

**INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

FELIPE MARTIN EISENHUT

**ANÁLISE DO ALGORITMO ACUROS XB PARA CÁLCULO DE DOSE
EM TRATAMENTOS DE TELETERAPIA EM SITUAÇÕES DE
HETEROGENEIDADE**

FLORIANÓPOLIS

2024

**INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

FELIPE MARTIN EISENHUT

**ANÁLISE DO ALGORITMO ACUROS XB PARA CÁLCULO DE DOSE
EM TRATAMENTOS DE TELETERAPIA EM SITUAÇÕES DE
HETEROGENEIDADE**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-graduação Strictu Sensu em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina - Campus Florianópolis, para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Linha de pesquisa: Estimativa de dose no paciente.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre D'Agostini Zottis.
Coorientador: Prof^a Dra. Gerusa Ribeiro.

FLORIANÓPOLIS

CDD 616.0757
E36a

Eisenhut, Felipe Martin

Análise do algoritmo Acuros XB para cálculo de dose em tratamentos de teleterapia em situações de heterogeneidade [DIS] / Felipe Martin Eisenhut; orientação de Alexandre D'Agostini Zottis, coorientação de Gerusa Ribeiro – Florianópolis, 2024.

1 v.: il.

Dissertação de Mestrado (Proteção Radiológica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Inclui referências.

1. Planejamento de radioterapia assistida por computador. 2. Dosimetria. 3. Doses de radiação. 4. Radioterapia. 5. Método de Monte Carlo. I. Zottis, Alexandre D'Agostini. II. Ribeiro, Gerusa. III. Título.

Sistema de Bibliotecas Integradas do IFSC
Biblioteca Dr. Hercílio Luz – Campus Florianópolis
Catalogado por: Ana Paula F. Rodrigues - CRB 14/1117

ANÁLISE DO ALGORITMO ACUROS XB PARA CÁLCULO DE DOSE EM TRATAMENTOS DE TELETERRAPIA EM SITUAÇÕES DE HETEROGENEIDADE

FELIPE MARTIN EISENHUT

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do Mestrado Profissional em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 26 de Agosto de 2024.

Banca Examinadora:

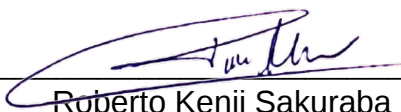
Alexandre D'Agostini Zottis, Doutor, Orientador
Instituto Federal de Santa Catarina

Gerusa Ribeiro, Doutora, Coorientador
Instituto Federal de Santa Catarina

Karen Borges Waltrick, Doutora, MPPR
Instituto Federal de Santa Catarina

Marcos Araquem Scopel, Doutor, MPPR
Instituto Federal de Santa Catarina

Daiane Cristini Barbosa de Souza, Doutora (Suplente)
Instituto Federal de Santa Catarina



Roberto Kenji Sakuraba
Hospital Albert Einstein



Documento assinado digitalmente
KAREN BORGES WALTRICK
Data: 29/10/2024 16:00:29-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

AGRADECIMENTOS

Com imensa gratidão e alegria, apresento os meus agradecimentos a todos que contribuíram para a realização desta dissertação.

Primeiramente, agradeço a Deus, por me conceder a força, a sabedoria e a perseverança necessárias para trilhar este caminho. Sem Sua bênção e orientação, nada disso seria possível.

À minha querida esposa, cujo amor e apoio inabaláveis foram essenciais durante esta jornada. Sua compreensão e incentivo constantes me deram a energia para continuar mesmo nos momentos mais desafiadores. Aos meus filhos, por sua paciência e pelo carinho que me motivaram diariamente.

Aos meus pais, por seu amor incondicional e por terem me proporcionado a base e os valores necessários para chegar até aqui. Aos meus familiares, por estarem sempre ao meu lado, celebrando cada conquista e oferecendo suporte em cada dificuldade. Agradeço também aos meus amigos, cuja amizade e palavras de encorajamento foram fundamentais ao longo deste processo.

Dedico um parágrafo especial aos meus dois grandes amigos do trabalho, Pedro e Thiago, que sempre me incentivaram e compartilharam muitos momentos de apoio e parceria. Sua amizade e coleguismo foram cruciais para equilibrar a vida profissional e acadêmica.

Aos amigos de turma do mestrado, agradeço pelo companheirismo, pelas discussões enriquecedoras e pela ajuda mútua ao longo de todos os semestres. Juntos, superamos desafios e celebramos conquistas, criando laços que levaremos para a vida toda.

Não poderia deixar de mencionar o Danyel Scheidegger Soboll do departamento de física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, que gentilmente emprestou o fantoma *Alderson Rando*, a *Br Medical*, através do Edson, pelo empréstimo dos parafusos de titânio, e o professor Matheus Savi, do Instituto Federal de Santa Catarina, pelo empréstimo do fantoma de cabeça e pescoço. Sua generosidade foi essencial para o andamento deste trabalho e sou profundamente grato pela ajuda prática e pela disposição em contribuir.

A todos vocês, meu mais sincero muito obrigado. Cada um de vocês desempenhou um papel vital na conclusão deste projeto, e esta conquista é, sem dúvida, resultado do apoio e da colaboração de todos.

RESUMO

O cálculo preciso da dose na radioterapia é essencial para a eficácia e segurança do tratamento, especialmente em meios heterogêneos como tecidos moles, ar, osso e próteses metálicas. Este estudo compara o desempenho dos algoritmos Acuros XB (AXB) e AAA, ambos na versão 16.1.2, em diferentes interfaces heterogêneas (tecido-ar, tecido-osso e tecido-metal). As comparações incluem medidas dosimétricas realizadas com câmaras de ionização, filmes radiocrômicos e matriz de diodos, fantasmas antropomórficos e um fantoma desenvolvido manualmente para este estudo. Também foi avaliado o tempo de cálculo dos algoritmos, considerando diferentes técnicas de tratamento (3D, IMRT e arcos). Medidas de PDPs, em setup com metal, mostraram desvio do AAA de até 18,8% contra 5,3% usando AXB, com a cortiça, os resultados foram semelhantes (1,5% x 1,7%). Utilizando filmes radiocrômicos nos fantasmas antropomórficos, todos os planos tiveram índice gama maior que 96,4% com critério 3% / 3 mm. Usando a matriz de diodos, AAA falha quando os campos atravessam diretamente o metal enquanto AXB apresentou índice gama de 94,7% com critério 1% / 1mm. Na presença da cortiça, ambos os algoritmos apresentam índice gama de 100% com 3% / 3mm, mas com critérios mais restritos AXB apresentou índices melhores. Usando o fantoma Artrodese, vimos que quanto mais forçamos os feixes atravessarem o titânio maior o desvios encontrados com AAA e AXB, obtendo com câmara de ionização, diferenças de 5,8% e 4,0% respectivamente. Utilizando a matriz de diodos, neste mesmo fantoma, temos que o AAA falha no cálculo com campos atravessando o metal enquanto AXB atinge gama de 99,2% com critério 3% / 3mm. Ao analisar as curvas de DVH de diferentes planejamentos e nos diversos setups utilizados neste estudo, encontramos que, em alvos em região de heterogeneidade de baixa densidade, AXB calcula mais dose que AAA, já em alta densidade AXB calcula menos dose ao longo de toda curva de DVH. Quanto aos tempos de cálculo, usando arcos conformacionais, AXB foi 3,7 vezes mais rápido usando GPU, com IMRT AAA é mais rápido que AXB, mas a relação se inverte usando GPU, mas, utilizando a técnica 3D, AXB, mesmo associado ao GPU, usou o dobro do tempo que o AAA. Vimos que, nas proximidades de interfaces com alta densidade, o AAA falha e o AXB se mostrou uma ótima alternativa, não só para regiões de baixa densidade, como casos de pulmão citados em vários artigos e também verificado ao longo do trabalho, mas também para as situações em que o paciente apresenta próteses e implantes. Os resultados obtidos corroboram a adoção e recomendação do Acuros XB nessas situações, como um ótimo recurso no planejamento, garantindo a segurança e a eficácia dos procedimentos para os pacientes.

Palavras-Chave: Planejamento de Radioterapia Assistida por Computador. Dosimetria. Doses de radiação. Radioterapia. Método de Monte Carlo.

ABSTRACT

Accurate dose calculation in radiotherapy is essential for the effectiveness and safety of treatment, especially in heterogeneous media such as soft tissues, air, bone, and metallic prostheses. This study compares the performance of the Acuros XB (AXB) and AAA algorithms, both in version 16.1.2, across different heterogeneous interfaces (tissue-air, tissue-bone, and tissue-metal). The comparisons include dosimetric measurements performed with ionization chambers, radiochromic films, and diode matrices, as well as anthropomorphic phantoms and a manually developed phantom created for this study. The calculation time for both algorithms was also evaluated, considering different treatment techniques (3D, IMRT, and arcs).

Percentage depth dose (PDP) measurements with metal setups showed a deviation of up to 18.8% for AAA, compared to 5.3% for AXB. For setups involving cork, the results were similar (1.5% vs. 1.7%). Using radiochromic films with anthropomorphic phantoms, all plans achieved a gamma index above 96.4% with the 3% / 3 mm criterion. With the diode matrix, AAA failed when fields directly crossed the metal, while AXB reached a gamma index of 94.7% using the 1% / 1 mm criterion. In the presence of cork, both algorithms achieved 100% gamma index with the 3% / 3 mm criterion, but AXB performed better under stricter criteria.

Using the Artrodese phantom, the deviations increased with more beam intersections through titanium screws, resulting in 5.8% deviation for AAA and 4.0% for AXB, as measured with the ionization chamber. With the diode matrix, AAA failed when fields crossed the metal, while AXB achieved a 99.2% gamma index with the 3% / 3 mm criterion. Analyzing the DVH curves from different treatment plans and setups, AXB calculated higher doses in low-density regions than AAA, while in high-density regions, AXB calculated lower doses along the entire DVH curve.

Regarding calculation times, AXB was 3.7 times faster when using GPU for conformal arcs. In IMRT, AAA was faster, but the relationship reversed with GPU, where AXB became 1.6 times faster. However, for the 3D technique, AXB with GPU took twice as long as AAA. The results demonstrate that AAA fails near high-density interfaces, while AXB proved to be an excellent alternative not only for low-density regions, such as in lung treatments cited in the literature and verified in this study, but also for cases involving prostheses and implants. The findings support the adoption of Acuros XB as a valuable tool in treatment planning, ensuring the safety and effectiveness of radiotherapy procedures for patients.

Keywords: Radiotherapy Planning, Computer-Assisted. Dosimetry. Radiation Dosage. Radiotherapy. Monte Carlo Method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Distribuição de isodoses ao longo da profundidade para diferentes qualidades de feixe de radiação	26
Figura 2 – Comparação de técnicas de planejamento	27
Figura 3 - Exemplo das curvas de isodose de um planejamento de próstata	27
Figura 4 - Cortes axiais representativos de tomografia computadorizada mostrando distribuições de isodose	29
Figura 5 - Representação geométrica do índice Gama combinando os critérios de diferença de dose e posição (DTA), para uma distribuição de dose 2D...	32
Figura 6 - Evolução histórica dos modelos de cálculo de dose e sua precisão relativa	35
Figura 7 - Divisão dos algoritmos de cálculo em três tipos e uma breve análise relativa entre eles no que tange à exatidão e tempo de cálculo	36
Figura 8 - Exemplo de como o cálculo de dose é feito pelo algoritmo do tipo a. Mostra a convolução da fluência de energia com o kernel de dose, nesse caso um Pencil Beam	37
Figura 9 - Esquema ilustrativo de como o kernel pencil beam se deforma em relação a densidade do meio na tentativa de correção da heterogeneidade	38
Figura 10 - Esquema ilustrativo dos quatro componentes historicamente envolvidos no cálculo de dose por um sistema de planejamento: dose primária; espalhamento no cabeçote; contaminação eletrônica e espalhamento de dose no fantoma.....	40
Figura 11 - Etapas do processo de cálculo do algoritmo Acuros XB.....	46
Figura 12 - Setup utilizado para aquisição das medidas de porcentagem de dose em profundidade	53
Figura 13 - Setup utilizado para aquisição da curva de PDP em meio com heterogeneidade de baixa densidade.....	55
Figura 14 - Setup utilizado para aquisição da curva de PDP em meio com heterogeneidade de alta densidade	56
Figura 15 - Imagem obtida no sistema de planejamento do plano utilizado para calibração dos filmes radiocrômicos.....	57
Figura 16 - Filmes irradiados utilizados para calibração de dose no software OminiPro-I'mRT	58

Figura 17 - Fantoma antropomórfico de crânio	58
Figura 18 - Fantoma antropomórfico Alderson Rando	59
Figura 19 - Planejamento e setup de irradiação do fantoma de crânio	60
Figura 20 - Planejamentos e setup de irradiação do fantoma Alderson Rando	60
Figura 21 - Filmes radiocrômicos irradiados nos fantasmas de crânio e Alderson Rando	61
Figura 22 - Matriz de diodos SRS MapCHECK, da Sun Nuclear utilizada neste estudo	62
Figura 23 - Setup utilizado para irradiação da placa de aço utilizando a matriz de diodos.....	63
Figura 24 - Setup utilizado para irradiação da placa de aço associada ao SRS MapCHECK.....	63
Figura 25 - Setup utilizado para irradiação da placa de cortiça utilizando a matriz de diodos.....	64
Figura 26 - Setup utilizado para irradiação da placa de cortiça associada ao SRSSMapCHECK	64
Figura 27 - Materiais utilizados na elaboração do fantoma artrodese	65
Figura 28 - Fantoma Artrodese	66
Figura 29 - Planejamentos elaborados para medidas de dose pontual no fantoma artrodese	67
Figura 30 - Setup de irradiação do fantoma artrodese associado ao SRSSMapCHECK utilizando IGRT.....	68
Figura 31 - Planejamentos elaborados com fantoma Artrodese e SRSSMapCHECK	70
Figura 32 - Janela do sistema de planejamento que mostra o andamento do cálculo de dose. Evidenciado o local onde o tempo de cálculo é registrado	72
Figura 33 - Curvas de PDP calculadas com AAA, AXB e medida com câmara de ionização de placas paralelas em meio homogêneo simulado através de água sólida.....	74
Figura 34 - Desvios percentuais entre as curvas de PDP calculadas com cada algoritmo e a curva de PDP medida com câmara de ionização em função da profundidade	75
Figura 35 - Regiões de tolerâncias diferentes na comparação da curva de DVH medida x calculada	76

Figura 36 - Curvas de PDP medidas com diferentes modelos de câmaras de ionização disponíveis no serviço de radioterapia	78
Figura 37 - Curvas de PDP calculadas com AAA, AXB e medida com câmara de ionização de placas paralelas em meio simulando presença de heterogeneidade de baixa densidade através da cortiça	79
Figura 38 - Desvios percentuais entre as curvas de PDP calculadas com cada algoritmo e a curva de PDP medida com câmara de ionização em função da profundidade.....	80
Figura 39 - Exemplo de artefato e deformação no contorno das estruturas na imagem causado pela presença de heterogeneidade de alta densidade	82
Figura 40 - Curva de calibração Densidade [g / cm ³] x HU do tomógrafo Canon Aquilion Lightning, com imagens de 16 bits, utilizado neste estudo.....	82
Figura 41 - Comparação das curvas de PDP medidas com câmara de ionização de placas paralelas versus farmer, disponíveis no serviço de radioterapia...	83
Figura 42 - Curvas de PDP calculadas com AAA, AXB e medida com ci de placas paralelas em meio simulando presença de heterogeneidade de alta densidade através da placa de aço	85
Figura 43 - Desvios percentuais entre as curvas de PDP calculadas com cada algoritmo e a curva de PDP medida com ci.....	86
Figura 44 - Exemplo de análise gama do planejamento de crânio com AXB versus filme com critério de análise 3 % / 3 mm	89
Figura 45 - Planejamento no fantoma de crânio e respectiva análise gama	90
Figura 46 - Exemplo de análise gama do planejamento de pulmão com AXB versus filme com critério de análise 3%-3mm.....	91
Figura 47 - Planejamento de pulmão no fantoma Alderson Rando e respectiva análise gama	92
Figura 48 - Exemplo de análise gama do planejamento de corpo vertebral com AXB versus filme com critério de análise 3%-3mm	93
Figura 49 - Planejamento de vértebra no fantoma de Alderson Rando e respectiva análise gama.....	94
Figura 50 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com alta densidade e campo direto, com critérios 1%-1mm comparando	95
Figura 51 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com alta densidade utilizando arcos, com critérios 1%-1mm.....	96

Figura 52 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com baixa densidade e campo direto, com critérios 1% / 1 mm	98
Figura 53 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com fantoma Artrodese e campo direto, com critérios 1%-1mm.....	101
Figura 54 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com fantoma Artrodese, irradiando com três posições de gantry, utilizando critérios 1%-1mm.....	103
Figura 55 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com fantoma Artrodese e utilizando 2 arcos completos, adotando critérios 1%-1mm	104
Figura 56 - Histograma Dose Volume (DVH) dos PTVs comparados usando AAA e AXB, ■ e ▲ no plano A; ● e ⊗ no plano B; ◆ e ▲ no plano C da tabela 16	107
Figura 57 - Histograma Dose Volume (DVH) dos PTVs (volume CC01), parafusos de titânio e ossos, comparados usando AAA e AXB, ■ e ▲ no plano D; ● e ⊗ no plano E; ♥ e ◆ no plano F, da tabela 16	108
Figura 58 - Histograma Dose Volume (DVH) dos PTVs e a estrutura tronco cerebral, comparados usando AAA e AXB, sendo as curvas ● e ⊗ referentes ao plano I, ■ e ▲ , referentes ao plano J da tabela 16.....	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estimativa da incerteza no cálculo de dose no paciente e da dose absoluta considerando todos os procedimentos para feixe de fótons de megavoltagem, estimativas atuais e futuras.....	34
Tabela 2 - Principais sistemas comerciais de planejamento de tratamento disponíveis e suas respectivas opções de algoritmos para fótons, elétrons, feixes de prótons e íons.....	44
Tabela 3 - A distribuição do conteúdo de vários estudos, incluindo a informação de quantas vezes cada versão do algoritmo AXB é comparado com cada tipo de fantoma e contra qual método de determinação de dose.....	50
Tabela 4 - Enumeração dos planos utilizados para comparação do tempo de cálculo entre AAA e AXB	72
Tabela 5 - Diferentes valores de tolerância δ propostos para diferentes configurações	76
Tabela 6 - Desvios máximos obtidos nas comparações das curvas de DVH.....	86
Tabela 7 - Levantamento da de calibração dos filmes radiocrômicos	88
Tabela 8 - Resultados das análises gama dos três planejamentos avaliados com os diferentes critérios utilizados	94
Tabela 9 - Resultados das análises gama, em dose absoluta, dos dois planejamentos avaliados com os diferentes critérios utilizados.....	97
Tabela 10 - Resultados das análises gama, em dose absoluta, do planejamento avaliado com os diferentes critérios utilizados	98
Tabela 11 - Dados utilizados na dosimetria dos planos da figura 29	99
Tabela 12 - Resultados de dose pontual utilizando setup da figura 29A.....	99
Tabela 13 - Resultados de dose pontual utilizando setup da figura 29B	100
Tabela 14 - Resultados de dose pontual utilizando setup da figura 29C.....	100
Tabela 15 - Resultados das análises gama obtidos com os planejamentos utilizando fantoma artrodese e matriz de diodos	105
Tabela 16 - Planejamentos utilizados nas análises de DVH	106
Tabela 17 - Valores obtidos nas curvas de DVH nos casos de região torácica no fantoma Alderson Rando.....	111
Tabela 18 - Valores obtidos nas curvas de DVH nos casos planejados com fantoma Artrodese.....	112

