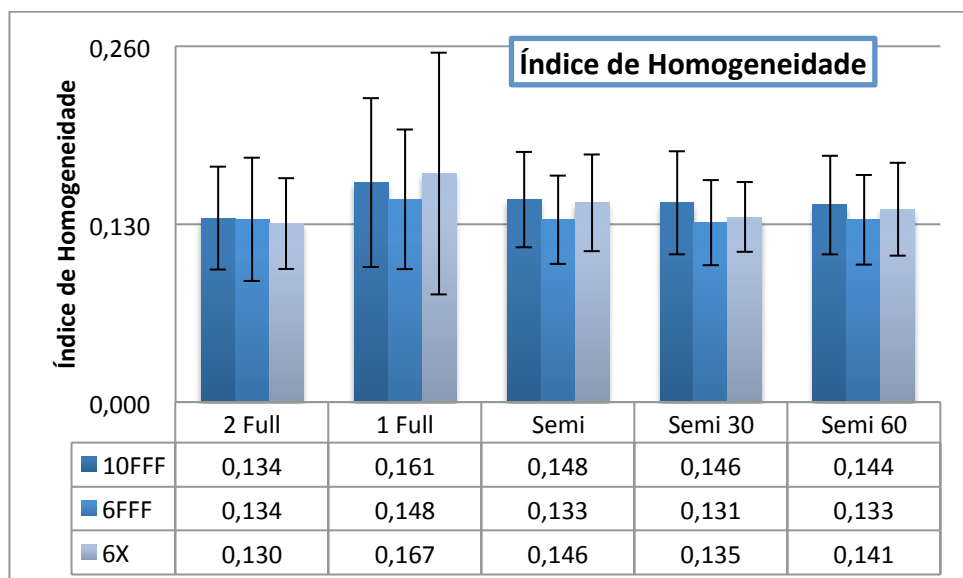


Figura 45: Diferenças na média dos valores de HI para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Para as técnicas de tratamento utilizando os semi arcos, a energia de 10FFF proporcionou um HI maior pois como a taxa de dose é elevada (2400MU/min) é mais difícil para o sistema controlar o gradiente. Ao passo que a energia de 6FFF proporcionou um valor de HI menor para esses arranjos de arcos.

Já no caso da técnica com a utilização de arcos completos, não houve uma tendência, ora a energia 10FFF fora maior ora a energia 6X fora maior. No entanto, de uma maneira geral, a energia de 10FFF propiciou um maior valor, ou seja, um pior resultado para o índice de homogeneidade, uma vez que quanto mais próximo de zero significa mais homogêneo.

A figura 46 mostra as comparações entre as energias do valores médios de CI calculadas com os dois algoritmos.

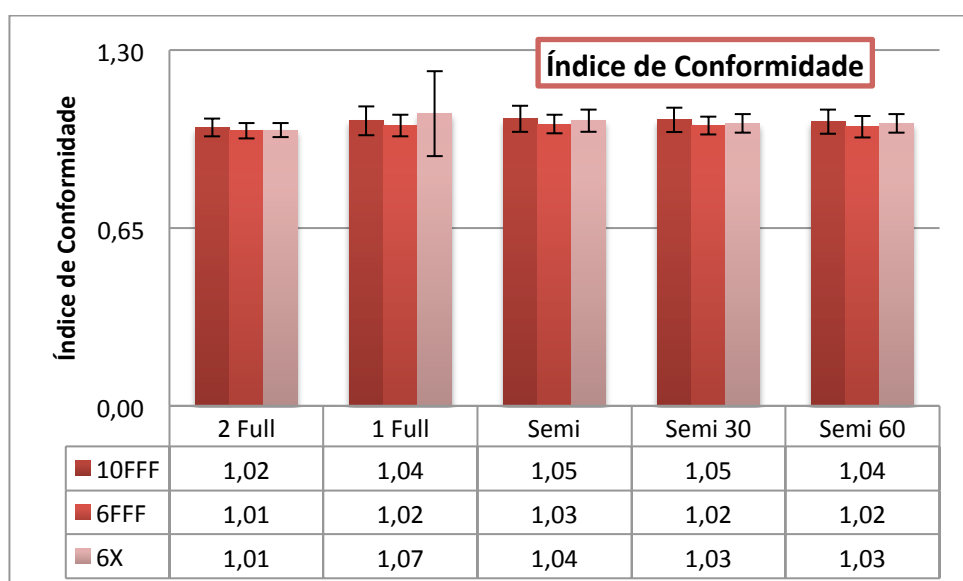


Figura 46: Diferenças na média dos valores de CI para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

As técnicas com semi arcos apresentaram maior valor do índice de conformidade com a energia 10FFF, e os menores valores com a energia 6FFF. O mesmo ocorreu com a técnica de dois arcos completos. Já para a técnica com um arco completo o maior valor de CI ocorreu com a energia de 6X e o menor com a energia de 6FFF. Assim, considerando um arranjo de arco viável para o dia-a-dia dos tratamentos de SBRT de pulmão, a melhor energia seria 6FFF, pois o índice de conformidade está mais próximo de 1.

A figura 47 mostra as comparações entre as energias dos valores médios de R50 calculadas com os dois algoritmos.

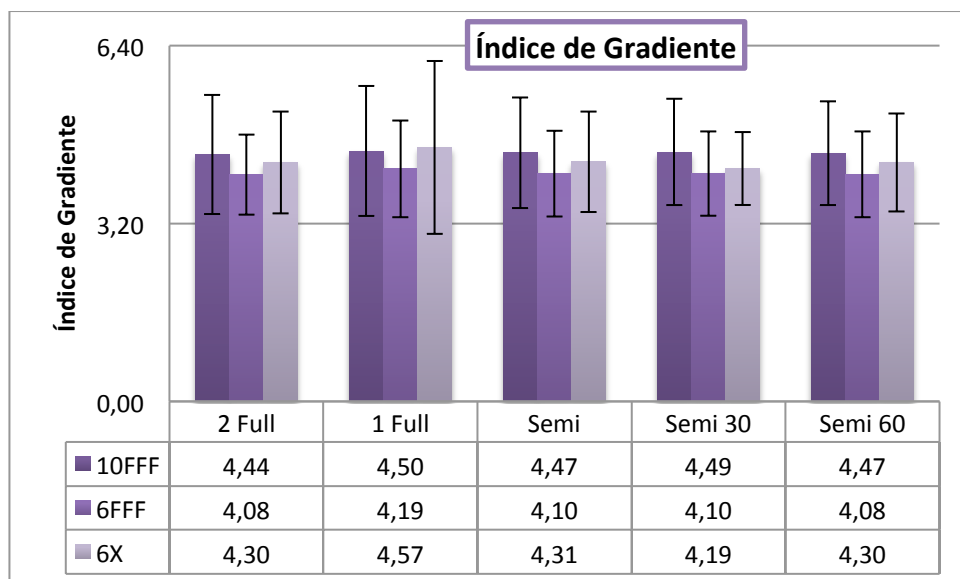


Figura 47: Diferenças na média dos valores de R50 para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Para todos os arranjos de arcos o menor valor do índice de gradiente foi para a energia de 6FFF, ao passo que o maior valor foi para a energia de 10FFF com exceção da técnica com um arco completo que apresentou seu maior valor com a energia de 6X. Independentemente, da energia que tenha obtido maior valor, todos os valores estiveram dentro dos limites de doses que dependem do volume do PTV, dessa forma não existe uma energia que tenha apresentado melhor resultado do que outra.

As figuras 48 e 49 mostram as comparações entre as energias dos valores médios da dose máxima e modal no PTV calculadas com os dois algoritmos.

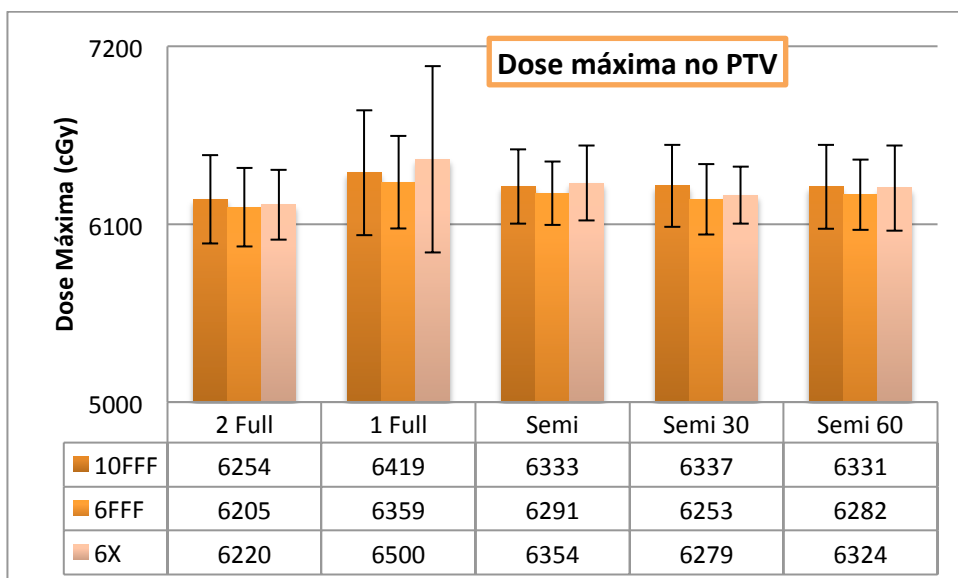


Figura 48: Diferenças na média dos valores de dose máxima no PTV para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

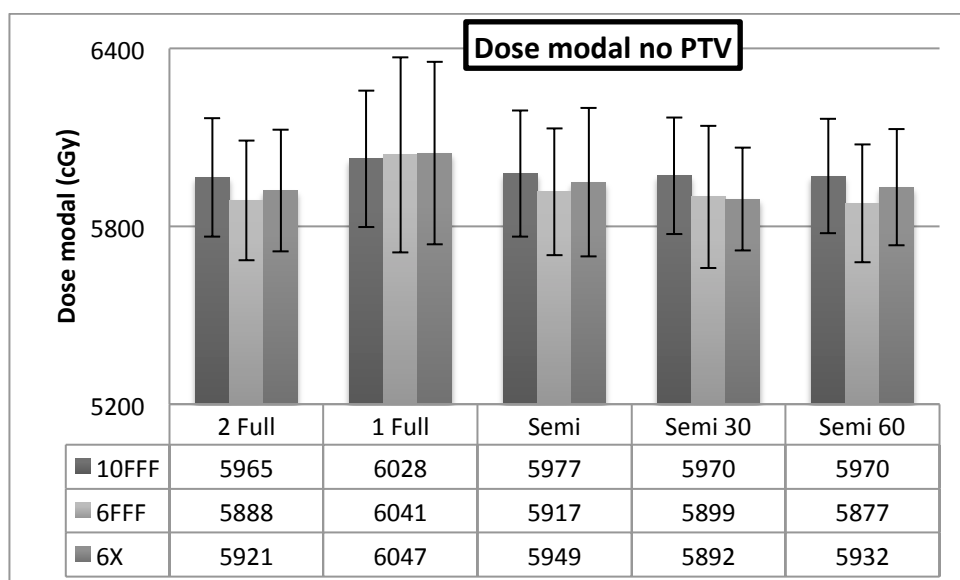


Figura 49: Diferenças na média dos valores de dose modal no PTV para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Para a técnica com um arco completo, tanto a dose máxima como a dose modal no PTV, tiveram seu maior valor com a energia de 6X, provavelmente pelo fato de ter apenas uma chance de visualização do alvo junto com a baixa taxa de dose empregada nessa energia, assim acaba-se gerando uma maior tempo de irradiação para conseguir cobrir todo o alvo, o que resulta em doses mais elevadas.

Já para os demais arranjos de arcos seu maior valor foi com a energia de 10FFF com exceção da dose máxima no PTV com a técnica de dois semi arcos de 180°. E seu menor valor foi para a energia de 6FFF com exceção da dose modal ao utilizar a técnica com dois semi arcos + 30° que teve seu menor valor com a energia de 6X.

Com a alta taxa de dose que a energia 10FFF consegue alcançar, é comum que obtenha-se maiores valores de dose em função do feixe ser mais “bicudo” sem o filtro aplanador, e com isso o sistema necessitar de maior modulação para controlar o gradiente. Por isso com essa energia as doses são mais elevadas. Para a dose máxima e modal no PTV a melhor energia utilizada seria a de 6FFF que não forneceu tanta doses altas, mesmo essa diferença sendo bem baixa em relação a energia de 10FFF, em média 1%.

A figura 50 mostra as comparações entre as energias dos valores médios da dose a 2 cm do PTV calculadas com os dois algoritmos.

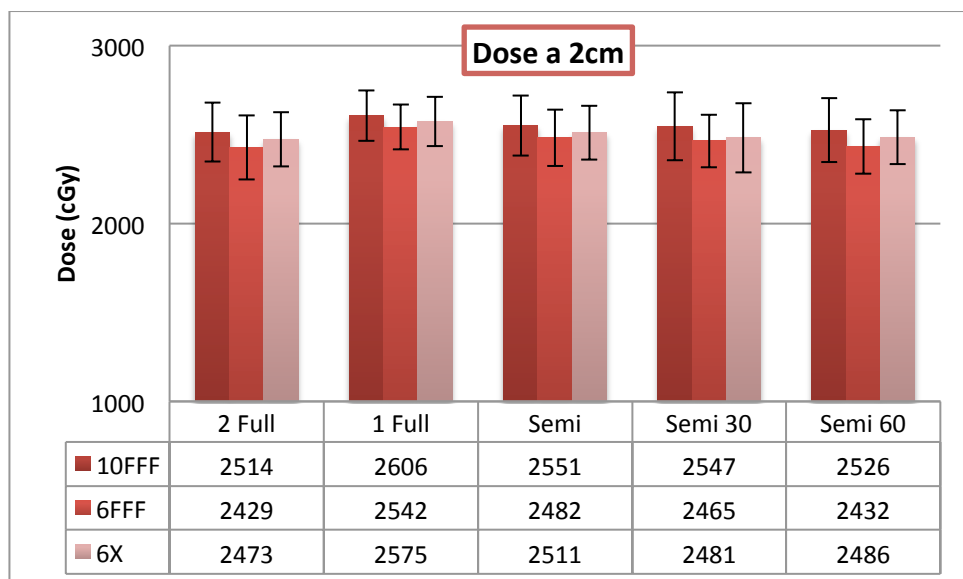


Figura 50: Diferenças na média dos valores de dose a 2 cm do PTV para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Em todos os casos a energia de 10FFF apresentou os maiores valores para a dose a 2cm do PTV enquanto que a energia de 6FFF apresentou os menores valores. Embora tenham sido obtidos diferentes valores para cada energia, todos os planos estavam de acordo com as limitações de dose para esse item que são impostas pelo RTOG.

As figuras 51 e 52 mostram as comparações entre as energias dos valores médios da dose máxima e dose num volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula calculadas com os dois algoritmos.

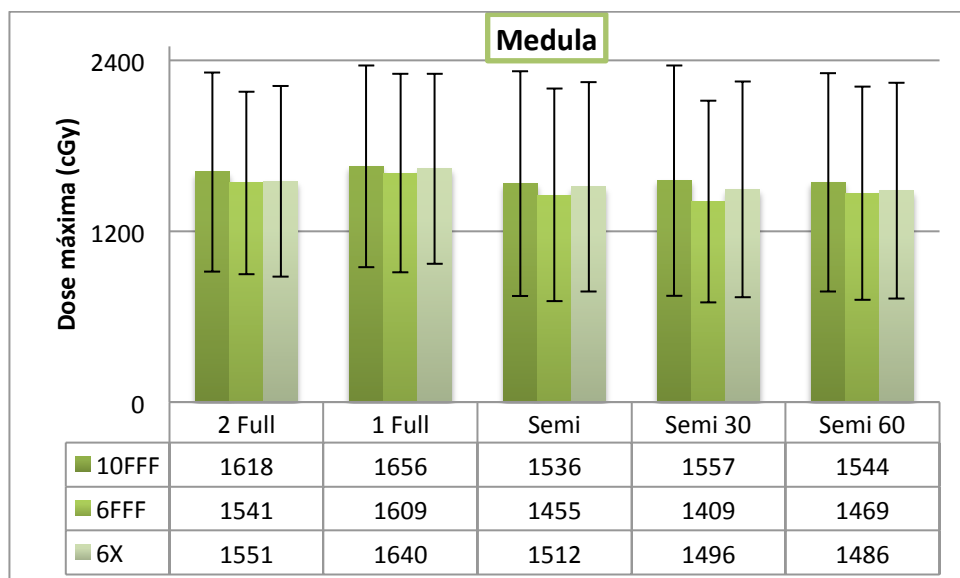


Figura 51: Diferenças na média dos valores de dose máxima na medula para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

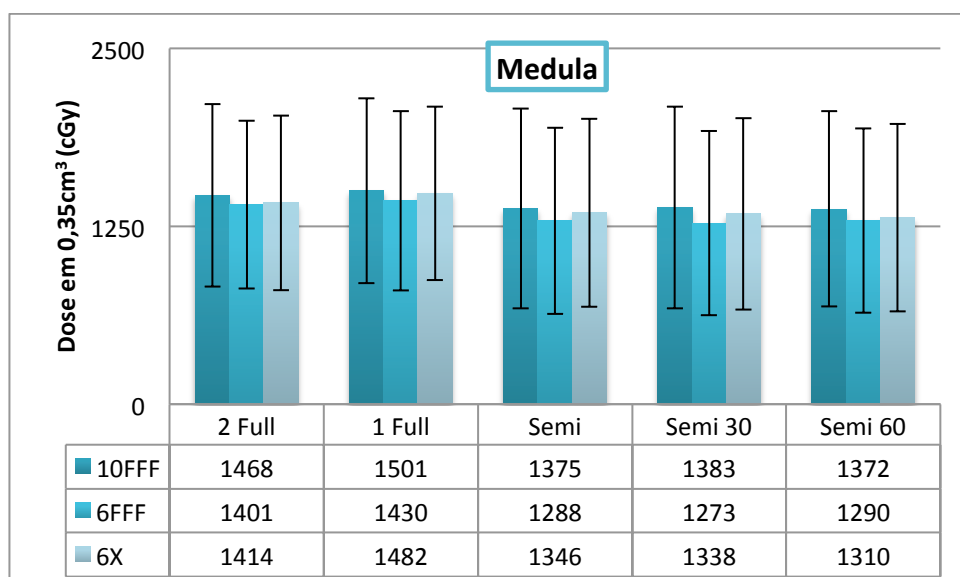


Figura 52: Diferenças na média dos valores de dose num volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Os dados apresentados mostraram que tanto para dose máxima como para a dose em um volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula, a energia de 10FFF apresentou os maiores valores ao passo que seu menor valor foi para a energia de 6FFF. Como a energia de 10FFF possui uma taxa de dose bem elevada é mais difícil para o sistema controlar o gradiente, por isso os maiores valores observados foram para essa energia. As diferenças entre os dados apresentados para as energias de 6FFF e 6X foram de no máximo 6% para a dose máxima na medula e 5% para a dose em um volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula, ambos para a técnica que utilizou dois semi arcos + 30° . Para as demais técnicas as diferenças foram menores do que 4% entre essas energias.

A figura 53 mostra as comparações entre as energias dos valores médios da dose máxima na costela calculadas com os dois algoritmos.

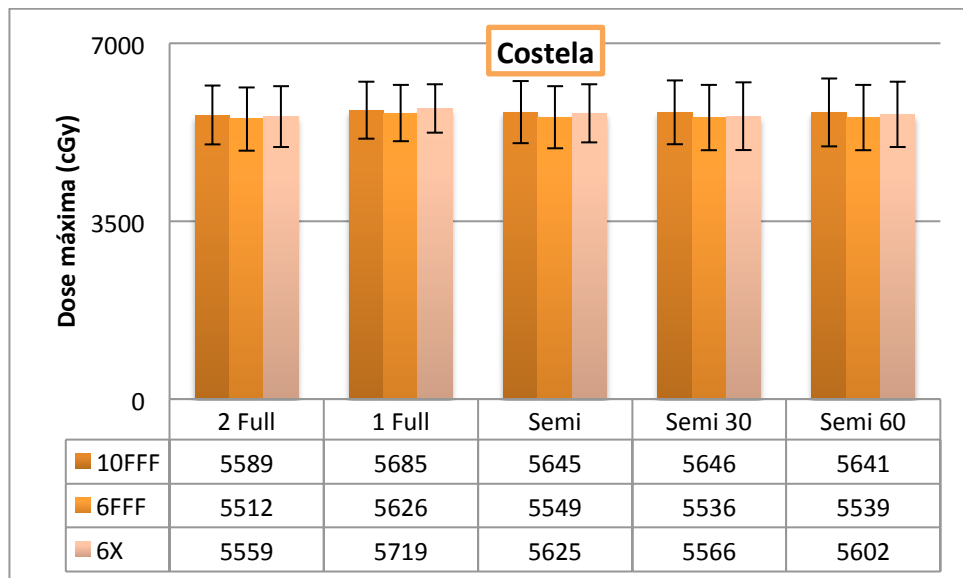


Figura 53: Diferenças na média dos valores de dose máxima na costela para as energias 10FFF, 6FFF e 6X.

Para a dose máxima na costela, os maiores valores observados foram com a energia de 10FFF e os menores com a energia de 6FFF, com exceção da técnica que utilizou um arco completo. As diferenças entre essas energias foram de no máximo 2%. A escolha da energia de 6FFF reduziria em 2% a dose máxima na costela obtida ao invés de se utilizar a energia de 10FFF ou 6X no caso da técnica com um arco completo.

De uma maneira geral os melhores valores obtidos nas comparações entre energias feita foi com a energia de 6FFF e os piores foram com a energia de 10FFF. No entanto, mesmo tendo sido os piores resultados todos os valores ainda estiveram dentro dos limites de dose e de conformidade estipulados pelo protocolo para o tratamento de SBRT de pulmão.

4.1.4 Comparação rotação do colimador

Para a realização das comparações entre as diferentes angulações de colimador foram planejados, com os dois algoritmos de cálculo AAA e AXB, dois arranjos de arcos: Um arco completo (Full) e dois semi arcos com 180° (Semi). Para cada arranjo de arco foram utilizadas as médias dos dados obtidos com os giros do colimador em 0°, 10°, 20°, 30°, 45° e 90°, sendo que para os dois semi arcos, o segundo semi arco possuía a angulação complementar a esses ângulos minimizando o efeito tongue-and-groove.

Os valores obtidos com cada angulação do colimador foram normalizados para o ângulo de 0° e foram divididos em técnica de tratamento (Full e Semi), itens avaliados (MU, dose máxima e modal no PTV, HI, CI, R50, dose máxima e num volume de 0,35cm³ na medula, dose a 2cm do PTV e dose máxima na costela) e energia utilizada.

A figura 54, 55 e 56 mostra as comparações entre os valores médios obtidos com arco completo em cada angulação de colimador normalizados a 0° para MU, dose máxima e modal no PTV, HI, CI e R50 para a energia de 6X, 6FFF e 10FFF.

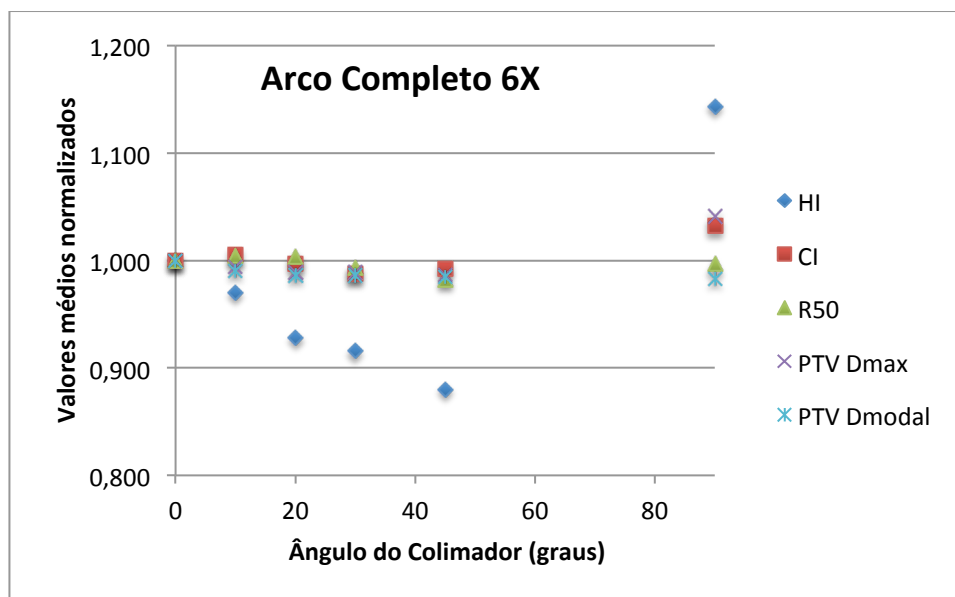


Figura 54: Valores médios normalizados do plano com arco completo com a energia de 6X como função do ângulo do colimador.

Para a técnica com arco completo e energia de 6X o melhor resultado foi obtido com o colimador a 45° sendo o índice de homogeneidade com 0,16, índice de gradiente com 4,59 e dose máxima no PTV com 6466cGy, enquanto o pior resultado foi encontrado com a angulação a 90° sendo o índice de homogeneidade com 0,21, índice de conformidade com 1,12 e dose máxima no PTV com 6825cGy.

Tanto o índice de gradiente, homogeneidade e dose máxima e modal no PTV não apresentaram diferenças significativas entre as angulações; embora a maior diferença absoluta encontrada tenha sido 5% entre as comparações com o colimador a 90° para a dose máxima no PTV, 4% para o índice de conformidade e 2% para o índice de gradiente e dose modal no PTV.

Com relação ao HI que apresentou maior variação entre os giros de colimador comparados, chegando a diferenças de até 23% entre 45° e 90°, as diferenças não apresentaram desvios estatisticamente significativos, já as comparações ente os ângulos intermediários, 20° e 45°, as diferenças foram baixas sendo a maior 4% entre 30° e 45°.

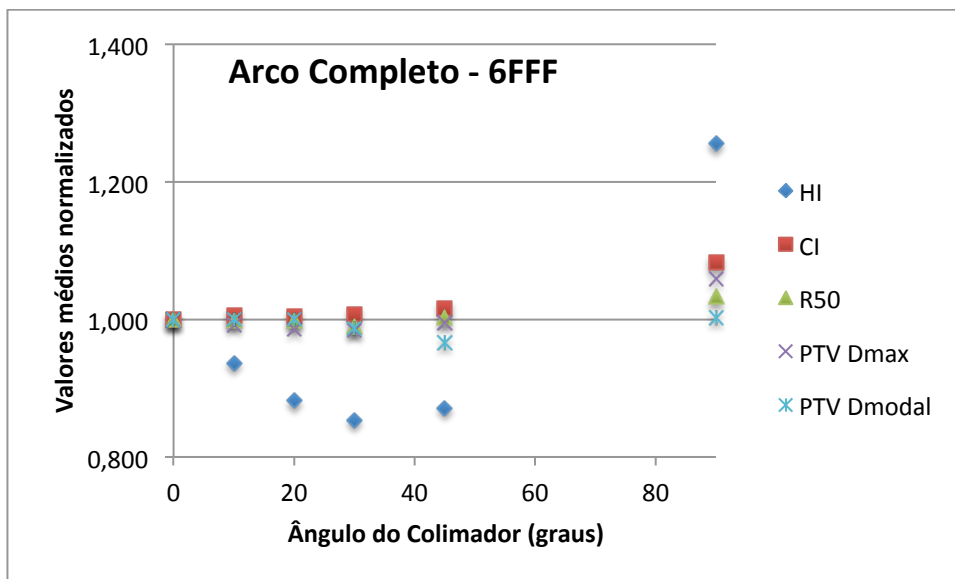


Figura 55: Valores médios normalizados do plano com arco completo com a energia de 6FFF como função do ângulo do colimador.

Com a técnica de arco completo e energia de 6FFF, a angulação do colimador de 90° propiciou o pior resultado par todos os itens avaliados, sendo o índice de homogeneidade com 0,21, o índice de conformidade com 1,11, o índice gradiente com 4,47, a dose máxima e modal no PTV com 6804cGy e 6045cGy respectivamente. Já o melhor resultado ocorreu entre a angulação de 20° e 45° para o índice de homogeneidade com 0,14, a 20° para o índice de conformidade com 1,03, a 30° para o índice de gradiente com 4,28 e para a dose máxima no PTV com 6319cGy, e a 45° para a dose modal no PTV com 5827cGy.