Tabela 19 - Valores obtidos nas curvas de DVH nos casos planejados no fantoma de crânio.....	113
Tabela 20 - Tempos de cálculo obtidos com os algoritmos e diferentes setups.....	114

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	<i>Analytical Anisotropic Algorithm</i>
AXB	<i>Acuros External Beam</i>
BEV	Visão do Feixe, do inglês, <i>Beam's-Eye-View</i>
CQ	Garantia de Qualidade
CRT	Técnicas Convencionais de Radioterapia Conformada
CCC	<i>Collapsed Cone Convolution</i> ,
CT	Tomografia Computadorizada
DVH	Histograma Dose-Volume
DTA	<i>Distance-To-Agreement</i>
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagem
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
LBTE	Equações Lineares de Transporte de Boltzmann
MLC	Colimadores Multilâminas
MC	Monte Carlo
PBC	<i>Pencil Beam Convolution</i>
PDP	Porcentagem de Dose em Profundidade
TLD	Dosímetro Termoluminescente
TPS	Sistema de Planejamento
SSD	Distância Foco-Superfície
UM	Unidade Monitora
VMAT	Terapia Volumétrica em Arco Modulado
XVMC	X-ray Voxel Monte Carlo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	Justificativa.....	21
1.2	Problema de pesquisa	22
1.3	Objetivos	23
1.3.1	Objetivo geral	23
1.3.2	Objetivos Específicos.....	23
2	REVISÃO DE LITERATURA	24
2.1	Câncer	24
2.2.	Radioterapia.....	24
2.3	Técnicas de planejamento em teleterapia.....	25
2.4	Comissionamento e implementação de um sistema de planejamento	30
2.4.1	Análise Gama.....	31
2.5	Algoritmos para estimativa de dose	34
2.5.1	Algoritmos do Tipo A	36
2.5.2	Algoritmos do Tipo B	38
2.5.3	Algoritmos do Tipo C.....	42
2.6	Algoritmo Acuros XB	45
2.7	Análise e validação de um algoritmo.....	48
3	METODOLOGIA	52
3.1	Curva de calibração da CT	52
3.2	Curva de porcentagem de dose em profundidade em meio homogêneo ...	53
3.3	Curva de porcentagem de dose em profundidade na presença de heterogeneidades	54
3.3.1	PDP em presença de material de baixa densidade.....	54
3.3.2	PDP em presença de material de alta densidade	55
3.4	Medidas com filme radiocrômicos em fantasmas antropomórficos	56

3.4.1	Calibração dos filmes radiocrômicos	56
3.4.2	Planejamentos elaborados em fantasmas antropomórficos	58
3.5	Medidas utilizando detector planar composto por matriz de diodos em setups com aço ou cortiça.....	62
3.5.1	Setup com placa de aço e SRS MapCHECK	63
3.5.2	Setup com placa de cortiça e SRS MapCHECK	64
3.6	Fantoma Artrodese elaborado pelo serviço de radioterapia.....	65
3.6.1	Artrodese e medidas pontuais com câmara de ionização	66
3.6.2	Artrodese e medidas realizadas com SRS MapCHECK.....	68
3.7	Comparação do Histograma Dose Volume de diferentes planejamentos calculados com AAA e posteriormente recalculados com AXB.....	70
3.8	Comparação entre os tempos de cálculo com AXB x AAA	71
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	73
4.1	PDP em meio homogêneo.....	73
4.2	PDP em meio heterogêneo.....	76
4.2.1	PDP em presença de baixa densidade – cortiça.....	77
4.2.2	PDP em presença de alta densidade – aço.....	80
4.3	Resultados obtidos com filme radiocrômicos em fantasmas antropomórficos	87
4.3.1	Da calibração dos filmes	87
4.3.2	Resultados obtidos com fantoma de crânio.....	88
4.3.3	Pulmão	90
4.3.4	Vértebra.....	92
4.4	Resultados obtidos com uso da matriz de diodos, placa de aço e cortiça	94
4.4.1	Resultados obtidos com setup utilizando aço e SRSMapCHECK	94
4.4.2	Resultados obtidos com setup utilizando placa de cortiça e SRSMapCHECK.	97
4.5	Resultados obtidos com setup utilizando fantoma Artrodese	99
4.5.1	Fantoma Artrodese com câmara de ionização	99

4.5.2 Fantoma Artrodese com matriz de diodos.....	101
4.6 Análise das curvas de DVH obtidas.....	105
4.7 Análise dos tempos de cálculo com AXB	113
4.7.1 Dependência do tempo de cálculo com o volume	114
4.7.2 Dependência do tempo de cálculo com número de campos ou comprimento do arco.....	114
4.7.3 Diferença no tempo de cálculo entre AXB, AXB-GPU e AAA por técnica de planejamento	115
5 CONCLUSÃO	116
REFERÊNCIAS.....	119
APÊNDICES.....	125
APÊNDICE A - MANUSCRITO.....	126

1 INTRODUÇÃO

O tratamento oncológico é constituído basicamente por três vertentes: cirurgia, radioterapia e tratamento sistêmico (quimioterapia e imunoterapia). Essas linhas de combate ao câncer se complementam para o sucesso do tratamento do paciente. A Radioterapia se baseia no uso de radiação ionizante para o ataque às células tumorais. A radiação tem efeito destrutivo na estrutura celular e é necessário que seja empregada com eficácia e precisão (SALVAJOLI; SOUHANI; FARIA, 2013).

O processo de cálculo de dose pode se tornar complexo em função das técnicas de tratamento que foram desenvolvidas, como por exemplo, o uso de intensidade modulada do feixe de radiação. O que antes se traduzia em uma distribuição bidimensional para o cálculo feito à mão, passou a trazer variações de intensidade dentro de cada campo de radiação que passou a ser calculado apenas computacionalmente (SALVAJOLI; SOUHANI; FARIA, 2013).

No sistema de planejamento são realizados os cálculos de dose dessas várias técnicas de tratamento desde as mais simples como a radioterapia bidimensional (2D) baseadas em radiografias, passando pelas tridimensionais baseadas em tomografia e fusão de imagens (3D) até técnicas de intensidade modulada (IMRT). Yan *et al.*, (2017) descreveu a implementação e validação clínica do algoritmo de cálculo *Acuris XB* para tratamentos de intensidade modulada volumétrica em tumores de pulmão, mostrando a importância de comparar os algoritmos com a prática clínica e os resultados de comissionamento do sistema de planejamento.

Com vistas a garantir a eficácia e precisão, a radioterapia moderna se baseia na aquisição de imagens tomográficas do paciente para visualização de toda a região a ser irradiada, possibilitando a distinção dos diferentes órgãos e tecidos que estarão envolvidos na região de tratamento.

A heterogeneidade de estruturas na região de tratamento, como por exemplo, osso, ar, gordura, músculo, traz mais variáveis ao cálculo da distribuição da dose no meio irradiado. Casos que apresentam tipicamente essa heterogeneidade na radioterapia são os casos de pulmão e ainda têm-se os casos de pelve, que com alguma frequência, trazem a presença de próteses. A substituição total do fêmur (RTF) representa uma importante opção cirúrgica na reconstrução do salvamento do membro, com indicações oncológicas e não oncológicas (RAMANATHAN *ET AL.*, 2015).

Considerando as técnicas modernas de tratamento e as variáveis envolvidas no cálculo de dose, torna-se inviável um cálculo manual, se fazendo necessário o uso de sistemas computacionais que possam ir além do cálculo de dose em um único ponto, mas sim, fornecer informação da dose distribuída em toda a região irradiada, permitindo a análise volumétrica e o percentual de dose nas estruturas englobadas no tratamento.

Reforçando a questão, Hurkmans *et al.*, (2009) em um protocolo multicêntrico randomizado de radiocirurgia extra-craniana para tumores de pulmão definem a importância do tipo do algoritmo para prescrição de dose ao tumor. Sarigul (2022), mostra influência de materiais metálicos na distribuição de dose e como essa perturbação pode ser levada em conta em função da escolha do algoritmo de cálculo.

Sendo assim a compreensão e a validação das características do algoritmo de cálculo é fundamental para a segurança do paciente.

Os sistemas de planejamento de radioterapia se baseiam em algoritmos de cálculo que vêm se tornando cada vez mais precisos. O algoritmo mais utilizado atualmente é o AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm*), porém a Varian Medical Systems desenvolveu um novo algoritmo ainda mais preciso em meios heterogêneos, o Acuros XB.

O cálculo feito por um algoritmo deve ser rápido e representar com exatidão a dose no paciente, assim seu uso exige uma validação feita através de medidas experimentais com câmaras de ionização, filmes radiocrômicos entre outros dispositivos.

A partir das discussões supracitadas, o objetivo do trabalho é analisar o algoritmo Acuros XB versão 16.1.2, de modo futuro a apoiar a implementação do uso clínico deste algoritmo nos tratamentos em uma clínica de radioterapia localizada no Sul do Brasil.

A proposta do projeto de pesquisa está associada à linha de pesquisa de estimativa de dose no paciente.

1.1 Justificativa

No Sul do Brasil, existe um serviço de radioterapia filantrópico composto de três unidades, que dispõe de um sistema de planejamento radioterápico que possui os dois algoritmos de cálculo citados: AAA, que é o mais utilizado atualmente em

radioterapia e muito bem consolidado e o *Acuros XB*, um dos algoritmos mais modernos disponíveis hoje em radioterapia, pertencente à uma nova geração de algoritmos, ambos na versão 16.1.2.

A adoção de um novo algoritmo de cálculo de dose, como o *Acuros XB*, pode ter impacto significativo tanto na prescrição da dose quanto na avaliação da cobertura do alvo. Algoritmos mais precisos tendem a calcular doses mais elevadas ou reduzidas em áreas heterogêneas, alterando as distribuições previstas pelo AAA. Essas mudanças exigem adaptações na prática clínica, uma vez que uma dose calculada erroneamente pode resultar em uma subdosagem do tumor ou em uma dose excessiva nos tecidos normais, comprometendo tanto a eficácia quanto a segurança do tratamento. Além disso, a maior precisão do *Acuros XB* pode revelar subcoberturas do volume alvo anteriormente não detectadas com o AAA, impactando o planejamento e exigindo reavaliação das margens e critérios de dose.

O algoritmo *Acuros XB* foi desenvolvido pela Varian Medical Systems visando melhores resultados na presença de heterogeneidades. Alguns artigos mostram a superioridade do algoritmo *Acuros XB* frente ao AAA em casos com heterogeneidade tecido-ar, como nos casos de câncer de pulmão por exemplo (ABDULLAH *ET AL.*, 2021).

Poucas e recentes publicações foram encontradas se dedicando ao estudo dos resultados do *Acuros XB* em interfaces tecido-metal, caso tipicamente encontrado em pacientes portadores de implantes e próteses, o que nos motiva a olhar também para esse cenário.

A análise do desempenho deste algoritmo também servirá de base para o trabalho de implementação deste na rotina clínica de um serviço de radioterapia, fornecendo análises dosimétricas e também sobre o tempo de cálculo deste novo algoritmo e seu impacto na rotina. Isso se traduz em benefício clínico aos pacientes e habilitação de mais uma ferramenta que possibilita desenvolvimento científico.

1.2 Problema de pesquisa

Pode o algoritmo *Acuros XB* versão 16.1.2 fornecer melhores resultados no cálculo da distribuição de dose, em condições envolvendo meios heterogêneos de baixa e de alta densidade?

Um dos maiores problemas encontrados no cálculo de dose são as situações

envolvendo meios heterogêneos, como interfaces tecido-ar, tecido-osso, tecido-metal (próteses), que trazem incertezas para o cálculo devido às limitações dos algoritmos em contabilizar a dose nessas transições.

Como o algoritmo *Acuros XB* traz uma nova metodologia de cálculo de dose, analisou-se sua capacidade de fornecer resultados com maior correspondência à dose realmente entregue quando lidamos com os meios heterogêneos citados.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

Analisar o desempenho do algoritmo *Acuros XB* nas situações em que o meio irradiado possui heterogeneidades do tipo tecido-ar e tecido-metal (por exemplo aço e/ou titânio) em diferentes condições experimentais para verificar sua aplicação na prática clínica.

1.3.2 Objetivos Específicos

- a) Comparar resultados de cálculos realizados com *Acuros XB*; AAA e medidas de dose em setups que simulem a presença de interfaces tecido-ar, incluindo cenários simulando a prática clínica;
- b) Comparar resultados de cálculos realizados com *Acuros XB*; AAA e medidas de dose em setups que simulem a presença de interfaces tecido-metal, incluindo cenários simulando a prática clínica;
- c) Avaliar o tempo de cálculo do algoritmo considerando diferentes técnicas e parâmetros de planejamento e sua viabilidade na rotina clínica de um serviço em particular.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Câncer

As células do corpo humano podem, por diversas razões, sofrer alterações em seu DNA resultando em uma transformação neoplásica. A célula modificada com esta mutação pode dar início a um processo de divisão celular desenfreado que dá origem ao câncer (TAUHATA, 2003).

Ferlay *et al.*, publicou em 2021, considerando 185 países, as estatísticas do ano de 2020 com 19.3 milhões de novos casos de câncer sendo o câncer de pulmão o maior causador de mortes (1.79 milhões).

O Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2022a) aponta que o câncer de pulmão é o terceiro mais comum em homens e quarto entre mulheres no Brasil (sem contar o câncer de pele não melanoma). No ano de 2020 foram registrados 686 mil casos de câncer e cerca de 16,11% de todos os casos novos de câncer foram de pulmão para os homens e 11,32% para as mulheres.

No Brasil, entre os homens, logo à frente do câncer de pulmão está o de próstata e mesmo considerando ambos os sexos, em valores absolutos é o segundo tipo mais comum. A taxa de incidência é maior nos países desenvolvidos em comparação aos países em desenvolvimento, e vem sendo apontado como uma doença da terceira idade, já que 75% dos casos ocorrem após os 65 anos de idade.

Já no público feminino, a maior incidência de câncer ocorre na mama, reto e em seguida colo de útero (excetuando pele não melanoma) (INCA, 2022a).

O câncer pode ser tratado através de cirurgia, radioterapia e tratamento sistêmico (INCA, 2022b).

2.2. Radioterapia

Em 1895, Wilhelm Conrad Röntgen descobriu os raios-x e logo teve a percepção de que aquilo teria implicações no diagnóstico. Poucos anos mais tarde, em experimentos de Freund e de Kienböck os efeitos biológicos da radiação começaram a ser compreendidos e as primeiras irradiações de tumores foram realizadas, nascia daí a radioterapia (WIDDER, 2014).

A radioterapia se consolidou como uma das principais vias de tratamento oncológico, utilizando a radiação ionizante para destruição de células tumorais. Diversos protocolos e estudos surgiram para analisar as doses de radiação e seus fracionamentos em relação aos seus efeitos tumoricidas e tolerâncias dos tecidos sadios à essas doses. Entre vários grupos de estudo podemos citar o *Radiation Therapy Oncology Group* (RTOG), fundado em 1968 e que continua a publicar referências em dias atuais como o RTOG 3504 publicado em 2023 (GILLISON *ET AL.*, 2023). Desses estudos, apoiados na evolução tecnológica, não só da radioterapia, mas também da área do diagnóstico por imagens, evoluíram as técnicas de planejamento da distribuição de dose, visando sempre mais conformação da dose ao tumor, buscando aumentar a dose no tumor e poupando ao máximo os tecidos circunvizinhos.

A radioterapia se dividiu em dois grandes braços: teleterapia e braquiterapia. A teleterapia, com fontes externas ao paciente e a braquiterapia com fontes seladas de radiação posicionadas a curtas distâncias do tumor (KHAN, 2010).

2.3 Técnicas de planejamento em teleterapia

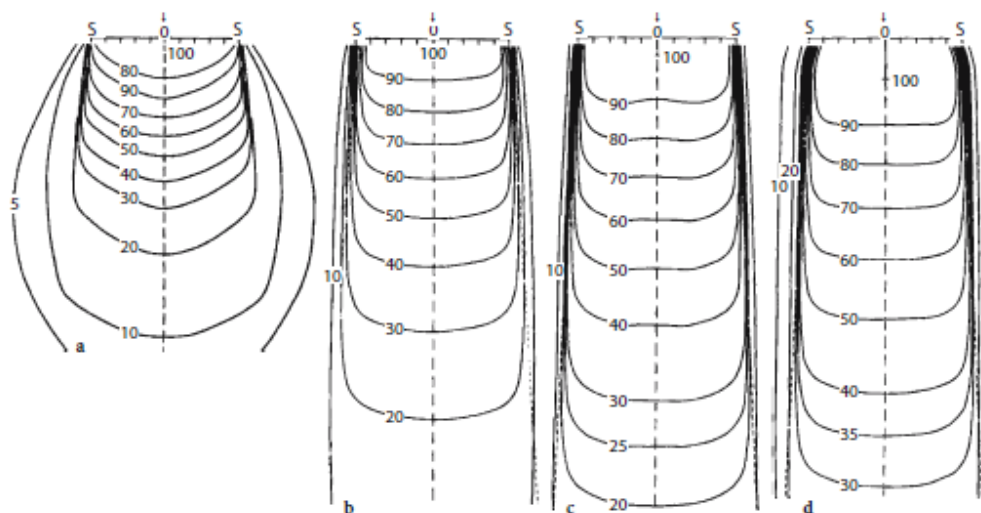
A radioterapia passou por algumas fases até o ponto de desenvolvimento que se encontra hoje.

Algumas técnicas de planejamento e cálculo da distribuição de dose marcaram a evolução da radioterapia.

Inicialmente a prescrição de dose em radioterapia era rudimentar, com energias baixas, se baseava na dose de eritema (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007)

Com desenvolvimento dos equipamentos de teleterapia e possibilidade do uso de radiografias ortogonais para visualizar a região a ser tratada, a radioterapia entra no que é chamado de radioterapia 2D, com a possibilidade de arranjos simples de campos com cálculos de dose pontuais. As referências de volume a ser tratado tinham forte ligação com a anatomia óssea e os cálculos de dose eram pontuais, feitos utilizando-se cartas de isodose (LEVITT *ET AL.*, 2006).

Figura 1 - Distribuição de isodoses ao longo da profundidade para diferentes qualidades de feixe de radiação



Distribuição de isodoses ao longo da profundidade para diferentes qualidades de feixe de radiação a 200kVp, SSD=50cm, HVL=1mm Cu, campo 10x10 cm. b Co-60, SSD = 80 cm, campo 10x10 cm. c raios-X de 4 MV, SSD = 100 cm, campo 10x10 cm. d raios-X de 10 MV, SSD = 100 cm, campo 10x10 cm.

Fonte: Khan (2010).

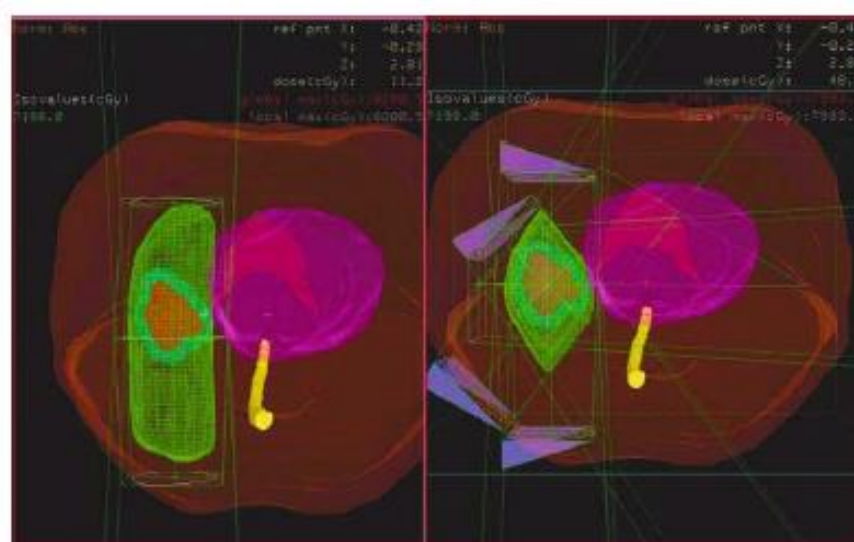
A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação publicou em 1993 um trabalho para padronização de prescrição e reporte de doses (ICRU, 1993). Isso trouxe mais clareza e consistência para os planejamentos, permitiu a construção de protocolos clínicos, “*trials*” e mais facilidade de comunicação entre diferentes centros.

Muitos avanços ocorreram e se combinaram para que a radioterapia entrasse na era 3D: enorme desenvolvimento na área de imagens médicas, como por exemplo a tomografia computadorizada, a ressonância magnética, tomografia por emissão de pósitrons, técnicas que permitem análise tridimensional e até mesmo funcional da anatomia do paciente; o advento dos tomógrafos simuladores, nos quais é possível realizar a tomografia do paciente utilizando os acessórios de imobilização e já na posição de tratamento; os sistemas computacionais de planejamento e acessórios do acelerador linear, como o colimador-multifolhas (LEVITT *ET AL.*, 2006).

Nesse novo cenário da radioterapia, os planejamentos passaram a usar um número maior de campos de radiação, incluindo campos não-coplanares e com maior colimação, utilizando ferramenta que permite obter a visão do feixe (“*beam’s-eye-view*” ou BEV). Outro avanço muito importante, que marca a era 3D da radioterapia, é o histograma dose-volume (DVH), que possibilita a análise de dose por volume de

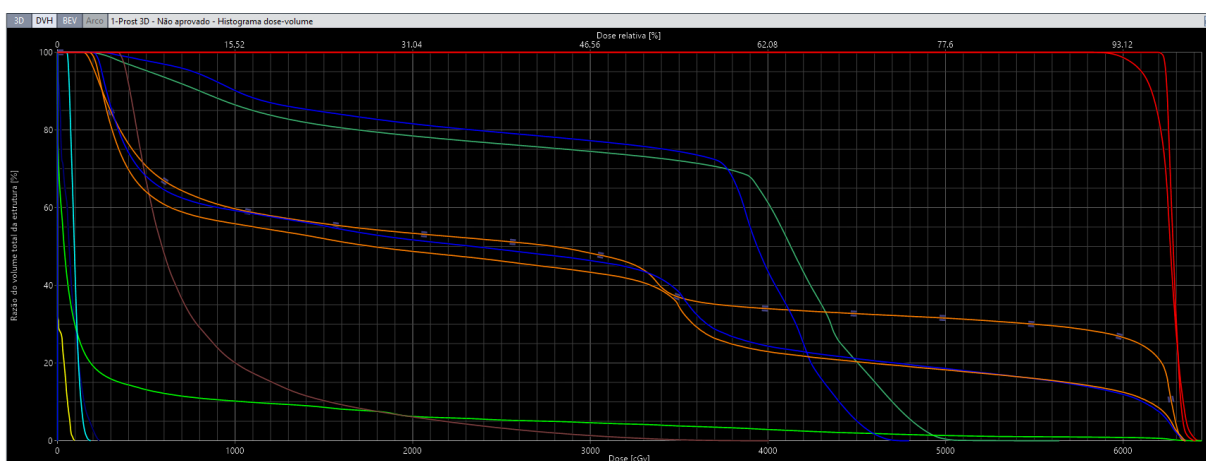
tecido irradiado para qualquer estrutura delimitada no planejamento. Essa ferramenta permitiu a análise de limites de dose para diversas estruturas do corpo humano e também passou a ser utilizada na comparação entre diferentes planos para um mesmo tratamento (LEVITT *ET AL.*, 2006).

Figura 2 – Comparação de técnicas de planejamento



Na esquerda: técnica simples de campos paralelo-opostos para um paciente com câncer de pulmão de não-pequenas células estágio I. Na direita: para o mesmo caso uma técnica conformacional de 4 campos. Em vermelho o alvo e em verde a nuvem de isodose de 7198 cGy. Fonte: Levitt *et al.*, (2006).

Figura 3 - Exemplo das curvas de isodose de um planejamento de próstata



Cada linha representa um órgão na região irradiada. No eixo x a dose em cGy e no eixo y percentual de volume.

Fonte: Do autor (2024).

Na década de 1990 mais mudanças marcaram drasticamente a radioterapia. Na radioterapia 3D, mesmo com várias incidências de campos para uma distribuição

de dose, cada campo conforma o alvo através de uma projeção bidimensional na direção em que o feixe o “enxerga”. Ao longo de cada campo a intensidade do feixe de radiação se mantém constante e isso não considera o fato de que na realidade o alvo possui um alto relevo, com pontos mais ou menos distantes da fonte de radiação em cada incidência de campo. Já se entendia que a intensidade do feixe precisaria ser modulada para entregar diferentes valores de dose em um mesmo campo, isso para aumentar a conformação e também para seletivamente reduzir a intensidade de dose em um órgão de risco, de acordo com cada entrada de campo. Com sistemas computacionais mais sofisticados, associados ao uso dos colimadores multifolhas, se tornou possível adicionar essa modulação ao feixe de radiação e surge então a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) (LEVITT *ET AL.*, 2006).

Apesar dos benefícios óbvios da IMRT, existem algumas desvantagens.

Os processos de planejamento e garantia de qualidade (CQ), necessários para IMRT, são mais complexos e demorados em comparação com as técnicas convencionais de radioterapia conformada (CRT), o que pode ter impacto significativo nos recursos departamentais (SAW *ET AL.*, 2002). Porém, já existem diversos sistemas comerciais que permitem a medição de dose dos planos e facilitam o gerenciamento das medidas de CQ dos pacientes.

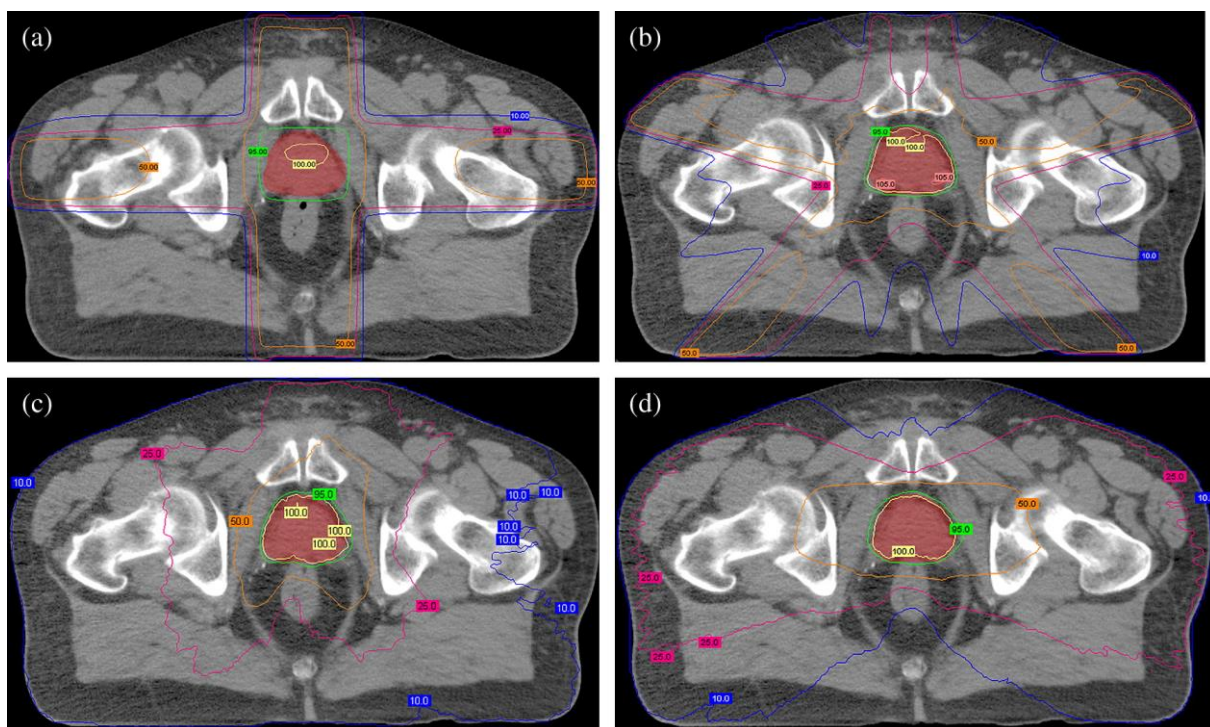
Um plano de IMRT padrão geralmente requer vários feixes de radiação de ângulo fixo, o que pode aumentar o tempo de entrega do tratamento. Isso pode afetar o conforto do paciente na mesa de tratamento, a reprodutibilidade da posição do tratamento e o movimento intrafração (aquele que ocorre durante a entrega de dose). Existem também algumas preocupações com relação ao aumento do tempo necessário para administrar o tratamento (WANG *ET AL.*, 2003). O tempo de tratamento aumenta também em função do número de unidades monitoras necessárias, que chega de 2 a 3 vezes mais quando comparado a um plano 3D, em função da modulação do feixe e necessidade de entrega de valores dose diferentes em pontos dentro de um mesmo campo de irradiação (HALL; WUU, 2003).

Em função destes pontos fracos na técnica de IMRT, ocorreu um grande interesse em técnicas baseadas em arcos ou terapias rotacionais, na tentativa de superar algumas das limitações associadas a campos fixos. O conceito básico da terapia em arco é a entrega de dose em uma rotação contínua da fonte de radiação e permite que o paciente seja tratado a partir de um feixe completo de até 360°. As terapias em arco têm a capacidade de atingir distribuições de dose altamente

conformadas e são essencialmente uma alternativa à forma de IMRT com uma grande vantagem que é a melhora na eficiência da entrega de dose e redução no número de unidades monitoras e no tempo do tratamento. A essa técnica deu-se o nome de terapia volumétrica em arco modulado (VMAT) (TEOH *ET AL.*, 2011).

Uma ilustração comparativa entre as técnicas pode ser observada na figura 4 (PALMA *ET AL.*, 2008).

Figura 4 - Cortes axiais representativos de tomografia computadorizada mostrando distribuições de isodose



Para (a) radioterapia conformada tridimensional, (b) radioterapia de intensidade modulada de cinco campos, (c) terapia de arco modulado volumétrico de taxa de dose constante e (d) arco modulado volumétrico de taxa de dose variável terapia. Volume alvo de planejamento (PTV) indicado em vermelho. Dose de 7400 cGy prescrita para ponto no PTV, com 98% do PTV coberto por 95% da dose prescrita. Linhas de isodose indicadas como segue: amarelo, 100%; verde, 95%; laranja, 50%; rosa, 25%; e azul escuro, linha de isodose 10%.

Fonte: Do autor (2024).

Uma vez que o corpo humano é composto por vários tipos de tecidos, em algumas vezes até por materiais externos, tais como, próteses metálicas, com propriedades físicas e radiológicas diferentes e com essa evolução das técnicas de planejamento em radioterapia, o cálculo de dose em um único ponto, feito manualmente não atende mais às necessidades dos planejamentos. Levar em conta as diferenças de atenuação em função dessa heterogeneidade do corpo humano e

visualizar a distribuição volumétrica da dose dentro dele passa a depender de algoritmos de cálculo e sistemas computacionais (AAPM, 2004).

2.4 Comissionamento e implementação de um sistema de planejamento

Raramente é possível medir a dose diretamente nos pacientes e todo cálculo de dose se baseia em medidas realizadas em fantomas (materiais tecido equivalentes) de dimensões adequadas para considerar as questões de espalhamento em um determinado feixe. É esse conjunto básico de medidas que é usado em um sistema de cálculo concebido para predizer a distribuição de dose em um paciente (KHAN, 2010). Uma vez alimentado com os dados do acelerador linear, o sistema de planejamento (TPS) passa a usar esses dados baseado em um algoritmo e os aplica no volume de interesse para o cálculo da distribuição de dose.

A inserção dos dados do acelerador no TPS e validação de seus resultados é chamada de comissionamento.

Para a utilização clínica do TPS é necessário realizar o comissionamento do equipamento, onde se mede os dados físicos no acelerador linear. Medidas fundamentais para a modelagem do sistema de planejamento são: distribuição da dose de um determinado tamanho de campo ao longo da profundidade (Porcentagem de Dose Profunda - PDP); distribuição da dose dentro de um dado campo em pontos fora do eixo central em uma determinada profundidade (perfis de campo) e fator rendimento ou *output*, que é a dose de saída no eixo central do feixe; tudo isso medido para diversos tamanhos de campo e profundidades, de acordo com a exigência de cada TPS (IAEA, 2004).

A precisão no cálculo de dose está relacionada com a qualidade das medidas e do algoritmo. Os testes não dosimétricos são aqueles que avaliam as configurações como orientação da imagem (direito/esquerdo, anterior/posterior e crânio/caudal), angulações de gantry, colimador, mesa, e tamanho de campo no eixo X e Y, estes testes estão descritos no documento TRS nº430 (IAEA, 2004) e TECDOC 1583 (IAEA, 2008).

Os testes dosimétricos avaliam o cálculo de dose realizado pelo TPS e o comparam diretamente com as medidas do acelerador linear (JAMEMA ET AL., 2008).

2.4.1 Análise Gama

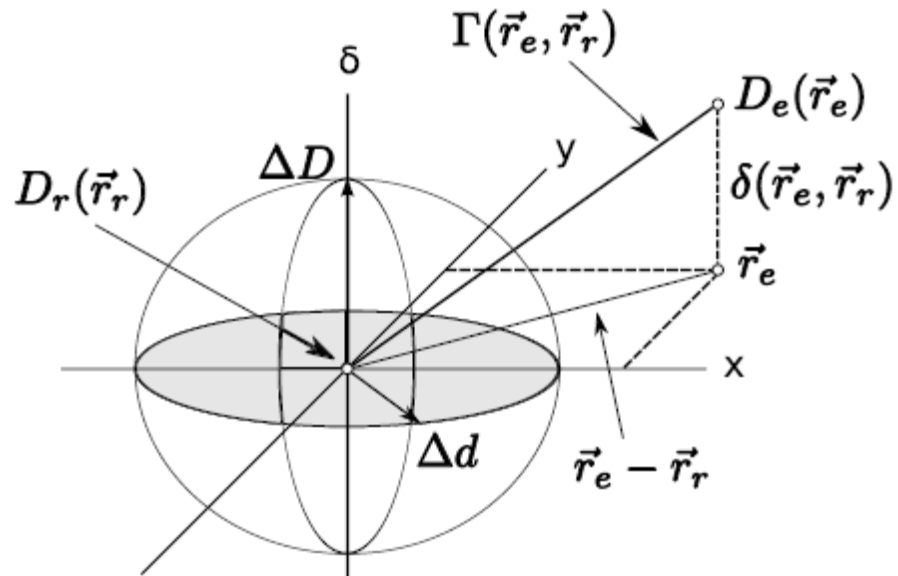
Essa ferramenta é utilizada na comparação de distribuições de dose, por exemplo entre a distribuição de dose medida com um detector planar *versus* a dose calculada pelo sistema de planejamento nesse mesmo plano de dose.

A análise gama consiste em uma função que, sobrepondo curvas de isodoses que se deseja comparar com as curvas calculadas pelo TPS, analisa quantitativamente a diferença de dose (ΔD) e a distância de concordância da distribuição de dose (DTA) ponto a ponto (LOW *ET AL.*, 1998). O critério de diferença de posição tem como base a DTA (*distance-to-agreement*), que corresponde à distância espacial entre um ponto na distribuição de dose referência e o ponto com a mesma dose mais próximo na distribuição que está sendo avaliada. O utilizador define o critério diferença de posição, por exemplo igual a 3 mm, sendo que se a distância entre as posições do ponto na imagem analisada e o ponto com a mesma dose na imagem de referência for menor ou igual a 3 mm, esse ponto analisado passa no teste de posição.

Já o critério de diferença de dose é um nível de tolerância para aplicar à dose no *pixel a pixel* na imagem analisada. O utilizador aplica o critério de dose, por exemplo 3%, sendo que se a diferença de dose entre o *pixel* da imagem a analisar e o *pixel* da imagem referência for menor ou igual a 3% da dose do *pixel* da imagem referência ou da dose máxima, o teste de dose é aprovado.

Os dois critérios, diferença de dose (ΔD) e posição (Δd), são incorporados numa elipsoide (Figura 5), cuja superfície representa o critério de aceitação para o teste de análise gama a ser aplicado (PEREIRA, 2015).

Figura 5 - Representação geométrica do índice Gama combinando os critérios de diferença de dose e posição (DTA), para uma distribuição de dose 2D



O eixo x representa o plano espacial e δ representa a diferença de dose entre a posição de avaliação e de referência.

Fonte: Pereira (2015).

Na figura 5 temos:

$D_e(r_e)$ é a dose no ponto de análise r_e ;

$D_r(r_r)$ é a dose no ponto de referência r_r ;

ΔD é o critério de variação de dose escolhido;

Δd é o critério de diferença de dose e posição (DTA);

$r_e - r_r$ representa a distância entre o ponto r_r analisado e o ponto de mesma dose r_e mais próximo

$\delta(r, r_r)$ é a diferença de dose entre a posição referência e posição de análise

$r(r_e, r_r)$ corresponde à diferença espacial entre a posição avaliada e a referência com o mesmo valor de dose.