As menores diferenças encontradas entre as angulações foram no índice de gradiente e na dose modal no PTV com um valor de 4%, embora o primeiro não tenha apresentado diferenças estatisticamente significativas a dose modal no PTV apresentou relevância estatística nas comparações entre 10° e 45°, 20° e 45° e 45° e 90° com p-value de 0,001, 0,019 e 0,005, respectivamente. Com relação às comparações com o colimador a 90°, as maiores diferenças encontradas foram 7% para o índice de conformidade e a dose máxima no PTV, e foi estatisticamente significativa com p-value menor do que 0,05. Todos os itens da figura 54, embora não tenham apresentado grandes diferenças graficamente, resultaram em diferenças estatisticamente relevantes.

Para o índice de homogeneidade, item que apresentou maior discrepância, as diferenças chegaram até 30% com comparações entre 20° e 90° (p=0,011), ao mesmo tempo em que todas as comparações com o colimador a 90° foram elevadas e estatisticamente significantes. As comparações com angulações extremas 0° e 90° apresentaram maior diferença justamente em função da ortogonalidade e paralelismo do MLC com relação ao giro do gantry que dificulta a otimização e aumenta o efeito tongue-and-groove.

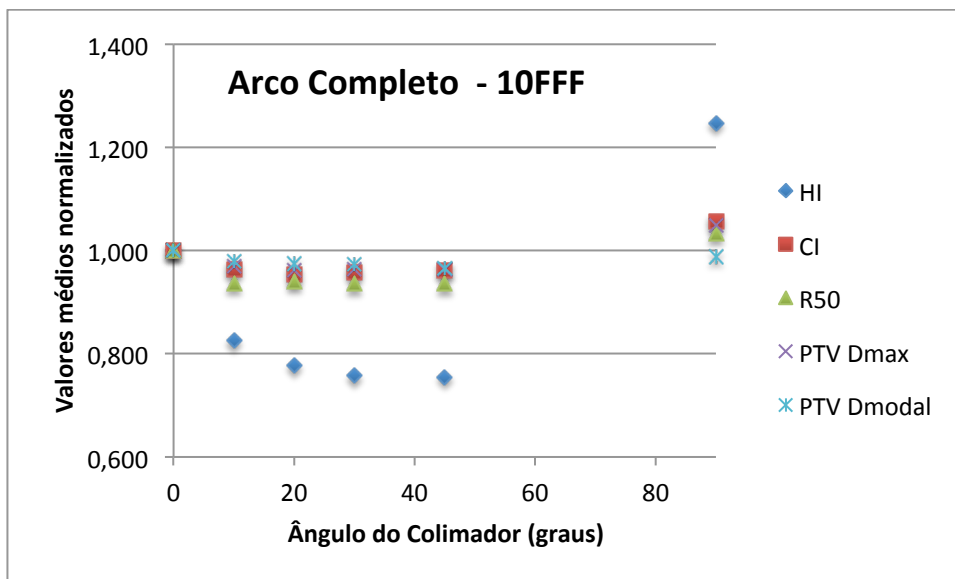


Figura 56: Valores médios normalizados do plano com arco completo com a energia de 10FFF como função do ângulo do colimador.

Com a técnica de arco completo e energia de 10FFF, a angulação de 90° propiciou o pior resultado para o índice de homogeneidade com 0,22, para o índice de conformidade com 1,13, para o índice de gradiente com 4,8 e para a dose máxima no PTV com 6827cGy; ao passo que a angulação de 0° apresentou o pior resultado para a dose modal no PTV com 6116cGy. Já o melhor resultado foi alcançado com as angulações intermediárias de 45° para o índice de homogeneidade com 0,13, para o índice de gradiente com 4,35 e para dose modal no PTV com 5906cGy; e com a angulação de 20° para o índice de conformidade com 1,02 e dose máxima no PTV com 6255cGy.

A energia de 10FFF promoveu as maiores diferenças entre as angulações do colimador em relação as outras energias. Para a dose modal no PTV a maior diferença foi pequena com 4% entre 0° e 45°, porém foi estatisticamente significativa ($p=0,014$). Já em relação as comparações entre as angulações intermediárias e o ângulo de 90°, a dose máxima no PTV alcançou diferenças de até 8% com $p\text{-value} < 0,001$ e o índice de conformidade e gradiente alcançaram diferenças de até 9% porém somente o índice de conformidade teve relevância estatística com o maior valor de p de 0,007 (entre 10° e 90°).

Para o índice de homogeneidade, item que apresentou maior discrepância, as diferenças chegaram até 40% entre as comparações das angulações intermediárias e 90° com $p\text{-value} < 0,001$. Assim é possível observar que independente da energia utilizada, a ortogonalidade da movimentação do MLC e do giro do gantry piora significativamente a homogeneidade do plano.

A figura 57, 58 e 59 mostra as comparações entre os valores médios obtidos com arco completo em cada angulação de colimador normalizados a 0° para dose máxima e num volume de $0,35\text{cm}^3$ na medula, dose máxima na costela e dose a 2cm do PTV para a energia de 6X, 6FFF e 10FFF.

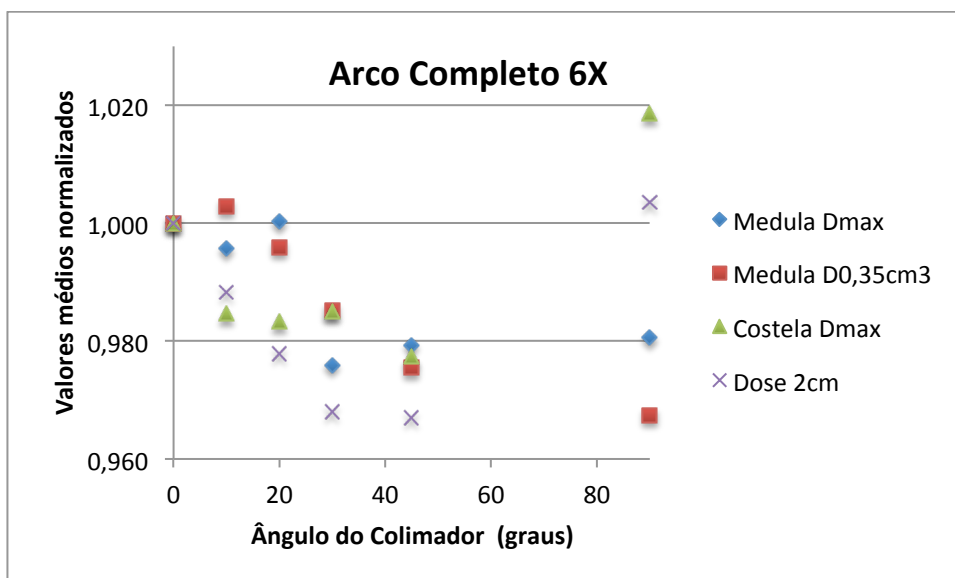


Figura 57: Valores médios normalizados dos órgãos de risco com arco completo com a energia de 6X como função do ângulo do colimador.

Para a técnica com um arco completo e energia de 6X, o melhor resultado obtido foi com a angulação de colimador a 45°, sendo a dose máxima na medula com 1664cGy, a dose máxima na costela com 5808cGy e a dose a 2cm do PTV com 2551cGy; enquanto que o pior resultado foi com a angulação a 90° sendo a dose máxima na costela com 6053cGy e a dose a 2cm do PTV com 2648cGy.

Nas comparações entre os ângulos de colimador para a dose máxima e num volume de 0,35cm³ na medula e dose a 2cm do PTV, embora tenham apresentado graficamente grandes variações, não houveram diferenças estatisticamente significativas, as maiores diferenças foram 4% para a dose a 2cm do PTV, 10% num volume de 0,35cm³ da medula e 2% na dose máxima deste órgão, sendo os dois primeiros com comparações com o angula de 90°.

Com relação à dose máxima na costela a maior diferença encontrada foi 4% entre os ângulos 45° e 90°, embora tenha sido baixo o valor a comparação foi estatisticamente significante (p=0,046); já para as demais angulações as diferenças foram menores do que 3% e não houve significância estatística.

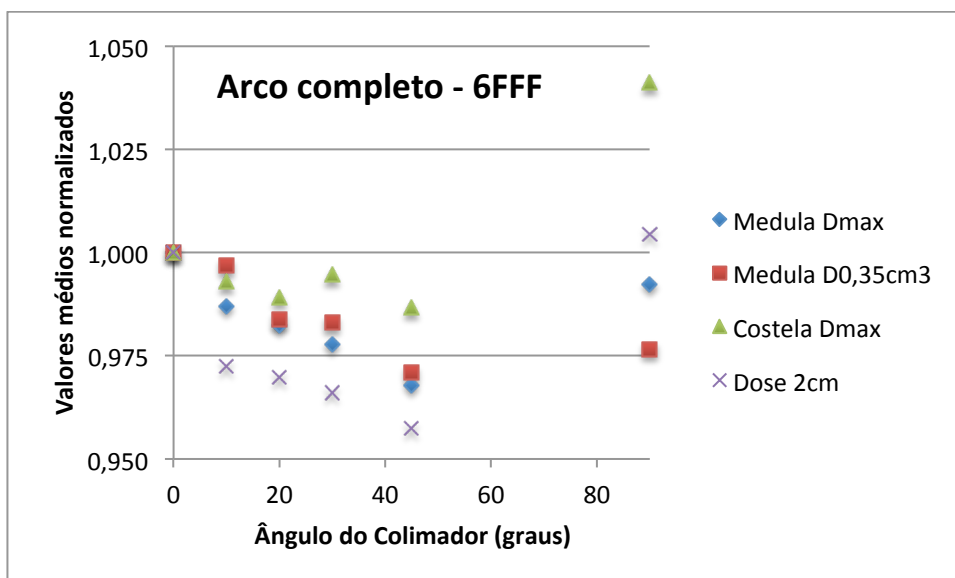


Figura 58: Valores médios normalizados dos órgãos de risco com arco completo com a energia de 6FFF como função do ângulo do colimador.

Com relação às comparações dos órgãos de risco para a técnica de arco completo com energia de 6FFF, o melhor resultado obtido foi com a angulação de 45°, sendo a dose máxima e num volume de 0,35cm³ da medula com 1627cGy e 1456cGy respectivamente, a dose máxima na costela com 5704cGy e a dose a 2cm do PTV com 2513cGy; Já as angulações extremas, 0° e 90° apresentaram os piores resultados, sendo para a medula a angulação de 0° com 1681cGy e 1500cGy a dose máxima e num volume de 0,35cm³ e a angulação de 90° para a dose máxima na costela com 6019cGy e para a dose a 2cm do PTV com 2636cGy.

Tanto a dose a 2cm do PTV como a dose máxima e num volume de 0,35cm³ da medula apresentaram diferenças de no máximo 5% porém nada foi estatisticamente significante; já a dose máxima na costela que apresentou a mesma diferença máxima dos demais órgãos na comparação entre 45° e 90° foi estatisticamente significante ($p=0,037$), os demais valores não.

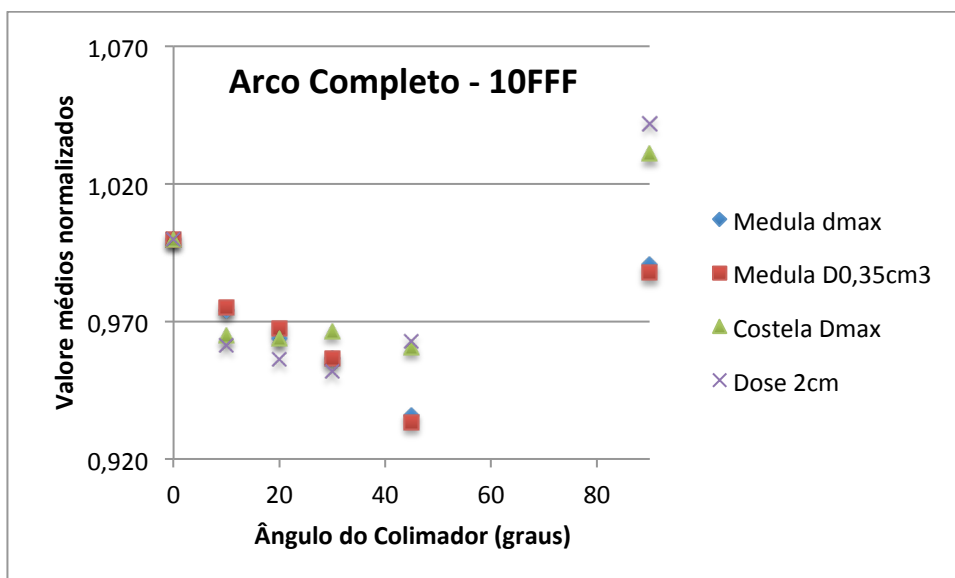


Figura 59: Valores médios normalizados dos órgãos de risco com arco completo com a energia de 10FFF como função do ângulo do colimador.

Para as comparações entre os órgãos de risco com a energia de 10FFF o melhor resultado foi alcançado com a angulação de 45° para a dose máxima na costela com 5686cGy e dose máxima e num volume de 0,35cm³ na medula com 1639cGy e 1464cGy, respectivamente; e para a dose a 2cm do PTV o melhor resultado foi alcançado a 30° com 2493cGy. Já quanto aos piores resultados ocorreram a 0° para a dose máxima e num volume de 0,35cm³ na medula com 1751cGy e 1570cGy, respectivamente; e a 90° para a dose máxima na costela com 6103cGy e a dose a 2cm do PTV com 2730cGy.

Foram encontrados diferenças de até 7% na dose máxima da medula e costela entre as angulações de 0° e 45° e 45° e 90° respectivamente. Para a dose máxima na medula não houve significância estatística, porém para a dose máxima na costela houve em todas as comparações entre as angulações intermediárias e 90°, com maior p-value de 0,029. 9% foram as maiores diferenças encontradas para a dose num volume de 0,035cm³ na medula de a dose a 2cm do PTV, entre as angulações de 0° e 90° e 30° e 90°, respectivamente, porém apenas a segunda apresentou dados estatisticamente significantes entre essa angulação e também entre 20° e 90°.

Com relação as angulações extremas – zero e 90°- foram os planejamentos com os piores resultados. A ortogonalidade da movimentação do MLC com relação ao giro do gantry dificulta a otimização e o paralelismo destes aumenta o efeito tongue and groove piorando a distribuição de dose.

A figura 60, 61 e 62 mostra as comparações entre os valores médios obtidos com semi arcos em cada angulação de colimador normalizados a 0° para MU, dose máxima e modal no PTV, HI, CI e R50 para a energia de 6X, 6FFF e 10FFF.

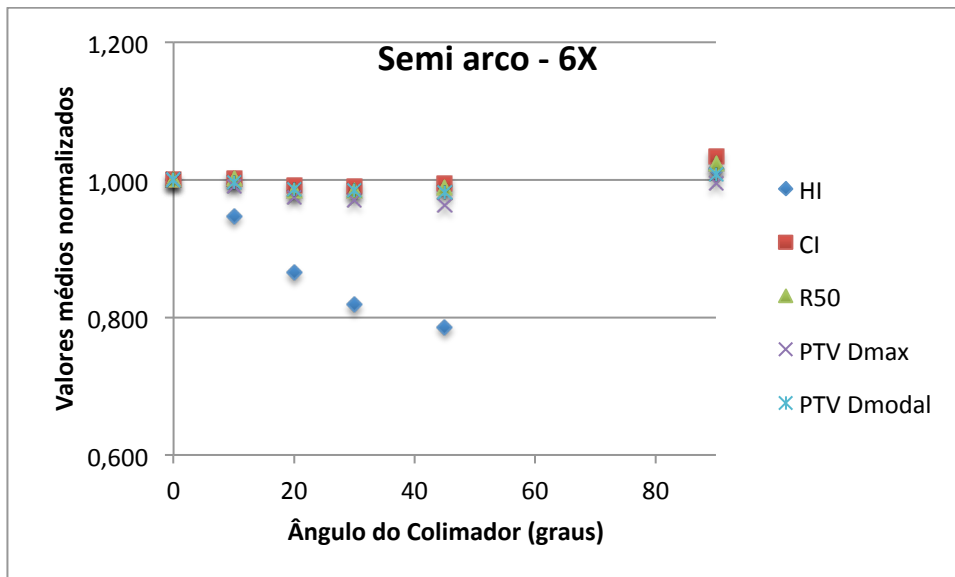


Figura 60: Valores médios normalizados do plano com dois semi arcos com a energia de 6X como função do ângulo do colimador.

Para a técnica com semi arco e energia de 6X os melhores resultados foram alcançados com a angulação de 45° para o índice de homogeneidade com 0,15, índice de conformidade com 1,07, dose máxima e modal no PTV com 6322cGy e 5925cGy respectivamente, e com a angulação de 20° para o índice de gradiente com 4,47. Já os piores resultados foram encontrados com a angulação extrema de 90° para todos os itens avaliados, sendo o índice de homogeneidade com 0,19, índice de conformidade com 1,11, índice de gradiente com 4,65, dose máxima e modal no PTV com 6569cGy e 6077cGy, respectivamente.

As maiores diferenças encontradas entre as angulações do colimador foi de 4% para o índice de conformidade, índice de gradiente e dose máxima e modal no PTV, todos com comparações entre ângulos intermediários e o angulo de 90°. Já para o índice de homogeneidade, as diferenças foram bem elevadas chegando até 27% ente 45° e 90°. Embora as diferenças tenham sido elevadas, nenhuma apresentou significância estatística.

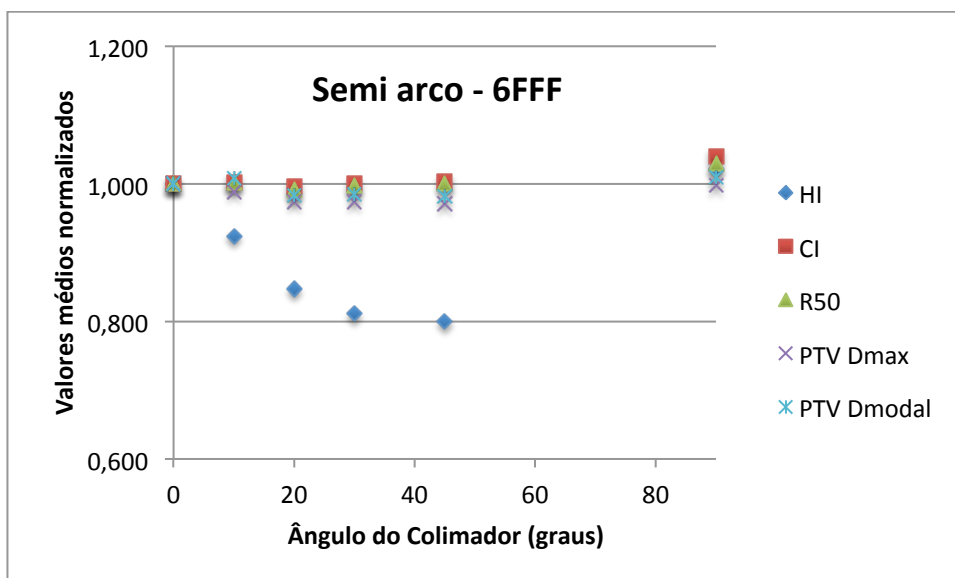


Figura 61: Valores médios normalizados do plano com dois semi arcos com a energia de 6FFF como função do ângulo do colimador.

Para a técnica de semi arco com energia de 6FFF os piores resultados foram encontrados com as angulações extremas de 0° e 90° para o índice de homogeneidade com 0,17, índice de conformidade com 1,08, índice de gradiente com 4,37, dose máxima e modal no PTV com 6460cGy e 6000cGy respectivamente; Ao passo que os melhores resultados foram encontrados com as angulações intermediárias de 45° e 20° para o índice de homogeneidade com 0,13, índice de conformidade com 1,04, índice de gradiente com 4,20, dose máxima e modal no PTV com 6273cGy e 5839cGy, respectivamente.

Para os índices de conformidade e gradiente, as diferenças chegaram até 4% entre as angulações 20° e 90° e 30° e 90°; e para as doses máxima e modal no PTV foram de até 3% entre as angulações de 45° e 90°. Essas comparações não foram estatisticamente significantes. Porém as comparações do índice do homogeneidade chegaram até 25% (entre 0° e 45°) e entre as angulações 30° e 90° e 45° e 90° as diferenças foram estatisticamente significantes, com maior p-value=0,043, embora tenham atingidos diferenças absolutas de até 23%.

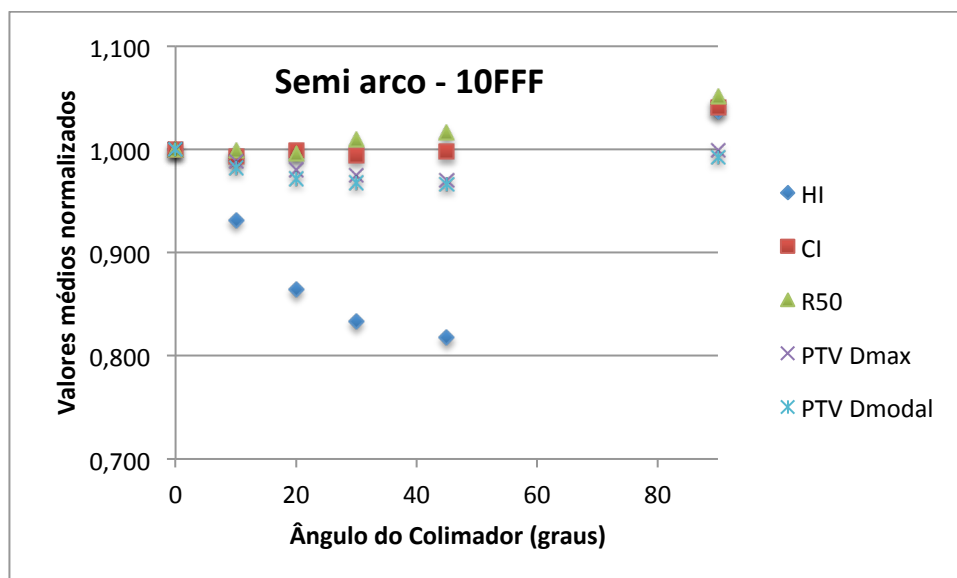


Figura 62: Valores médios normalizados do plano com dois semi arcos com a energia de 10FFF como função do ângulo do colimador.

Com a técnica de semi arco e energia de 10FFF os piores resultados foram alcançados com as angulações extremas de 90° e 0°, sendo o índice de homogeneidade com 0,19, o índice de conformidade com 1,13, o índice de gradiente com 4,82 e a dose máxima e modal do PTV com 6345cGy e 6174cGy, respectivamente. Enquanto os melhores resultados ocorreram com os ângulos intermediários, principalmente 45°, sendo o índice de homogeneidade com 0,15, o índice de conformidade com 1,07, o índice de gradiente com 4,57, a dose máxima e modal no PTV com 6345cGy e 5965cGy, respectivamente.

Para essa energia, nenhuma comparação apresentou relevância estatística. As maiores diferenças entre as doses máxima e modal no PTV foi de 3%, entre os índices de conformidade e gradiente foi de 5%, e para o índice de homogeneidade chegou a diferenças de até 22%. Em todas as comparações, as maiores diferenças ocorreram entre as angulações intermediárias e o ângulo de 90°.

Independentemente da energia, as comparações dos valores obtidos dos planos foram melhores com a utilização dos dois semi arcos de 180° ao invés da técnica de um arco completo. Como os semi arcos passam duas vezes pela mesma região, há maior possibilidade do sistema melhorar algum ponto que não está como o desejado, ao passo que com o arco completo, só há uma chance de se atingir a melhor função objetiva.

A figura 63, 64 e 65 mostra as comparações entre os valores médios obtidos com semi arco em cada angulação de colimador normalizados a 0° para dose máxima e num volume de 0,35cm³ na medula, dose máxima na costela e dose a 2cm do PTV para a energia de 6X, 6FFF e 10FFF.

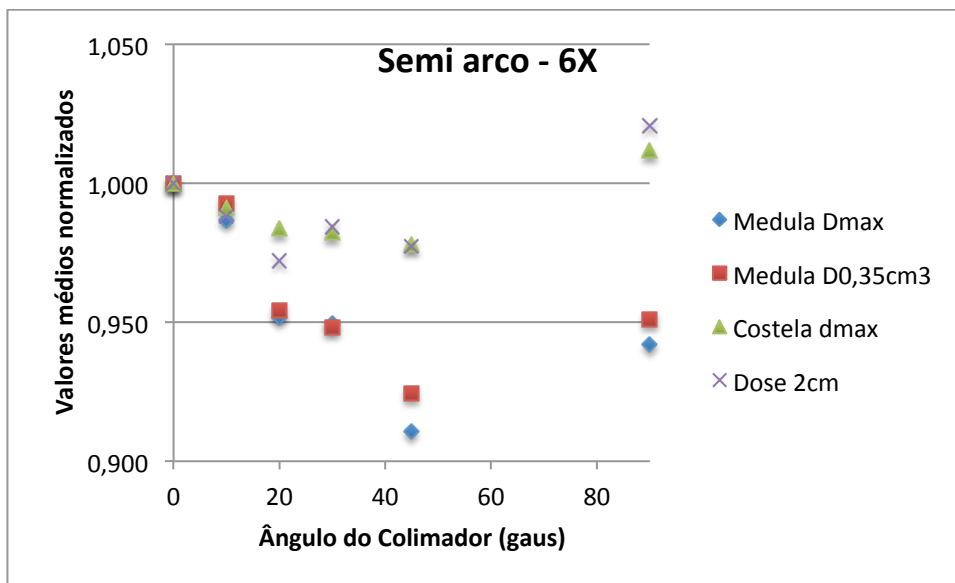


Figura 63: Valores médios normalizados dos órgãos de risco com dois semi arcos com a energia de 6X como função do ângulo do colimador.

Com a técnica de semi arco e energia 6X a angulação do colimador de 0° propiciou o pior resultado para as doses máxima e no volume de 0,35cm³ da medula sendo 1645cGy e 1440cGy, respectivamente; e o angulo de 90° forneceu o pior resultados para a dose máxima na costela com 5944cGy e dose a 2cm do PTV com 2656cGy. Os melhores resultados para os órgãos de risco foram alcançados com a angulação de 45°, sendo a dose máxima na medula com 1489cGy, a dose num volume de 0,35cm³ na medula com 1331cGy, a dose máxima na costela com 5746cGy e a dose a 2cm do PTV com 2529cGy.

Para os órgãos de risco, as maiores diferenças encontradas chegaram até 8% nas doses da medula entre os ângulos de 10° e 45°; para a dose na costela chegaram até 3% nas comparações entre as angulações intermediarias e 90°, e para a dose a 2cm do PTV as diferenças chegaram até 5%. Nenhuma comparação, por maior que fosse, apresentou relevância estatística, todas mantiveram um valor de p maior do que 0,05.

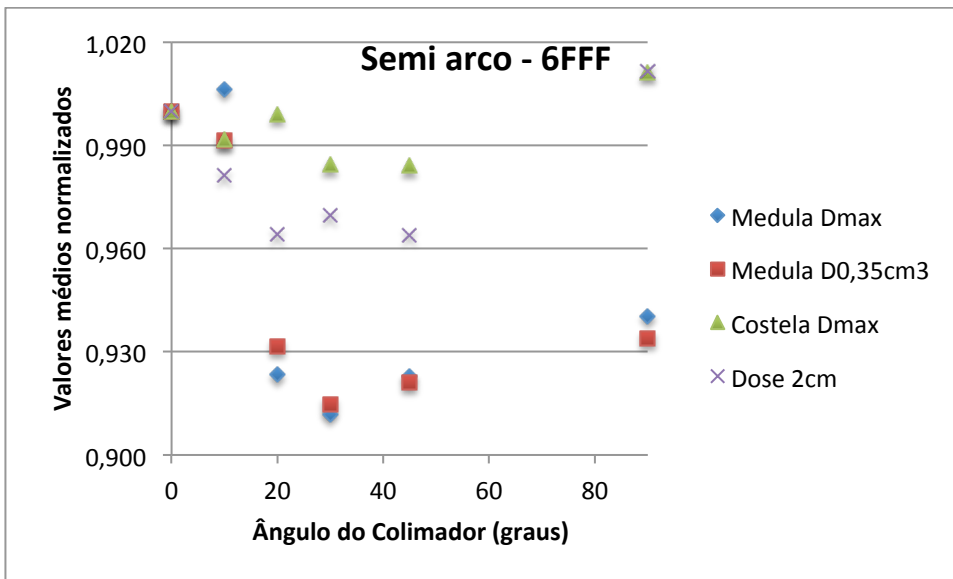


Figura 64: Valores médios normalizados dos órgãos de risco com dois semi arcos com a energia de 6FFF como função do ângulo do colimador.