Assim, seguindo a equação que define um elipsoide e utilizando as definições dadas até agora, temos a equação 1 a seguir:, onde,

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r, r_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(r, r_r)}{\Delta D^2}} \quad (1)$$

O índice *Gamma* $\gamma(r_r)$ é definido pela Equação 2:

$$\gamma(r_r) = \min\{\Gamma(r_e, r_r)\} \forall \{r_e\} \quad (2)$$

onde:

$$\Gamma(r_e, r_r) = \sqrt{\frac{r^2(r_e, r_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(r_e, r_r)}{\Delta D^2}} \quad (3)$$

Neste método são analisados individualmente cada ponto r_r da distribuição de dose referência, sendo aceito quando $\gamma(r_r) \leq 1$ ou rejeitado quando $\gamma(r_r) > 1$. O plano de tratamento é aceito quando um percentual estipulado pelo usuário dos pontos analisados passa no critério γ .

O critério de dose pode ser global, sendo ΔD relativo à dose máxima da distribuição de dose analisada, ou local, referindo-se apenas à dose do ponto de referência em cada ponto analisado. A opção local tem como critério a dose relativa de cada posição e não a dose máxima na imagem o que leva a um resultado mais preciso.

Outro dos critérios introduzidos baseia-se num limiar de análise onde os pontos com dose inferior a uma determinada percentagem da dose máxima não são considerados. Esta situação é importante pois, pode evitar que pontos de baixa dose que difiram de forma considerável entre si, mas em pequena magnitude no panorama geral da imagem tendo em conta a dose máxima, não contribuam para a avaliação ou, no caso contrário, o número de pontos com doses abaixo do limiar pode ser muito elevado quando comparado com o número total de pontos analisados, e embora cumprindo o critério, contribuam em excesso para o critério de aceite na análise gama, mascarando eventuais problemas em zonas de dose mais alta (PEREIRA, 2015). Assim, a importância da escolha do limiar de dose na análise gama está relacionado ao entendimento do setup de medida e da distribuição de dose analisada para evitar que pontos de dose muito baixa percam relevância em relação a pontos de dose alta ou em outro cenário, evitar que esses pontos de dose baixa possam mascarar um resultado insatisfatório na região de doses altas.

2.5 Algoritmos para estimativa de dose

Existem alguns fatores que influenciam a precisão do cálculo de dose quando comparada ao valor real de dose medido, entre eles podemos ver no *report 85* da AAPM (AAPM, 2004) uma estimativa “atual” feita em 2004 e uma projeção, que foi alcançada nos dias de hoje pode ser observada na Tabela 1.

Tabela 1 - Estimativa da incerteza no cálculo de dose no paciente e da dose absoluta considerando todos os procedimentos para feixe de fótons de megavoltagem, estimativas atuais e futuras

Fonte de incerteza	Incerteza “Atual” (Passado) (%)	Incerteza no “futuro” (Atualmente) (%)
Dose no ponto de calibração na água	2,5	1,0
Incerteza adicional para outros pontos	0,6	0,3
Estabilidade do monitor do feixe	1,0	0,5
Planura do feixe	1,5	0,5
Dados do paciente	1,5	1,0
Posicionamento e movimentação d órgãos	2,5	2,0
Global (excluindo cálculo da dose)	4,3	2,5
Algoritmo de cálculo de dose (vários níveis)	1,0 / 2,0 / 3,0 / 5,0	1,0 / 2,0 / 3,0
TOTAL	4,4 / 4,7 / 5,2 / 6,6	2,7 / 3,2 / 3,9

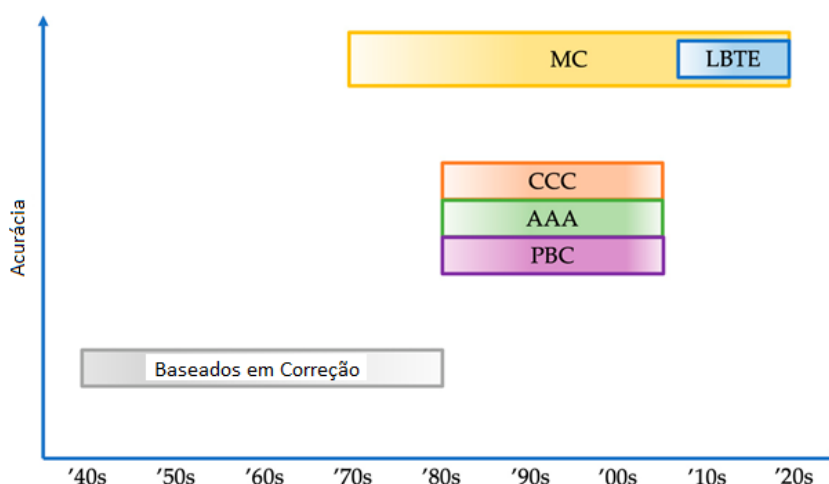
Fonte: Adaptado de AAPM (2004).

Estabilidade do monitor do feixe está relacionado ao dosímetro clínico, a planura está relacionada às medidas fora do eixo central. O documento mostra uma previsão de melhoria na precisão das medidas em todos os parâmetros, que foi atingida nos dias atuais com uma incerteza global do tratamento dentro de aproximadamente 3%.

As três principais formas de interação da radiação com matéria, no cenário da radioterapia, são efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. Considerar as seções de choque para cada tipo de interação e calcular o transporte da radiação com rapidez e precisão é um dos gargalos da radioterapia, principalmente quando incluímos heterogeneidades de tecidos. Da década de 70 em diante a evolução computacional permitiu diferentes modos de se fazer isso (MARTINO *ET AL.*, 2021).

Na figura 6 pode-se ver uma linha histórica do surgimento dos algoritmos desenvolvidos e o ganho de acurácia nos cálculos fornecidos, o que estava diretamente relacionado à evolução computacional.

Figura 6 - Evolução histórica dos modelos de cálculo de dose e sua precisão relativa



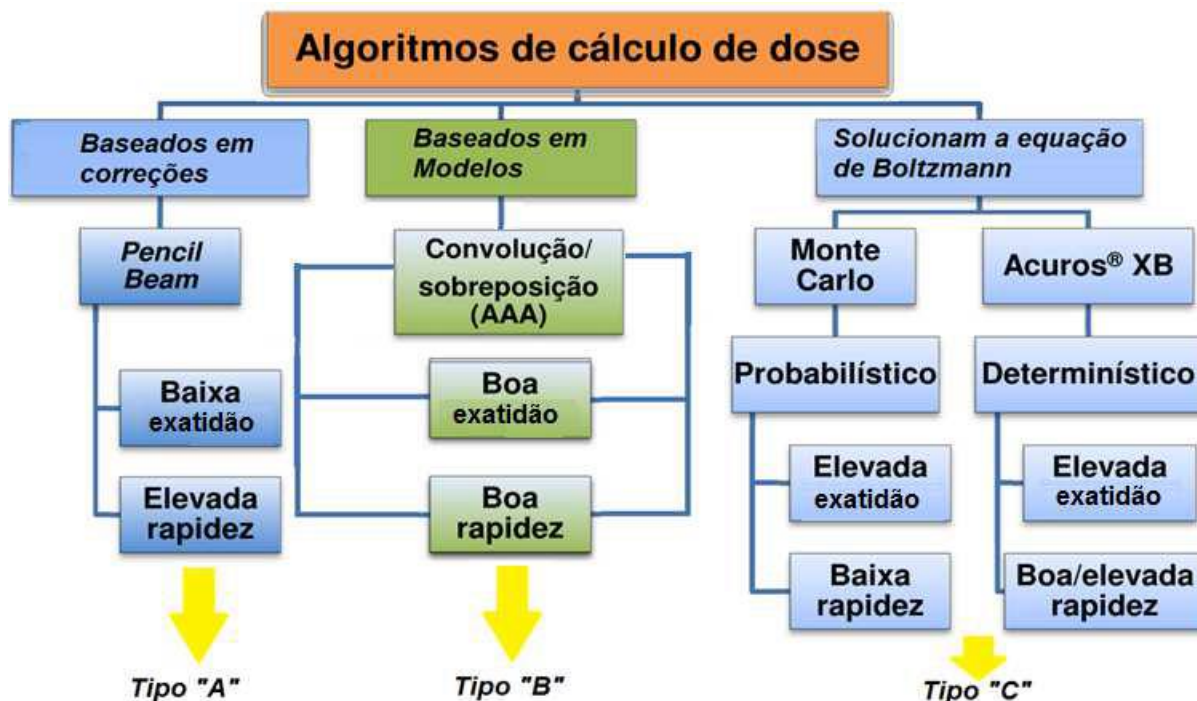
Abreviaturas representam alguns dos algoritmos mais conhecidos: PBC: pencil beam convolution, AAA: analytical anisotropic algorithm, CCC: collapsed cone convolution, MC: Monte Carlo, LBTE: equações lineares de transporte de Boltzmann.

Fonte: Martino *et al.*, (2021).

Uma classificação introduzida por Knöös *et al.*, (2006) introduz um critério fundamental na classificação dos algoritmos de cálculo: Consideração do espalhamento lateral dos elétrons. Esse fator está relacionado ao valor total de dose entregue ao meio e que em algoritmos mais simples é desconsiderado.

Essa nova classificação separa o algoritmo *Pencil Beam* do grupo de algoritmos baseados em modelos e divide os algoritmos em três classes: tipo a; tipo b e tipo c. A figura 7 ilustra essa divisão.

Figura 7 - Divisão dos algoritmos de cálculo em três tipos e uma breve análise relativa entre eles no que tange à exatidão e tempo de cálculo



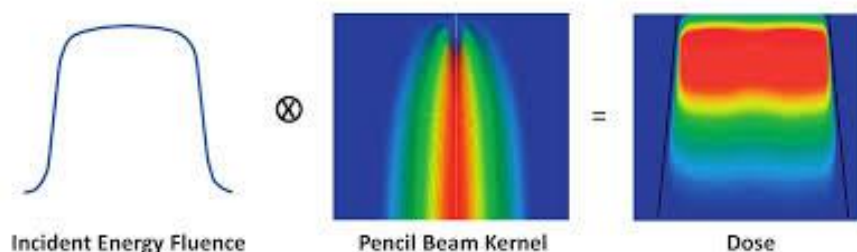
Fonte: Albino (2019).

2.5.1 Algoritmos do Tipo A

Constituído pelos primeiros algoritmos de cálculo, que não levam em conta o espalhamento lateral dos elétrons, neste tipo, a correção em função da presença de heterogeneidade no percurso do feixe é feita através do cálculo de distância equivalente em água. Um exemplo é o *pencil beam* (PBC) (KNÖÖS ET AL., 2006).

Para obter uma distribuição de dose para um feixe de radiação, precisamos aplicar o kernel *pencil beam* em cada ponto da distribuição de dose, que significa a aplicação de uma convolução de um núcleo que representa um perfil estreito de dose e a distribuição de dose é calculada como se o feixe de radiação fosse a interpolação de vários "feixes estreitos". A Figura 8 ilustra o comportamento desse kernel.

Figura 8 - Exemplo de como o cálculo de dose é feito pelo algoritmo do tipo a. Mostra a convolução da fluência de energia com o kernel de dose, nesse caso um Pencil Beam

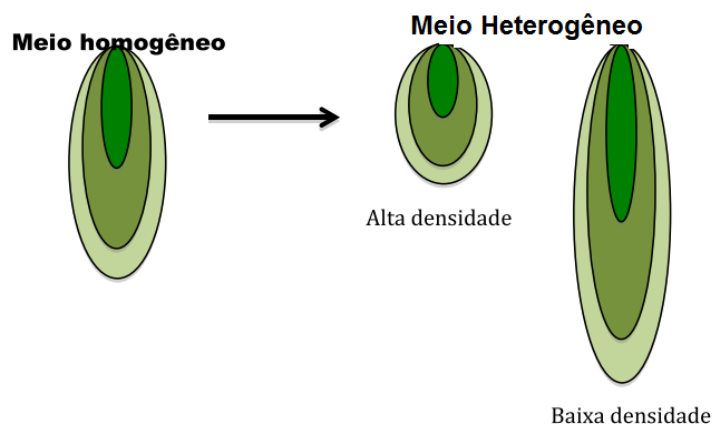


Fonte: Battista (2019).

O espalhamento de elétrons secundários não é modelado separadamente e as mudanças de densidade eletrônica são levadas em conta de modo unidimensional, que desconsidera o fato do feixe apresentar espalhamento lateral em função da mudança nos valores de seção de choque. O volume então é dividido em voxels e o resultado da dose em cada voxel é obtido sobrepondo o resultado das convoluções ponto a ponto dentro desse voxel.

Numa região de baixa densidade, o kernel de dose *pencil beam* é alongado para tentar considerar a menor absorção da radiação neste meio enquanto que em uma região de densidade elevada a sua dimensão diminui, para simular a condição oposta, na qual o meio de maior densidade absorve mais radiação. Apenas estas correções são aplicadas ponto a ponto dependendo da variação da densidade local. A Figura 9 ilustra este comportamento do kernel para diferentes meios (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2015).

Figura 9 - Esquema ilustrativo de como o kernel pencil beam se deforma em relação a densidade do meio na tentativa de correção da heterogeneidade



Fonte: Varian Medical Systems (2015).

2.5.2 Algoritmos do Tipo B

Um exemplo dessa categoria é o *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) que foi implementado em 2005 no sistema de planejamento Eclipse da Varian Medical Systems. Este algoritmo fornece um cálculo de dose rápido e preciso mesmo em regiões complexas de tecidos com alta heterogeneidade. Em particular, o algoritmo analítico anisotrópico (AAA) é um algoritmo de *pencil beam* projetado em coordenadas cilíndricas que facilita a manipulação dos *pencil beams* quando se assume uma fonte pontual (ULMER; PYYRY; KAISSEL, 2005) e posteriormente melhorado (TILLIKAINEN ET AL., 2008). Essa categoria apresenta uma melhor reconstrução do padrão de propagação lateral de energia em função de espalhamento de dose relacionado à não homogeneidade no plano transversal: os kernels *pencil beam*, derivados de simulações MC, são separados em componentes laterais e direcionados à profundidade. A componente lateral é modelada por funções exponenciais e utiliza convoluções para calcular a dose de fótons espalhados de outras direções, o que permite a precisão da modelagem de dispersão lateral em tecidos heterogêneos e distribuição final de dose é obtida através de sobreposição dos cálculos das diferentes fontes de radiação (primária, extra-focais, contaminação de elétrons, fótons espalhados).

Assim, o AAA é um algoritmo de convolução/sobreposição *pencil beam* tridimensional, que através dos métodos de Monte Carlo, caracteriza o feixe clínico e modela os parâmetros físicos necessários (KAWRAKOW, 2015).

O modelo de cálculo AAA tem quatro componentes principais:

a) Fótons primários: São os fótons originados de uma fonte pontual e que não interagem com o cabeçote, gerados pelo software EGSnrc Monte Carlo, com os dados do material do alvo e com seu espectro ajustado com os dados do acelerador da instituição.

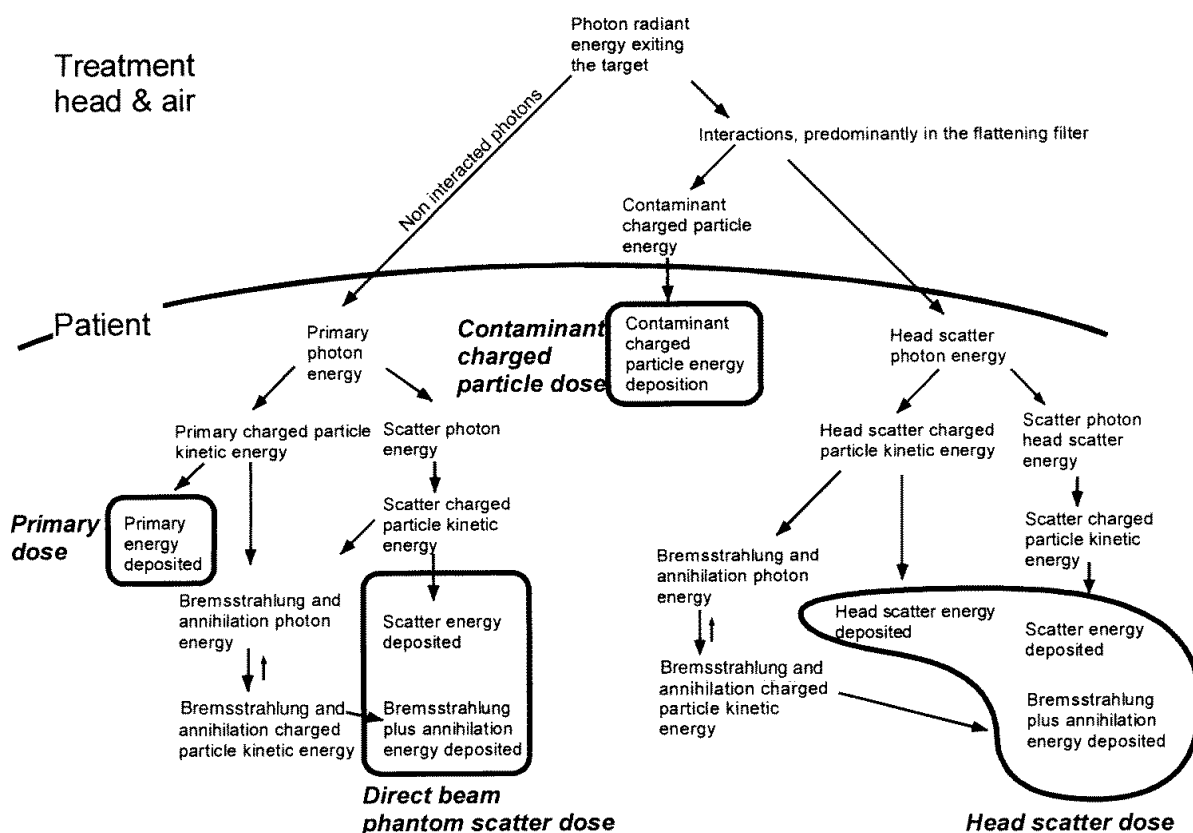
b) Fótons extra-focais: São os fótons, após a interação com os materiais do cabeçote: filtro aplainador do feixe de radiação, câmara de ionização e colimador primário. Apresenta um espectro de forma da distribuição gaussiana.

c) Contaminação de elétrons: O feixe de fótons primários é contaminado por elétrons originados principalmente do filtro aplainador, câmara de ionização, e dos colimadores. Se modificadores do feixe são utilizados como filtros ou colimadores multilâminas (MLC) estes modificam o espectro dos elétrons e acabam se tornando fontes secundárias de elétrons. Os principais componentes da contaminação de elétrons são a energia do feixe e o tamanho de campo.

d) Fótons espalhados pelos filtros físicos: representa-se a dispersão nos filtros físicos, quando estes estão presentes. Implementando um modelo dual gaussiano onde a amplitude do kernel aumenta com a distância do filtro (ALBINO, 2019).

A figura 10 ilustra os principais fatores envolvidos no cálculo de dose.

Figura 10 - Esquema ilustrativo dos quatro componentes historicamente envolvidos no cálculo de dose por um sistema de planejamento: dose primária; espalhamento no cabeçote; contaminação eletrônica e espalhamento de dose no fantoma



Fonte: Ahnesjö (1999).