Com a técnica de semi arco e energia de 6FFF os melhores resultados para os órgãos de risco foram alcançados com o colimador girado a 30° e 45°, sendo a dose máxima na medula com 1449cGy, a dose num volume de 0,35cm³ na medula com 1290cGy, a dose máxima na costela com 5673cGy, e a dose a 2cm do PTV com 2490cGy; Enquanto que os piores resultados foram alcançados com o colimador a 0° e 90°, sendo a dose máxima e num volume de 0,35cm³ na medula com 1600cGy e 1410cGy, respectivamente, a dose máxima na costela com 5830cGy e a dose a 2cm do PTV com 2613cGy.

As maiores diferenças entre as angulações do colimador chegaram a 10% para as doses na medula entre as comparações de angulações intermediarias e 0° e 5% para as doses na costela e a 2cm do PTV entre as comparações entre as angulações intermediarias e 90°.

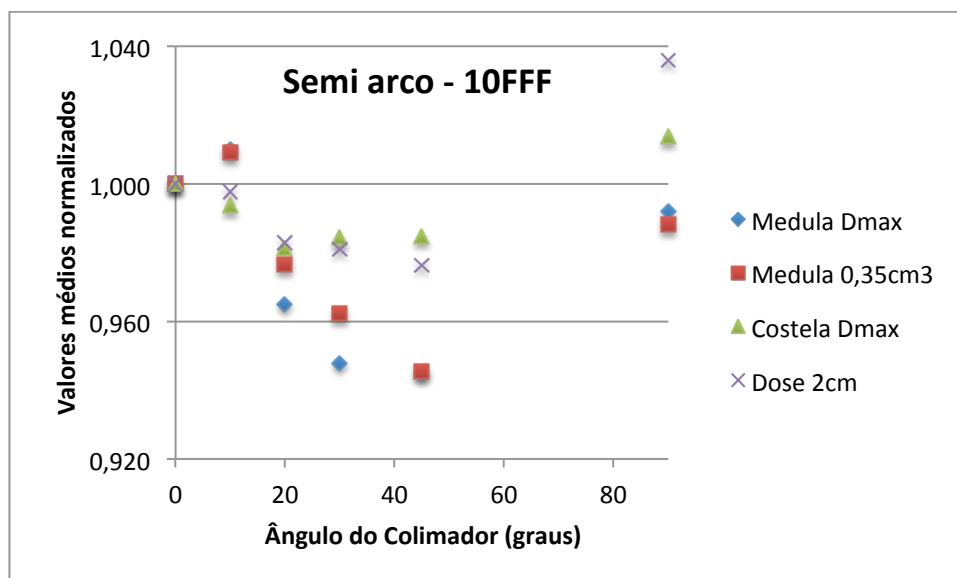


Figura 65: Valores médios normalizados dos órgãos de risco com dois semi arcos com a energia de 10FFF como função do ângulo do colimador.

Com a energia de 10FFF e a técnica de dois semi arcos de 180°, os piores resultados também foram encontrados com o giro do colimador em 90°, sendo a dose máxima e num volume de 0,35cm³ da medula, a dose máxima na costela e a dose a 2cm do PTV com 1661cGy, 1471cGy, 5971cGy e 2697cGy, respectivamente. Já os melhores resultados foram encontrados com o giro do colimador em posições intermediárias, alcançando seu auge em 45°, assim a dose máxima e num volume de 0,35cm³ da medula, a dose máxima na costela e a dose a 2cm do PTV receberam 1554cGy, 1378cGy, 5779cGy e 2542cGy, respectivamente.

As diferenças entre os valores comparados foram de no máximo 7% para as doses na medula e 3% e 5% para as doses na costela e a 2cm do PTV. Embora tenham apresentado valores elevados, as diferenças não foram estatisticamente significantes.

O mesmo que ocorreu com a técnica de arco completo ocorreu para a técnica com dois semi arcos: as angulações extremas – zero e 90°- foram os planejamentos que apresentaram os piores resultados. Uma vez que ortogonalidade da movimentação do MLC com relação ao giro do gantry dificulta a otimização ao mesmo tempo que o paralelismo destes aumenta o efeito tongue and groove piorando a distribuição de dose.

Quanto aos ângulos intermediários: 10°, 20°, 30° e 45°, não houve diferenças significativas entre os planejamentos de SBRT para pulmão. Uma possível explicação se dá pelo fato de que quando a angulação do colimador não é tão perfeita para maximizar o bloqueio dos órgãos de risco, a otimização reduz a velocidade do gantry de forma que seja possível realizar uma maior modulação para se atingir os limites de dose pedidos. O que está em conformidade com a literatura (ZHANG, *et al.*, 2010), mesmo este autor tendo variado o giro do colimador durante o tratamento, algo que ainda não foi desenvolvido pelos fabricantes.

Em estudos anteriores foi verificado, para tratamento de cabeça e pescoço, um aumento da dose nas regiões superior e inferior do PTV causado pelo ângulo do colimador por aumentar a área irradiada (KIM, *et al.*, 2017). No entanto, para o presente

estudo esse fato não foi observado. Não houve aumento de dose na medula e costela quando utilizando o colimador a 45° – máxima abertura do colimador observada. Pelo contrário, tanto para a técnica com um arco completo como para a técnica com dois semi arcos, o aumento foi significativo com o colimador a 90° – fato esse explicado pela ortogonalidade entre o giro do gantry e a movimentação das lâminas. O mesmo ocorreu para a dose a 2cm do PTV, com o colimador a 90° o sistema não consegue conformar a dose de modo aceitável, gerando distribuições bem heterogêneas. Já com o colimador em valores intermediários 20, 30 e 45 graus o sistema consegue atingir sua melhor conformação.

4.2 Medidas QUASAR com câmara de ionização

Foram realizadas medidas estáticas (posição 0,0cm) e dinâmicas (amplitude de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0cm) com a câmara de ionização no QUASAR dos planejamentos realizados para cada algoritmo.

As medidas experimentais foram realizadas apenas nos planejamentos que apresentaram um baixo gradiente dentro da câmara de ionização, de forma que as leituras fornecidas não prejudicassem a análise dos dados. Sendo assim, foram medidos todos os planos das tomografias 2, 4 e 5.

4.2.1 Comparação medida estática versus medida dinâmica

4.2.1.1 Comparação entre tamanho das lesões

As figuras 66, 67 e 68 mostram as comparações entre as medidas estáticas (com a câmara de ionização na posição 0,0cm) e as medidas dinâmicas (com a câmara de ionização se movimentando com amplitude de 0,5cm até 2,0cm), para a energia de 10FFF e algoritmo de cálculo AAA.

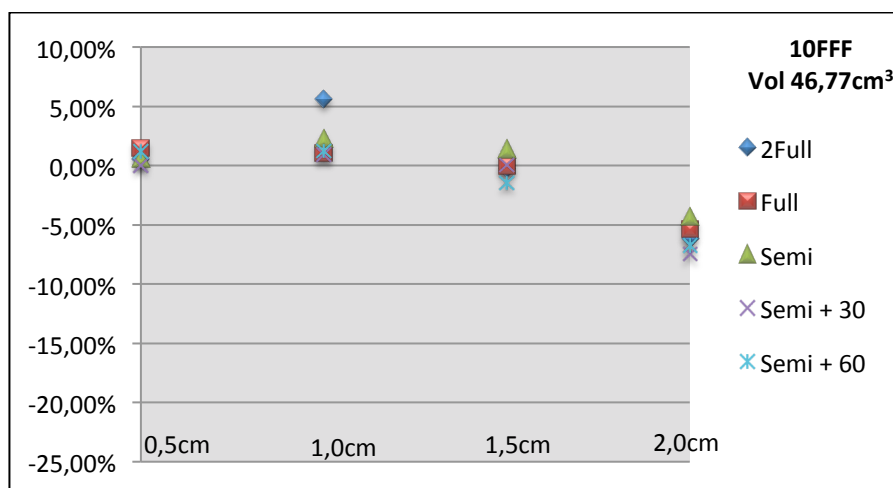


Figura 66: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão grande com os planos calculados com energia 10FFF e o algoritmo de cálculo AAA.

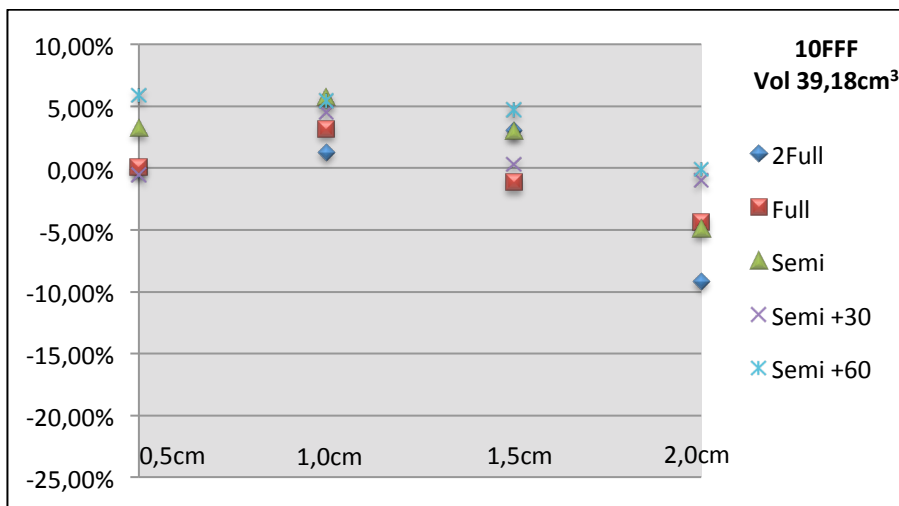


Figura 67: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão média com os planos calculados com energia 10FFF e o algoritmo de cálculo AAA.

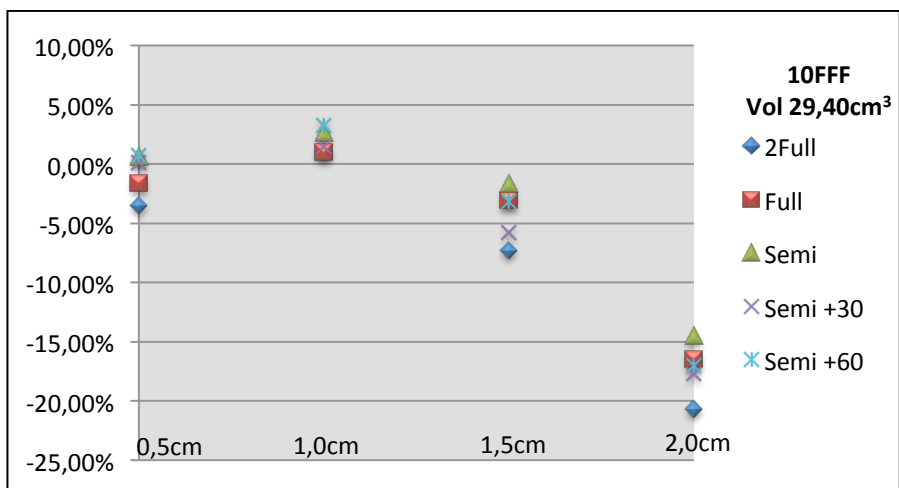


Figura 68: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão pequena com os planos calculados com energia 10FFF e o algoritmo de cálculo AAA.

Os resultados experimentais mostram que para amplitude de movimento de 0,5cm a 1,5cm não houve discrepâncias estatisticamente significativas, com desvios de até 7% para a amplitude de 1,0cm da lesão grande e amplitude de 1,5cm para a lesão pequena. O que sugere que o efeito interplay entre as laminas e o movimento do alvo, para amplitudes de movimentos baixos e dentro de um padrão respiratório comum (sem inspirações e expirações forçadas), não comprometem a cobertura do alvo. No entanto, é sabido que quanto maior a magnitude de movimentação da respiração, maior será a chance do volume alvo movimentar para fora do campo de tratamento. O que ocorreu com as leituras de amplitude 2,0cm. Para todos os arranjos de arcos e algoritmos de cálculo, os dados apresentados para essa amplitude foram estatisticamente significantes com variações de até 20% ($p < 0,002$). Em função dos PTV médio e grande possuem um tamanho significativo em relação ao PTV pequeno não necessitando assim de grandes

modulações, esse efeito foi minimizado, não apresentando desvios estatisticamente significativos, porém alcançaram diferenças de até 9% para a lesão média com 2 arcos completos.

As figuras 69, 70 e 71 mostram as comparações entre as medidas estáticas (com a câmara de ionização na posição 0,0cm) e as medidas dinâmicas (com a câmara de ionização se movimentando com amplitude de 0,5cm até 2,0cm), para a energia de 10FFF e algoritmo de cálculo AXB.

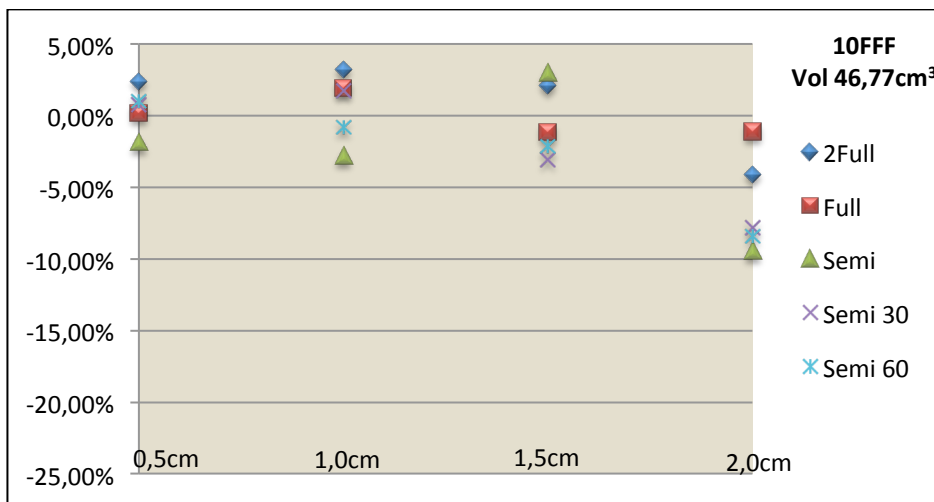


Figura 69: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão grande com os planos calculados com energia 10FFF e o algoritmo de cálculo AXB.

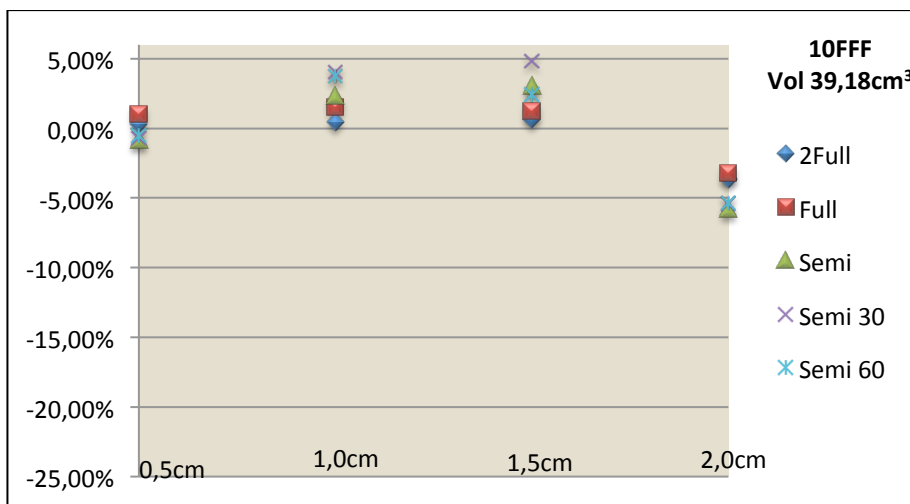


Figura 70: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão média com os planos calculados com energia 10FFF e o algoritmo de cálculo AXB.

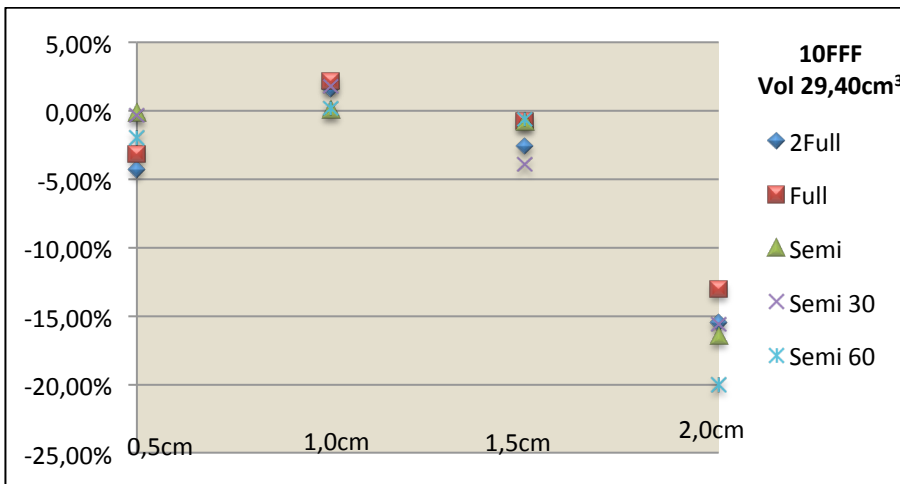


Figura 71: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão pequena com os planos calculados com energia 10FFF e o algoritmo de cálculo AXB.

O mesmo ocorreu com as medidas dos planos calculados com o algoritmo AXB. Para as amplitudes de movimento de 0,5cm até 1,5cm não houve desvios estatisticamente significativos. Porém, com o aumento da movimentação para a amplitude de 2,0cm as diferenças são significativas. Para as lesões grande e média os desvios foram de no máximo 9%, sendo os piores resultados encontrados para os semi arcos, no entanto não foram estatisticamente significativos; já para a lesão pequena, foram encontrados desvios de até 20% ($p=0,001$), e os piores resultados também ocorreram com os semi arcos.

As figuras 72, 73 e 74 mostram as comparações entre as medidas estáticas (com a câmara de ionização na posição 0,0cm) e as medidas dinâmicas (com a câmara de ionização se movimentando com amplitude de 0,5cm até 2,0cm), para a energia de 6FFF e algoritmo de cálculo AAA.

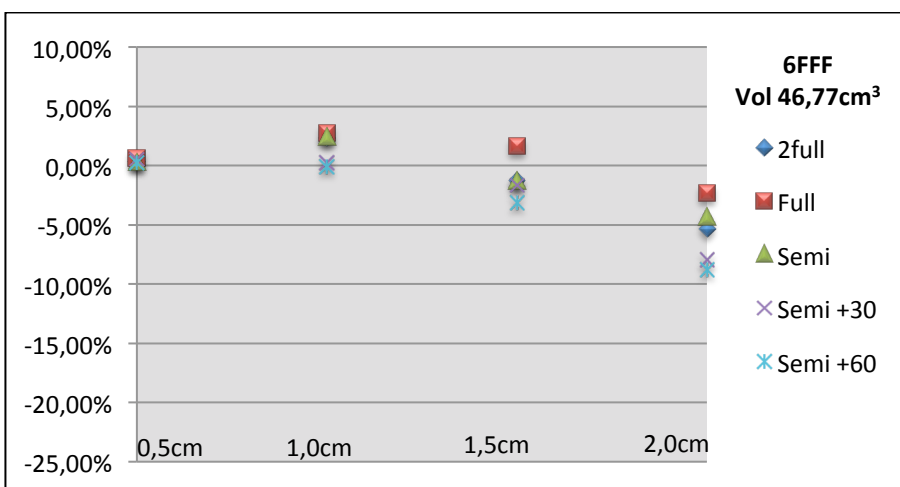


Figura 72: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão grande com os planos calculados com energia 6FFF e o algoritmo de cálculo AAA.

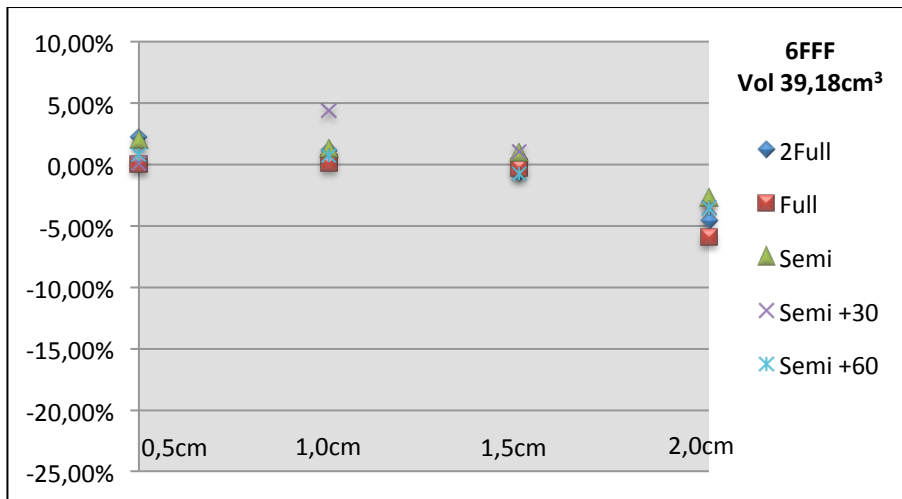


Figura 73: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão média com os planos calculados com energia 6FFF e o algoritmo de cálculo AAA.

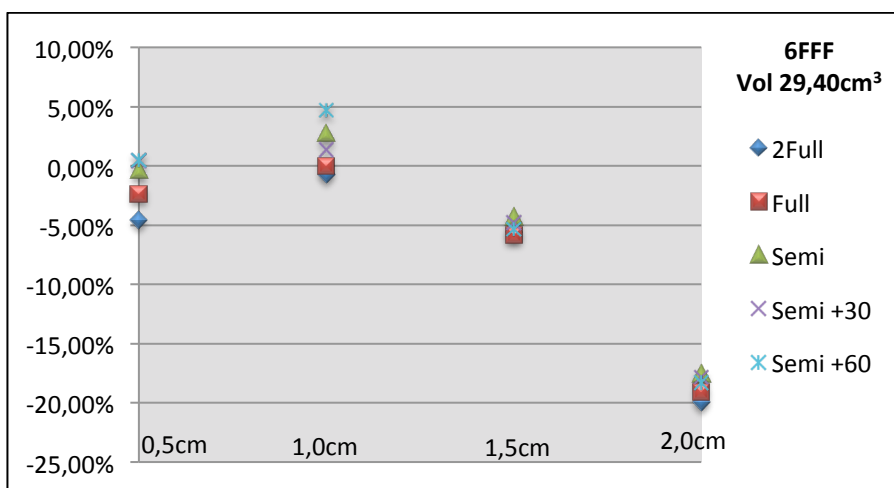


Figura 74: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão pequena com os planos calculados com energia 6FFF e o algoritmo de cálculo AAA.

As comparações entre os tamanhos das lesões medidos com 6FFF apresentaram resultados semelhantes aos medidos com 10FFF. Entre as amplitudes de movimento de 5mm à 1,5cm não houve desvios significativos. A maior diferença encontrada foi de 6% com os arcos completos para a lesão pequena na amplitude de movimento de 1,5cm. Aumentando o movimento para uma amplitude de 2cm foram encontrados diferenças de até 9% para a lesão grande com semi arco, 6% para a lesão média com arco completo e 20% para a lesão pequena independente do arranjo de arco utilizado.

As figuras 75, 76 e 77 mostram as comparações entre as medidas estáticas (com a câmara de ionização na posição 0,0cm) e as medidas dinâmicas (com a câmara de ionização se movimentando com amplitude de 0,5cm até 2,0cm), para a energia de 6FFF e algoritmo de cálculo AXB.

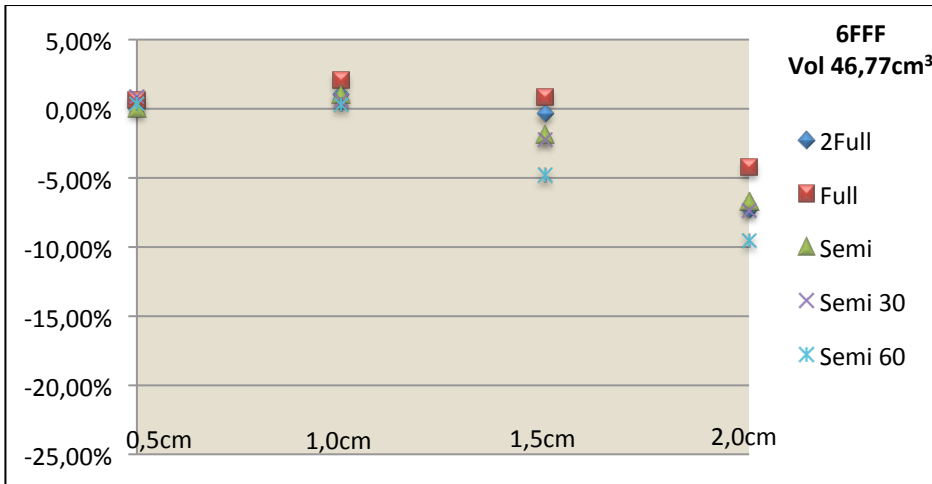


Figura 75: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão grande com os planos calculados com energia 6FFF e o algoritmo de cálculo AXB.

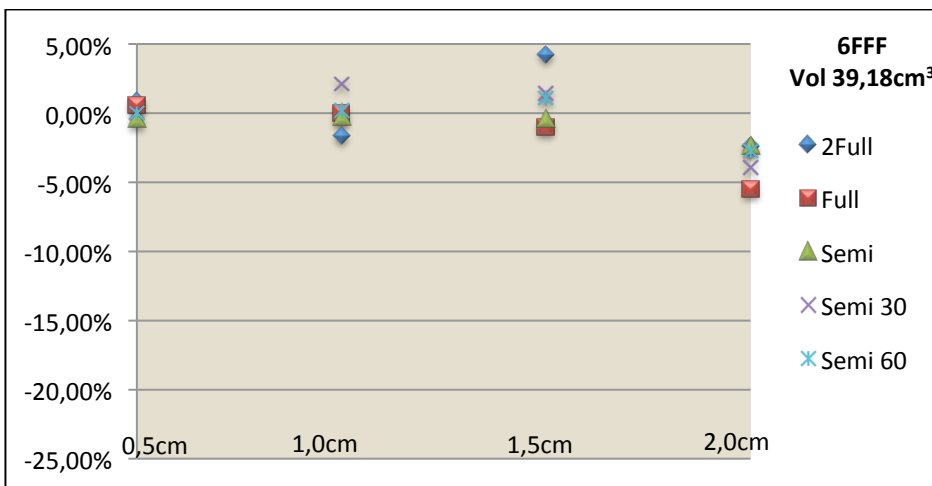


Figura 76: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão média com os planos calculados com energia 6FFF e o algoritmo de cálculo AXB.

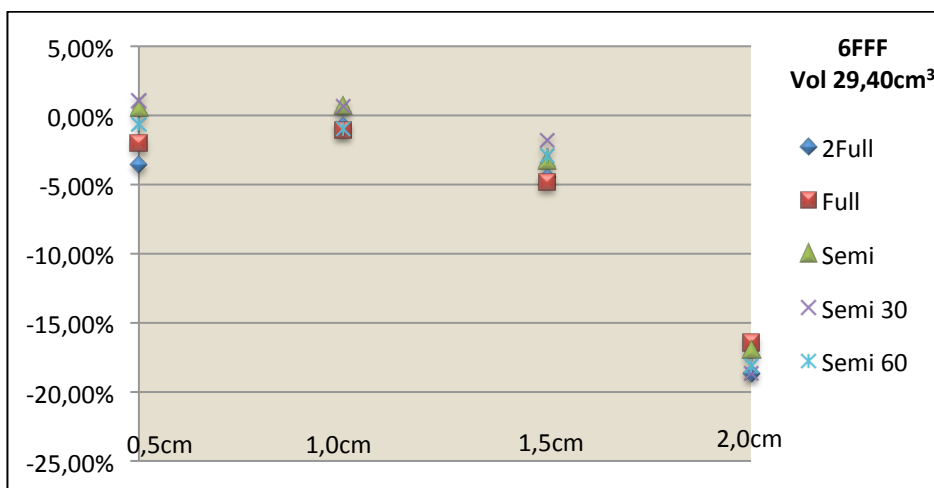


Figura 77: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão pequena com os planos calculados com energia 6FFF e o algoritmo de cálculo AXB.

As medidas dos planos calculados pelo algoritmo AXB para energia 6FFF foram semelhantes aos resultados da energia 10FFF. Não houve desvios estatisticamente significativos entre as amplitudes de movimentação de 0,5cm à 1,5cm. Os maiores desvios encontrados para amplitude de 1,5cm foi 5% para lesão grande com semi arco, para lesão média foi de 4% e 5% para lesão pequena, ambos medidos com arco completo. Conforme se aumenta a amplitude de movimento, os desvios aumentaram para 10% ($p=0,254$), 5% ($p=0,411$) e 20% ($p<0,001$), para as lesões grande, média e pequena, respectivamente.

As figuras 78, 79 e 80 mostram as comparações entre as medidas estáticas (com a câmara de ionização na posição 0,0cm) e as medidas dinâmicas (com a câmara de ionização se movimentando com amplitude de 0,5cm até 2,0cm), para a energia de 6X e algoritmo de cálculo AAA.

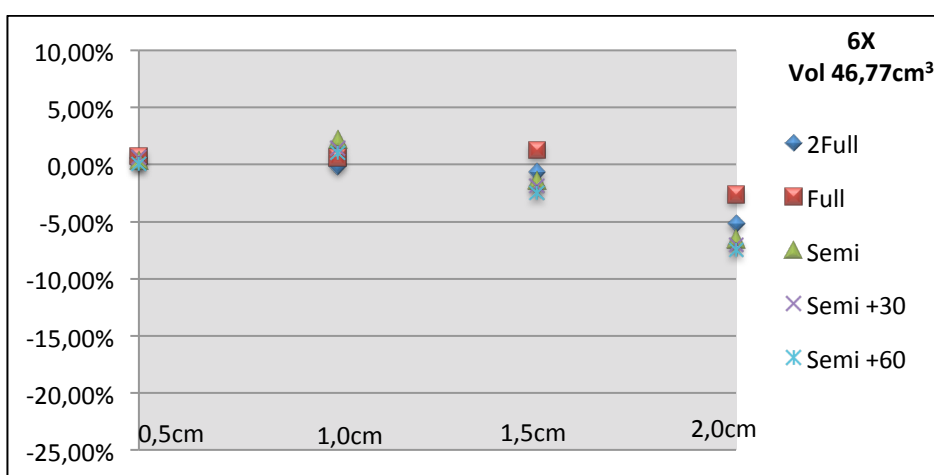


Figura 78: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão grande com os planos calculados com energia 6X e o algoritmo de cálculo AAA.

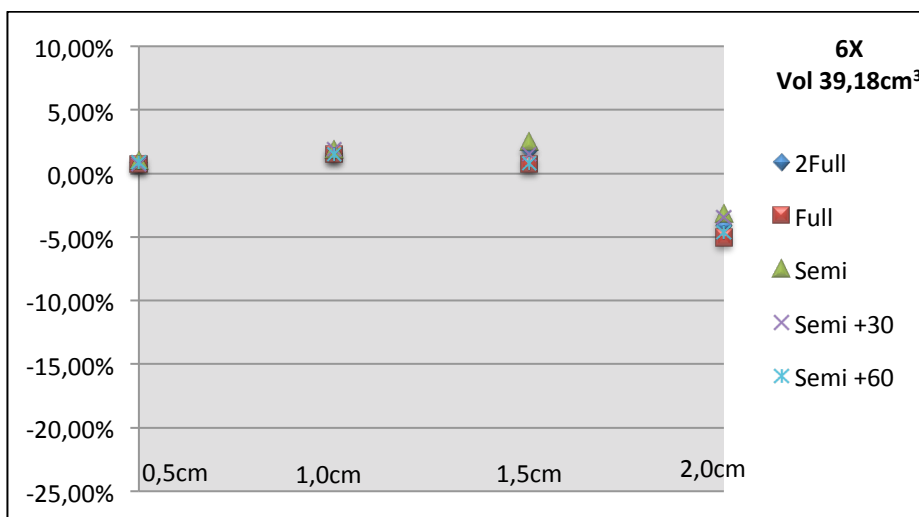


Figura 79: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão média com os planos calculados com energia 6X e o algoritmo de cálculo AAA.

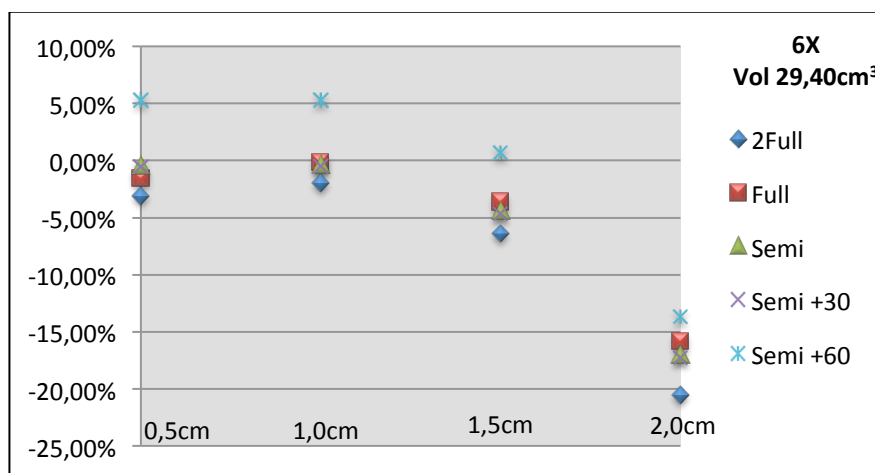


Figura 80: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão pequena com os planos calculados com energia 6X e o algoritmo de cálculo AAA.

Os resultados para essa energia apresentaram os mesmos valores que para a energia com filtro achatador. Não houve desvios significativos entre as amplitudes de movimento de 5mm à 1,5cm. A maior diferença encontrada foi de 6% com a amplitude de 1,5cm para a lesão pequena com arcos completos. Com o aumento da amplitude de movimentação para 2,0cm, verificou-se uma perda da leitura em relação a medida estática maior do que com movimentos menores, chegando a valores de até 20% ($p=0,003$) para a lesão pequena, 8% para a lesão grande e 5% para a lesão média.

As figuras 81, 82 e 83 mostram as comparações entre as medidas estáticas (com a câmara de ionização na posição 0,0cm) e as medidas dinâmicas (com a câmara de ionização se movimentando com amplitude de 0,5cm até 2,0cm), para a energia de 6X e algoritmo de cálculo AXB.

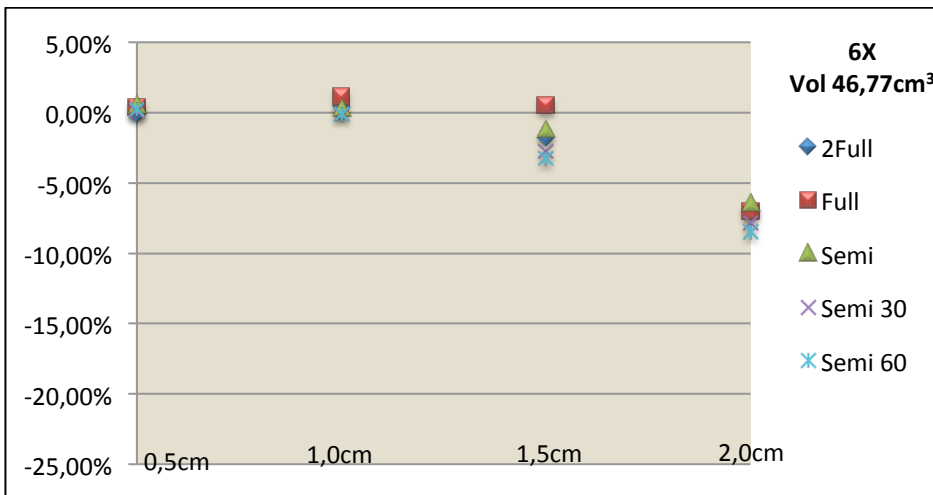


Figura 81: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão grande com os planos calculados com energia 6X e o algoritmo de cálculo AXB.

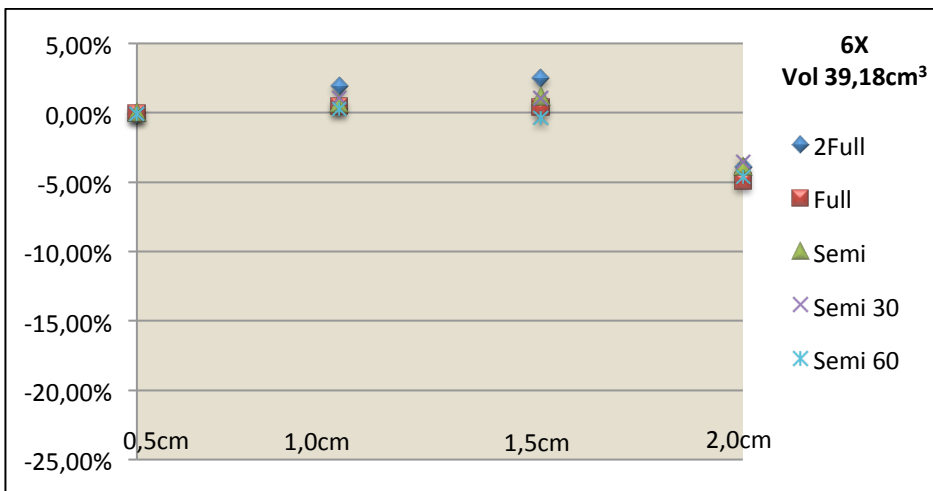


Figura 82: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão média com os planos calculados com energia 6X e o algoritmo de cálculo AXB.

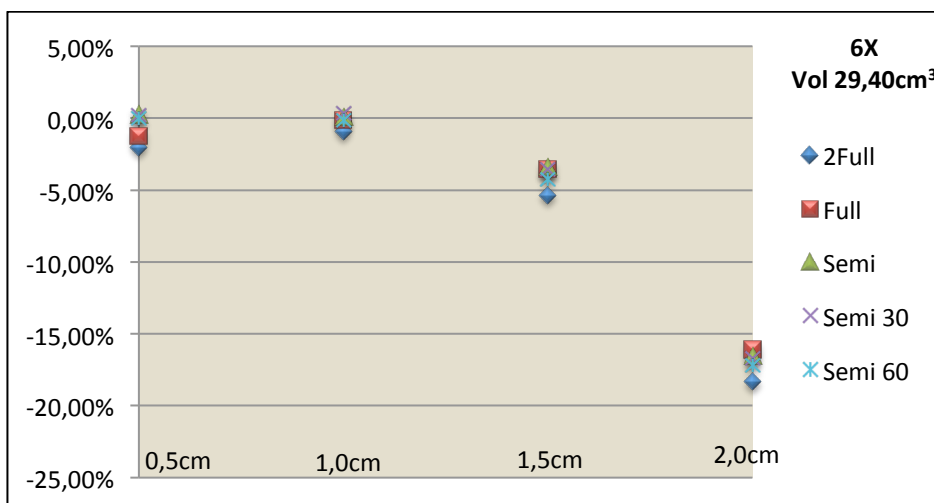


Figura 83: Diferenças percentuais entre as médias medidas com a câmara de ionização na posição estática e em movimento para a lesão pequena com os planos calculados com energia 6X e o algoritmo de cálculo AXB.

Os resultados medidos dos planos calculado com o algoritmo AXB apresentaram resultados semelhantes para essa energia. Não houve desvios significativos entre as medidas estáticas e dinâmicas com a amplitude de movimento entre 0,5cm a 1,5cm. O maior desvio encontrado foi 5% para a amplitude de 1,5cm com arco completo para lesão pequena. Para a amplitude de movimento de 2,0cm, os desvios foram significativos, chegando a quase 20% de diferença para a lesão pequena, independente do arranjo de arcos utilizado. Para a lesão grande a diferença foi de até 8% para os semi arcos e para a lesão média a diferença foi de no máximo 5%.

Essas amplitudes de movimento foram extrapoladas para o máximo possível no Quasar, fantoma utilizado para realizar as medidas. No entanto, uma amplitude de movimento de 2,0cm representa uma movimentação de respiração de 4,0cm o que é praticamente impossível ser reproduzida por um paciente, considerando uma respiração normal. Em média os pacientes tem amplitude de movimento de até 1,0cm. Assim, como foi verificado que o efeito interplay é insignificante, o que está de acordo com a literatura (TYLER, 2016, LI, *et al.*, 2013, STAMBAUGH, *et al.*, 2013), o VMAT é uma ótima solução para planejamentos desses tipo de tratamento.

4.2.1.2 Comparação entre energia e arranjos de arcos.

Para a lesão grande calculada com AAA, figuras 78, 72 e 66, com energias 6X, 6FFF e 10FFF, respectivamente, verificou-se que os maiores desvios ocorreram com os semi arcos e em média chegou a 7%. Já a calculada com AXB, figuras 81, 75 e 69, com energias 6X, 6FFF e 10FFF, respectivamente, verificou-se que os maiores desvios também ocorreram com os semi arcos mas teve um desvio em média um pouco superior, chegando até 9%.

Para a lesão média calculada com AAA, figuras 79, 73 e 67, com energias 6X, 6FFF e 10FFF, respectivamente, verificou-se que os maiores desvios ocorreram com arcos completos, em média as diferenças foram de 5% porém para 10FFF ocorreram

diferenças de até 9%. Já as calculadas com AXB, figuras 82, 76 e 70, com energias 6X, 6FFF e 10FFF, respectivamente, verificou-se que arco completo foi pior para 6X e 6FFF e semi arco foi pior para 10FFF. Em média os desvios foram de 5%.

Para a lesão pequena calculada com AAA, figuras 80, 74 e 68, com energias 6X, 6FFF e 10FFF, respectivamente, verificou-se que os maiores desvios ocorreram com arcos completos, chegando em média a valores de até 20% para todas as energias. Já as calculadas com AXB, figuras 83, 77 e 71, com energias 6X, 6FFF e 10FFF, respectivamente, verificou-se que os desvios também foram elevados, em torno de 20%, porém não foi unânime a pior disposição de arco, para as energias FFF os semi arcos apresentaram desvios maior e para a energia FF o arco completo foi pior.

Com relação ao arranjo de arco, os dois arcos completos apresentaram um desvio ligeiramente maior do que um único arco completo entre as medidas estáticas e dinâmicas, cerca de 1% a 3%. Tal discrepância pode ser explicada pelo fato de que com o aumento de “passadas”, aumenta-se a probabilidade de o alvo sair do campo de tratamento. A avaliação de planos com arcos completos foi realizada apenas para fins comparativos, na prática geralmente se utiliza semi arcos por uma limitação física do aparelho – lesões lateralizadas necessitam de grandes deslocamentos laterais da mesa o que impossibilita o gantry realizar um arco completo ao redor do paciente.

Quanto aos semi arcos, as diferenças foram bem próximas entre as medidas estática e dinâmica, para o semi arco+30° e semi arco+60°. Resultado esperado uma vez que possuem o mesmo número de control points e por isso, o acréscimo de 30° de arco, não agrega valor a modulação. Entre as medidas realizadas com o planejamento semi arco e semi arco+30 ou semi arco+60 não houve grandes diferenças. Ou seja, esse acréscimo não altera a questão que diz respeito ao efeito interplay embora melhore o planejamento no que tange a conformação do alvo e limitações de dose nos órgãos de risco – pelo aumento do número de control points.

Em relação às taxas de dose utilizada nas medidas, as diferenças são maiores para altas taxas de dose, conforme cita a literatura. No entanto, embora o tratamento com FFF promova um menor tempo de tratamento, as energias sem achatamento são mais suscetíveis ao efeito interplay (ONG, *et al.*, 2013), entretanto as medidas apresentadas demonstram que possivelmente a cobertura do alvo não é afetada clinicamente. O que esta de acordo com a literatura (ONG, *et al.*, 2011).

Como visto anteriormente, independente da energia e dos arranjos de arcos utilizados, o efeito interplay é mais visível quando se aumenta a amplitude do movimento do alvo. Dessa forma, é imprescindível a utilização de margens de segurança para tratamento da lesão como, por exemplo, o PTV; verificação do padrão respiratório de paciente, pois em casos extremos - de alta movimentação - é essencial que se utilize dispositivos para reduzir a amplitude de movimento do tórax, como compressor abdominal; além da utilização de imagens de posicionamento antes do tratamento, como o CBCT, a fim de verificar a exata posição da lesão.

4.2.2 Comparação medida versus planejamento

As medidas experimentais foram realizadas apenas nos planejamentos que apresentaram um baixo gradiente dentro da câmara de ionização, de forma que as leituras fornecidas não prejudicassem a análise dos dados. Sendo assim, foram medidos todos os planos das tomografias 2, 4 e 5.

As comparações das medidas estáticas foram divididas entre comparação entre os tamanhos das lesões e comparação entre as energias, ambas para cada algoritmo de cálculo.

4.2.2.1 Comparação entre energias

As figuras 84, 85 e 86 são as comparações entre as doses medidas com a câmara de ionização e planejadas com cada algoritmos de cálculo para a lesão grande, tomografia 2 (volume=46,77cm³), e para as energia 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

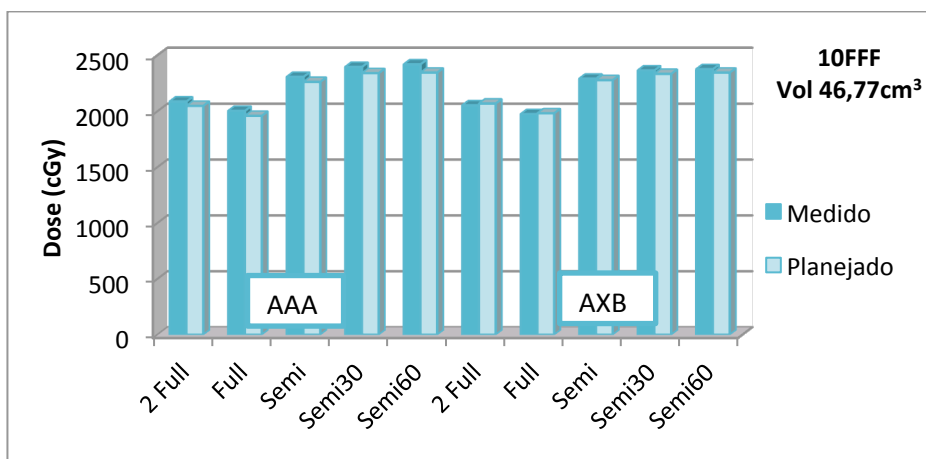


Figura 84: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 10FFF e PTV pequeno.

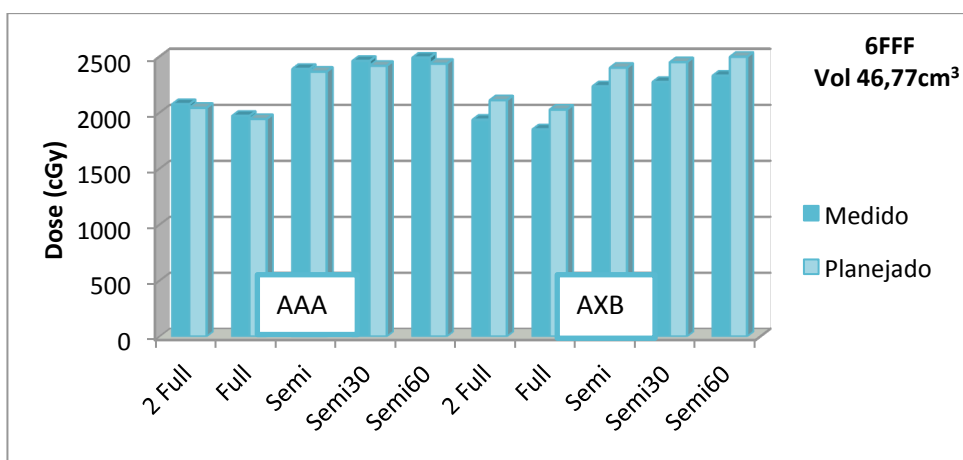


Figura 85: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 6FFF e PTV pequeno.

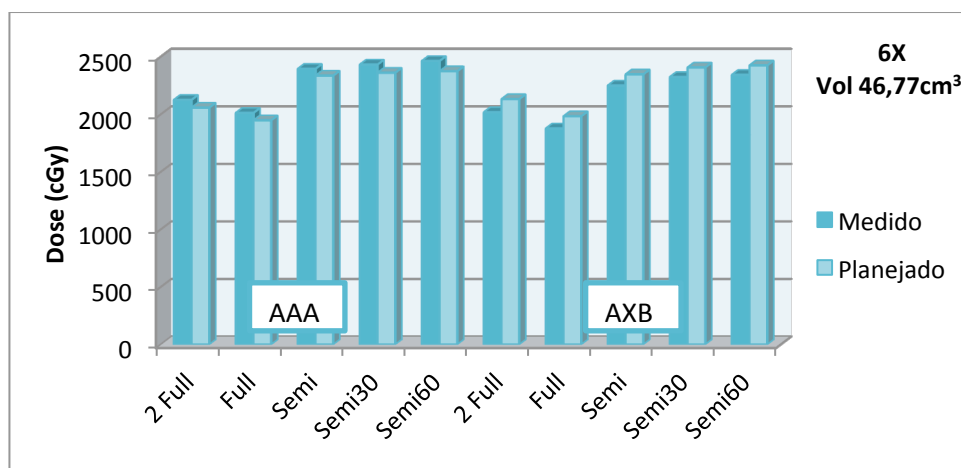


Figura 86: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 6X e PTV pequeno.

As comparações entre os valores medidos com a câmara de ionização e o calculado com eclipse apresentaram uma tendência semelhante independentemente da energia: os valores medidos dos planos calculados com o algoritmo AAA foram ligeiramente maiores do que os calculados, ao passo que as medidas dos planos calculados com o algoritmo AXB foram menores do que o calculado pelo sistema de planejamento.

O ligeiro aumento da dose medida com os planos calculados pelo algoritmo AXB se deve ao fato do algoritmo subestimar a dose na região de tratamento, levando assim a um excesso de dose - efeito observado para as energias 6X e 6FFF. Tendo em vista que o excesso de dose se dá na região de tratamento, pode-se dizer que o efeito clínico seria ínfimo. No entanto, esse fato não é observado para a taxa de dose de 2400MU/min, possivelmente em função da baixa modulação a essa taxa dose e do gradiente dentro da câmara de ionização por conta o perfil do feixe.

Com relação às disposições de arco para cada energia calculado com algoritmo AAA, não houve desvio significativo, máximo 3% para 6X, o que demonstra a reprodutibilidade da entrega de dose por parte dos planejamentos realizados. Com exceção da energia 6FFF e o algoritmo AXB, as leituras apresentaram boa concordância com o planejado entre si para cada energia.

De uma maneira geral, as melhores concordância encontradas para as lesões grandes em relação ao planejado e medido foi com a energia 10FFF, independentemente do algoritmo de cálculo. E o pior resultado encontrado foi com a energia 6FFF e AXB, chegando a valores de até 9%. Em relação aos arranjos de arcos, os semi arcos apresentaram maiores aproximações com o calculado do que os arcos completos. Sendo que não houve desvios significativos entre os semi arcos (semi, semi +30 e semi +60 apresentaram praticamente os mesmos resultados), da mesma forma que não houve desvios significativos entre os arcos completos, ambos apresentaram resultados semelhantes.

As figuras 87, 88 e 89 são as comparações entre as doses medidas com a câmara de ionização e planejadas com cada algoritmos de cálculo para a lesão média, tomografia 5 (volume=39,18cm³), e para as energia 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

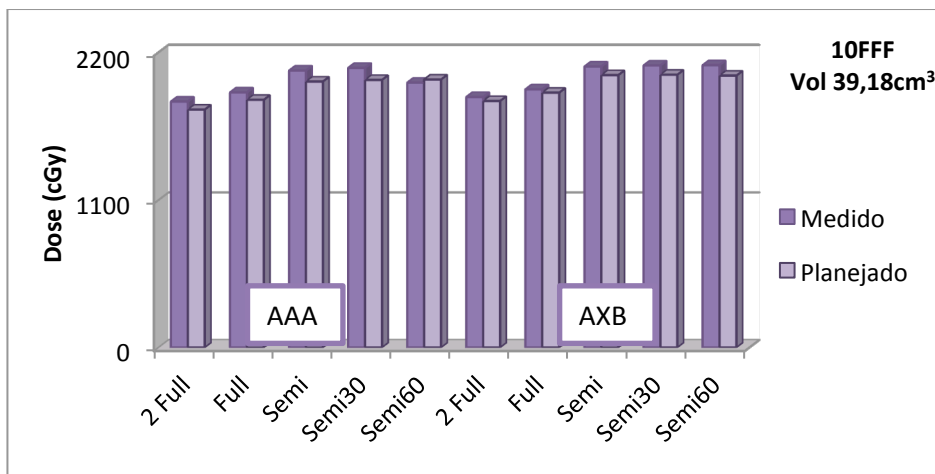


Figura 87: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 10FFF e PTV médio.

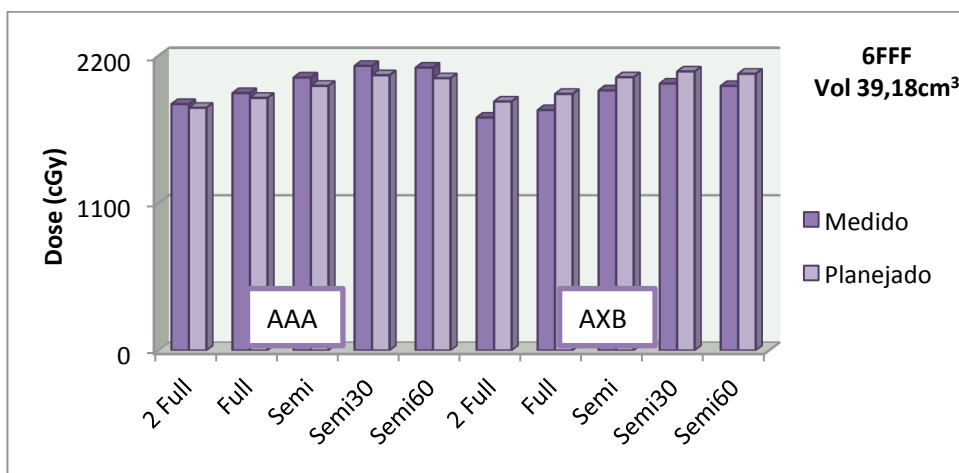


Figura 88: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 6FFF e PTV médio.

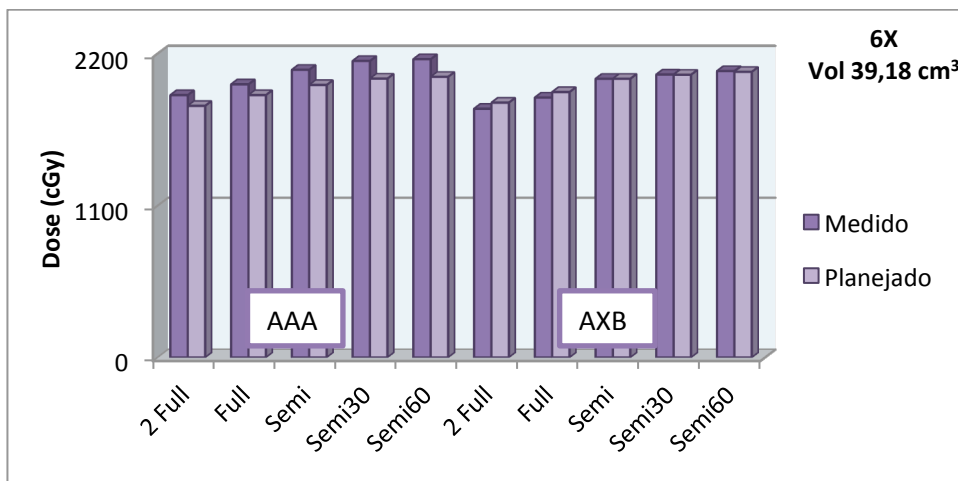


Figura 89: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de cálculo AAA e AXB para a energia 6X e PTV médio.

Para o PTV médio a tendência foi a mesma em relação aos algoritmos de cálculo, os valores medidos dos planos calculados com o algoritmo AAA foram maiores do que os calculados pelo sistema de planejamento e os valores medidos dos planos calculados com o algoritmo AXB foram menores.

Com relação às energias, os piores resultados para o PTV médio foram com a energia 6FFF e algoritmo AXB e com a energia 6X e algoritmo AAA, ambos com desvios máximos de 6%. O primeiro com os arranjos de arcos completos e o segundo com os semi arcos. E os melhores resultados foram com a energia 6X e algoritmo AXB, desvios menores do que 2% para os arcos completos. Em relação aos arranjos de arcos, não houve uma tendência ora os semi arcos apresentaram maior concordância, ora os arcos completos ficaram mais próximos do calculado pelo sistema de planejamento.

As figuras 90, 91 e 92 são as comparações entre as doses medidas com a câmara de ionização e planejadas com cada algoritmos de cálculo para a lesão média, tomografia 4 (volume=29,40cm³), e para as energia 10FFF, 6FFF e 6X respectivamente.