O que diferencia o AAA do algoritmo PBC é o fato dos kernels dispersos serem dependentes da densidade e serem avaliados em múltiplas direções laterais, a partir do segmento. Além disso, o fóton disperso é adicionado ao kernel com o redimensionamento das densidades, ao longo da direção do segmento, para reproduzir de forma mais precisa a dose na margem das heterogeneidades. A dose total depositada num ponto, através de um feixe terapêutico, é calculada a partir das sobreposições das contribuições do segmento (AHNESJÖ, 1999).

Outro algoritmo dessa classe, amplamente utilizado, é o *collapsed cone convolution*, no qual a convolução é realizada assumindo que toda a energia é liberada em cones de ângulo sólido iguais e, a partir de elementos de volume no eixo do cone, a energia é transportada em direção retilínea, atenuada e depositada em elementos no eixo desses cones. A consideração de diferentes densidades no kernel é realizada durante o procedimento de convolução através de uma relação de razão entre as densidades do meio e da água. A abordagem do CCC oferece boa concordância com

as medidas realizadas, exceto quando um equilíbrio de partículas carregadas laterais está ausente em meios de baixa densidade (AHNESJÖ, 1989).

Martino *et al.*, (2021) demonstra como os algoritmos dessa classe executam o cálculo, considerando uma distribuição diferencial de TERMA $T_E(r)$, em função da fluência diferencial de energia $\psi_E(r)$ do feixe primário de fótons da seguinte forma:

$$T_E(r) = \frac{\mu}{\rho}(r, E)\psi_E(r) \quad (4)$$

Onde $\rho(r)$ é a densidade do meio, estimada a partir do número de CT e $\frac{\mu}{\rho}(r, E)$ é o coeficiente de atenuação de massa no ponto r .

Integrando ao longo de todo espectro de energia do feixe obtém-se o TERMA:

$$T(r) = \int_E \frac{\mu}{\rho}(r, E)\psi_E(r)dE \quad (5)$$

Se a energia entregue é totalmente absorvida localmente então o TERMA coincide com a dose absorvida.

Por outro lado, se um transporte secundário de energia ocorre, a dose em um meio homogêneo pode ser derivada através uma convolução:

$$D(r) = \int_E \int_V T_E(s)h(r-s, E)dsdE \quad (6)$$

Onde $h(s, E)$ é a função normalizada de espalhamento pontual ou kernel de espalhamento de dose (DSK) para energia E e posição s em relação ao ponto de espalhamento primário do fóton. É o kernel, DSK, que descreve o transporte de energia pelas partículas secundárias, incluindo partículas simples e múltiplos fótons espalhados, elétrons fotoelétricos, elétrons Compton, elétron-pósitron pares, fótons bremsstrahlung, partículas fotonucleares e assim por diante.

Para meios não homogêneos, a invariância de translação é quebrada e um único DSK pode não contar mais para o transporte secundário em todo o caminho. Neste caso, uma integral completa de superposição precisa ser realizada:

$$D(r) = \frac{1}{\rho(r)} \int_E \int_V T_E(s)\rho(s)k(r, s, E)dsdE \quad (7)$$

Onde $k(r,s,E)$ representa a energia normalizada depositada no ponto r por partículas secundárias, associadas ao fóton de energia primária E , que interage em s :

$$\int_V k(r,s,E)dr = 1 \quad (8)$$

A simulação por Monte Carlo (MC) é a técnica mais prática para se calcular um DSK, que nada mais é do que uma função pré-calculada que prediz a fração de energia absorvida em um elemento de volume ao redor da interação primária de cada fóton. O valor de dose é calculado em uma média aritmética de uma ordem de milhões de simulações.

2.5.3 Algoritmos do Tipo C

Nessa categoria de algoritmos estão os mais modernos, baseados em código Monte Carlo e os que se baseiam na solução da equação linear de transporte de Boltzmann (LBTE).

O código Monte Carlo é considerado à muito tempo como padrão ouro na validação dos demais algoritmos de cálculo usados na prática clínica (BRUALLA; RODRIGUEZ; LALLENA, 2017). No entanto este método demanda um tempo computacional muito elevado, impossibilitando seu uso na prática clínica. Com desenvolvimento das ferramentas computacionais, alternativas simplificadas foram desenvolvidas como a técnica de história condensada e a de variância reduzida permitindo a introdução do código Monte Carlo diretamente nos sistemas de planejamento.

A técnica de História Condensada, proposta por Kawrakow (2000) é uma abordagem que visa **reduzir o número de histórias simuladas** sem comprometer a precisão dos resultados. Ao invés de simular cada interação individual de partículas (como colisões e espalhamento), a história condensada agrupa várias interações em uma única “história” e essa história condensada representa uma **média estatística** de várias trajetórias possíveis. A técnica é especialmente útil para partículas de baixa energia, onde as interações individuais são frequentes e a simulação completa pode ser demorada (KAWRAKOW, 2000).

Já a técnica de Variância Reduzida, proposta antes por Neuenschwander, Mackie e Reckwerdt (1995), visa melhorar a eficiência das simulações de Monte Carlo,

especialmente quando se lida com eventos raros ou de baixa probabilidade, a ideia central é **reduzir a variância estatística** nas estimativas obtidas por meio de simulações. Ao invés de usar de usar uma única trajetória para cada partícula, a técnica de VR utiliza **múltiplas trajetórias** para a mesma partícula, que são ponderadas de forma inteligente para **compensar a variância** e obter estimativas mais precisas (NEUENSCHWANDER; MACKIE; RECKWERDT, 1995).

Exemplos de códigos Monte Carlo, utilizados na radioterapia, são BEAM; GEANT4; EGS; PENELOPE e XVMC (X-ray Voxel Monte Carlo).

O que diferencia o método Monte Carlo é a descrição estocástica das interações das partículas primárias e secundárias no meio irradiado, baseando-se na seção de choque de cada possibilidade de interação, fazendo as amostragens de modo randômico.

Os caminhos das partículas são então divididos em passos de comprimento, dados pelo caminho específico livre médio da partícula no meio; para cada etapa, um gerador de números aleatórios é usado para selecionar a interação que está ocorrendo. A quantidade de energia perdida em cada interação e todas as partículas secundárias produzidas no processo são registradas. Em seguida, as partículas secundárias também são rastreadas e as interações subsequentes registradas. Este processo é continuado até que a energia de cada partícula desça abaixo do valor de energia de corte, quando a energia cinética residual é depositada localmente. Cada processo de simulação (histórico) deve ser repetido N vezes e a incerteza estatística da computação depende de quantas histórias de partículas são simuladas e normalmente decresce com $N^{-1/2}$. Isso pode resultar em um cálculo extenso e pesado, dependendo da precisão desejada ou da complexidade e tamanho da geometria. Toda informação do meio como densidade eletrônica, densidade de massa, composição atômica é obtida através da imagem de CT e o resultado final da dose é calculado pela soma de todas as liberações de energia que ocorreram em cada elemento de massa (MARTINO ET AL., 2021).

A desvantagem dos métodos MC em relação aos baseados nas soluções das duas LBTEs se deve ao fato de que cálculos determinísticos normalmente podem ser executados mais rápido do que as simulações MC, fornecendo informações detalhadas sobre a distribuição do campo de radiação sem problemas relacionados à incerteza estatística (WILLIAMS ET AL., 2003).

LBTEs definem para cada tipo de partícula o comportamento de sua função de distribuição no espaço de fase sob a ação de uma variedade de processos de interação mútua. A física relevante define as espécies de interações que ocorrem no feixe de radiação, e as LBTEs resultam em um conjunto de equações parciais integro-diferenciais cinéticas, às quais se torna necessária uma solução numérica para discretização do espaço de fase em termos espaciais, angulares e energéticos (BEDFORD, 2019; BOMAN; TERVO; VAUHKONEN, 2004).

Uma vez que as LBTEs são resolvidas para fluência das partículas, a dose pode ser calculada integrando o *stopping power* do elétron na direção de fluência via espalhamento Compton (predominante na faixa de energia usada em radioterapia e correspondente a um processo de interação inelástico, no qual um fóton interage com um elétron livre e é **desviado** em uma nova direção. O elétron absorve parte da energia do fóton e, em seguida, emite um novo fóton com **menor energia e direção alterada**).

Os métodos utilizados para solucionar as LBTEs de maneira explícita também são conhecidos por *Grid-Based Boltzmann Solvers* - GBBS. Nestes métodos os erros existentes são predominantemente sistemáticos em função da solução para energia, ângulo e espaço ser discretizada (VASSILIEV ET AL., 2010).

Na busca por um algoritmo de cálculo capaz de solucionar as LBTEs em um tempo exequível na prática clínica a *Varian Medical Systems* desenvolveu um dos algoritmos mais sofisticados em uso atualmente, o Acuros XB.

Martino *et al.*, em 2021 apresentou um resumo dos principais sistemas de planejamento disponíveis e os algoritmos utilizados por eles.

Tabela 2 - Principais sistemas comerciais de planejamento de tratamento disponíveis e suas respectivas opções de algoritmos para fótons, elétrons, feixes de prótons e íons

Algoritmos de Cálculo													
TPS	Feixe de Fótons					Feixe de Elétrons				Feixe de Prótons		Feixe de íons	
	PBC	CCC	AAA	AXB	MC	GGPB	PBA	MC	PBA	PCS	APT	MC	PBA
Ray Station		✓			✓			✓	✓			✓	✓
Pinnacle		✓					✓		✓				
Eclipse	✓		✓	✓		✓		✓		✓	✓		
Monaco		✓			✓			✓					
XiO									✓				
Elements													
MBM	✓				✓								

Abreviaturas: TPS: Sistemas de Planejamento; PBC: convolução do pencil beam; CCC: convolução do collapsed cone; AAA: algoritmo anisotrópico analítico; AXB: Acuros External Beam; MC: Monte Carlo;

GGPB: Generalized Gaussian Pencil Beam; PBA: Pencil Beam Algorithm; PCS: Proton Convolution Superposition; APT: Acuros Próton Therapy; MBM: Multiple Brain Metastases.
Fonte: Martino *et al.*, (2021).

2.6 Algoritmo Acuros XB

O algoritmo Acuros XB foi desenvolvido na busca de cálculos de dose precisos e rápidos para tratamentos de radioterapia com feixe de fótons externos variando de 4 MV a 25 MV, com tamanhos de voxel de grade de cálculo variando de 1 a 3 mm. Heterogeneidades introduzidas por materiais como pulmão, ar, osso e implantes, podem influenciar significativamente a distribuição da dose no paciente, especialmente na presença de campos pequenos ou irregulares. Resolvendo a linearidade Equação de transporte de Boltzmann (LBTE), Acuros XB visa responder diretamente pelos efeitos dessas heterogeneidades.

As LBTEs são as equações governantes que descrevem o comportamento macroscópico de partículas de radiação (nêutrons, raios gama, elétrons, etc.), enquanto atravessam e interagem como meio. Para um dado volume de matéria, irradiado por uma fonte, resolver explicitamente a LBTEs usando métodos de análises numéricas, constitui uma metodologia relativamente nova para a comunidade de física médica, onde Monte Carlo e algoritmos baseados em correção, que empregam kernels pré-calculados de Monte Carlo, geralmente são usados para cálculo de dose.

Ambos os métodos de solução: Monte Carlo e solução explícita das LBTEs são convergentes. A precisão alcançável de ambas as abordagens é equivalente e é limitada apenas por incertezas nos dados de interação das partículas (seção de choque) e incertezas da situação problema que está sendo analisada.

Adicionalmente, diferenças também podem resultar da forma como são tratadas as interações coulombianas de partículas, que são geralmente aproximadas, tanto em Monte Carlo, quanto nos métodos de solução explícita da LBTE.

Existe uma relação de barganha entre velocidade e precisão. Tempo computacional reduzido pode ser alcançado quando critérios menos rigorosos e precisos são especificados e vice-versa.

O cálculo da dose do Acuros XB procede de acordo com os seguintes passos (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2015):

- 1 - Criação do mapa de material físico, que consiste na modelagem da fonte de radiação, da mesma forma descrita no algoritmo AAA;

2 - Transporte dos componentes de dose do gantry ao paciente, considerando a fonte primária e secundária de fótons e a contaminação de elétrons.

3 - Transporte da fluência de fótons espalhados no paciente.

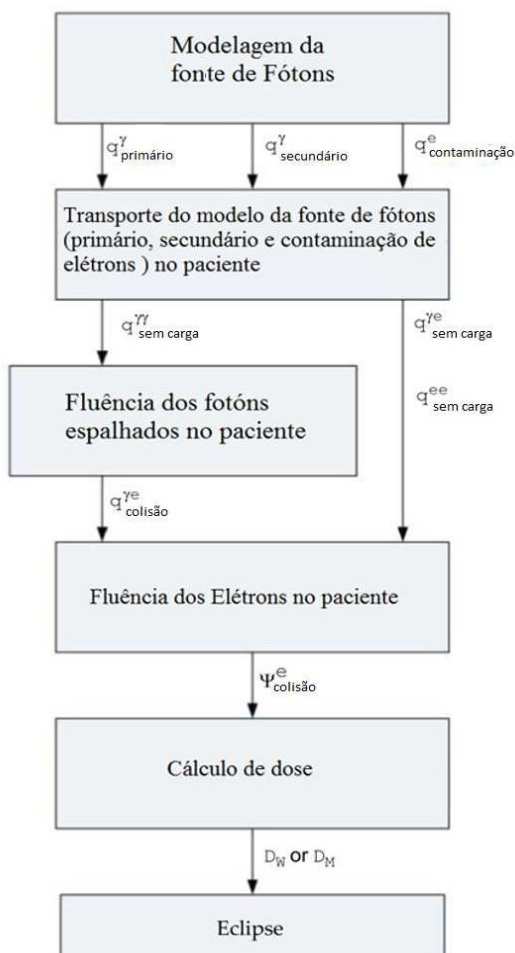
4 - Transporte da fluência de elétrons no paciente.

5 - Cálculo do modo de dose desejado (dose no meio ou dose na água).

A discretização do espaço de fase em termos espaciais, angulares e energéticos citada anteriormente ocorre nos passos 3 e 4.

A figura a seguir descreve as etapas do processo de cálculo do Acuros XB.

Figura 11 - Etapas do processo de cálculo do algoritmo Acuros XB



Fonte: Adaptado de Varian Medical Systems (2015).

Onde:

$q^{\gamma}_{\text{primário}}$ = Fonte primária de fótons (da fonte de fótons modelada);

$q^{\gamma}_{\text{secundário}}$ = Fonte secundária de fótons (da fonte de fótons modelada);

q^e contaminacao = Fonte de contaminação de elétrons (da fonte de fótons modelada);

$q^{VV}_{semcarga}$ = Fonte de espalhamento primário de fótons (produzido pela fonte primária e secundária de fótons);

$q^{ve}_{semcarga}$ = Primeira fonte de espalhamento de elétrons (produzido pela fonte primária e secundária de fótons);

$q^{ee}_{semcarga}$ = Primeira fonte de elétrons espalhados (produzidos pela fonte de contaminação de elétrons);

$q^{ve}_{colisao}$ = Fonte de elétrons espalhados (produzidos pelo espalhamento originado na interação dos fótons);

$\Psi^e_{colisao}$ = Fluência angular de elétrons;

D_W = Dose na água;

D_M = Dose no meio.

O Algoritmo Acuros XB possui ainda uma peculiaridade, que é a opção por obter os resultados como dose *na água* ou *dose no meio*. As duas modalidades se diferenciam apenas no passo de pós processamento do cálculo de transporte, ou seja, após o cálculo da fluência de elétrons no paciente. Desse ponto em diante, a opção por *dose na água* multiplica a fluência calculada por uma função resposta igual a da água em todos os pontos. Para a *dose no meio*, a resposta de dose do material em cada voxel do grid é utilizada (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2015).

Como já citado, precisão e velocidade estão sempre em lados opostos da balança. Para melhorar o tempo de cálculo do algoritmo Acuros, a Varian oferece uma opção de cálculo de dose baseado em GPU. Até o momento, a maioria dos sistemas comercialmente disponíveis tem se baseado em unidade central de processamento (CPU), arquitetura de hardware utilizada devido a fatores como disponibilidade e custo. Como a tecnologia de computação se desenvolveu, novas soluções de arquitetura tornaram-se viáveis, tanto em termos de utilização como de acessibilidade. Assim ocorreu com o uso das GPUs. Essa opção de cálculo da dose baseado em GPU promete uma redução no tempo de cálculo (ALAND ET AL., 2019).

2.7 Análise e validação de um algoritmo

Realizou-se uma revisão bibliográfica relativa à importância da implementação do algoritmo Acuros XB para tratamento em teleterapia. Esta revisão foi desenvolvida priorizando os principais assuntos pertinentes ao tema, a partir de artigos indexados nas bases de dados disponibilizados em portais periódicos (*Pubmed*, *Scielo* e *Science Direct*). Além disso, foram avaliados manuais técnicos pertencentes à fabricante do software do estudo em questão e sites de organizações ligadas ao tema.

Para pesquisa dos dados adotou-se como critério de inclusão os descritores: Acuros XB, Radioterapia, e buscados em português, inglês e espanhol para os estudos publicados posteriores ao ano de 2010. Os critérios de exclusão adotados foram: artigos publicados fora do período 2010-2023, teses, dissertações, e editoriais em outros idiomas que não inglês, português ou espanhol.

Todo algoritmo de cálculo é desenvolvido através de diversos estudos e trabalhos, porém o resultado obtido precisa ser verificado na prática, para testar a capacidade do algoritmo em prever a dose de radiação com precisão.

Han *et al.* (2011), usou simulação MC para comparar AXB, AAA e CCC em água e meio heterogêneo, simulando pulmão, osso e tecido mole virtualmente e mostra superioridade do AXB. Seguindo a mesma linha, Fogliata *et al.* (2011a), faz uma análise, através de simulação MC em meio homogêneo, com diferenças dentro de até 2% para AXB e, em meio heterogêneo, mostra que AXB pode ser uma alternativa ao método MC.

Bush *et al.* (2011), investiga a acurácia do AXB fazendo medidas de campo direto em meio homogêneo, para vários tamanhos de campo e, através de simulação MC, faz comparações com AXB e AAA em meios heterogêneos simulando pulmão, ar e osso. Os testes de campo aberto em meio homogêneo mostraram diferenças com AXB dentro de 1,9%. Cálculos com a heterogeneidade ficaram dentro de até 2,9% (pulmão de baixa densidade, $0,1 \text{ g cm}^{-3}$). Em comparação, diferenças de até 17,5% foram observados nos cálculos de AAA equivalentes.

Hoffmann *et al.* (2012), faz medidas de distribuição de dose em profundidade e perfis de feixe, em meio homogêneo e geometrias simples, em fantoma simulador de tórax, usando câmaras de diamante, de ionização e filmes radiocrômicos. Seus resultados mostram melhor desempenho do AXB.

Em 2012, Han *et al.*, utilizou um fantoma antropomórfico de cabeça e pescoço, para analisar o AXB em planejamentos complexos, utilizando técnicas de terapia de intensidade modulada (IMRT) e terapia volumétrica modulada (VMAT). As medidas foram feitas com câmara de ionização, dosímetros termoluminescentes (TLDs) e filmes radiocrômicos. As doses calculadas com AAA e AXB ficaram dentro de 5% nas medições de TLD. A análise gama dos filmes para AAA e AXB atendeu critérios de 7%/4 mm (mais de 90% aprovados), sendo que a opção dose no meio, do AXB, atendeu critérios de 5%/3 mm na maioria dos casos. Han *et al.* (2012), ainda analisou o tempo de cálculo para os planos testados e AAA foi em torno de 1,5 vezes mais rápido que AXB para IMRT, enquanto AXB foi 4 a 6 vezes mais rápido que AAA para VMAT, mostrando que a técnica utilizada para o planejamento é de grande relevância na análise.

Já Tsuruta *et al.*, (2014), faz uma comparação entre AXB, AAA e XVMC usando fantoma heterogêneo combinando água e tecido equivalente à pulmão com medidas de porcentagem de dose profunda e perfis de campo. Foi encontrada equivalência entre AXB e XVMC nas medidas de porcentagem de dose profunda e perfis dentro de 3%, enquanto AAA e XVMC, dentro de 4,1%. Além dessas medidas, também foram comparados diversos planos de radioterapia estereotóxica corpórea (SBRT), travando as unidades monitoras calculadas originalmente com XVMC, recalculando a distribuição de dose com AXB e AAA. As distribuições de dose recalculadas com AXB apresentaram maior concordância com XVMC. Os tempos médios de cálculo com cada algoritmo foram registrados: 222 s com XVMC; 66 s com AXB e 7 s com AAA.

Como é possível notar, os trabalhos citados adotaram caminhos diferentes para obtenção de uma análise do algoritmo AXB. Ojala *et al.*, (2014) traz uma revisão dos trabalhos daquele momento e os divide em grupos com base nos critérios nos quais cada um se baseia para comparar os resultados obtidos com AXB.

Alguns trabalhos comparam algoritmo versus algoritmo: AXB com MC, com AAA, com CCC. Outros trabalhos realizam medidas com campo direto em fantasmas homogêneos e/ou heterogêneos, e há também aqueles com acesso à fantasmas antropomórficos, utilizando para medidas: Câmara de ionização, dosímetros termoluminescentes, filmes radiocrômicos. Seus resultados podem ser resumidos na tabela 3.

Tabela 3 - A distribuição do conteúdo de vários estudos, incluindo a informação de quantas vezes cada versão do algoritmo AXB é comparado com cada tipo de fantoma e contra qual método de determinação de dose

	Homogêneo	Heterogêneo	Antropométrico	Antropomórfico	Paciente
Meas.	xxxxxx ++++++	xxxxxxxx ++	x	xxxxx ++	o
full-MC	xx	xxxxx + -	x	-	xxxx +
fast-MC	xx	xx ++			xx ++
CCC	xx	xx			xx +
AAA	xxxxxxxx +++++	xxxxxxxxxxxxx +++		xxxx ++	xxxxxxxxxxxxxxxxx ++++++ oo #
Type 'a'	x			x	xx ++ o

Abreviaturas: x: AXB versão 10; +: AXB versão 11; #: AXB versão 13; o: AXB não citada; -: pré-AXB
Fonte: Ojala *et al.*, (2014).

Apesar dos trabalhos citados, poucos dados estão presentes na literatura analisando o AXB versão 16.1.2, que será utilizado neste trabalho

Outro ponto importante que se quer analisar neste trabalho, é a resposta do AXB não só em heterogeneidades pulmão ou ar-equivalente, mas também em metais, como nos casos de pacientes com próteses.

Ojala *et al.*, (2014) foi o primeiro a comparar o AXB com simulação MC em meio de alto número atômico (Z), utilizando implantes de quadril. A comparação foi feita recalculando planos nos dois algoritmos e encontrou boa concordância nos resultados usando campos que atravessavam a prótese.

Considerando cada vez mais o cenário das SBRTs, medidas de perfil de dose em campos pequenos ($1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e $4 \times 4 \text{ cm}^2$) incidindo em fantasmas montados com diferentes metais, incluindo aço e titânio, foram feitas por Akdeniz, Yegingil e Yegingil (2019). As medidas foram realizadas com filme radiocrômico e também levaram em conta a influência de software de correção de artefatos tomografia. As estimativas usando algoritmos AAA e AXB, com implante de titânio foram mais próximas das medidas do filme EBT3, quando comparados com as mesmas estimativas usando aço. Neste estudo, Akdeniz, Yegingil e Yegingil (2019), mostram que o uso do software de redução de artefato (MAR) apesar de não influenciar o valor de HU tem efeito positivo na acurácia do cálculo com AXB, mas não recomenda seu uso com AAA.

A comparação AXB e AAA também foi feita por Cheng *et al.* (2021), com medidas utilizando campos diretos em cilindros de Titânio, aço e tungstênio, posicionados em um fantoma. Foram feitas medições com filme radiocrômico, logo atrás e lateralmente aos cilindros. Simulação MC também foi feita e usada como referência. Na análise dos dados, AXB apresentou diferença de até 18% contra 25% do AAA. Cheng *et al.* (2021), conclui ainda que, o algoritmo AAA não pode fornecer resultados clinicamente aceitáveis a uma distância inferior a 10 mm de metais, para um setup de tratamento com um único campo. Já o AXB é capaz de lidar com metais de baixo número atômico ($Z \leq 26$), mas apresenta resultados não satisfatórios no tungstênio ($Z = 74$), em função da saturação da tabela de densidade do TPS Eclipse que fica limitada à um HU de 10501.

Pawałowski *et al.*, (2022) investigou o uso de diferentes softwares para redução de artefato, com três tipos de metal diferentes: titânio, alloy 600 e tungstênio e fez comparação entre dose medida no fantoma com filme radiocrômico com a dose calculada utilizando AXB, AAA e simulação MC. Medidas de porcentagem de dose profunda não tiveram diferenças estatisticamente relevantes, apesar de a PDP calculada com AXB se aproximar melhor do simulado MC. Pawałowski *et al.*, (2022) também divide as medidas em função da proximidade à heterogeneidade. A incapacidade do algoritmo AAA para modelar a dose de retroespalhamento limita significativamente sua aplicação clínica na presença de metal. Nenhum impacto significativo no cálculo da dose foi encontrado em função das estratégias de redução de artefatos metálicos na imagem e os autores sugerem seu uso para melhorar a precisão do delineamento.

O estudo do impacto de heterogeneidades de alta densidade encontra desafios antes da escolha do algoritmo de cálculo a ser utilizado. Glide-Hurst *et al.* (2013), mostra a importância de se utilizar um tomógrafo com possibilidade de gerar imagens de 16 bits de profundidade. Uma imagem comum de 12 bits gerada nos tomógrafos possui 2^{12} , ou seja, 4096 valores possíveis de HU que vão normalmente de -1.024 à 3.071 HU. Uma imagem de 16 Bits permite 65.536 valores possíveis de HU, dessa forma evitando uma saturação na presença de metais na imagem.

3 METODOLOGIA

Este trabalho pode ser classificado de acordo com seus objetivos e desenho metodológico como uma abordagem quantitativa, descritiva e experimental (DALFOVO; LANA; SILVEIRA, 2008).

O estudo foi realizado em uma clínica de radioterapia filantrópica no sul do Brasil, com mais de uma unidade. Foi optado por realizar as medidas em apenas um dos três aceleradores disponíveis, um acelerador linear Varian 600CD, com colimador multifolhas de 120 lâminas, mesa robótica 6D BrainLab e sistema de Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) ExacTrac versão 5.5.

Todas as imagens tomográficas foram obtidas no mesmo tomógrafo, Canon Aquilion Lightning, com imagens de 16 bits, ou seja, com faixa de HU estendida. Nos casos em que foram utilizados heterogeneidade de alta densidade foram adquiridas duas séries tomográficas: com e sem atuação do software de redução de artefato metálico (MAR).

Os cálculos de dose foram realizados com o sistema de planejamento de tratamento Eclipse 16.1 (TPS) com os algoritmos Acuros External Beam versão 16.1.2 (AXB) com opção de uso de unidade de processamento gráfico (GPU) e Anisotropic Analytical Algorithm versão 16.1.2 (AAA). A operação do TPS é feita via Citrix com 3 servidores FAS (*Framework Agent Server*). A operação do TPS é realizada por meio de uma plataforma virtual Citrix, que permite acesso remoto e otimizado ao sistema. O cálculo é executado em um servidor dedicado com a seguinte infraestrutura computacional: Servidor Dell PowerEdge R740; 2 Processadores Intel® Xeon® Gold 6132, 2.60 GHz; 28 núcleos; 64 GB RAM; 4 Placas de Vídeo (GPUs) NVIDIA Tesla T4. O ambiente virtualizado Citrix é utilizado para permitir que múltiplos profissionais acessem o sistema remotamente, distribuindo a carga de trabalho entre servidores. A presença de quatro GPUs NVIDIA Tesla T4.

Para alcançar os objetivos específicos propostos, este estudo baseou-se nos manuais do fabricante e na revisão da literatura apresentada.

3.1 Curva de calibração da CT

O serviço de radioterapia no qual este estudo foi realizado, assim como a maioria dos serviços de radioterapia do Brasil, não dispõe de fantoma para calibração

do tomógrafo com pontos que alcancem alta densidade. Usamos a curva *default* de calibração da biblioteca do sistema de planejamento Eclipse da Varian Medical Systems e para cobrir a região de altas densidades a curva foi extrapolada manualmente até o ponto de 13 g/cm^3 (AKDENIZ; YEGINGIL; YEGINGIL, 2019; LLOYD; ANSBACHER, 2013). Nossa intenção foi de analisar a resposta do TPS nessas condições.

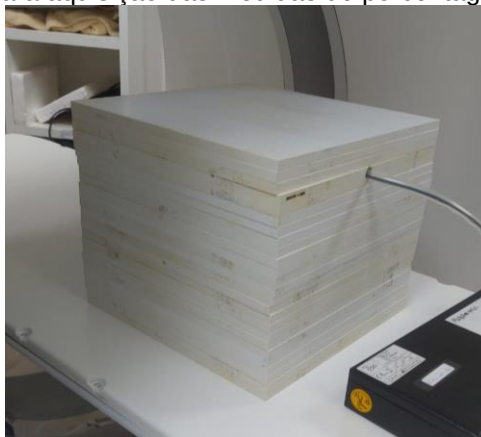
3.2 Curva de porcentagem de dose em profundidade em meio homogêneo

Foram realizadas medidas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) em um fantoma de água sólida. As medidas foram feitas com uma câmara de ionização de placas paralelas SNC350p tipo Roos com um eletrômetro IBA Dose1.

O setup utilizado foi composto por campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância foco-superfície (SSD) igual à 100cm, número de unidades monitoras (UM) fixas e iguais a 30, câmara de ionização posicionada na placa com encaixe adequado, alinhada sempre com o eixo central do campo e em cada medida a placa que contém o encaixe para câmara foi sendo deslocada ao longo da posição vertical, como ilustrado na figura 12. O ponto efetivo de medida foi considerado à 1 mm abaixo da superfície da janela da câmara.

Esse mesmo setup foi escaneado no tomógrafo com cortes de 1,6 mm, 120kV e 96 mAs. Em seguida, foi calculada a distribuição de dose no TPS com Acuros XB e AAA, ambos com grid de cálculo de 2,5 mm. De cada plano calculado foi exportado a curva de PDP para comparação.

Figura 12 - Setup utilizado para aquisição das medidas de porcentagem de dose em profundidade



Fonte: Do autor (2024).

3.3 Curva de porcentagem de dose em profundidade na presença de heterogeneidades

Nesta etapa foram feitos dois estudos: em alta densidade, simulada com uma placa de aço inoxidável do tipo 316L de 10,0 x 10,0 x 0,5 cm³ com densidade de 6,29 g/cm³ e em baixa densidade com uma placa de cortiça de 30,0 x 30,0 x 2,3 cm³ com densidade de 0,74 g/cm³. Para montagem de cada um dos setups com simuladores de heterogeneidade, foram utilizadas placas de água sólida, câmara de ionização de placas paralelas SNC350p tipo Roos com um eletrômetro Sun Nuclear PC electrometer e uma câmara de ionização tipo farmer IBA FC65-P com eletrômetro IBA Dose1.

Nesta etapa fizemos o levantamento da curva de PDP duas vezes, utilizando as diferentes câmaras, citadas acima, na intenção de verificar as medidas realizadas utilizando instrumentos independentes. Dessa forma, o setup e procedimento de medida descritos a seguir foram repetidos apenas substituindo os modelos de câmaras de ionização de placas paralelas pela câmara farmer em cada situação de heterogeneidade.

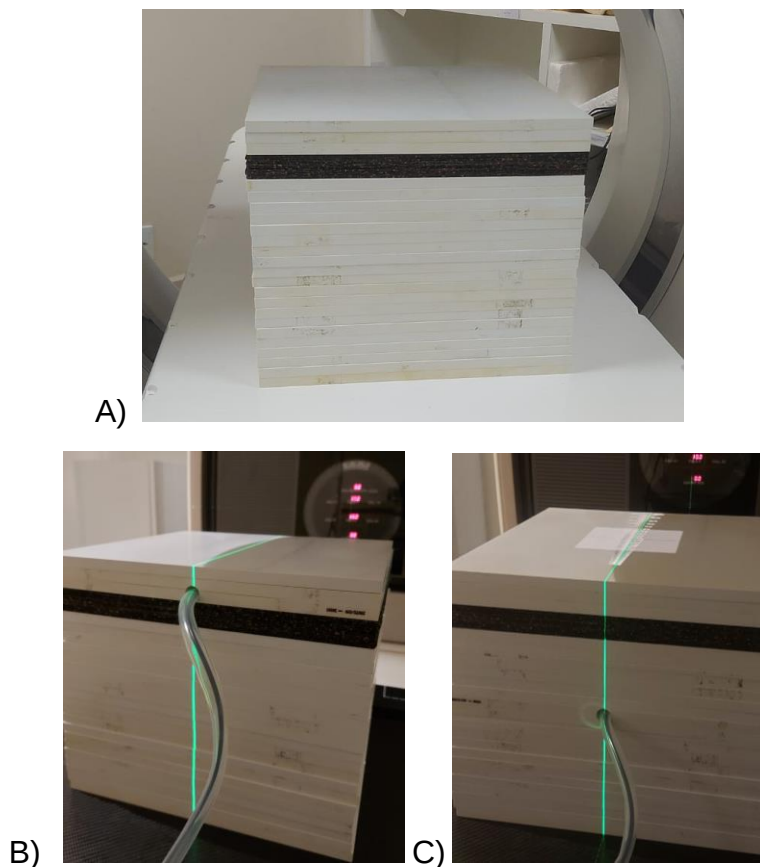
3.3.1 PDP em presença de material de baixa densidade

Foi montado um setup com 3 cm de água sólida, seguido da placa de cortiça, que e mais 20 cm de água sólida.

O setup utilizado foi de campo 10 x 10 cm², distância foco-superfície (SSD) igual à 100cm, número de unidades monitoras (UM) fixas e iguais a 30, câmara de ionização posicionada na placa com encaixe adequado, alinhada sempre com o eixo central do campo e, em cada medida, a placa que contém o encaixe para câmara foi sendo deslocada ao longo da posição vertical, como ilustrado na figura 13.

Esse mesmo setup foi escaneado no tomógrafo com cortes de 1,6 mm, 120kV, 75 mAs e com essas imagens, foi calculada a distribuição de dose no TPS com Acuros XB e AAA, ambos com resolução de cálculo de 2,5 mm. De cada plano calculado foi exportada a curva de PDP para comparação.

Figura 13 - Setup utilizado para aquisição da curva de PDP em meio com heterogeneidade de baixa densidade



A - Setup utilizado para aquisição das medidas de porcentagem de dose em profundidade com a placa de cortiça sempre a 3 cm de profundidade. B e C – Ilustram a aquisição das medidas de dose em profundidade acima e abaixo da placa de cortiça.

Fonte: Do autor (2024).

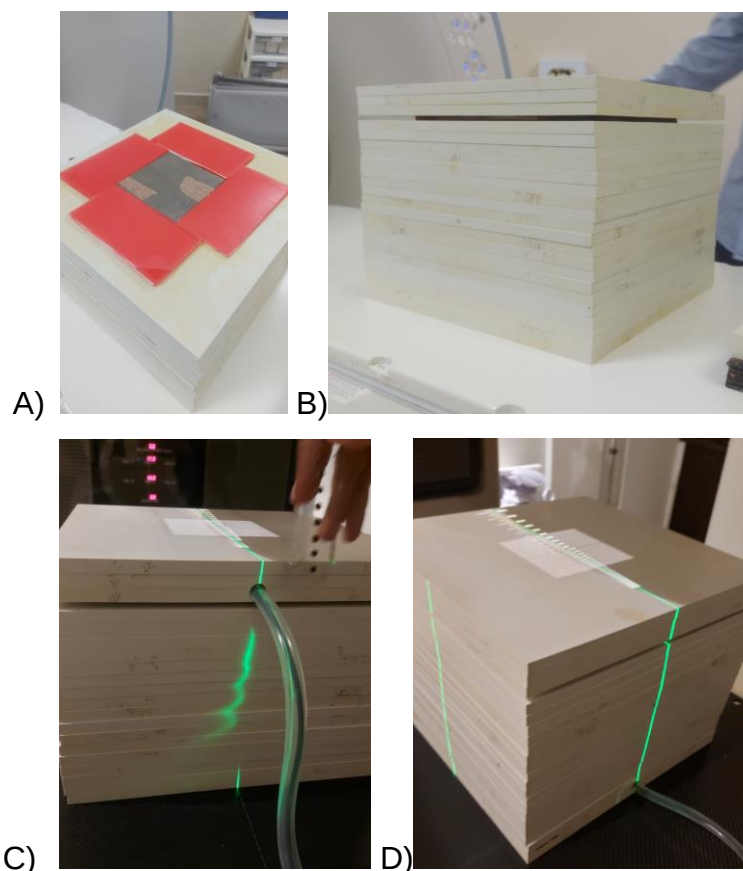
3.3.2 PDP em presença de material de alta densidade

Foi montado um setup com 3 cm de água sólida, seguido da placa de aço e mais 20 cm de água sólida.

O setup utilizado foi de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância foco-superfície (SSD) igual à 100 cm, número de UM fixas e iguais a 30, câmara de ionização posicionada na placa com encaixe adequado, alinhada sempre com o eixo central do campo e, em cada medida, a placa que contém o encaixe para câmara foi sendo deslocada ao longo da posição vertical, como ilustrado na figura 14.

Esse mesmo setup foi escaneado no tomógrafo com cortes de 1,6 mm, 80kV, 92 mAs e em seguida calculado a distribuição de dose no TPS com Acuros XB e AAA, ambos com resolução de cálculo de 2,5 mm. De cada plano calculado foi exportada a curva de PDP para comparação.

Figura 14 - Setup utilizado para aquisição da curva de PDP em meio com heterogeneidade de alta densidade



A - Montagem da placa de aço no fantoma de água sólida. B – Fantoma de água sólida com a placa de aço à 3 cm de profundidade montado. C e D – ilustram a aquisição das medidas de dose em profundidade acima e abaixo da placa de aço.