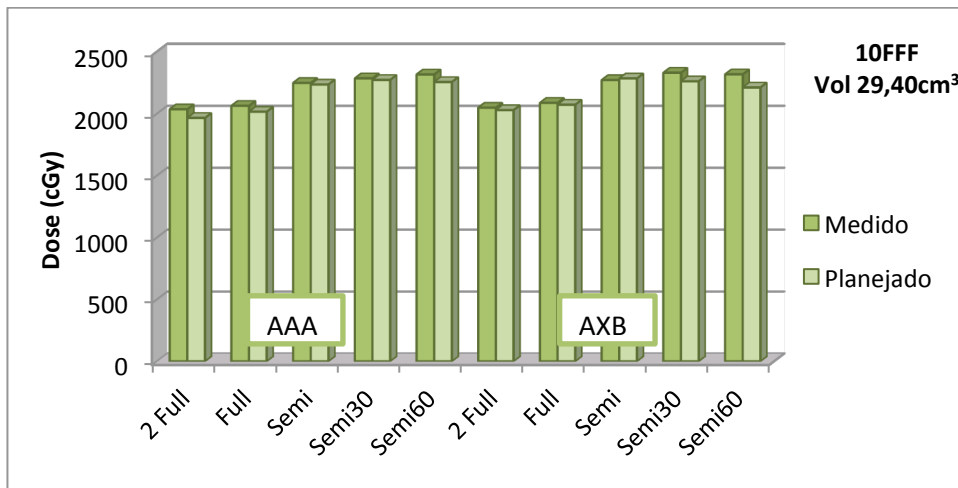


Figura 90: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 10FFF e PTV pequeno.

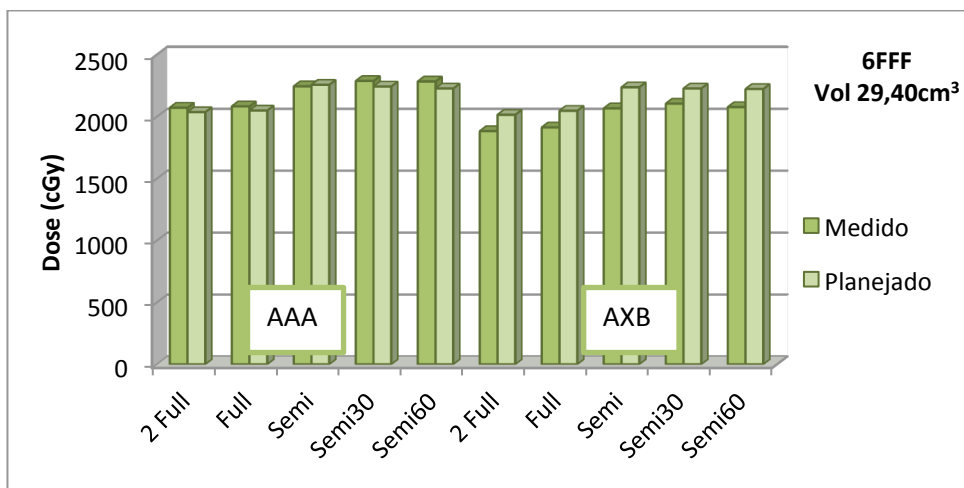


Figura 91: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 6FFF e PTV pequeno.

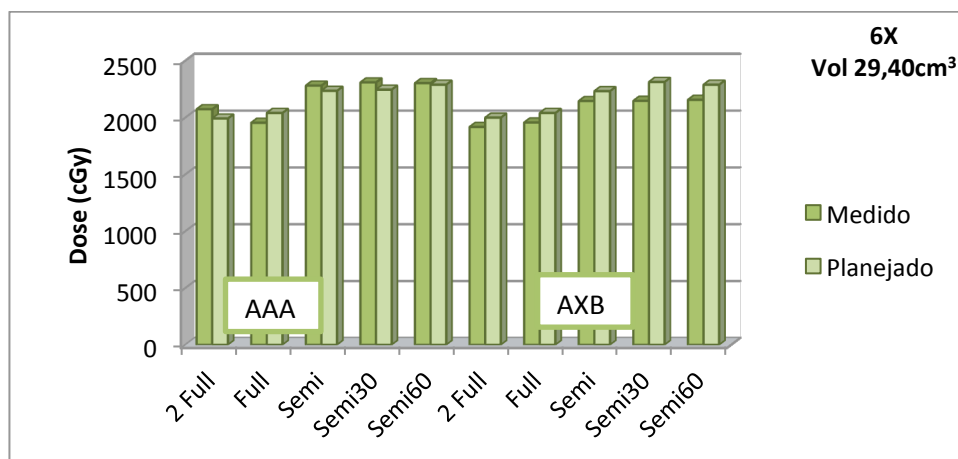


Figura 92: Comparação entre as médias medidas com a câmara de ionização e o planejado para cada algoritmo de calculo AAA e AXB para a energia 6X e PTV pequeno.

A tendência em relação aos algoritmos de cálculo foi a mesma, os valores medidos dos planos calculados com o algoritmo AAA foram maiores do que os calculados pelo sistema de planejamento e os valores medidos dos planos calculados com o algoritmo AXB foram menores.

Para a lesão pequena, houve bastante variabilidade entre as energias medidas e planejadas. Porém de uma maneira geral os piores resultados foram com a energia 6FFF e algoritmo de calculo AXB e os melhores resultados foram com a energia 10FFF para ambos os algoritmos de cálculo. Não houve uma tendência quanto aos arranjos de arcos, ora os semi arcos ficaram melhores ora os arcos completos ficaram melhores.

Assim, pode-se verificar que as energias FFF e FF estão em conformidade com o planejado e pode ser utilizada comumente na prática clínica. Não houve uma tendência de piora com o aumento da taxa de dose, pelo contrário, para a lesão grande a maior taxa de dose (10FFF) foi a energia que apresentou maior aproximação da medida com o planejado.

Existe um grande paradigma quanto a utilização da energia de 10 MV em casos de baixa heterogeneidade pois propicia o aumento da perda do equilíbrio eletrônico lateral e poderia, por isso, subdosar a lesão. No entanto, as medidas apresentadas contradizem essa informação, houve boa concordância entre a medida e o planejamento com a utilização da energia 10FFF. E portanto, essa é sim uma energia que pode ser utilizada em planejamento de câncer de pulmão.

Quanto ao algoritmo AXB muitos estudos argumentam que é o algoritmo com maior acurácia para cálculo de dose em meios de baixa densidade (BENEDICT, *et al.*, 2010, RANA, *et al.*, 2014, HUANG, *et al.*, 2015, LIU, *et al.*, 2014), porém foi observada uma redução na dose medida em relação à planejado, principalmente com a energia 6FFF. Assim, caso seja optado pela utilização desse algoritmo de cálculo, é de fundamental importância a realização de algum controle de qualidade antes de tratar o paciente, e de preferência num simulador heterogêneo, para avaliar se essa perda é significativa e resultaria em uma subdosagem inaceitável para o caso calculado.

4.2.2.2 Comparação entre tamanho da lesão

Comparando as figuras 84, 87, 90 relativas as medidas com a energia 10FFF para as lesões grande, média e pequena, pode-se ver uma boa concordância com os dados calculados. Os desvios com o algoritmo AAA e AXB variaram de 1% a 5%, sendo que para o AAA o arco completo pior para a lesão pequena e o semi arco pior para a lesão média; e para o AXB o semi arco foi pior para lesão pequena e média.

Comparando as figuras 85, 88, 91 relativas as medidas com a energia 6FFF para as lesões grande, média e pequena, pode-se ver uma grande diferença entre os valores medidos e o calculado pelo sistema de planejamento, principalmente para o algoritmo AXB, chegando a valores de até 9%. Os desvios com algoritmo AAA variaram de 1% a 4%, sendo o semi arco pior para a lesão média e pequena; e o AXB variaram de 4% a 9% sendo o arco completo pior para todas as lesões.

Comparando as figuras 86, 89, 92 relativas as medidas com a energia 6X para as lesões grande, média e pequena, pode-se ver uma boa concordância com os dados calculados. As diferenças encontradas para o algoritmo AAA variaram de 1% a 6%, sendo os semi arcos piores para a lesão média; e para o AXB de 0% a 7% sendo os semi arcos piores para a lesão pequena e os arcos completos para a lesão grande.

As medidas realizadas apresentaram boa concordância com o planejamento, com um desvio máximo de 9% para um arco completo com energia de 6FFF, calculado com o algoritmo AXB. Com relação à energia o pior resultado foi para o algoritmo AXB e energia 6FFF com variações de até 9% enquanto a melhor concordância foi para o algoritmo AXB e energia 10FFF, com desvios mínimos de até 3%.

Não existe uma correlação da dose medida e o tamanho da lesão. Em todos os casos a dose calculada pelo algoritmo AAA e a medida com a câmara de ionização apresentaram boa concordância, com desvios máximos de 5%. Levando em consideração as incertezas nas medidas inerentes ao processo, esse valor não é significativo, demonstrando que mesmo o AAA superestimando a dose calculada, consegue calcular a dose dentro de uma faixa de limite aceitável.

5 CONCLUSÃO

Os algoritmos avaliados no trabalho estão de acordo com o descrito na literatura. O Acuros XB subestima a dose na região alvo enquanto que o AAA superestima a dose. Todos os métodos clínicos existentes têm suas limitações e espaços significativos para melhoria. Embora os métodos de convolução de feixes sejam geralmente rápidos, a precisão pode ser comprometida, métodos mais sofisticados são mais precisos porém demandam longos tempos de cálculo.

O índice de homogeneidade alcançou diferenças de até 40% para 10FFF e 34% para 6X. Quanto menos achatado é o feixe maior a dificuldade de modulá-lo, afetando a homogeneidade da dose no volume alvo. Para lesões grandes, não houve diferenças significativas entre os órgãos avaliados, pois para volumes maiores a otimização não se torna penosa e assim os dados finais calculados por cada algoritmo se mostraram próximos.

Em relação aos control points, foi verificado que os dados calculados com a técnica de dois semi arcos de $180^\circ + 30^\circ$ e dois semi arcos de $180^\circ + 60^\circ$ não apresentaram diferenças significativas (em função de possuírem o mesmo número de control points de 228), o acréscimo de 30° não promove melhora no plano. No entanto, em alguns casos, observou-se melhora quando utilizado a técnica com dois semi arcos de $180^\circ + 30^\circ$ (228 control points) ao invés de apenas dois semi arcos de 180° (196 control points).

Já a técnica com um arco completo apresentou resultados ligeiramente piores do que a técnica com semi arcos. Como a técnica com um arco completo possui menor número de control points (178), o sistema encontrou maiores dificuldades de controlar o gradiente, por exemplo, proporcionando valores elevados do HI ao passo que as técnicas com semi arcos controlaram melhor a modulação. O fato de ter apenas uma chance de incidência ao passo que a técnica com semi arcos o arco passa duas vezes pelo mesmo lugar, dificulta a otimização, proporcionando piores resultados.

Assim, tanto a técnica com dois arcos completos como a técnica com semi arcos apresentaram valores melhores e portanto uma melhor opção para esse planejamento. Como em muitas das vezes a utilização de arco completo é inviável devido a limitações físicas (colisão entre gantry e mesa), a melhor opção para esse tipo de planejamento é a utilização da técnica com dois semi arcos de $180^\circ + 30^\circ$, uma vez que apresentou na maioria dos itens avaliados uma melhor ou igual solução do que as técnicas com dois semi arcos de 180° e dois semi arcos de $180^\circ + 60^\circ$ respectivamente.

Em relação às taxas de dose utilizada nas medidas, foram encontradas diferenças maiores para maiores taxas de dose, o que está em conformidade com a literatura. Embora o tratamento com FFF promova um menor tempo de tratamento, as energias sem achatamento fornecem maior dificuldade para o sistema modular as lâminas em função do formato do feixe, gerando regiões com maior dose. Porém, desde que a dose alta esteja concentrada dentro da lesão, não importa o quão quente possa ficar, o que permite a utilização dessa energia para fins terapêuticos.

De uma maneira geral os melhores valores obtidos nas comparações entre energias feita foi com a energia de 6FFF e os piores foram com a energia de 10FFF. No

entanto, mesmo tendo sido os piores resultados todos os valores ainda estiveram dentro dos limites de dose e estão em conformidade com o estipulado pelo protocolo para o tratamento de SBRT de pulmão.

Com relação ao giro do colimador, os piores resultados foram encontrados com as angulações extremas - 0° e 90° - e os melhores com as angulações intermediárias, mas principalmente com o colimador a 45° . A ortogonalidade da movimentação do MLC com relação ao giro do gantry dificulta a otimização ao mesmo tempo que o paralelismo deste aumenta o efeito tongue and groove piorando a distribuição de dose.

Quanto aos ângulos intermediários: 10° , 20° , 30° e 45° , não houve diferenças significativas entre os planejamentos de SBRT para pulmão. Uma possível explicação dá-se pelo fato de que quando a angulação do colimador não é tão perfeita para maximizar o bloqueio dos órgãos de risco, a otimização reduz a velocidade do gantry de forma que seja possível realizar uma maior modulação para se atingir os limites de dose pedidos. Não houve aumento de dose na medula e costela quando utilizando o colimador a 45° – máxima abertura do colimador observada. Pelo contrário, tanto para a técnica com um arco completo como para a técnica com dois semi arcos o aumento foi significativo com o colimador a 90° – como já explicado.

Para amplitude de movimento de 0,5cm a 1,5cm não houve discrepâncias estatisticamente significantes, com desvios de até 7%. O que sugere que o efeito interplay entre as lâminas e o movimento do alvo, para amplitudes de movimentos baixas e dentro de um padrão respiratório comum (sem inspirações e expirações forçadas), não comprometem a cobertura do alvo. Já para movimentos com amplitude de 2cm, para todas as energias, arranjos de arcos e algoritmos de cálculo apresentaram discrepâncias estatisticamente significantes com variações de até 20%. Assim, quanto maior a magnitude de movimentação da respiração, maior será a chance do volume alvo movimentar para fora do campo de tratamento.

Com relação ao arranjo de arco, os dois arcos completos apresentaram um desvio ligeiramente maior do que um único arco completo entre as medidas estáticas e dinâmicas, cerca de 1% a 3%. Tal discrepância pode ser explicada pelo fato de que com o aumento de passadas, aumenta a probabilidade de o alvo sair do campo de tratamento. Quanto aos semi arcos, as diferenças foram bem próximas entre as medidas estática e dinâmica, para o semi arco + 30° e semi arco + 60° . Resultado esperado, uma vez que possuem o mesmo número de control points e, por isso, o acréscimo de 30° de arco, não agrega valor a modulação.

Com relação às energias, o pior resultado encontrado nas medidas realizadas foi para o algoritmo AXB e 6FFF com desvios entre 5% a 9%; enquanto a melhor concordância foi para o algoritmo AXB e energia 10FFF, com desvios mínimos de até 3%. Com relação às disposições de arco para cada energia, não houve desvio significativo, máximo 2%, o que demonstra a reprodutibilidade da entrega de dose por parte dos planejamentos realizados. Assim, caso seja optado pela utilização do AXB, é de fundamental importância a realização de algum controle de qualidade com um simulador heterogêneo, para avaliar se essa perda é significativa e resultaria em uma subdosagem inaceitável para o caso calculado.

Não se observou uma correlação da dose medida com o tamanho da lesão. Em todos os casos a dose calculada pelo algoritmo AAA e a medida com a câmara de ionização apresentaram boa concordância, com desvios máximos de 5%. Levando em consideração as incertezas nas medidas inerentes ao processo, esse valor não é significativo, demonstrando que mesmo o AAA superestimando a dose calculada, consegue calcular a dose dentro de uma faixa de limite aceitável.

Independente da energia e dos arranjos de arcos utilizados, o efeito interplay é mais visível quando se aumenta a amplitude do movimento do alvo. Dessa forma, é imprescindível a utilização de margens de segurança para tratamento da lesão como, por exemplo, o PTV; verificação do padrão respiratório de paciente, pois em casos extremos - de alta movimentação - é essencial que se utilize dispositivos para reduzir a amplitude de movimento do tórax, como por exemplo compressor abdominal.

Em termos de trabalhos futuros existem muitas linhas de desenvolvimento que podem ser seguidas para um entendimento mais abrangente sobre o assunto. Seria interessante a realização de medidas dinâmicas em planejamentos de lesões pequenas com filme radiocrômico, com diferentes giros do colimador e com diferentes escalonamentos de doses. Além de uma possível comparação entre os sistemas de monitoramento de movimento durante o tratamento como o gate ou calypso.

REFERÊNCIAS

- ALLISY, A., KELLERER, A.M., ADAMS, G.E., *et al.*, 1999, *Prescripcion, Registro y Elaboracion de Informes en la Terapia con Haces de Fotonos (Suplemento a ICRU Report 50)*. USA: Comision International de Medidas Y Unidades de Radiacion.
- BENEDICT, S., YENICE, K., FOLLOWILL, D., *et al.*, 2010, “Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101”, *Medical Physics.*, v. 37, n. 8 (Ago), pp. 4078-101.
- BEZJAK, A., BRADLEY, J., GASPAR, L., *et al.*, 2015, “Seamless phase I/II study of stereotactic lung radiotherapy (SBRT) for early stage, centrally located, non-small cell lung cancer (NSCLC) in medically inoperable patients”, *Radiation Therapy Oncology Group – RTOG 0813*.
- BLOMGREN, H., LAX, I., NASLUND, I., *et al.*, 1995, “Stereotactic high dose fraction radiation therapy of extracranial tumors using an accelerator. Clinical experience of the first thirty-one patients”, *Acta Oncol.*, v. 34, n. 6, pp. 861-70.
- CASTRO, A., NGUYEN, B., ALMEIDA, C.E., *et al.*, 2012, “Determinação de parâmetros de Tongue and Groove de colimadores de multilâminas”, *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 6, n. 2. pp. 21-24.
- CHANG, Z., WU, W., ADAMSON, J., *et al.*, 2012, “Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: Composite data of three TrueBeam machines”, *Medical Physics*, v. 39, n. 11, pp. 6981-7018.
- CHUNG, H., JIN, H., PALTA, J., *et al.*, 2006, “Dose variation with varying calculation grid size in head and neck IMRT”, *Phys Med Biol*, v. 51, n. 19, pp. 4841-4856.
- DANG, T.M., PETERS, M.J., HICKEY, B., *et al.*, 2017, “Efficacy of flattening-filter-free beam in stereotactic body radiation therapy planning and treatment: A systematic review with meta-analysis”, *J Med Imaging Radiat Oncol*, v. 61, n. 3 (Jun), pp. 379-387.
- FAILLA, G.A., WAREING, T., ARCHAMBAULT, Y., *et al.*, 2010, “Acuros XB advanced dose calculation for the Eclipse TM treatment planning system”, *Varian Medical Systems*, Palo Alto, California.
- FITZGERALD, R., OWEN, R., HARGRAVE, C., *et al.*, 2016, “A comparison of three different VAMT techniques for the delivery of lung stereotactic ablative radiation therapy”, *J Med Radiat Sci.*, v. 63, n.1, pp. 23-30.
- GALVIN, J.M., SMITH, A.R., LALLY, B., 1993, “Characterization of a multi-leaf collimator system”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 25, n. 2 (Jan), pp. 181-92.
- GEORG, D., KNOOS, T., McCLEAN, B., 2011, “Current status and future perspective of flattening filter free photon beams”, *Med Phys.*, v. 38, n. 3 (Mar), pp. 1280-93.
- GLOI, A.M., 2016, “Lung SBRT through radiobiology”, *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiarion Oncology*, v. 5, pp. 78-87.
- HALL, E.J., GIACCIA, A.J., “*Radiobiology for the radiologist*”. In. Lippincott Williams & Wilkins, s. edition, ed., Philadelphia, USA, 2012
- HUANG, B., WU, L., LIN, P., *et al.*, 2015, “Dose calculation of Acuros XB and Anisotropic Analytical algorithm in lung stereotactic body radiotherapy treatment

- with flattening filter free beams and the potential role of calculation grid size”, *Radiat Oncol*, v. 26, Fev, pp. 10-53.
- IAEA Technical Reports Series No. 398, 2006, “*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*”, Viena, Austria.
- ICRU Report 83, 2010, “The International Commission on Radiation Units and Measurements”, *Journal of the ICRU*, v. 10, n. 1.
- INCA, 2018, “*Instituto Nacional de Cancer*”. Disponível em <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-pulmao>. Acesso em 19 dez. 2018.
- KAN, M.W.K., YU, P.K.N., LEUNG, L.H.T., 2013, “A review on the Use of Grid-Based Boltzmann Equation Solvers for dose Calculation in External Photon Beam Treatment Planning”, *BioMed Research International*, ID 692874, pp. 1-10.
- KEALL, J.P., MAGERAS, S.G., BALTER, M.J., *et al.*, 2006, “The management of respiratory motion in radiation oncology”, *AAPM Report No 91, Task Group 76*.
- KHAN, F.M., GIBBONS, J.P., “*The physics of Radiation Therapy*”. In: Wolters Kluwer, 5 ed., Philadelphia, USA, Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- KHAN, F.M., GIBBONS, J.P., SPERDUTO, P.W., “*Treatment Planning in Radiation Oncology*”. In: Wolters Kliwer, 5 ed., Philadelphia, USA, 2016.
- KIM, Y.H., PARK, D., PARK, H.R., *et al.*, 2017, “Effect of collimator angles on the dosimetric results of volumetric modulated arc therapy planning for patients with a locally-advanced nasopharyngeal carcinoma”, *Korean Phys. Soc*, v. 70, n. 5, pp. 539-544.
- KRY, S.F., HOWELL, R.M., POLF, J., *et al.*, 2009, “Treatment vault shielding for a flattening filter-free medical linear accelerator”, *Phys Med Biol*, v. 54, n. 5, pp. 1265-73.
- KRY, S.F., TITT, U., PONISCH, F., *et al.*, 2008, “Reduced neutron production through use of a flattening filter free accelerator”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 68, n. 4, pp. 1260-4.
- LI, X., YANG, Y., LI, T., *et al.*, 2013, “Dosimetric affect of respiratory motion on volumetric-modulated arc therapy-based lung SBRT treatment delivered by TrueBeam machine with flattening filter-free beam”, *Journal of applied clinical medical physics*, v. 14, n. 6, pp. 195-204.
- LIU, H.W., NUGENT, Z., CLAYTON, R., *et al.*, 2014, “Clinical impact of using the deterministic patient dose calculation algorithm Acuros XB for lung stereotactic body radiation therapy”, *Acta Oncol*, v. 53, n. 3, pp. 324-9.
- MAYLES, P., NAHUM, A., ROSENWALD, J.C., “*Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*”. In: Taylor & Francis, 1 ed., New York, 2007.
- ONG, C.L., DAHELE, M., SLOTMAN, B.J., *et al.*, 2013, “Dosimetric impact of the interplay effect during stereotactic lung radiation therapy delivery using flattening filter-free beams and volumetric modulated arc therapy”, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 86, n. 4, pp. 743-748.

- ONG, C., VERBAKEL, W.F., CUIJPERS, J.P., *et al.*, 2011, “Dosimetric Impact of Interplay Effect on RapidArc Lung Stereotactic Treatment Delivery”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 79, n. 1, pp. 305-11.
- ONISHI, H., SHIRATO, H., NAGATA, Y., *et al.*, 2011, “Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) for operable stage I non-small-cell lung cancer: can SBRT be comparable to surgery?”, *Int J Radiation Oncology Biol Phys.*, v. 81, n. 5, pp. 1352-1358.
- OTTO, K., 2008, “Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc”, *Medical Physics*, v. 35, n. 1, pp. 310-7.
- PALMA, D., VISSER, O., LAGERWAARD, F.J., *et al.*, 2010, “Impact of introducing stereotactic lung radiotherapy for elderly patients with stage I non-small-cell lung cancer: a population-based time-trend analysis”, *J Clin Oncol*, v. 28, n. 35, pp. 5153-9.
- PARKS, H.J., GRIFFIN, R.J., HUI, S., *et al.*, 2012, “Radiation Induced vascular damage in tumors: implications of vascular damage in ablative hypofractionated radiotherapy”, *Radiat Res*, v. 177, n. 3, pp. 311-327.
- PEREZ, C.A., BRADY, L.W., HALPERIN, E.C., “*Principles and Practice of radiation Oncology*”. In. Lippincott Williams & Wilkins, 6 ed., EUA, 2013.
- PODGOSARK, E.A., “*A handbook for teachers and students*”. In. IAEA, Radiation Oncology Physics, 1 ed., 2005.
- PODGOSARK, E.A., RAHMAN, W.A., “*Compendium to Radiation Physics for Medical Physicists*”. In. Springer, 1 ed., 2014.
- RANA, S., ROGERS, K., POKHAREL, S., *et al.*, 2014, “Evaluation of acuros XB algorithm based on RTOG 0813 dosimetric criteria for SBRT lung treatment with RapidArc”, *J Appl Clin Med Phys*, v. 15, n. 1, pp. 4474
- RIETZEL, E., PAN, T., CHEN, G.T., 2005, “Four-dimensional computed tomography: Image formation and clinical protocol”, *Medical Physics*, v. 32, n. 4, pp. 874-89.
- SECO, J., CLASIE, B., PARTRIDGE, M., 2014, “Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging”, *Phys Med Biol*, v. 59, n. 20, pp. 303-47.
- SIEVINEN, J., ULMER, W., KAISSEL, W., 2010, “AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse™”, *Varian Medical Systems*.
- SILVA, I.N., “*Estimativa 2016 - Incidência do cancer no Brasil*”, In. Ministério da Saúde, 1 ed., 2016.
- SONG, C.W., KIM, M.S., CHO, L.C., *et al.*, 2014, “Radiobiological basis of SBRT and SRS”, *Int J Clin Oncol*, v. 19, n. 4, pp. 570-8.
- STAMBAUGH, C., NELMS, B.E., DILLING, T., *et al.*, 2013, “Experimentally studied dynamic dose interplay does not meaningfully affect target dose in VMAT SBRT lung treatments”, *Medical Physics*, v. 40, n. 9, pp. 091710.
- TYLER, M., 2016, “Quantification of interplay and gradient effects for lung stereotactic ablative radiotherapy (SABR) treatments”, *Journal of applied clinical medical physics*, v. 17, n. 1, pp. 158-166.
- VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2000, “RPM Respiratory Gating System Instructions for Use”, California, Palo Alto, USA.

- VIDETIC, G.M., SINGH, A.K., CHANG, J.Y., *et al.*, 2014, “A Randomized Phase 2 Study Comparing 2 Stereotactic Body Radiation Therapy Schedules for Medically Inoperable Patients With Stage I Peripheral Non-Small Cell Lung Cancer: NRG Oncology RTOG 0915 (NCCTG N0927)”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 93, n. 4, pp. 757-64.
- ZHANG, P., HAPPERSETT, L., YANG, Y., *et al.*, 2010, “Optimization of collimator trajectory in volumetric modulated arc therapy: development and evaluation for parastinal SBRT”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 77, n. 2, pp. 591-9.

ANEXO 1 – Limites de doses OARs (RTOG)

Órgão em série	Volume	Volume máximo (Gy)	Máxima dose pontual (Gy)**	Possível dano
Medula	<0,35cm ³	15,9Gy	22,5Gy	mielite
	<1,2cm ³	12,3Gy		
Medula Subvolume (5-6mm acima e abaixo da lesão)	<10% do volume	18Gy	22,5Gy	mielite
Esôfago	<5cm ³	17,7Gy	25,2Gy	Estenose/fistula
Costela	<5cm ³	40Gy	50Gy	Dor/ fratura
Pele	<10cm ³	31Gy	33Gy	Úlcera
Traqueia e brônquios	<5cm ³	25,8Gy	30Gy	Estenose/fistula
Bronquíolos	<0,5cm ³	18,9Gy	23,1Gy	Estenose com atelectasia
Grandes vasos	<10cm ³	39Gy	45Gy	Aneurisma
Coração	<15cm ³	24Gy	30Gy	Pericardite
Órgão paralelo	Volume crítico	Volume crítico máximo		Dano > ou igual a grau 3
Pulmão (direito e esquerdo)	1500cm ³	10,5Gy		Função básica do pulmão
	1000 cm ³	11,4Gy	V11Gy<37%	Pneumonite

ANEXO 2 – Dados do planejamento tabelados

A tabelas abaixo mostram os valores médios de dose encontrados para o cada paciente em cada caso calculado dividido por energia.

Tabela 1: Comparação entre os valores médios obtidos nos planejamentos utilizando o algoritmo AAA e AXB para cada energia.

Paciente 1	Energia 10FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	6724	6667	0,85%	0,903
Tempo (min)	2,6	2,8	6,34%	0,554
Dose Máxima (cGy)	6360	7214	11,8%	0,002
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,16	0,27	40,7%	0,006
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,088	1,204	9,63%	0,035
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	5,426	7,164	24,26%	<0,001
Curva de prescrição	92,8%	86,9%	6,79%	0,007
PTV dose mínima (cGy)	4852	4910	1,18%	0,010
PTV dose média (cGy)	5888	6222	5,36%	0,005
PTV dose modal (cGy)	6106	6828	10,6%	0,028
Número de Conformidade (CN)	0,824	0,748	10%	0,018
Costela dose máxima (cGy)	4286	4777	10,17%	0,003
Costela D ₅ (cGy)	854	995	14,24%	0,028
Dose anel 2cm (cGy)	2273	2509	9,43%	0,011
Pulmão V ₂₀ (cGy)	0,558	0,694	19,6%	<0,001
Medula dose máxima (cGy)	457	561	18%	0,144
Medula D0,35cm ³ (cGy)	414	517	20%	0,128
Medula D1,2cm ³ (cGy)	359	451	20%	0,115
Esôfago dose máxima (cGy)	538	655	18%	0,136
Esôfago D ₅ (cGy)	64	97	34%	0,001
Paciente 1	Energia 6FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	7140	7018	1,73%	0,856
Tempo (min)	5,09	5,01	1,78%	0,852
Dose Máxima (cGy)	6478	7256	10,72%	0,046
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,17	0,27	36,5%	0,068
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,102	1,290	14,57%	0,178
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	5,266	6,552	19,63%	0,029

Curva de prescrição	91,9	82,1	11,94%	0,074
PTV dose mínima (cGy)	4868	4854	0,30%	0,799
PTV dose média (cGy)	5924	6275	5,59%	0,045
PTV dose modal (cGy)	6149	6822	9,86%	0,077
Número de Conformidade (CN)	0,812	0,716	13%	0,128
Costela dose máxima (cGy)	4320	4924	12,26%	0,139
Costela D ₅ (cGy)	816	953	14,33%	<0,001
Dose anel 2cm (cGy)	2291	2388	4,08%	0,190
Pulmão V ₂₀ (cGy)	0,524	0,628	16,56%	<0,001
Medula dose máxima (cGy)	485	548	11%	0,479
Medula D0,35cm ³ (cGy)	431	496	13%	0,453
Medula D1,2cm ³ (cGy)	367	427	14%	0,464
Esôfago dose máxima (cGy)	569	633	10%	0,428
Esôfago D ₅ (cGy)	51	75	32%	0,003
Paciente 1	Energia 6X			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	6684	6901	3,16%	0,777
Tempo (min)	11,14	11,50	3,13%	0,778
Dose Máxima (cGy)	6447	7119	9,45%	0,019
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,17	0,26	33,59%	0,036
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,086	1,188	8,59%	0,069
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	5,426	6,592	17,69%	0,012
Curva de prescrição	92,7%	86,3%	7,42%	0,028
PTV dose mínima (cGy)	4874	4853	0,42%	0,426
PTV dose média (cGy)	5911	6176	4,28%	0,035
PTV dose modal (cGy)	6124	6378	3,98%	0,227
Número de Conformidade (CN)	0,824	0,758	9%	0,051
Costela dose máxima (cGy)	4306	4661	7,62%	0,040
Costela D ₅ (cGy)	770	909	15,35%	0,035
Dose anel 2cm (cGy)	2258	2385	5,32%	0,059
Pulmão V ₂₀ (cGy)	0,554	0,664	16,57%	0,028
Medula dose máxima (cGy)	461	555	17%	0,194
Medula D0,35cm ³ (cGy)	426	502	16%	0,279
Medula D1,2cm ³ (cGy)	361	431	16%	0,321
Esôfago dose máxima (cGy)	579	706	18%	0,069
Esôfago D ₅ (cGy)	60	81	25%	0,018

Tabela 2: Comparação entre os valores médios obtidos nos planejamentos utilizando o algoritmo AAA e AXB para cada energia na tomografia 2.

Paciente 2	Energia 10FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	5215	5256	0,78%	0,825
Tempo (min)	2,17	2,19	0,82%	0,815
Dose Máxima (cGy)	6403	6464	0,93%	0,083
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,159	0,162	1,97%	0,430
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	0,988	0,986	0,16%	0,602
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,51	3,49	0,66%	0,096
Curva de prescrição	91,2%	91,3%	0,11%	0,738
PTV dose mínima (cGy)	4770	4815	0,92%	0,039
PTV dose média (cGy)	5918	5927	0,15%	0,614
PTV dose modal (cGy)	6098	6115	0,27%	0,504
Número de Conformidade (CN)	0,911	0,911	0%	0,938
Costela dose máxima (cGy)	5785	5781	0,08%	0,710
Costela D ₅ (cGy)	4719	4684	0,75%	0,033
Dose anel 2cm (cGy)	2522	2499	0,91%	0,309
Pulmão V ₂₀ (cGy)	3,32	3,37	1,60%	0,610
Medula dose máxima (cGy)	1104	1095	0,88%	0,905
Medula D0,35cm ³ (cGy)	990	988	0,16%	0,982
Medula D1,2cm ³ (cGy)	899	905	0,60%	0,935
Esôfago dose máxima (cGy)	1361	1351	0,74%	0,866
Esôfago D ₅ (cGy)	1075	1074	0,13%	0,987
Paciente 2	Energia 6FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	5704	5275	8,15%	0,056
Tempo (min)	4,07	3,76	8,18%	0,054
Dose Máxima (cGy)	6403	6478	1,15%	0,024
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,157	0,159	1,00%	0,332
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	0,986	0,989	0,28%	0,476
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,41	3,37	1,13%	0,105
Curva de prescrição	91,3	91,3	0%	0,955
PTV dose mínima (cGy)	4738	4764	0,52%	0,318
PTV dose média (cGy)	5910	5917	0,12%	0,577
PTV dose modal (cGy)	6085	6104	0,30%	0,500
Número de Conformidade	0,905	0,908	0,4%	0,553

(CN)				
Costela dose máxima (cGy)	5777	5758	0,34%	0,166
Costela D ₅ (cGy)	4675	4632	0,92%	0,007
Dose anel 2cm (cGy)	2537	2511	1,02%	0,403
Pulmão V ₂₀ (cGy)	3,26	3,27	0,18%	0,969
Medula dose máxima (cGy)	1065	1053	1,16%	0,909
Medula D0,35cm ³ (cGy)	952	936	1,75%	0,851
Medula D1,2cm ³ (cGy)	874	848	3,09%	0,731
Esôfago dose máxima (cGy)	1374	1325	3,71%	0,622
Esôfago D ₅ (cGy)	1089	1037	5,01%	0,644
Paciente 2	Energia 6X			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	5375	5049	6,46%	0,084
Tempo (min)	8,95	8,41	6,44%	0,086
Dose Máxima (cGy)	6434	6475	0,63%	0,136
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,158	0,164	3,29%	0,066
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	0,986	0,985	0,1%	0,776
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,48	3,46	1%	0,067
Curva de prescrição	91,08	91,14	0,1%	0,791
PTV dose mínima (cGy)	4746	4794	1%	0,139
PTV dose média (cGy)	5915	5927	0,1%	0,400
PTV dose modal (cGy)	6095	6107	0,1%	0,730
Número de Conformidade (CN)	0,911	0,905	1%	0,078
Costela dose máxima (cGy)	5792	5790	0,1%	0,857
Costela D ₅ (cGy)	4686	4656	1%	0,048
Dose anel 2cm (cGy)	2538	2522	1%	0,565
Pulmão V ₂₀ (cGy)	3,3	3,3	0%	0,731
Medula dose máxima (cGy)	1090	1059	3%	0,769
Medula D0,35cm ³ (cGy)	973	955	2%	0,831
Medula D1,2cm ³ (cGy)	893	873	2%	0,799
Esôfago dose máxima (cGy)	1380	1375	0,1%	0,952
Esôfago D ₅ (cGy)	1094	1093	0,1%	0,991

Tabela 3: Comparação entre os valores médios obtidos nos planejamentos utilizando o algoritmo AAA e AXB para cada energia na tomografia 3.

Paciente 3	Energia 10FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	4858	5097	5%	0,016
Tempo (min)	2,02	2,12	5%	0,017

Dose Máxima (cGy)	6101	6524	6%	<0,001
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,11	0,17	36%	<0,001
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,03	1,08	5%	<0,001
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	4,55	5,19	12%	<0,001
Curva de prescrição	94%	90%	5%	<0,001
PTV dose mínima (cGy)	4596	4704	2%	0,005
PTV dose média (cGy)	5710	5922	4%	<0,001
PTV dose modal (cGy)	5800	6097	5%	<0,001
Número de Conformidade (CN)	0,874	0,827	6%	<0,001
Costela dose máxima (cGy)	5888	6142	4%	<0,001
Costela D ₅ (cGy)	1966	2036	3%	0,304
Dose anel 2cm (cGy)	2613	2793	6%	<0,001
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,85	3,15	9%	0,021
Medula dose máxima (cGy)	2296	2453	6%	<0,001
Medula D0,35cm ³ (cGy)	2054	2197	7%	<0,001
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1793	1914	6%	<0,001
Esôfago dose máxima (cGy)	2286	2339	2%	0,476
Esôfago D ₅ (cGy)	1646	1657	1%	0,876
Paciente 3	Energia 6FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	5399	5361	1%	0,792
Tempo (min)	3,85	3,82	1%	0,788
Dose Máxima (cGy)	6113	6190	1%	0,218
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,11	0,15	23%	0,111
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,06	1,02	1%	0,203
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	4,31	4,39	2%	0,003
Curva de prescrição	93,8	95,0	1%	0,014
PTV dose mínima (cGy)	4567	4727	3%	<0,001
PTV dose média (cGy)	5715	5731	0,1%	0,446
PTV dose modal (cGy)	5789	5830	1%	0,294
Número de Conformidade (CN)	0,881	0,886	1%	0,640
Costela dose máxima (cGy)	5914	5828	1%	0,067
Costela D ₅ (cGy)	1977	1930	2%	0,612
Dose anel 2cm (cGy)	2514	2496	6%	<0,001
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,76	2,81	2%	0,525
Medula dose máxima (cGy)	2295	2212	4%	0,242

Medula D0,35cm ³ (cGy)	2031	1975	3%	0,217
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1781	1731	3%	0,351
Esôfago dose máxima (cGy)	2202	2158	2%	0,627
Esôfago D ₅ (cGy)	1560	2636	2%	0,781
Paciente 3	Energia 6X			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	5174	5196	0,1%	0,761
Tempo (min)	8,62	8,66	0,1%	0,771
Dose Máxima (cGy)	6176	6338	3%	0,019
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,12	0,14	15%	0,003
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,04	1,04	0%	0,856
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	4,54	4,70	3%	0,043
Curva de prescrição	93,4	93,1	0,1%	0,592
PTV dose mínima (cGy)	4635	4740	2%	0,013
PTV dose média (cGy)	5737	5927	3%	0,160
PTV dose modal (cGy)	5831	5911	1%	0,017
Número de Conformidade (CN)	0,866	0,865	0,1%	0,904
Costela dose máxima (cGy)	5945	5936	0,1%	0,821
Costela D ₅ (cGy)	1993	2008	1%	0,832
Dose anel 2cm (cGy)	2616	2623	0,1%	0,869
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,85	2,96	4%	0,357
Medula dose máxima (cGy)	2320	2300	1%	0,453
Medula D0,35cm ³ (cGy)	2049	2063	1%	0,676
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1778	1805	2%	0,547
Esôfago dose máxima (cGy)	2278	2306	1%	0,745
Esôfago D ₅ (cGy)	1626	1551	5%	0,261

Tabela 4: Comparação entre os valores médios obtidos nos planejamentos utilizando o algoritmo AAA e AXB para cada energia na tomografia 4.

Paciente 4	Energia 10FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	5550	5634	1%	0,732
Tempo (min)	2,31	2,34	1%	0,736
Dose Máxima (cGy)	6115	6366	4%	0,002
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,113	0,149	24%	0,006
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,035	1,074	4%	0,138
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	4,06	4,27	5%	0,012

Curva de prescrição	94,4	92,4	2%	0,035
PTV dose mínima (cGy)	4745	4685	1%	0,286
PTV dose média (cGy)	5722	5853	2%	0,002
PTV dose modal (cGy)	5781	5966	3%	<0,001
Número de Conformidade (CN)	0,87	0,84	4%	0,153
Costela dose máxima (cGy)	5962	6149	3%	0,007
Costela D ₅ (cGy)	4055	4156	2%	0,128
Dose anel 2cm (cGy)	2609	2679	3%	0,178
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,784	3,014	8%	0,061
Medula dose máxima (cGy)	2215	2341	5%	0,006
Medula D0,35cm ³ (cGy)	2031	2114	4%	0,072
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1824	1907	4%	0,133
Esôfago dose máxima (cGy)	1863	1857	0,4%	0,845
Esôfago D ₅ (cGy)	1155	1166	1%	0,881
Paciente 4	Energia 6FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	6024	5921	2%	0,642
Tempo (min)	5,01	4,93	2%	0,649
Dose Máxima (cGy)	6153	6217	1%	0,156
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,113	0,117	4%	0,308
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,03	1,02	1%	0,148
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,79	3,79	0,2%	0,703
Curva de prescrição	95,1	95,8	1%	0,125
PTV dose mínima (cGy)	4653	4603	1%	0,351
PTV dose média (cGy)	5705	5708	0,1%	0,868
PTV dose modal (cGy)	5760	5768	0,1%	0,791
Número de Conformidade (CN)	0,87	0,88	1%	0,126
Costela dose máxima (cGy)	5959	5954	0,1%	0,852
Costela D ₅ (cGy)	3955	3914	1%	0,397
Dose anel 2cm (cGy)	2572	2495	3%	0,043
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,64	2,71	3%	0,432
Medula dose máxima (cGy)	2129	2078	2%	0,041
Medula D0,35cm ³ (cGy)	1930	1876	3%	0,172
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1732	1690	2%	0,333
Esôfago dose máxima (cGy)	1796	1729	4%	0,196
Esôfago D ₅ (cGy)	1102	1047	5%	0,296
Paciente 4	Energia 6X			
	AAA	AXB	Diferença	p-value

UM	5851	5740	2%	0,582
Tempo (min)	9,74	9,56	2%	0,590
Dose Máxima (cGy)	6170	6240	1%	0,152
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,118	0,129	9%	0,113
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	1,041	1,036	1%	0,708
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,944	3,978	1%	0,258
Curva de prescrição	94,4	94,8	0,4%	0,485
PTV dose mínima (cGy)	4645	4642	0,1%	0,955
PTV dose média (cGy)	5725	5762	1%	0,182
PTV dose modal (cGy)	5783	5838	1%	0,194
Número de Conformidade (CN)	0,867	0,871	0,4%	0,795
Costela dose máxima (cGy)	5986	6016	1%	0,328
Costela D ₅ (cGy)	4007	4001	0,1%	0,894
Dose anel 2cm (cGy)	2577	2547	1%	0,419
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,75	2,83	3%	0,478
Medula dose máxima (cGy)	2162	2158	0,2%	0,936
Medula D0,35cm ³ (cGy)	1987	1957	2%	0,518
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1800	1763	2%	0,445
Esôfago dose máxima (cGy)	1787	1843	3%	0,227
Esôfago D ₅ (cGy)	1124	1136	1%	0,837

Tabela 5: Comparação entre os valores médios obtidos nos planejamentos utilizando o algoritmo AAA e AXB para cada energia na tomografia 5.

Paciente 5	Energia 10FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	4528	4685	3%	0,071
Tempo (min)	1,88	1,95	3%	0,084
Dose Máxima (cGy)	5947	6147	3%	<0,001
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,088	0,116	24%	<0,001
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	0,995	1,020	2%	0,005
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,72	3,84	3%	<0,001
Curva de prescrição	96,2	95,5	1%	<0,001
PTV dose mínima (cGy)	4584	4255	8%	<0,001
PTV dose média (cGy)	5660	5711	1%	0,002
PTV dose modal (cGy)	5728	5786	1%	0,074
Número de Conformidade (CN)	0,905	0,883	3%	0,005

Costela dose máxima (cGy)	5802	5823	0,4%	0,266
Costela D ₅ (cGy)	3979	4022	1%	0,294
Dose anel 2cm (cGy)	2580	2630	2%	0,047
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,08	2,17	4%	0,201
Medula dose máxima (cGy)	1683	1661	1%	0,637
Medula D0,35cm ³ (cGy)	1464	1463	0,1%	0,967
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1255	1252	0,3%	0,937
Esôfago dose máxima (cGy)	1845	1934	5%	0,055
Esôfago D ₅ (cGy)	813	817	1%	0,897
Paciente 5	Energia 6FFF			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	4629	4459	4%	0,185
Tempo (min)	3,85	3,71	4%	0,193
Dose Máxima (cGy)	5943	6107	3%	<0,001
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,082	0,102	20%	<0,001
Índice Conformidade (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	0,994	1,002	1%	0,215
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,55	3,61	2%	0,008
Curva de prescrição	96,7	96,7	0%	0,942
PTV dose mínima (cGy)	4498	4334	4%	0,006
PTV dose média (cGy)	5643	5651	0,1%	0,578
PTV dose modal (cGy)	5700	5703	0,1%	0,921
Número de Conformidade (CN)	0,906	0,899	1%	0,227
Costela dose máxima (cGy)	5776	5761	0,3%	0,367
Costela D ₅ (cGy)	3845	3906	2%	0,070
Dose anel 2cm (cGy)	2567	2595	1%	0,356
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,026	2,074	2%	0,507
Medula dose máxima (cGy)	1646	1586	4%	0,254
Medula D0,35cm ³ (cGy)	1444	1404	3%	0,381
Medula D1,2cm ³ (cGy)	1239	1206	3%	0,445
Esôfago dose máxima (cGy)	1851	1863	1%	0,763
Esôfago D ₅ (cGy)	773	778	1%	0,869
Paciente 5	Energia 6X			
	AAA	AXB	Diferença	p-value
UM	4495	4411	2%	0,239
Tempo (min)	7,49	7,35	2%	0,237
Dose Máxima (cGy)	5973	6137	3%	0,006
Índice de Homogeneidade (ICRU, 2010)	0,09	0,11	20%	<0,001
Índice Conformidade	0,996	1,009	1%	0,046

(VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)				
R 50 (VIDETIC, <i>et al.</i> , 2014)	3,654	3,734	2%	0,001
Curva de prescrição	96,4	96,2	0,2%	0,226
PTV dose mínima (cGy)	4546	4262	7%	<0,001
PTV dose média (cGy)	5653	5671	0,3%	0,146
PTV dose modal (cGy)	5711	5704	0,1%	0,863
Número de Conformidade (CN)	0,904	0,892	1%	0,046
Costela dose máxima (cGy)	5782	5796	0,2%	0,521
Costela D ₅ (cGy)	3934	3955	1%	0,466
Dose anel 2cm (cGy)	2576	2602	1%	0,245
Pulmão V ₂₀ (cGy)	2,108	2,186	4%	0,288
Medula dose máxima (cGy)	1671	1627	3%	0,066
Medula D _{0,35cm³} (cGy)	1460	1436	2%	0,354
Medula D _{1,2cm³} (cGy)	1247	1225	2%	0,478
Esôfago dose máxima (cGy)	1848	1897	3%	0,271
Esôfago D ₅ (cGy)	779	796	2%	0,482

ANEXO 3 – Medidas Estáticas

Tabela 1: Relação da dose média medida com câmara de ionização e a dose planejada calculada pelo sistema de planejamento Eclipse, para cada algoritmo e energia.

Paciente 2		AAA			AXB		
		Medido	Planejado	Diff(%)	Medido	Planejado	Diff(%)
10FFF	2 Full (cGy)	2088	2048	2%	2053	2069	1%
	Full (cGy)	2004	1959	2%	1975	1982	0,1%
	Semi (cGy)	2308	2263	2%	2292	2279	1%
	Semi 30 (cGy)	2397	2341	2%	2366	2335	1%
	Semi 60 (cGy)	2420	2346	3%	2377	2346	1%
10FFF oi	2 Full (cGy)	2076	2043	2%	1937	2111	8%
	Full (cGy)	1972	1943	2%	1851	2027	9%
	Semi (cGy)	2391	2366	1%	2236	2401	7%
	Semi 30 (cGy)	2462	2418	2%	2275	2451	7%
	Semi 60 (cGy)	2492	2437	2%	2331	2499	7%
6X	2 Full (cGy)	2126	2059	3%	2019	2133	5%
	Full (cGy)	2013	1949	3%	1878	1984	5%
	Semi (cGy)	2396	2337	3%	2251	2348	4%
	Semi 30 (cGy)	2433	2362	3%	2325	2408	3%
	Semi 60 (cGy)	2464	2375	4%	2344	2426	3%
Paciente 4		AAA			AXB		
		Medido	Planejado	Diff(%)	Medido	Planejado	Diff(%)
10FFF	2 Full (cGy)	2037	1967	4%	2050	2030	1%
	Full (cGy)	2065	2017	2%	2089	2074	0,7%
	Semi (cGy)	2250	2237	1%	2273	2286	1%
	Semi 30 (cGy)	2287	2274	1%	2332	2263	3%
	Semi 60 (cGy)	2318	2257	3%	2319	2213	5%
	2 Full (cGy)	2074	2038	2%	1885	2017	7%
	Full (cGy)	2085	2051	2%	1915	2049	7%
	Semi (cGy)	2247	2259	1%	2069	2239	8%
	Semi 30 (cGy)	2290	2245	2%	2107	2229	5%
	Semi 60 (cGy)	2286	2229	3%	2079	2225	7%
6X	2 Full (cGy)	2075	1993	4%	1919	2001	4%
	Full (cGy)	1956	2042	4%	1958	2042	4%
	Semi (cGy)	2283	2237	2%	2147	2234	4%
	Semi 30 (cGy)	2311	2247	3%	2149	2315	7%
	Semi 60 (cGy)	2305	2291	1%	2158	2291	6%

Paciente 5		AAA			AXB		
		Medido	Planejado	Diff(%)	Medido	Planejado	Diff(%)
10FFF	2 Full (cGy)	1835	1775	3%	1869	1839	2%
	Full (cGy)	1903	1848	3%	1926	1901	1,3%
	Semi (cGy)	2066	1984	4%	2096	2032	3%
	Semi 30 (cGy)	2086	1996	5%	2104	2035	3%
	Semi 60 (cGy)	1976	1999	1%	2106	2028	4%
6FFF	2 Full (cGy)	1840	1812	2%	1739	1859	6%
	Full (cGy)	1922	1886	2%	1795	1916	6%
	Semi (cGy)	2038	1976	3%	1942	2040	5%
	Semi 30 (cGy)	2125	2055	3%	1993	2083	4%
	Semi 60 (cGy)	2112	2033	4%	1975	2066	4%
6X	2 Full (cGy)	1901	1823	4%	1802	1846	2%
	Full (cGy)	1979	1901	4%	1883	1923	2%
	Semi (cGy)	2084	1974	6%	2019	2019	0%
	Semi 30 (cGy)	2148	2020	6%	2050	2048	0,1%
	Semi 60 (cGy)	2161	2033	6%	2075	2069	0,3%

ANEXO 4 – Medidas dinâmicas

As tabelas a seguir representam os valores medidos e as diferenças encontrados em relação a dose medida estática, para cada tipo de planejamento, energia e algoritmo.

Tabela 1: Dose média medida de forma dinâmica e estática para os planejamentos com algoritmo de cálculo AAA e energia 10FFF.

Paciente 2		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2088	2100	2	0,929	2088	2206	7	0,683
	Full (cGy)	2005	2034	0,2		2005	2026	3	
	Semi (cGy)	2308	2321	2		2308	2359	3	
	Semi 30 (cGy)	2397	2397	1		2397	2419	2	
	Semi 60 (cGy)	2420	2449	1		2420	2450	3	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2088	2083	0,1	0,990	2088	1960	6	0,261
	Full (cGy)	2005	2005	0		2005	1898	5	
	Semi (cGy)	2308	2339	1,4		2308	2208	4	
	Semi 30 (cGy)	2397	2399	0,1		2397	2218	7	
	Semi 60 (cGy)	2420	2385	1,2		2420	2257	7	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 4		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2037	1966	3	0,884	2037	2058	1	0,651
	Full (cGy)	2065	2032	2		2065	2085	1	
	Semi (cGy)	2250	2263	1		2250	2309	3	
	Semi 30 (cGy)	2287	2290	0,1		2287	2321	1	
	Semi 60 (cGy)	2318	2335	1		2318	2394	3	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2037	1888	7	0,336	2037	1616	21	0,002
	Full (cGy)	2065	2002	3		2065	1725	16	
	Semi (cGy)	2250	2212	2		2250	1924	14	
	Semi 30 (cGy)	2287	2155	6		2287	1882	18	
	Semi 60 (cGy)	2318	2244	3		2318	1923	17	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 5		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	1835	1833	0,1	0,662	1835	1858	1	0,340
	Full (cGy)	1903	1904	0,1		1903	1962	3	
	Semi (cGy)	2066	2133	3		2066	2184	6	
	Semi 30 (cGy)	2086	2075	1		2086	2180	5	
	Semi 60 (cGy)	1976	2092	6		1976	2084	5	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
F	2 Full (cGy)	1835	1890	3	0,598	1835	1667	9	0,402

	Full (cGy)	1903	1881	1		1903	1820	4	
	Semi (cGy)	2066	2127	3		2066	1965	5	
	Semi 30 (cGy)	2086	2093	0,3		2086	2066	1	
	Semi 60 (cGy)	1976	2069	5		1976	1974	0,1	

Tabela 2: Dose média medida de forma dinâmica e estática para os planejamentos com algoritmo de cálculo AXB e energia 10FFF.

Paciente 2		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2053	2103	2	0,929	2053	2119	3	0,914
	Full (cGy)	1975	1979	0,2		1975	2013	2	
	Semi (cGy)	2292	2249	2		2292	2228	3	
	Semi 30 (cGy)	2366	2384	1		2366	2407	2	
	Semi 60 (cGy)	2377	2402	1		2377	2358	2	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2053	2096	2	0,951	2053	1969	4	0,181
	Full (cGy)	1975	1952	1		1975	1953	1	
	Semi (cGy)	2292	2361	3		2292	2076	9	
	Semi 30 (cGy)	2366	2293	3		2366	2181	8	
	Semi 60 (cGy)	2377	2326	2		2377	2177	8	
Paciente 4		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2050	1963	4	0,671	2050	2084	2	0,764
	Full (cGy)	2089	2023	3		2089	2134	2	
	Semi (cGy)	2273	2270	0,1		2273	2274	0	
	Semi 30 (cGy)	2332	2324	0,3		2332	2374	2	
	Semi 60 (cGy)	2319	2274	2		2319	2323	0,2	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	2050	1997	3	0,657	2050	1734	15	0,001
	Full (cGy)	2089	2073	1		2089	1816	13	
	Semi (cGy)	2273	2255	1		2273	1899	16	
	Semi 30 (cGy)	2332	2240	4		2332	1969	16	
	Semi 60 (cGy)	2319	2305	1		2319	1855	20	
Paciente 5		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
10FFF	2 Full (cGy)	1869	1875	0,3	0,958	1869	1877	0,4	0,558
	Full (cGy)	1926	1946	1		1926	1956	2	
	Semi (cGy)	2096	2078	1		2096	2145	2	
	Semi 30 (cGy)	2104	2089	1		2104	2189	4	
	Semi 60 (cGy)	2106	2095	1		2106	2185	4	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
F	2 Full (cGy)	1869	1881	1	0,557	1869	1801	4	0,174

	Full (cGy)	1926	1950	1		1926	1864	3	
	Semi (cGy)	2096	2160	3		2096	1974	6	
	Semi 30 (cGy)	2104	2205	5		2104	1991	5	
	Semi 60 (cGy)	2106	2157	2		2106	1993	5	

Tabela 3: Dose média medida de forma dinâmica e estática para os planejamentos com algoritmo de cálculo AAA e energia 6FFF.