Fonte: Do autor (2024).

3.4 Medidas com filme radiocrômicos em fantasmas antropomórficos

3.4.1 Calibração dos filmes radiocrômicos

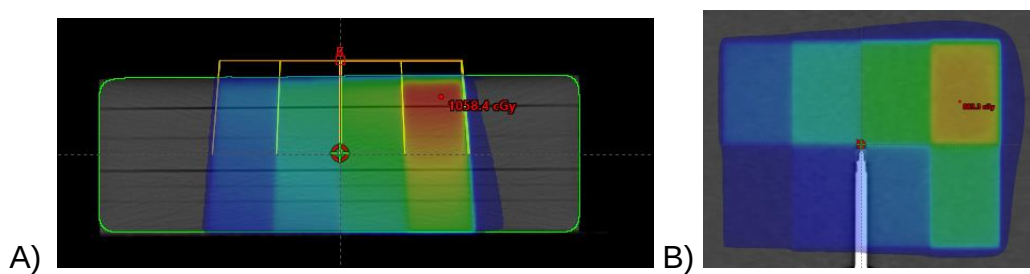
Neste estudo as medidas com filmes foram realizadas utilizando filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3. O filme de $20,3 \times 25,4 \text{ cm}^2$, possui uma camada ativa de $28 \mu\text{m}$ entre duas outras camadas de poliéster de $125 \mu\text{m}$, possui uma faixa ótima de dose de $0,2 \text{ Gy}$ à 10 Gy .

Para digitalização dos filmes foi utilizado um scanner de transmissão Epson Expression 10000XL, de mesa, com resolução óptica de digitalização de $2400 \times 4800 \text{ dpi}$ e profundidade de imagem de 48 bit em cores. Assim as imagens são apresentadas no sistema RGB, com três bandas ou canais representados pelas cores vermelha (R), verde (G) e azul (B). A indicação de cada canal é feita em 16 bit.

Os filmes foram escaneados com resolução de 72 dpi e 48 bit, o tempo para leitura dos filmes foi de 30 minutos e os filmes foram posicionados no centro do scanner com escaneamento na posição *portrait*, ou seja, o eixo maior do filme paralelo à direção de escaneamento, uma vez que a fuga de luz nas extremidades do digitalizador e a menor sensibilidade dos detetores externos diminuem a uniformidade da imagem (FERREIRA; LOPES; CAPELA, 2009) e o ponto importante é a consistência desses parâmetros entre todas as medidas (BORCA ET AL., 2013).

O método usado para levantar a curva de calibração é baseado em um planejamento, no qual foi calculada a dose em um padrão de campos adjacentes com folha única de filme perpendicular ao eixo do feixe de radiação. ROIs de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ foram utilizados no centro de cada campo irradiado, para atribuição do valor de dose. Os valores de dose foram calculados no TPS e verificados com câmara de ionização tipo Farmer conforme sugere TG-235 (NIROOMAND-RAD ET AL., 2020). A figura 15 ilustra o cálculo da dose e o padrão de campos obtidos no sistema de planejamento. A curva de calibração foi levantada com 16 pontos de dose partindo de 73,9 cGy à 1880,2 cGy (figura 16) para análise dos filmes irradiados nos fantasmas. O software utilizado para as análises dos filmes radiocrômicos foi o OminiPro-ÍmRT (versão 1.6.0001) da IBA Dosimetry.

Figura 15 - Imagem obtida no sistema de planejamento do plano utilizado para calibração dos filmes radiocrômicos

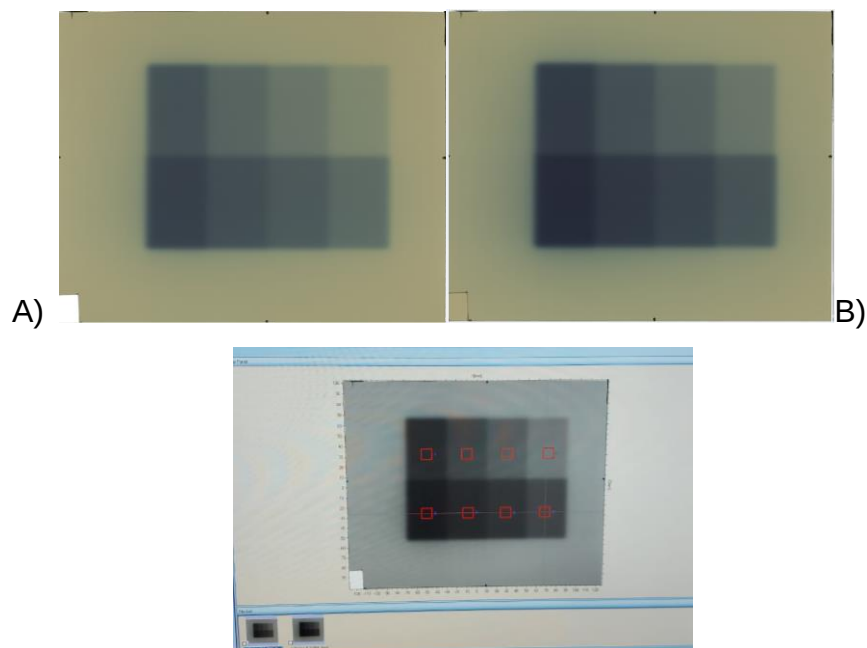


A – Corte axial do fantoma de água sóida irradiado com o planejamento feito para calibração dos filmes.

B – Corte coronal do mesmo setup ilustrando o padrão de campos adjacentes.

Fonte: Do autor (2024).

Figura 16 - Filmes irradiados utilizados para calibração de dose no software OminiPro-l'mRT

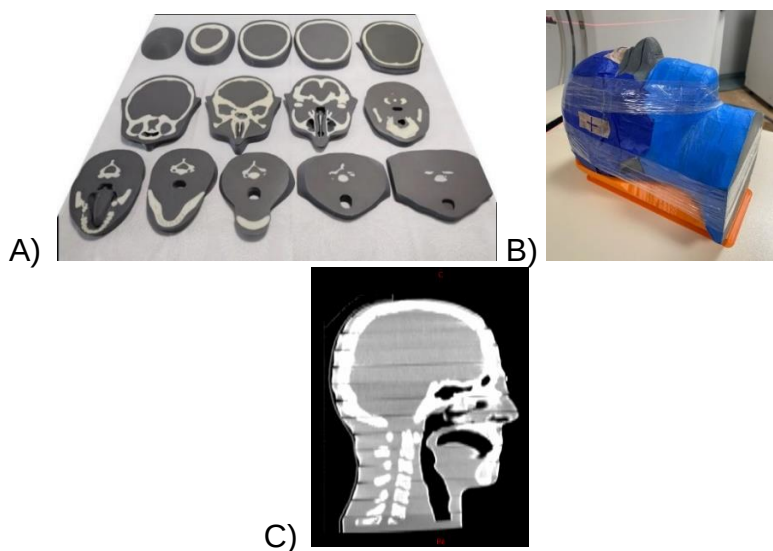


A – Filmes radiocrômicos irradiados para levantamento da curva de calibração de dose no filme. B – Etapa de atribuição do valor de dose à cada região do filme no software OminiPro-l'mRT.
Fonte: Do autor (2024).

3.4.2 Planejamentos elaborados em fantasmas antropomórficos

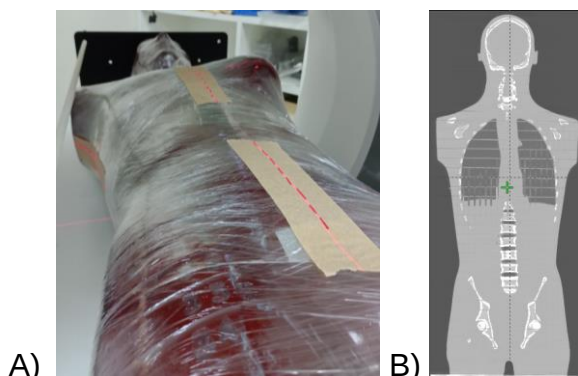
Foram utilizados dois fantasmas antropomórficos: um fantoma de crânio elaborado em impressora 3D, desenvolvido pelo Instituto Federal de Santa Catarina (SAVI, 2022) ilustrado na figura 17 e um fantoma Alderson Rando (AR) ilustrado na figura 18.

Figura 17 - Fantoma antropomórfico de crânio



A – Fatias do fantoma no sentido crânio-caudal. B – Fantoma de Crânio montado. C – Imagens tomográficas do fantoma Labmais adquiridas neste estudo.
 Fonte: Savi (2022); Do autor (2024).

Figura 18 - Fantoma antropomórfico Alderson Rando



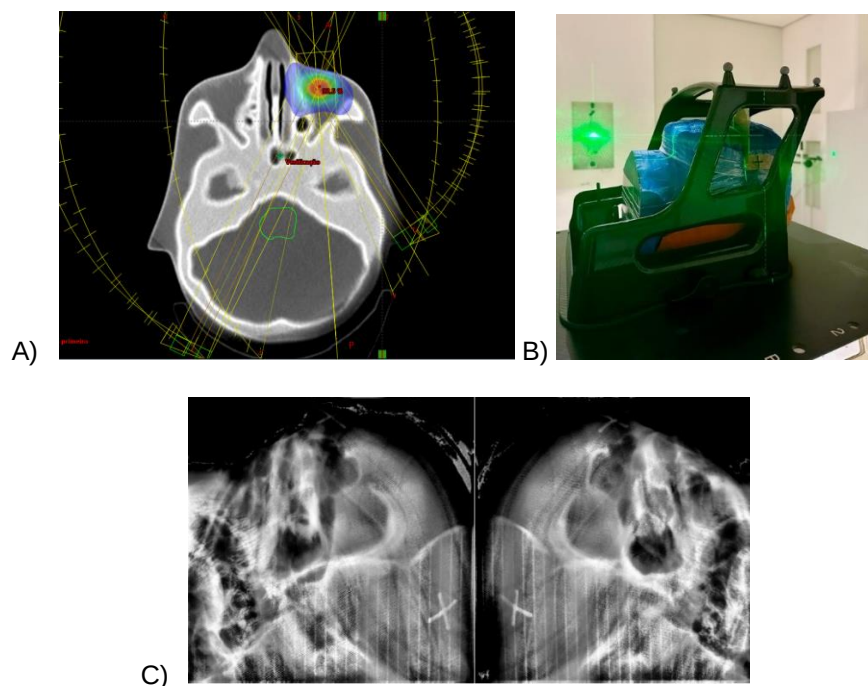
A - Fantoma Alderson Rando utilizado neste estudo. B – Imagens tomográficas do fantoma AR adquiridas neste estudo.
 Fonte: Do autor (2024).

Ambos os fantasmas foram tomografados, o de crânio com cortes de 0,25 cm, 120 kV, 115 mAs e o AR com cortes de 0,16 cm, 120 kV e 96 mAs.

Nos dois fantasmas foram feitos planejamentos irradiando transições de tecidos com diferenças de densidade. Regiões com interface tecido-ar, onde temos influência da heterogeneidade de baixa densidade e regiões com interface tecido-osso, nas quais temos uma heterogeneidade de densidade mais elevada. Em cada planejamento foi calculado a distribuição de dose com AAA e AXB, mantendo-se as mesmas UMs para comparação com os filmes.

No fantoma de crânio foi projetado um plano de tratamento de um caso de câncer de órbita ocular, região que inclui transições tecido-osso e tecido-ar. O plano entrega 10Gy, composto de 7 arcos de 120° e o posicionamento do fantoma foi feito com IGRT e mesa robótica com tolerância de 1 mm/1°. Escolhemos o corte mais representativo do plano no fantoma para inserção do filme radiocrômico. O setup de irradiação do fantoma de crânio pode ser visto na figura 19.

Figura 19 - Planejamento e setup de irradiação do fantoma de crânio



A – Planejamento realizado no fantoma de crânio. B – Foto do setup utilizado para irradiação do filme radiocrômico no fantoma de crânio. C – Imagens obtidas utilizando IGRT e mesa robótica no posicionamento do fantoma.

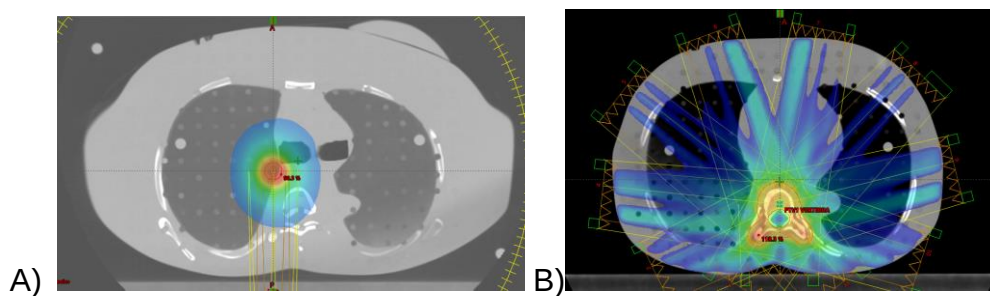
Fonte: Do autor (2024).

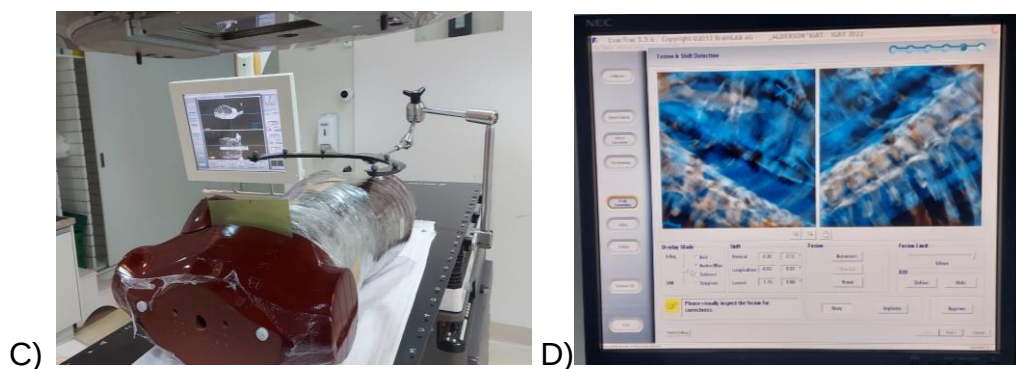
No fantoma AR foram elaborados dois planos ilustrados na figura 20:

A) Um plano na região pulmonar ultra central, com influências de vértebra, arcos costais e transições tecido-ar, entregando 18Gy com 4 arcos completos.

B) Um plano simulando um caso de metástase óssea em corpo vertebral, na região torácica, focando a interface tecido-osso, entregando 12 Gy em 11 campos de IMRT.

Figura 20 - Planejamentos e setup de irradiação do fantoma Alderson Rando





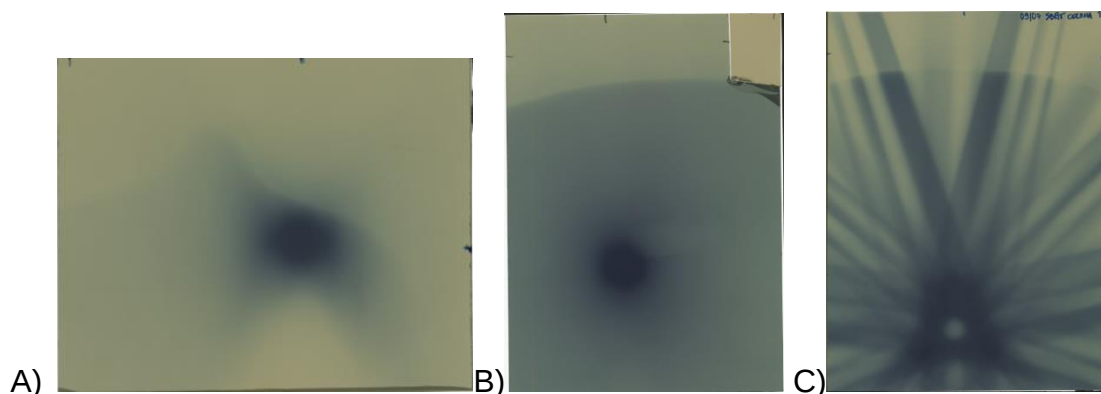
A – Planejamento no TPS de lesão em região pulmonar ultra central. B – Planejamento no TPS de lesão em corpo vertebral. C – Exemplo dos setups de irradiação do fantoma AR utilizando filme. D – Ilustração da etapa de posicionamento utilizando IGRT e mesa robótica.

Fonte: Do autor (2024).

Os três planos foram irradiados nos respectivos fantasmas, a distribuição de dose planar avaliada através de filmes radiocrômicos inseridos nos cortes mais representativos de cada planejamento e o posicionamento realizado com IGRT e mesa robótica com tolerâncias de 1mm/1°.

A figura 21 mostra os filmes irradiados de cada planejamento utilizados, para comparações por análise gama. Ao todo foram realizadas 6 análises comparativas. Para cada planejamento foi comparado filme x AAA, filme x AXB e AAA x AXB, com os seguintes critérios de análise gama: 3%/3mm e limiar de dose maior que 10% e 2%/2mm com limiar de dose maior que 10%, sempre em valores absolutos de dose e análise global.

Figura 21 - Filmes radiocrômicos irradiados nos fantasmas de crânio e Alderson Rando



A – de crânio; B – de pulmão e C – corpo vertebral.

Fonte: Do autor (2024).

A análise gama dos filmes foi realizada utilizando o software OminiPro-I^mRT (versão 1.6.0001).

3.5 Medidas utilizando detector planar composto por matriz de diodos em setups com aço ou cortiça

Uma ferramenta de análise de dose planar são as matrizes de detectores. O serviço dispõe da matriz de diodos SRS MapCHECK, da Sun Nuclear (SUN NUCLEAR, 2022). A matriz composta por 1013 diodos espaçados a cada 2,47 mm que, em função de sua geometria de construção, fornece uma resolução espacial de 0,48 mm, possui um buildup inerente de 2,75 g/cm² e está ilustrado na figura 22 a seguir. O software utilizado para análise gama das comparações é o SNC Patient versão 8.5.1.9.

Os setups, elaborados usando o SRS MapCHECK, foram escaneados no tomógrafo com cortes de 1 mm. As imagens importadas e delineadas no TPS, seguiram as recomendações do manual da matriz de diodos, colocando todo o detector com o valor de unidades de Hounsfield (HU) igual a 299 (SUN NUCLEAR, 2022)

Figura 22 - Matriz de diodos SRS MapCHECK, da Sun Nuclear utilizada neste estudo



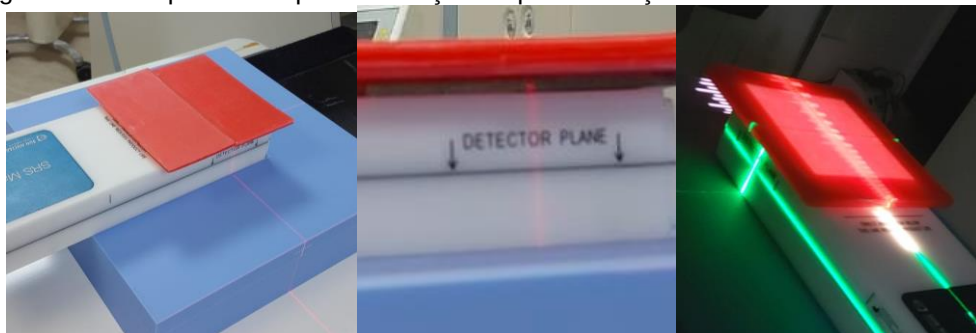
Fonte: Do autor (2024).