Paciente 2		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	2076	2083	0,4	0,951	2076	2124	2	0,824
	Full (cGy)	1972	1984	0,6		1972	2026	3	
	Semi (cGy)	2391	2398	0,3		2391	2450	2	
	Semi 30 (cGy)	2462	2475	0,5		2462	2468	0,3	
	Semi 60 (cGy)	2492	2498	0,3		2492	2489	0,1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	2076	2049	1	0,842	2076	1965	5	0,342
	Full (cGy)	1972	2004	2		1972	1926	2	
	Semi (cGy)	2391	2360	1		2391	2288	4	
	Semi 30 (cGy)	2462	2421	2		2462	2266	8	
	Semi 60 (cGy)	2492	2414	3		2492	2272	9	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 4		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	2074	1979	5	0,761	2074	2058	1	0,651
	Full (cGy)	2085	2036	2		2085	2085	1	
	Semi (cGy)	2247	2239	0,4		2247	2309	3	
	Semi 30 (cGy)	2290	2300	0,4		2290	2321	1	
	Semi 60 (cGy)	2286	2297	0,5		2286	2394	3	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	2074	1958	6	0,142	2074	1660	20	<0,001
	Full (cGy)	2085	1963	6		2085	1686	19	
	Semi (cGy)	2247	2150	4		2247	1853	18	
	Semi 30 (cGy)	2290	2180	5		2290	1882	18	
	Semi 60 (cGy)	2286	2164	5		2286	1867	18	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 5		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	1848	1889	2	0,791	1848	1869	1	0,716
	Full (cGy)	1922	1923	0,1		1922	1925	0,2	
	Semi (cGy)	2038	2079	2		2038	2064	1	
	Semi 30 (cGy)	2125	2127	0,1		2125	2218	4	
	Semi 60 (cGy)	2112	2129	1		2112	2127	1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
F E	2 Full (cGy)	1848	1836	1	0,982	1848	1764	5	0,348

	Full (cGy)	1922	1918	0,2		1922	1809	6	
	Semi (cGy)	2038	2057	1		2038	1983	3	
	Semi 30 (cGy)	2125	2147	1		2125	2051	3	
	Semi 60 (cGy)	2112	2096	1		2112	2037	4	

Tabela 4: Dose média medida de forma dinâmica e estática para os planejamentos com algoritmo de cálculo AXB e energia 6FFF.

Paciente 2		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	1937	1946	0,5	0,941	1937	1957	1	0,881
	Full (cGy)	1852	1864	0,7		1852	1891	2	
	Semi (cGy)	2236	2237	0		2236	2259	1	
	Semi 30 (cGy)	2275	2295	0,9		2275	2289	1	
	Semi 60 (cGy)	2330	2339	0,4		2330	2337	0,3	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	1937	1930	0,3	0,760	1937	1796	7	0,254
	Full (cGy)	1852	1868	1		1852	1774	4	
	Semi (cGy)	2236	2194	2		2236	2086	7	
	Semi 30 (cGy)	2275	2225	2		2275	2107	7	
	Semi 60 (cGy)	2330	2218	5		2330	2108	10	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 4		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	1885	1818	4	0,832	1885	1872	1	0,943
	Full (cGy)	1915	1876	2		1915	1895	1	
	Semi (cGy)	2069	2081	1		2069	2083	1	
	Semi 30 (cGy)	2107	2130	1		2107	2121	1	
	Semi 60 (cGy)	2079	2066	1		2079	2059	1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	1885	1801	4	0,364	1885	1533	19	<0,001
	Full (cGy)	1915	1823	5		1915	1600	16	
	Semi (cGy)	2069	2001	3		2069	1718	17	
	Semi 30 (cGy)	2107	2069	2		2107	1714	19	
	Semi 60 (cGy)	2079	2018	3		2079	1702	18	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 5		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6FFF	2 Full (cGy)	1739	1754	1	0,960	1739	1711	2	0,972
	Full (cGy)	1795	1806	1		1795	1795	0	
	Semi (cGy)	1942	1934	0,4		1942	1937	0,3	
	Semi 30 (cGy)	1993	1993	0		1993	2036	2	
	Semi 60 (cGy)	1975	1975	0		1975	1979	0,2	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
	2 Full (cGy)	1739	1813	4	0,784	1739	1698	2	0,411

	Full (cGy)	1795	1778	1		1795	1697	5	
	Semi (cGy)	1942	1934	0,4		1942	1896	2	
	Semi 30 (cGy)	1993	2022	1		1993	1915	4	
	Semi 60 (cGy)	1975	1997	1		1975	1921	3	

Tabela 5: Dose média medida de forma dinâmica e estática para os planejamentos com algoritmo de cálculo AAA e energia 6X.

Paciente 2		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6X	2 Full (cGy)	2126	2139	1	0,937	2126	2124	2	0,897
	Full (cGy)	2013	2028	1		2013	2026	3	
	Semi (cGy)	2397	2404	0,3		2397	2450	2	
	Semi 30 (cGy)	2433	2448	1		2433	2468	0,3	
	Semi 60 (cGy)	2464	2466	0,1		2464	2489	0,1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6X	2 Full (cGy)	2126	2112	1	0,833	2126	2017	5	0,266
	Full (cGy)	2013	2040	1		2013	1960	3	
	Semi (cGy)	2397	2362	1		2397	2240	7	
	Semi 30 (cGy)	2433	2387	2		2433	2262	7	
	Semi 60 (cGy)	2464	2402	3		2464	2279	8	
Paciente 4		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6X	2 Full (cGy)	2075	2011	3	0,829	2075	2035	2	0,903
	Full (cGy)	1956	1927	1		1956	1954	0,1	
	Semi (cGy)	2283	2272	0,5		2283	2274	0,4	
	Semi 30 (cGy)	2311	2298	1		2311	2300	0,5	
	Semi 60 (cGy)	2186	2302	0,1		2186	2302	0,1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6X	2 Full (cGy)	2075	1943	6	0,335	2075	1650	20	0,003
	Full (cGy)	1956	1886	4		1956	1647	16	
	Semi (cGy)	2283	2182	4		2283	1895	17	
	Semi 30 (cGy)	2311	2204	5		2311	1912	17	
	Semi 60 (cGy)	2186	2201	5		2186	1887	18	
Paciente 5		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6X	2 Full (cGy)	1901	1917	1	0,813	1901	1931	2	0,645
	Full (cGy)	1979	1994	1		1979	2009	2	
	Semi (cGy)	2084	2105	1		2084	2123	2	
	Semi 30 (cGy)	2148	2164	1		2148	2189	2	
	Semi 60 (cGy)	2161	2180	1		2161	2193	1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6X	2 Full (cGy)	1901	1936	2	0,682	1901	1823	4	0,274

Full (cGy)	1979	1994	1		1979	1879	5	
Semi (cGy)	2084	2136	2		2084	2017	3	
Semi 30 (cGy)	2148	2180	1		2148	2074	3	
Semi 60 (cGy)	2161	2178	1		2161	2062	5	

Tabela 6: Dose média medida de forma dinâmica e estática para os planejamentos com algoritmo de cálculo AXB e energia 6X.

Paciente 2		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6X	2 Full (cGy)	2020	2019	0	0,967	2020	2029	0,5	0,958
	Full (cGy)	1878	1886	0,4		1878	1899	1	
	Semi (cGy)	2251	2263	0,6		2251	2258	0,3	
	Semi 30 (cGy)	2325	2327	0,1		2325	2323	0,1	
	Semi 60 (cGy)	2344	2349	0,2		2344	2342	0,1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6X	2 Full (cGy)	2020	1985	2	0,760	2020	1879	7	0,449
	Full (cGy)	1878	1888	1		1878	1746	7	
	Semi (cGy)	2251	2224	1		2251	2107	6	
	Semi 30 (cGy)	2325	2262	3		2325	2143	8	
	Semi 60 (cGy)	2344	2268	3		2344	2146	8	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 4		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6X	2 Full (cGy)	1919	1880	2	0,894	1919	1901	1	0,969
	Full (cGy)	1958	1933	1		1958	1956	0,1	
	Semi (cGy)	2147	2152	0,2		2147	2148	0	
	Semi 30 (cGy)	2149	2153	0,2		2149	2156	0,3	
	Semi 60 (cGy)	2158	2158	0		2158	2155	0,1	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
6X	2 Full (cGy)	1919	1816	5	0,308	1919	1567	18	0,001
	Full (cGy)	1958	1889	4		1958	1643	16	
	Semi (cGy)	2147	2074	3		2147	1792	17	
	Semi 30 (cGy)	2149	2073	4		2149	1790	17	
	Semi 60 (cGy)	2158	2066	4		2158	1787	17	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
Paciente 5		Amplitude		Dif. (%)	p-value	Amplitude		Dif. (%)	p-value
		0,0cm	0,5cm			0,0cm	1,0cm		
6X	2 Full (cGy)	1802	1801	0,1	0,993	1802	1837	2	0,818
	Full (cGy)	1883	1883	0		1883	1893	1	
	Semi (cGy)	2019	2019	0		2019	2032	1	
	Semi 30 (cGy)	2050	2049	0		2050	2072	1	
	Semi 60 (cGy)	2075	2074	0		2075	2081	0,3	
		0,0cm	1,5cm			0,0cm	2,0cm		
>	2 Full (cGy)	1802	1847	2	0,806	1802	1732	4	0,299

Full (cGy)	1883	1891	0,4		1883	1790	5	
Semi (cGy)	2019	2042	1		2019	1940	4	
Semi 30 (cGy)	2050	2071	1		2050	1978	4	
Semi 60 (cGy)	2075	2068	0,3		2075	1980	5	

ANEXO 5 – Medidas Colimador

As tabelas a seguir representam os valores médios encontrados em relação a angulação do colimador para cada energia e arranjo de arco.

Tabela 1: Dose média dos itens avaliados para a técnica com arco completo e energia de 6X com relação a angulação do colimador.

Arco Completo		6X	HI	0	10	20	30	45	90
				0,18	0,18	0,17	0,17	0,16	0,21
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,879	1,08	0,708	1,09	0,677	1,14	0,517	0,87	0,492
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,05	0,873	1,06	0,799	1,10	0,649	0,85	0,434	1,01	0,951
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,06	0,802	0,81	0,323	1,04	0,861	0,80	0,317	0,77	0,217
Arco Completo		6X	CI	0	10	20	30	45	90
				1,09	1,09	1,08	1,07	1,08	1,12
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,942	1,00	0,972	1,01	0,847	1,01	0,901	0,97	0,601
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,918	1,02	0,803	1,01	0,848	0,97	0,688	1,01	0,879
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,937	0,97	0,591	0,99	0,925	0,96	0,476	0,96	0,465

Arco Completo		6X	R50	0	10	20	30	45	90
				4,67	4,69	4,69	4,64	4,59	4,65
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,973	1,00	0,978	1,01	0,961	1,02	0,849	1,00	0,979
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,995	1,01	0,935	1,02	0,869	1,01	0,952	1,01	0,939
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,871	1,01	0,956	1,01	0,933	1,00	0,98	0,99	0,909
Arco Completo		6X	PTV D max	0	10	20	30	45	90
				6555,1	6516,3	6482,5	6482,6	6466,8	6825,4
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,879	1,01	0,764	1,01	0,777	1,01	0,706	0,96	0,322
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,897	1,01	0,903	1,01	0,846	0,95	0,29	1,00	0,999
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,948	0,95	0,224	1,00	0,951	0,95	0,244	0,95	0,193
Arco Completo		6X	PTV Dmodal	0	10	20	30	45	90
				6097,4	6036,8	6011,9	6012,7	6004,9	5993,5
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,599	1,01	0,436	1,01	0,529	1,02	0,541	1,02	0,347
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value

1,00	0,785	1,00	0,841	1,01	0,818	1,01	0,639	1,00	0,944
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,958	1,00	0,827	1,00	0,959	1,00	0,867	1,00	0,932
Arco Completo	6X	D2cm	0	10	20	30	45	90	
			2638,8	2608	2580,4	2554,3	2551,8	2648,2	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,565	1,02	0,384	1,03	0,201	1,03	0,183	1,00	0,887
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,581	1,02	0,323	1,02	0,293	0,98	0,473	1,01	0,676
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,643	0,97	0,296	1,00	0,969	0,96	0,171	0,96	0,156
Arco Completo	6X	Medula Dmax	0	10	20	30	45	90	
			1699,9	1692,6	1700,4	1659	1664,6	1666,9	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,977	1,00	0,998	1,02	0,876	1,02	0,888	1,02	0,892
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,975	1,02	0,888	1,02	0,91	1,02	0,913	1,02	0,865
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,886	1,02	0,888	1,00	0,981	1,00	0,972	1,00	0,992
Arco Completo	6X	Medula D0,35cm³	0	10	20	30	45	90	
			1519,8	1524,1	1513,6	1497,2	1482,6	1470,4	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	

dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,00	0,984	1,00	0,978	1,02	0,917	1,03	0,868	1,03	0,815		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,963	1,02	0,902	1,04	0,853	1,04	0,800	1,01	0,941		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,02	0,891	1,03	0,839	1,01	0,964	1,02	0,895	1,10	0,953		
Arco Completo		6X		Costela Dmax		0	10	20	30	45	90
						5943,3	5851,6	5844,2	5854,2	5808,9	6053,6
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,02	0,402	1,02	0,217	1,02	0,373	1,02	0,141	0,98	0,332		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,00	0,948	1,00	0,983	1,01	0,707	0,97	0,138	1,00	0,923		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,710	0,97	0,081	1,01	0,665	0,97	0,121	0,96	0,046		

Tabela 2: Dose média dos itens avaliados para a técnica com arco completo e energia de 6FFF com relação a angulação do colimador.

Arco Completo		6FFF		HI		0	10	20	30	45	90
						0,16	0,15	0,14	0,14	0,14	0,21
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,07	0,603	1,13	0,298	1,17	0,197	1,15	0,293	0,80	0,084		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,06	0,628	1,10	0,464	1,07	0,596	0,75	0,034	1,03	0,783		

20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,930	0,70	0,011	0,98	0,868	0,68	0,006	0,69	0,012
Arco Completo		6FFF	CI	0	10	20	30	45	90
				1,03	1,04	1,03	1,04	1,05	1,11
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,756	1,00	0,818	0,99	0,732	0,98	0,464	0,92	0,014
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,935	1,00	0,968	0,99	0,685	0,93	0,031	1,00	0,905
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,624	0,93	0,025	0,99	0,722	0,93	0,035	0,94	0,067
Arco Completo		6FFF	R50	0	10	20	30	45	90
				4,33	4,32	4,32	4,28	4,34	4,47
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,991	1,00	0,983	1,01	0,915	1,00	0,981	0,97	0,746
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,992	1,01	0,925	1,00	0,972	0,97	0,742	1,01	0,931
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,965	0,97	0,731	0,99	0,897	0,96	0,668	0,97	0,766
Arco Completo		6FFF	PTV D max	0	10	20	30	45	90
				6421,9	6369,7	6331,1	6319,8	6389,6	6804,1
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value

1,01	0,756	1,01	0,477	1,02	0,42	1,01	0,813	0,94	0,017
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,767	1,01	0,699	1,00	0,886	0,94	0,008	1,00	0,923
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,651	0,93	0,002	0,99	0,585	0,93	0,002	0,94	0,011
Arco Completo		6FFF	PTV Dmodal	0	10	20	30	45	90
				6031,4	6033,3	6034,0	5949,9	5827,6	6045,0
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,987	1,00	0,977	1,00	0,397	1,03	0,001	1,00	0,869
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,995	1,01	0,536	1,04	0,071	1,00	0,925	1,01	0,460
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,04	0,019	1,00	0,914	1,02	0,167	0,98	0,371	0,96	0,005
Arco Completo		6FFF	D2cm	0	10	20	30	45	90
				2625,1	2552,7	2546,0	2536,2	2513,2	2636,5
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,219	1,03	0,150	1,04	0,073	1,04	0,070	1,00	0,835
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,914	1,01	0,775	1,02	0,561	0,97	0,197	1,00	0,854
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,609	0,97	0,140	1,01	0,698	0,96	0,071	0,95	0,067

Arco Completo		6FFF	Medula Dmax	0	10	20	30	45	90
				1681,1	1659,4	1651,5	1643,9	1627,3	1668,1
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,933	1,02	0,909	1,02	0,886	1,03	0,835	1,01	0,961
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,974	1,01	0,949	1,02	0,845	0,99	0,972	1,00	0,975
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,920	0,99	0,948	1,01	0,945	0,99	0,924	0,98	0,873
Arco Completo		6FFF	Medula D0,35cm³	0	10	20	30	45	90
				1500,5	1495,7	1476,2	1475,0	1456,9	1465,5
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,983	1,02	0,917	1,02	0,912	1,03	0,851	1,02	0,882
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,930	1,01	0,925	1,03	0,861	1,02	0,894	1,00	0,995
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,930	1,01	0,962	1,01	0,934	1,01	0,966	0,99	0,969
Arco Completo		6FFF	Costela Dmax	0	10	20	30	45	90
				5781,5	5740,7	5719,4	5750,4	5704,9	6019,6
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,755	1,01	0,683	1,01	0,796	1,01	0,534	0,96	0,122
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value

1,00	0,872	1,00	0,936	1,01	0,772	0,95	0,078	0,99	0,800
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,907	0,95	0,057	1,01	0,686	0,96	0,067	0,95	0,037

Tabela 3: Dose média dos itens avaliados para a técnica com arco completo e energia de 10FFF com relação a angulação do colimador.

Arco Completo		10FFF	HI	0	10	20	30	45	90
				0,18	0,15	0,14	0,14	0,13	0,22
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,21	0,175	1,29	0,092	1,32	0,065	1,33	0,058	0,80	0,146
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,06	0,411	1,09	0,208	1,09	0,180	0,66	0,001	1,03	0,728
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,680	0,62	<0,001	1,00	0,946	0,61	<0,001	0,60	<0,001
Arco Completo		10FFF	CI	0	10	20	30	45	90
				1,07	1,04	1,02	1,03	1,03	1,13
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,04	0,332	1,05	0,214	1,04	0,262	1,04	0,298	0,95	0,233
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,436	1,01	0,672	1,00	0,857	0,91	0,007	1,00	0,718
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,501	0,90	0,003	1,00	0,778	0,91	0,004	0,91	0,005
Arco Completo		10FFF	R50	0	10	20	30	45	90

				4,64	4,35	4,37	4,35	4,35	4,80		
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,07	0,545	1,06	0,570	1,07	0,533	1,07	0,533	0,97	0,791		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,00	0,955	1,00	0,993	1,00	0,991	0,91	0,345	1,00	0,941		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,946	0,91	0,365	1,00	0,991	0,91	0,333	0,91	0,334		
Arco Completo		10FFF		PTV D max		0	10	20	30	45	90
						6507,3	6305,0	6255,8	6276,1	6274,8	6827,2
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,03	0,214	1,04	0,131	1,04	0,157	1,04	0,153	0,95	0,124		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,505	1,00	0,669	1,00	0,642	0,92	0,001	1,00	0,781		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,00	0,788	0,92	<0,001	1,00	0,983	0,92	<0,001	0,92	<0,001		
Arco Completo		10FFF		PTV Dmodal		0	10	20	30	45	90
						6115,9	5992,6	5960,4	5953,2	5906,6	6039,1
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,02	0,134	1,03	0,062	1,03	0,048	1,04	0,014	1,01	0,413		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,563	1,01	0,474	1,01	0,097	0,99	0,531	1,00	0,892		

20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,275	0,99	0,287	1,01	0,345	0,99	0,343	0,98	0,065
Arco Completo		10FFF	D2cm	0	10	20	30	45	90
				2620,1	2518,5	2505,6	2493,5	2522,2	2730,1
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,04	0,281	1,05	0,221	1,03	0,214	1,04	0,293	0,96	0,249
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,900	1,01	0,821	1,00	0,971	0,92	0,054	1,00	0,910
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,868	0,92	0,036	0,99	0,790	0,91	0,041	0,92	0,052
Arco Completo		10FFF	Medula Dmax	0	10	20	30	45	90
				1751,2	1705,4	1687,8	1674,9	1639,1	1734,8
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,860	1,04	0,807	1,05	0,768	1,07	0,664	1,01	0,949
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,947	1,02	0,908	1,04	0,802	0,98	0,912	1,01	0,961
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,854	0,97	0,860	1,02	0,892	0,97	0,822	0,94	0,718
Arco Completo		10FFF	Medula D0,35cm³	0	10	20	30	45	90
				1569,9	1530,7	1518,6	1502,0	1465,2	1550,6
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value

1,03	0,866	1,03	0,826	1,05	0,772	1,07	0,653	1,01	0,933
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,960	1,02	0,965	1,04	0,785	0,99	0,933	1,01	0,945
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,04	0,825	0,98	0,893	1,03	0,879	0,97	0,839	0,94	0,719
Arco Completo		10FFF	Costela Dmax	0	10	20	30	45	90
				5919,7	5712,1	5705,0	5721,4	5686,4	6103,2
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,04	0,207	1,04	0,151	1,03	0,181	1,04	0,126	0,97	0,193
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,967	1,00	0,957	1,00	0,885	0,94	0,029	1,00	0,919
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,909	0,93	0,016	1,01	0,831	0,94	0,020	0,93	0,014

Tabela 4: Dose média dos itens avaliados para a técnica com semi arco e energia de 6X com relação a angulação do colimador.

Semi Arco		6X	HI	0	10	20	30	45	90
				0,19	0,18	0,16	0,15	0,15	0,19
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,06	0,753	1,16	0,393	1,22	0,203	1,27	0,122	0,98	0,915
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,09	0,632	1,16	0,410	1,20	0,289	0,93	0,673	1,06	0,738
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	

dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,10	0,558	0,85	0,332	1,04	0,781	0,80	0,148	0,77	0,082
Semi Arco		6X	CI	0	10	20	30	45	90
				1,08	1,08	1,07	1,07	1,07	1,11
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,957	1,01	0,812	1,01	0,810	1,00	0,879	0,97	0,448
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,796	1,01	0,795	1,01	0,868	0,97	0,531	1,00	0,989
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,911	0,96	0,321	1,00	0,906	0,96	0,332	0,96	0,373
Semi Arco		6X	R50	0	10	20	30	45	90
				4,55	4,56	4,47	4,48	4,50	4,65
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,986	1,02	0,886	1,02	0,894	1,01	0,921	0,98	0,842
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,876	1,02	0,884	1,01	0,910	0,98	0,861	1,00	0,991
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,961	0,96	0,725	1,00	0,970	0,96	0,731	0,97	0,756
Semi Arco		6X	PTV D max	0	10	20	30	45	90
				6569,9	6507,6	6402,3	6372,5	6322,8	6540,0
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,761	1,03	0,395	1,03	0,265	1,04	0,150	1,00	0,869

10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,02	0,614	1,02	0,478	1,03	0,317	1,00	0,868	1,00	0,863		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,626	0,98	0,441	1,01	0,718	0,97	0,285	0,97	0,148		
Semi Arco		6X		PTV Dmodal		0	10	20	30	45	90
						6029,6	6005,2	5943,4	5937,1	5925,4	6077,7
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,00	0,779	1,01	0,321	1,02	0,402	1,02	0,279	0,99	0,648		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,518	1,01	0,561	1,01	0,444	0,99	0,523	1,00	0,956		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,00	0,861	0,98	0,239	1,00	0,924	0,98	0,289	0,97	0,210		
Semi Arco		6X		D2cm		0	10	20	30	45	90
						2601,8	2570,9	2529,3	2561,1	2543,4	2655,8
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,566	1,03	0,221	1,02	0,485	1,02	0,326	0,98	0,442		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,02	0,418	1,00	0,846	1,01	0,594	0,97	0,192	0,99	0,568		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
0,99	0,802	0,95	0,072	1,01	0,752	0,96	0,170	0,96	0,109		
Semi Arco		6X		Medula		0	10	20	30	45	90

		Dmax		1645,5	1623,6	1566,5	1562,6	1498,6	1550,1		
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,939	1,05	0,785	1,05	0,768	1,10	0,597	1,06	0,738		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,04	0,844	1,04	0,828	1,08	0,653	1,05	0,796	1,00	0,988		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,05	0,806	1,01	0,954	1,04	0,811	1,01	0,964	0,97	0,847		
Semi Arco		6X		Medula D0,35cm³		0	10	20	30	45	90
						1440,1	1429,9	1374,2	1365,4	1331,4	1369,8
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,967	1,05	0,787	1,05	0,752	1,08	0,651	1,05	0,775		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,04	0,820	1,05	0,785	1,07	0,682	1,04	0,808	1,01	0,970		
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,03	0,857	1,00	0,985	1,03	0,882	1,00	0,985	0,97	0,873		
Semi Arco		6X		Costela Dmax		0	10	20	30	45	90
						5874,9	5824,1	5779,7	5770,5	5746,8	5944,4
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,663	1,02	0,389	1,02	0,346	1,02	0,245	0,99	0,574		
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30			
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value		
1,01	0,676	1,01	0,615	1,01	0,459	0,98	0,322	1,00	0,926		

20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,733	0,97	0,157	1,00	0,806	0,97	0,137	0,97	0,081

Tabela 5: Dose média dos itens avaliados para a técnica com semi arco e energia de 6FFF com relação a angulação do colimador.

Semi Arco		6FFF	HI	0	10	20	30	45	90
				0,17	0,15	0,14	0,14	0,13	0,17
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,08	0,486	1,18	0,173	1,23	0,072	1,25	0,052	0,98	0,848
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,09	0,484	1,14	0,262	1,15	0,201	0,90	0,370	1,05	0,71
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,06	0,621	0,83	0,118	1,01	0,897	0,79	0,043	0,78	0,031
Semi Arco		6FFF	CI	0	10	20	30	45	90
				1,04	1,04	1,04	1,04	1,05	1,08
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,871	1,00	0,849	1,00	1,000	1,00	0,837	0,96	0,089
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,756	1,00	0,889	1,00	0,964	0,96	0,148	1,00	0,871
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,729	0,96	0,086	1,00	0,858	0,96	0,124	0,97	0,168
Semi Arco		6FFF	R50	0	10	20	30	45	90
				4,24	4,25	4,20	4,23	4,24	4,37

0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,974	1,01	0,926	1,00	0,973	1,00	0,994	0,97	0,755
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,903	1,01	0,948	1,00	0,980	0,97	0,784	0,99	0,953
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,921	0,96	0,688	1,00	0,967	0,97	0,728	0,97	0,759
Semi Arco	6FFF	PTV D max	0	10	20	30	45	90	
			6460,5	6385,4	6289,3	6291,2	6273,1	6447,2	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,546	1,03	0,174	1,03	0,161	1,03	0,116	1,00	0,912
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,427	1,01	0,415	1,02	0,322	0,99	0,598	1,00	0,986
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,884	0,98	0,184	1,00	0,864	0,98	0,169	0,97	0,118
Semi Arco	6FFF	PTV Dmodal	0	10	20	30	45	90	
			5947,4	5996,7	5848,7	5855,9	5839,4	6000,0	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,631	1,02	0,107	1,02	0,197	1,02	0,089	0,99	0,604
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,169	1,02	0,214	1,03	0,149	1,00	0,980	1,00	0,922
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	

dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,888	0,97	0,155	1,00	0,827	0,98	0,199	0,97	0,137
Semi Arco		6FFF	D2cm	0	10	20	30	45	90
				2583,7	2535,6	2490,9	2505,7	2490,5	2613,8
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,207	1,04	0,033	1,03	0,112	1,04	0,091	0,99	0,585
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,349	1,01	0,574	1,02	0,441	0,97	0,198	0,99	0,791
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,995	0,95	0,058	1,01	0,816	0,96	0,114	0,95	0,092
Semi Arco		6FFF	Medula Dmax	0	10	20	30	45	90
				1589,8	1600,0	1468,1	1449,5	1467,1	1494,8
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,970	1,08	0,638	1,10	0,592	1,08	0,635	1,06	0,720
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,09	0,627	1,10	0,584	1,09	0,625	1,07	0,705	1,01	0,942
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,997	0,98	0,919	0,99	0,945	0,97	0,864	0,98	0,916
Semi Arco		6FFF	Medula D0,35cm³	0	10	20	30	45	90
				1410,7	1398,6	1314,1	1290,3	1299,4	1317,5
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,958	1,07	0,672	1,09	0,600	1,09	0,623	1,07	0,687

10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,06	0,718	1,08	0,647	1,08	0,670	1,06	0,733	1,02	0,917
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,948	1,00	0,988	0,99	0,968	0,98	0,907	0,99	0,937
Semi Arco	6FFF	Costela Dmax	0	10	20	30	45	90	
			5765,1	5718,7	5760,3	5675,5	5673,2	5830,6	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,718	1,00	0,965	1,02	0,477	1,02	0,451	0,99	0,625
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,693	1,01	0,721	1,01	0,696	0,98	0,391	1,01	0,409
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,373	0,99	0,532	1,00	0,984	0,97	0,227	0,97	0,207

Tabela 6: Dose média dos itens avaliados para a técnica com semi arco e energia de 10FFF com relação a angulação do colimador.

Semi Arco		10FFF	HI	0	10	20	30	45	90
				0,18	0,17	0,16	0,15	0,15	0,19
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,07	0,629	1,16	0,362	1,20	0,249	1,22	0,207	0,96	0,805
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,08	0,647	1,12	0,482	1,14	0,422	0,90	0,479	1,04	0,834
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value

1,06	0,751	0,83	0,268	1,02	0,913	0,80	0,118	0,79	0,149
Semi Arco		10FFF	CI	0	10	20	30	45	90
				1,08	1,07	1,08	1,08	1,08	1,13
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,865	1,00	0,972	1,01	0,903	1,00	0,954	0,96	0,359
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,819	1,00	0,973	1,00	0,917	0,95	0,281	1,00	0,927
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,981	0,96	0,339	1,00	0,949	0,96	0,326	0,96	0,351
Semi Arco		10FFF	R50	0	10	20	30	45	90
				4,58	4,58	4,57	4,63	4,66	4,82
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,995	1,00	0,974	0,99	0,933	0,98	0,885	0,95	0,660
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,979	0,99	0,928	0,98	0,880	0,95	0,654	0,99	0,908
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,98	0,861	0,95	0,638	0,99	0,952	0,96	0,721	0,97	0,765
Semi Arco		10FFF	PTV D max	0	10	20	30	45	90
				6540,0	6463,0	6413,1	6378,8	6345,9	6536,6
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,682	1,02	0,517	1,03	0,386	1,03	0,293	1,00	0,985
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	

dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,794	1,01	0,642	1,02	0,515	0,99	0,698	1,01	0,853
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,714	0,98	0,525	1,01	0,848	0,98	0,393	0,97	0,298
Semi Arco	10FFF	PTV Dmodal	0	10	20	30	45	90	
			6174,0	6063,9	5999,8	5973,9	5965,4	6130,4	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,485	1,03	0,261	1,03	0,190	1,03	0,197	1,01	0,777
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,626	1,02	0,483	1,02	0,463	0,99	0,616	1,00	0,833
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,789	0,98	0,311	1,00	0,945	0,97	0,214	0,97	0,212
Semi Arco	10FFF	D2cm	0	10	20	30	45	90	
			2604,1	2598,2	2559,4	2554,5	2542,4	2697,7	
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,938	1,02	0,547	1,02	0,488	1,02	0,435	0,97	0,273
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,619	1,02	0,563	1,02	0,499	0,96	0,264	1,00	0,946
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,832	0,95	0,117	1,00	0,876	0,95	0,096	0,94	0,094
Semi Arco	10FFF	Medula Dmax	0	10	20	30	45	90	
			1644,9	1661,5	1587,4	1559,2	1554,4	1631,8	

0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,956	1,04	0,844	1,05	0,762	1,06	0,752	1,01	0,961
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,05	0,803	1,07	0,723	1,07	0,714	1,07	0,921	1,02	0,918
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,02	0,905	0,97	0,875	1,00	0,985	0,96	0,791	0,95	0,780
Semi Arco		10FFF	Medula D0,35cm³	0	10	20	30	45	90
				1457,8	1471,0	1423,5	1402,8	1378,3	1440,5
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
0,99	0,959	1,02	0,893	1,04	0,824	1,06	0,784	1,01	0,944
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,855	1,05	0,787	1,07	0,713	1,02	0,904	1,01	0,933
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,03	0,855	0,99	0,945	1,02	0,918	0,97	0,874	0,96	0,794
Semi Arco		10FFF	Costela Dmax	0	10	20	30	45	90
				5890,3	5853,4	5779,9	5798,3	5799,8	5971,5
0X10		0X20		0X30		0X45		0X90	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,781	1,02	0,394	1,02	0,476	1,02	0,477	0,99	0,563
10X20		10X30		10X45		10X90		20X30	
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,01	0,583	1,01	0,679	1,01	0,684	0,98	0,417	1,00	0,886
20X45		20X90		30X45		30X90		45X90	

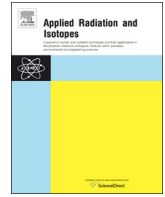
dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value	dif (%)	p-value
1,00	0,875	0,97	0,181	1,00	0,991	0,97	0,224	0,97	0,223

ANEXO 6 – Publicação



Contents lists available at ScienceDirect

Applied Radiation and Isotopes

journal homepage: www.elsevier.com/locate/apradiso

Evaluation of collimator rotation for volumetric modulated arc therapy lung stereotactic body radiation therapy using flattening filter free

Emmily Santos Sandrini^{a,b,*}, Ademir Xavier da Silva^{b,c}, Claudia Menezes da Silva^a

^a Americas Serviços Médicos – Americas Cento de Oncologia Integrado, Rua da Passagem 29, 22290-030 Rio de Janeiro, Brazil

^b Programa de Engenharia Nuclear – COPPE (Universidade Federal do Rio de Janeiro - Ilha do Fundão, caixa postal 68509, 21945-970 Rio de Janeiro, RJ, Brazil

^c Departamento de Engenharia Nuclear – Escola Politécnica (Universidade Federal do Rio de Janeiro - Ilha do Fundão, caixa postal 68509, 21945-970 Rio de Janeiro, RJ, Brazil

HIGHLIGHTS

- Plans with 90 and 0 degrees collimator rotations showed results worse than expected.
- The half arcs technique showed better results than full arc technique.
- The homogeneity index showed reduction with the collimator angle increasing from 0° to 45° for both techniques.
- Intermediate angulations such as 10°, 20°, 30° and 45°, showed no significant differences between the SBRT lung plans.

ARTICLE INFO

Keywords:
SBRT
FFF
Lung
VMAT
Collimator

ABSTRACT

The collimator in volumetric modulated arc therapy (VMAT) planning is rotated to minimize tongue-and-groove effect and interleaf leakage. The aim of this study was to evaluate the effect of collimator angle on the dosimetric results of VMAT plan for patients with lung cancer undergoing stereotactic body radiation therapy (SBRT) treatment. In the present investigation discrepancies between the calculated dose distributions with different collimators rotations have been studied. Six different collimators rotations (0, 10, 20, 30, 45 and 90 degrees), 6 MV x-ray non-flattened from a TrueBeam accelerator equipped with High-Definition 120MLC were used, as well as two planning technique: One full arc and two half arcs. For rotation between 10 and 45 degrees there were not found a significant variation meanwhile collimator rotation of 0 and 90° may impact on dose distribution resulting in unexpected dose variation. The homogeneity, conformity and gradient indexes as well as dose in organs at risk reached their best values with the half arcs technique and collimator angle between 20° and 45°.

1. Introduction

Stereotactic body radiation therapy (SBRT) is an effective treatment for early stage non-small cell lung cancer patients who are medically inoperable or decline surgery. SBRT provide a highly conformal dose distribution with rapid falloff at the periphery of the target, resulting in reduced toxicity to the healthy surrounding tissues. As there is a significant correlation between tumor local control and the delivery dose of SBRT, applying an accurate and highly conformal dose to the target is of critical importance as demonstrated by Liu et al. (2014).

Volumetric Modulated arc therapy (VMAT) combined with flattening filter free (FFF) beams has become an attractive dose delivery technique, as the time is reduced the stability and treatment accuracy is improved during the course of lung cancer treatment. It has previously

been reported by Purdie et al. (2007) that for treatment times extending over 34 min that a baseline shift in tumor position of up to 5 mm can occur. So for such cases that treatment delivery times often exceed half an hour VMAT with FFF beams can be beneficial.

In VMAT delivery the linear accelerator control system can change the dose rate and multileaf collimator (MLC) positions while gantry is rotating around the patient. Usually the collimator angle is rotated to minimize interleaf leakage and tongue-and-groove effect as shown by Otto and Clark (2002). Besides that, optimal choice of collimator angle can increase the optimization degree freedom to shape a desired dose distribution. At a zero angle the sum of leakage MLC accumulated during gantry rotation can result in unwanted dose distribution, which cannot be controlled by optimization. On the other hand, increasing collimator angle up to 45 degrees the penumbra and irradiation volume

* Corresponding author at: Americas Serviços Médicos – Americas Cento de Oncologia Integrado, Rua da Passagem 29, 22290-030 Rio de Janeiro, Brazil.
E-mail address: emmilyfisica@gmail.com (E.S. Sandrini).

<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.05.026>

Received 13 October 2017; Received in revised form 19 May 2018; Accepted 24 May 2018
0969-8043/ © 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.

will spread due to field size of the inferior-to-superior axis jaw being larger than the collimator angle at zero degree. Although there are many studies evaluating collimator angle for VMAT (Tas et al., 2016; Kim et al., 2017), little information has been focused on the dose difference generated from FFF beams neither for SBRT lung treatments.

Therefore, the aim of this study was to evaluate the effect of collimator angle on dosimetric results of VMAT plans in SBRT treatments for lung cancer with FFF beam.

2. Materials and methods

One hundred and eight VMAT plans for SBRT lung cancer were analyzed. All had undergone a four-dimensional computed tomography (4DCT) scan with a Big Bore CT scanner (Somatom Definition AS, Siemens) under free breathing without abdominal compressor. All CTs had 512×512 pixels at 0.3 cm slice spacing. The CT images were then transferred to Eclipse TPS (V13.6, Varian Medical System, Inc., Palo Alto, CA) for target volume, organs at risk (OARs) delineation and treatment planning. The gross target volume (GTV) accounting for ten breathing phases were contoured in the pulmonary window by a radiation oncologist. Ten phases of GTV were then used to form internal target volume (ITV). A planning target volume (PTV) was created by adding a margin of 5 mm to the ITV, in order to account for setup inaccuracies.

Three clinical PTV volume size were analyzed: small, medium and large with 3.35 cm^3 , 17.36 cm^3 and 46.77 cm^3 respectively. Both the prescription and dose constraints for the target and OARs in this study followed RTOG 0915 (Videtic et al., 2014), as the lesions were peripheral. Being the prescription isodose surface chosen such that 95% of the target volume (PTV) was conformally covered by the prescription isodose surface and 99% of the PTV received a minimum of 90% of the prescription dose.

Our protocol institution for SBRT lung treatment follows RTOG0915 (Videtic et al., 2014) for peripheral cancer and RTOG0813 (Bezjak et al., 2015) for centrally cancer. Depending on tumor location we use one full arc or two half arcs – for lateral PTV it is common to use two half arcs while for a more central PTV we use one full arc.

2.1. Planning and calculations

It was prescribed 3 fractions of 18 Gy in all plans. For all patients it were used two different treatment strategies shown in Fig. 1.: (a) One full coplanar arc (Full arc technique) started at 181° , and traveled in a clockwise (CW) direction for 359° to stop at 180° ; and (b) two partial coplanar arcs (Half arcs technique) started at 181° and traveled an arc length of 180° around the ipsilateral side of tumor excluding the entrance of the beam through the contralateral lung. The single full arc plans were generated with collimator rotation set as 0° , 10° , 20° , 30° , 45° and 90° . The partial arcs plans required a clockwise and a counterclockwise gantry rotation, with a collimator angle set to 0° , 10° , 20° , 30° , 45° and 90° in one arc and the complementary angle for another, to

minimize the tongue-and-groove effect (Otto and Clark, 2002). The grouped fields were aligned to the center of the PTV.

The plans using Full and Half arcs technique were optimized using the same constraints during the process it was utilized 178 and 196 control points respectively. Optimization was performed with photon optimizer (PO) algorithm implemented in Eclipse 13.6. We used the energy 6 MV x-ray non-flattened (6FFF) from a TrueBeam linac (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA) equipped with High-Definition 120MLC. Plans were optimized selecting a maximum dose rate of 1400MU/min. Dose calculations were carried out using Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) with a grid resolution of 1.0 mm, with the heterogeneity correction taking into account. The final dose calculation was normalized to guarantee that at least 95% of PTV volume received the prescribed dose.

2.2. Evaluation parameters

The evaluation parameters include the maximum PTV dose; conformity index (CI) defined as the ratio of $V_{\text{ref}}/V_{\text{PTV}}$ where V_{ref} is the volume receiving the prescribed dose and V_{PTV} is the PTV volume. CI indicates the degree of conformity where lower value equates to a less conformal plan, the ideal case is when CI is 1.0; Homogeneity index (HI) as defined by International Commission on Radiation Units and Measurements Report 83 (2010) is the ratio of $(D_{2\%}-D_{98\%})/D_{50\%}$, where $D_{X\%}$ is the dose received by X% of PTV. A lower HI value equates to a more homogeneous dose distribution; Gradient index (R50) defined by RTOG 0915 (Videtic et al., 2014) as the ratio of the 50% prescription isodose to the volume of PTV; D2cm defined as maximum dose 2 cm from PTV in any direction by RTOG0915 (Videtic et al., 2014); The ideal number of the last two parameters depend on target volume; For the OARs the analysis include maximum dose (represented by 0.03 cm^3 of OAR's volume) to the ribs, spinal cord and esophagus. The other organs did not receive significant dose. The absolute dose in this study was presented in Gy.

To analyze the difference between plans, the paired t-test – which evaluate the difference of the means- and a Pearson correlation test – which measures the correlation degree between two variables, where 1 means a perfection correlation and 0 means that the variable are not linearly dependent - were performed using StartPlus: mac (AnalystSoft Inc. V6.0.5, Alexandria, VA). A p-value < 0.05 was regarded as statistically significant.

3. Results

The dosimetric results and the plan comparison indexes of the VMAT plans between techniques with 6FFF energy are given in Figs. 2 to 5 and Tables 1, 2.

The statistical correlation results for full and half techniques as a function of the collimator angle, are shown in Tables 1, 2.

The best value of the PTV maximum dose was 62.5 ± 0.6 Gy with half technique at collimator angle of 30° and 45° , while the worst value

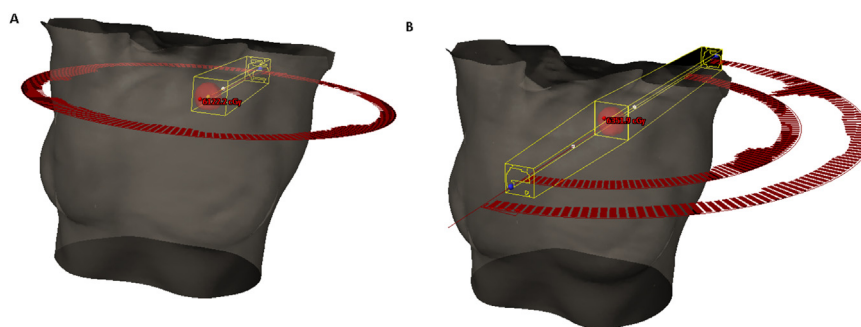


Fig. 1. Two treatment strategies: a) Full arc Technique and b) Half arcs Technique.

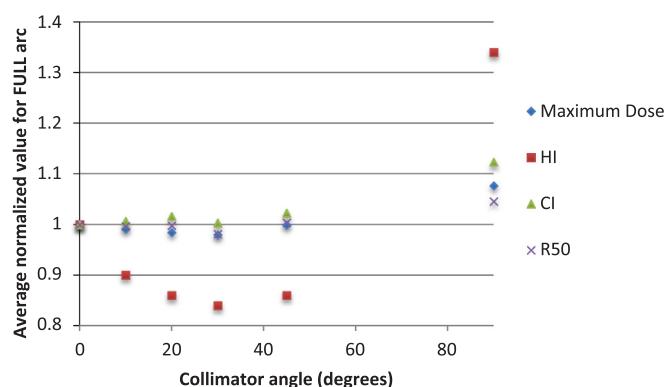


Fig. 2. Average normalized values of plan parameters for full arc with 6FFF energy as functions of the rotated collimator angle.

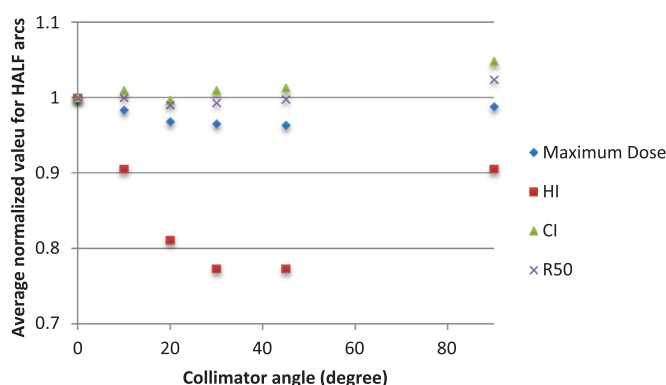


Fig. 3. Average normalized values of plan parameters for half arcs with 6FFF energy as functions of the rotated collimator angle.

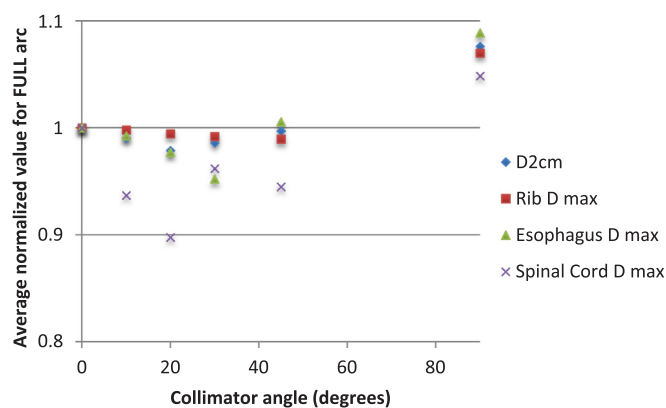


Fig. 4. Average normalized values of organs at risk for full arc and 6FFF energy as functions of the rotated collimator angle.

was 68.8 ± 2.1 Gy with full technique at 90° of collimator angle. The conformity index had its best values of 1.03 ± 0.03 at a collimator angle of 30° with the full technique, and the worst value was found at 90° of collimator angle for both techniques (1.15 ± 0.10).

The worst results found for conformity index and gradient index were with collimator angle of 90° for both techniques. For full arc technique the PTV maximum dose was higher with collimator at 90° reaching the value of 68.8 ± 2.2 Gy, while for half arcs technique the higher dose was 64.8 ± 1.2 Gy with collimator angle of 0° .

Although the gradient index did not show large difference between absolute values of each collimator angle, it happens a positive significant correlation ($R = 0.992\text{--}0.999$, $p < 0.01$), reaching the worst results with 90° of collimator rotation. The results were 4.56 ± 0.84 and 4.75 ± 1.07 for half arcs and full arc technique respectively.

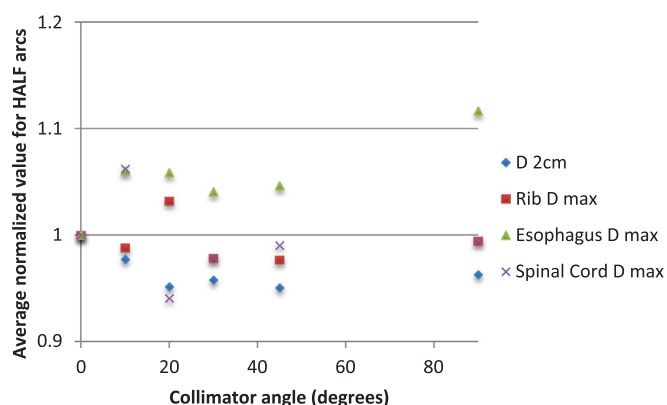


Fig. 5. Average normalized values of organs at risk for half arcs and 6FFF energy as functions of the rotated collimator angle.

The homogeneity index showed its best result (0.14) with collimator angle of 30° and 45° , and the worst with full arc technique of 0.22, with collimator at 0° . The D2cm showed its worst results with 90° and 0° of collimator rotation for full arc and half arcs technique respectively. And there was a strong positive correlation statistically significant with collimator at 0° ($R = 0.988\text{--}0.999$, $p < 0.01$). For other organs at risk, the higher and so worst results were found with collimator at 90° , while the best results were with 30° and 45° collimator rotation. However, the correlation was statistically significant only for maximum dose received by rib, both the esophagus and spinal cord showed no statistically significant correlation.

4. Discussion

In this study, we evaluated VMAT planning results of SBRT lung cancer according to the collimator angles. It was used 6FFF energy, today commonly used in this type of treatment due to the reduction of treatment time. The conformity isodose in the target and some organs at risk close to PTV such as esophagus, spinal cord and rib were also evaluated.

Large variation were found when the collimator was rotated by 90° , due to the perpendicularity of the MLC movement in relation to the gantry movement. Differences up to 9% for collimator rotated by 20° and 30° were detected. These variations were more significant for small tumor as it was necessary more modulation for VMAT optimization.

As the MLC leakage of VARIAN Linac has been reported to be 1–5% (Chow and Grigorov, 2006) according to leaf gap and tongue-and-groove effects, the collimator should be rotated, in VMAT treatments, to avoid unwanted dose. Many combinations of collimator rotation and MLC aperture can be used to achieve an optimal dose map so that target blocking is minimal and organs blocking is maximum.

With regard to techniques, both used in clinical practice, the half arcs technique showed better results than full arc technique, because as it uses more control points in the optimization process (Otto and Clark, 2002) than full arc technique, the degree of freedom increases. In addition, with two half arc it is possible to visualize the same region twice improving its optimization and dose delivery, which is impossible with only one full arc.

Regarding to extremely angulations – zero and 90° – it was found the worst results, regardless of the techniques used. The orthogonality of MLC movement with respect to gantry rotation – when collimator is at 90° – hinders optimization, and the parallelism of these variables – when collimator is at 0° – increases the tongue-and-groove effect, worsening the dose distribution.

Concerning to intermediate angulations such as 10° , 20° , 30° and 45° , there were no significant differences between the SBRT lung plans. A possible explanation is that when the collimator angulation is not so perfect to maximize the organ at risk block, optimization reduces the speed of gantry rotation so that it is possible to perform a greater modulation in order to reach the requested constraints. What is in compliance with the finding by Zhang et al. (2010).

Table 1

Dosimetric results of VMAT plans: Pearson correlation coefficients (R) for full and half techniques as a function of the rotated collimator angle.

Collimator angle	Gradient index (R50)		Homogeneity index		Conformity index		Maximum dose	
	R	p-value	R	p-value	R	p-value	R	p-value
0° × 10°	0.999	< 0.01	0.905	0.012	0.976	0.01	0.952	0.021
0° × 20°	0.999	< 0.01	0.834	0.037	0.920	0.04	0.786	0.093
0° × 30°	0.999	< 0.01	0.565	0.242	0.957	0.02	0.598	0.162
0° × 45°	0.999	< 0.01	0.268	0.606	0.929	0.03	0.265	0.233
0° × 90°	0.992	< 0.01	0.055	0.917	0.778	0.09	−0.174	0.245

Table 2

Dosimetric results of VMAT plans for OARs: Pearson correlation coefficients (R) for full and half techniques as a function of the rotated collimator angle.

Collimator angle	D 2 cm		Rib		Spinal cord		Esophagus	
	R	p-value	R	p-value	R	p-value	R	p-value
0° × 10°	0.999	< 0.01	0.994	< 0.01	0.598	0.160	0.890	0.051
0° × 20°	0.999	< 0.01	0.582	0.16	0.651	0.143	0.865	0.062
0° × 30°	0.998	< 0.01	0.995	< 0.01	0.262	0.233	0.819	0.082
0° × 45°	0.997	< 0.01	0.989	< 0.01	0.094	0.247	0.776	0.099
0° × 90°	0.988	< 0.01	0.918	0.04	0.199	0.240	0.063	0.248

In previous studies of head and neck treatment, it was found that dose increases in the superior and the inferior regions of the PTV caused by the collimator angle by increasing the irradiated area (Kim et al., 2017). However, for the present study this fact was not observed. There was no dose increase in spinal cord, esophagus and rib when using the collimator at 45° - maximum collimator aperture observed. In contrast, for both the full arc and half arcs techniques, the increase was significant with 90° of collimator rotation - a fact explained by the orthogonality between gantry rotation and MLC movement. The same occurred for the dose at 2 cm of the PTV, with the collimator at 90° the system can not conform the dose in an acceptable way, generating high heterogeneous distributions. With collimator at intermediate values of 20, 30 and 45 degrees the system can achieve its best conformation.

The conformity index, gradient index and maximum dose did not shown statistically significant differences in relation to the increase of collimator angulation to the half arcs technique. Meanwhile, for the full arc technique, although at low angles - from 0 to 45 degrees - did not present significant differences, the rotation of 90° showed an average increase of 10% in relation to the collimator at 0°. With the half arcs technique, the arc passes twice through the same region, so if the optimization system fails to achieve a desired conformation in the first pass, it complements with what is missing in the second pass, and so the system is able to conform the dose better than with full arc technique that only passes once per region.

The homogeneity index showed reduction with the collimator angle increasing from 0° to 45° for both techniques. Nevertheless, this reduction was more significant for the half arc technique. When the collimator was at 90°, for the full arc technique, the HI increase reached a value almost 35% higher than other angles. Making the use of this technique with this angulation inappropriate for this type of planning.

For SBRT delivery using high-dose-rate FFF beams, few data have been reported about dosimetric impact and tumor control of VMAT delivery for lung tumors (Navarria et al., 2013). Besides that there are few studies about the influence of collimator angle on radiotherapy planning with VMAT. Although the benefits of high dose rate are in conflict with possible increase of the interplay effect as shown by Ong et al. (2013), the results found in this study can be used as a basis for the clinical protocol of lung SBRT planning.

5. Conclusion

In this study, we determined the effect of collimator angle on VMAT plans with FFF beam for patient with lung tumor undergoing SBRT treatment. The

homogeneity, conformity and gradient indexes reached their best values with the half arcs technique and collimator angle between 20° and 45°.

Acknowledgements

The authors wish to thank the financial support of the Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (302382 / 2015-1), Brazil, and Américas Centro de Oncologia Integrado, Brazil.

References

- Bezjak, A., Bradley, J., Gaspar, L., Timmerman, R.D., Gore, E., Kong, F.P., 2015. RTOG 0813. Seamless phase I/II Study of Stereotactic Lung Radiotherapy (SBRT) for Early Stage, Centrally Located, Non-small Cell Cancer (NSCLC) in Medically Inoperable Patients.
- Chow, J.C.L., Grigorov, G.N., 2006. Measurement for the MLC leaf velocity profile by considering the leaf leakage using a radiographic film. *Phys. Med. Biol.* 51, N299.
- Kim, Y.H., Park, D., Park, H.R., Kim, W.T., Kim, D.H., Bae, J.S., Jeon, G.R., Ro, J.H., Ki, Y., 2017. Effect of collimator angles on the dosimetric results of volumetric modulated arc therapy planning for patients with a locally-advanced nasopharyngeal carcinoma. *J. Korean Phys. Soc.* 70 (5), 539–544.
- Liu, H.W., Nugent, Z., Clayton, R., Dunscombe, P., Lau, H., Khan, R., 2014. Clinical impact of using the deterministic patient dose calculation algorithm Acuros XB for lung stereotactic body radiation therapy. *Acta Oncol.* 53 (3), 324–329.
- Navarria, P., Ascolese, A.M., Mancosu, P., Alongi, F., Clerici, E., Tozzi, A., 2013. Volumetric modulated arc therapy with flattening filter free (FFF) beams for stereotactic body radiation therapy (SBRT) in patients with medically inoperable early stage non small cell lung cancer (NSCLC). *Radiother. Oncol.* 107 (3), 414–418.
- Ong, C.L., Dahele, M., Slotman, B.J., Verbakel, W.F., 2013. Dosimetric impact of the interplay effect during stereotactic lung radiation therapy delivery using flattening filter-free beams and volumetric modulated arc therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 15 (4), 743–748 (86).
- Otto, K., Clark, B.G., 2002. Enhancement of IMRT delivery through MLC rotation. *Phys. Med. Biol.* 47 (22), 3997.
- Purdie, T.G., Bissonnette, J.P., Franks, K., Bezjak, A., Payne, D., Sie, F., Sharpe, M.B., Jaffray, D.A., 2007. Cone-beam computed tomography for on-line image guidance of lung stereotactic radiotherapy: localization, verification, and intrafraction tumor position. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 68, 243–252.
- Report 83, 2010. Prescribing, recording, and reporting photon beam intensity modulated radiation therapy. *Journal of the international commission on radiations units and measurements*, 10, 1. doi:10.1093/jicru/ndq001 Oxford University Press.
- Tas, B., Bilge, H., Ozturk, S.T., 2016. An investigation of the dose distribution effect related with collimator angle in volumetric modulated arc therapy of prostate cancer. *J. Med. Phys.* 41 (2), 100–105.
- Videtic, G.M.M., Singh, A.K., Chang, J.Y., Le, Q.T., Parker, W., Olivier, K.R., Schild, S.E., Hu, C., 2014. RTOG 0915. A randomized phase II study Comparing 2 Stereotactic body radiation therapy (SBRT) schedules for medically inoperable patients with stage I peripheral non-small cell lung cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Phys.* 15 (4), 757–764 (93).
- Zhang, P., Happersett, L., Yang, Y., Yamada, Y., Mageras, G., Hunt, M., 2010. Optimization of collimator trajectory in volumetric modulated arc therapy: development and evaluation for paraspinal SBRT. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 72 (2), 591–599.