Para cada planejamento foi comparado a distribuição de dose obtida na matriz de diodos com a distribuição calculada no TPS, usando em cada um dos algoritmos as mesmas UMs, com os seguintes critérios de análise gama: 1%/1mm; 1,5%/1,5mm e 3%/3mm com limiar de dose de 10%, sempre em valores absolutos de dose.

3.5.1 Setup com placa de aço e SRS MapCHECK

Foi posicionado a placa de aço 316L diretamente sobre a matriz de diodos e adicionado uma camada de 1 cm de cera rosa 7 odontológica ($0,95 \text{ g/cm}^3$), comumente usada na rotina clínica para superficializar a dose e, neste caso, simulando uma transição tecido-metal, como ilustrado na figura 23.

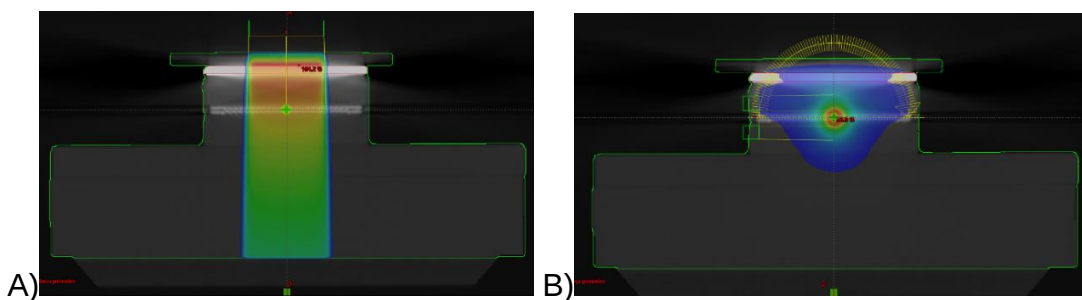
Figura 23 - Setup utilizado para irradiação da placa de aço utilizando a matriz de diodos



Fonte: Do autor (2024).

Neste setup foram elaborados dois planejamentos: Plano A com um campo direto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, com isocentro posicionado no centro do plano dos detectores com 500 UM, equivalentes à uma dose de 4 Gy nesse plano. Plano B com um semiarco partindo de 270° até 90° , entregando 700 UM equivalentes a uma dose 4,8 Gy no plano do detector. A distribuição planar de dose foi calculada com os dois algoritmos de dose (AAA e AXB) e realizadas as comparações com os diferentes critérios de análise gama. Os planejamentos estão ilustrados na figura 24 a seguir.

Figura 24 - Setup utilizado para irradiação da placa de aço associada ao SRS MapCHECK



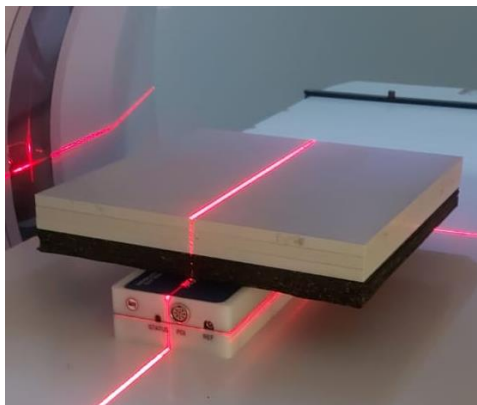
A – Irradiando o conjunto com 500 UM através de um campo direto; B – Irradiando o conjunto com 700UM através de um semiarco.

Fonte: Do autor (2024).

3.5.2 Setup com placa de cortiça e SRS MapCHECK

Neste setup foi posicionada a placa de cortiça diretamente sobre a matriz de diodos e adicionado 3 cm de água sólida, como ilustrado na figura 25.

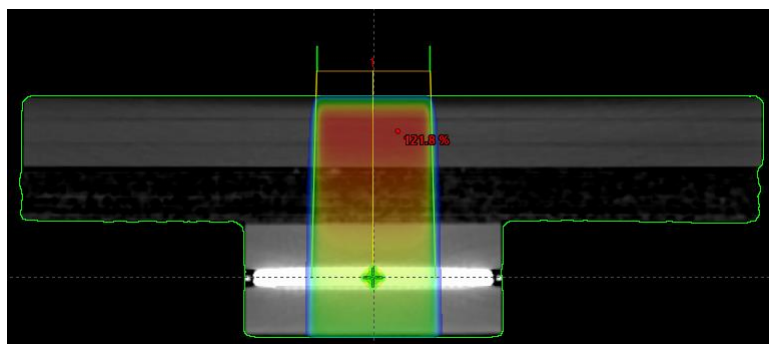
Figura 25 - Setup utilizado para irradiação da placa de cortiça utilizando a matriz de diodos



Fonte: Do autor (2024).

Neste novo setup foi utilizado um campo direto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, com isocentro posicionado no centro do plano dos detectores com 550 UM, equivalentes à uma dose de 4Gy neste plano. A distribuição planar de dose foi calculada com os dois algoritmos e realizadas as comparações com os diferentes critérios. A figura 26 ilustra o planejamento realizado para esta etapa.

Figura 26 - Setup utilizado para irradiação da placa de cortiça associada ao SRSMaPcHECK



Conjunto irradiado com 550 UM através de um campo direto.

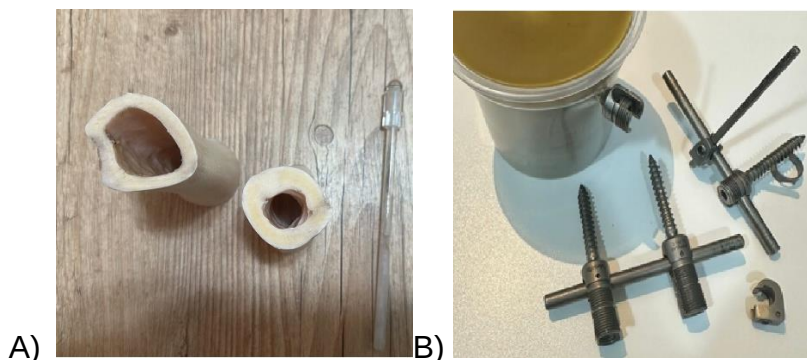
Fonte: Do autor (2024).

3.6 Fantoma Artrodese elaborado pelo serviço de radioterapia

Em virtude do atual estudo, era desejado analisar a situação na qual o paciente apresenta próteses em corpo vertebral e necessita de irradiação na mesma região. Para isso foi elaborado manualmente um fantoma que representasse de certa forma esse cenário.

Foi cedido ao departamento um conjunto de parafusos de titânio ($3,65 \text{ g/cm}^3$) que são utilizados nas cirurgias de artrodese, que unem duas ou mais vértebras através da fixação desses parafusos, buscando alívio da dor e estabilidade espinhal do paciente (MENEZES *ET AL.*, 2009). Com os parafusos de titânio em mãos, o próximo passo foi utilizar um osso de ossobuco (região da canela do boi, com $2,0 \text{ g/cm}^3$) e cera de abelha ($0,97 \text{ g/cm}^3$) para obter uma simulação da situação problema descrita a cima. Os materiais podem ser visualizados na figura 27.

Figura 27 - Materiais utilizados na elaboração do fantoma artrodese



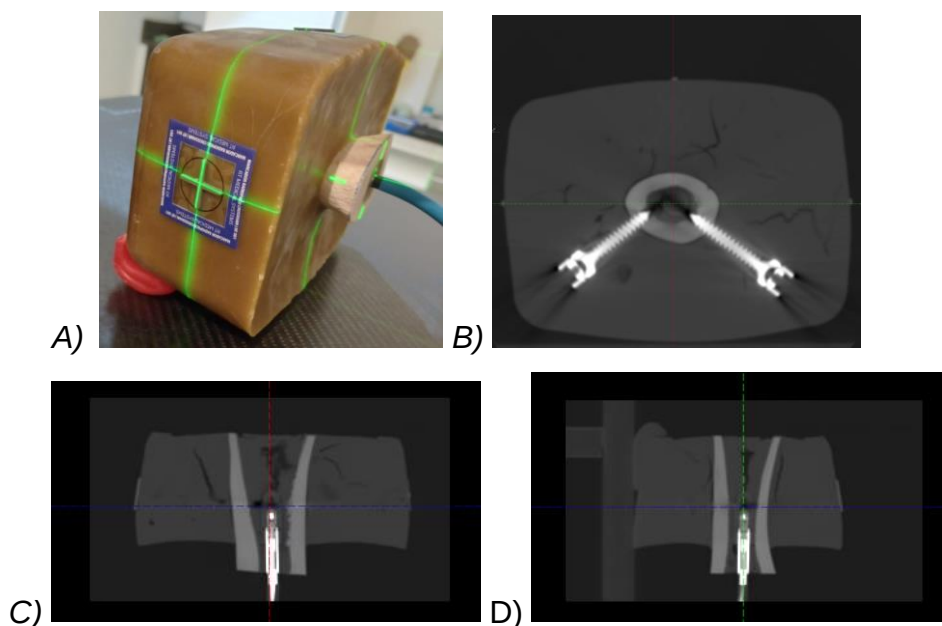
A – Osso de ossobuco e molde da câmara de ionização feito em resina; B – Parafusos e titânio comumente utilizados em cirurgias ortopédicas e cera de abelha.

Fonte: Do autor (2024).

Fixou-se os parafusos no osso e inseriu-se em sua cavidade um molde feito em resina de um câmara de ionização PTW Semiflex, à prova d'água, de $0,125 \text{ cm}^3$. Esse conjunto foi colocado em um recipiente e preenchido com cera de abelha derretida. Elaborado pelo físico Thiago Schmeling Fontana, físico sênior do serviço de radioterapia no qual realizou-se este estudo, o fantoma foi batizado de *Artrodese*. Na figura 28 podemos ver o fantoma e suas imagens tomográficas.

Dois setups de medidas foram elaborados com o fantoma Artrodese: Um para medida de dose pontual com câmara de ionização e outro para medidas de distribuição planar de dose associando-o à matriz de diodos.

Figura 28 - Fantoma Artrodese



A- Fantoma Artrodese elaborado no próprio serviço de radioterapia. B, C e D respectivamente – Cortes axial, coronal e sagital das imagens tomográficas do fantoma artrodese.

Fonte: Do autor (2024).

3.6.1 Artrodese e medidas pontuais com câmara de ionização

Montado de forma que a câmara posicionada dentro do osso perfurado pelos dois parafusos de titânio possa fazer medidas de dose pontual, o fantoma foi escaneado no tomógrafo com cortes 0,5 mm e inserido no TPS.

Neste primeiro setup, utilizou-se uma câmara de ionização PTW Semiflex de 0,125 cm³ com eletrômetro IBA Dose1 calibrada através de calibração cruzada em um feixe de fótons 6MV com uma câmara farmer IBA FC65-P e eletrômetro IBA Dose1 calibrados em laboratório de rastreamento secundário (Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD). Alinhou-se o fantoma no isocentro do acelerador linear para as medidas.

Nesse setup foram elaborados três planejamentos, que estão ilustrados na figura 29, cada um deles com a distribuição de dose calculada com AAA e AXB, mantendo-se o mesmo número de UM para comparação com a dose pontual medida na câmara de ionização.

Plano A: Composto por dois quartos de arco somando 180°, irradiando a parte posterior do fantoma, com tamanho de campo 3,7 x 2,4 cm², com 500 UM cada quarto de arco.

Este plano dilui a dose total ao longo dos 180° simulando situações clínicas em que apenas alguns campos ou parte do campo atravessa uma região de prótese metálica. O tamanho de campo foi obtido dando uma margem de 1 cm ao redor do volume da câmara e o valor de 500MU foi escolhido empiricamente e representa um valor de dose próximo de 7Gy.

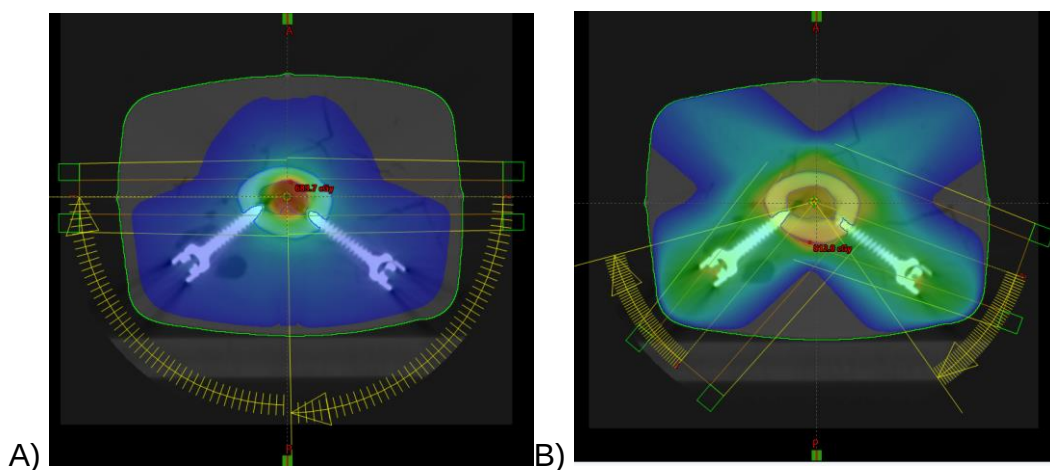
Plano B: Dois segmentos de arcos de 35° cada, tamanho de campo igual a 6,0 x 5,4 cm², irradiando o fantoma através dos parafusos de titânio com 500 UM cada arco.

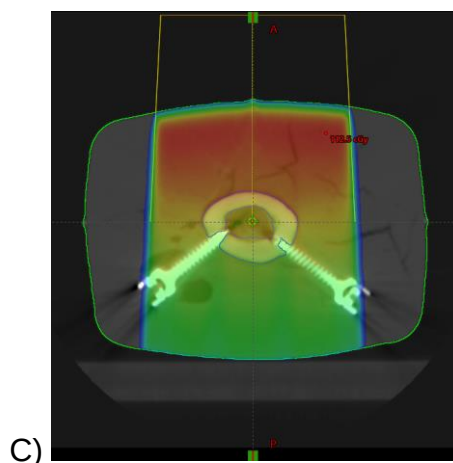
O plano B entrega toda a dose prescrita através da prótese metálica. Uma situação rara na clínica, mas neste estudo ele simula uma condição mais extrema, para melhor análise da influência do metal. O tamanho de campo foi obtido de forma a englobar todo o diâmetro do osso irradiado e o valor de 500 UM escolhido empiricamente que equivale aproximadamente a 7Gy.

Plano C: Um campo direto de 10 x 10 cm², pela região anterior do fantoma, entregando 100 UM.

Este plano difere dos dois anteriores pelo fato de não atravessar a prótese. Os parafusos contribuem com dose espalhada e a principal interferência na distribuição de dose se dá pela presença do osso. Esta situação bem comum na prática clínica.

Figura 29 - Planejamentos elaborados para medidas de dose pontual no fantoma artrodese



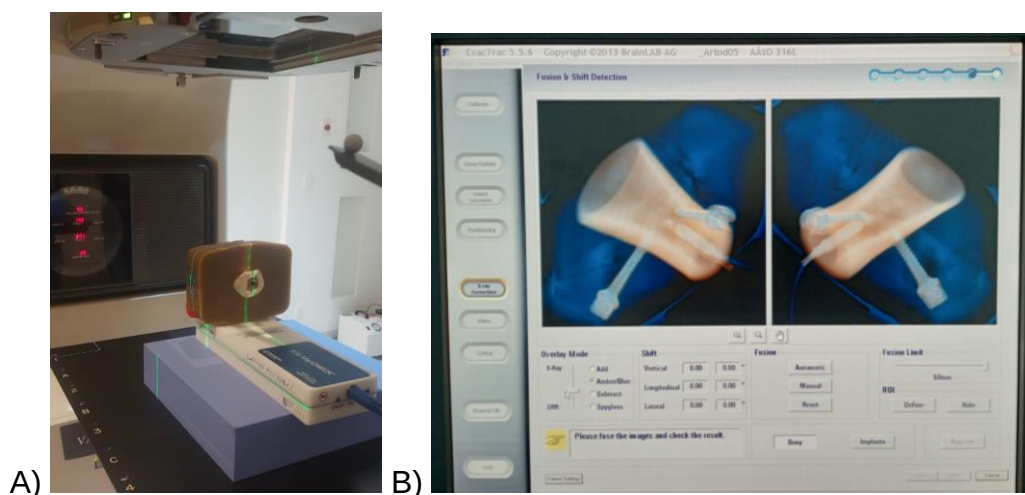


A – Plano com dois quartos de arco posteriores. B – Plano com dois segmentos de arco de 35° cada com entrada do feixe na região dos parafusos de titânio. C – Campo direto anterior.
Fonte: Do autor (2024).

3.6.2 Artrodese e medidas realizadas com SRS MapCHECK

A matriz de diodos foi colocada sobre 7 cm de água sólida e o fantoma Artrodese posicionado diretamente sobre a matriz, com suas marcas de alinhamento combinadas às marcas de posicionamento da matriz de forma a manter o plano dos detectores no isocentro do acelerador linear. Desta forma, este setup foi utilizado para comparação de distribuição de doses planares.

Figura 30 - Setup de irradiação do fantoma artrodese associado ao SRSMAPCHECK utilizando IGRT



A – Setup utilizado combinando o fantoma Artrodese com a matriz de diodos e B – Tela do software Exactrac utilizado para realização do IGRT no posicionamento no conjunto.
Fonte: Do autor (2024).

O setup ilustrado na figura 30 A foi tomografado com corte de 1,0 mm em um tomógrafo Canon Aquilion Lightning, já descrito anteriormente. Com este setup, três planos foram elaborados e calculados com os dois algoritmos (AAA e AXB). A dose medida no plano dos detectores foi comparada através de análise gama com o previsto pelos dois algoritmos fixando-se as UM.

Os posicionamentos no acelerador linear, tanto do setup *Artrodese* com câmara de ionização, quanto *Artrodese* com SRS MapCheck, foram feitos utilizando IGRT e mesa robótica com critério 1 mm/1°. A figura 30 B ilustra as imagens obtidas com o *Exactrac*.

- Plano A: O primeiro plano consiste de um campo direto de tamanho 7,0 x 5,5 cm², com gantry a 0°, entregando 800 UM, equivalentes a uma dose em torno de 4,5 Gy no plano do detector, atravessando parte dos parafusos e osso.

Este plano possui interferência dos parafusos de titânio nas extremidades do campo e o centro do campo atravessa a região óssea do fantoma.

- Plano B: Composto por três campos de 7,0 x 5,5 cm², de gantry 340°, 0° e 20° entregando 270 UM cada, equivalentes a uma dose em torno de 4,5 Gy no plano do detector, englobando os parafusos de titânio e osso.

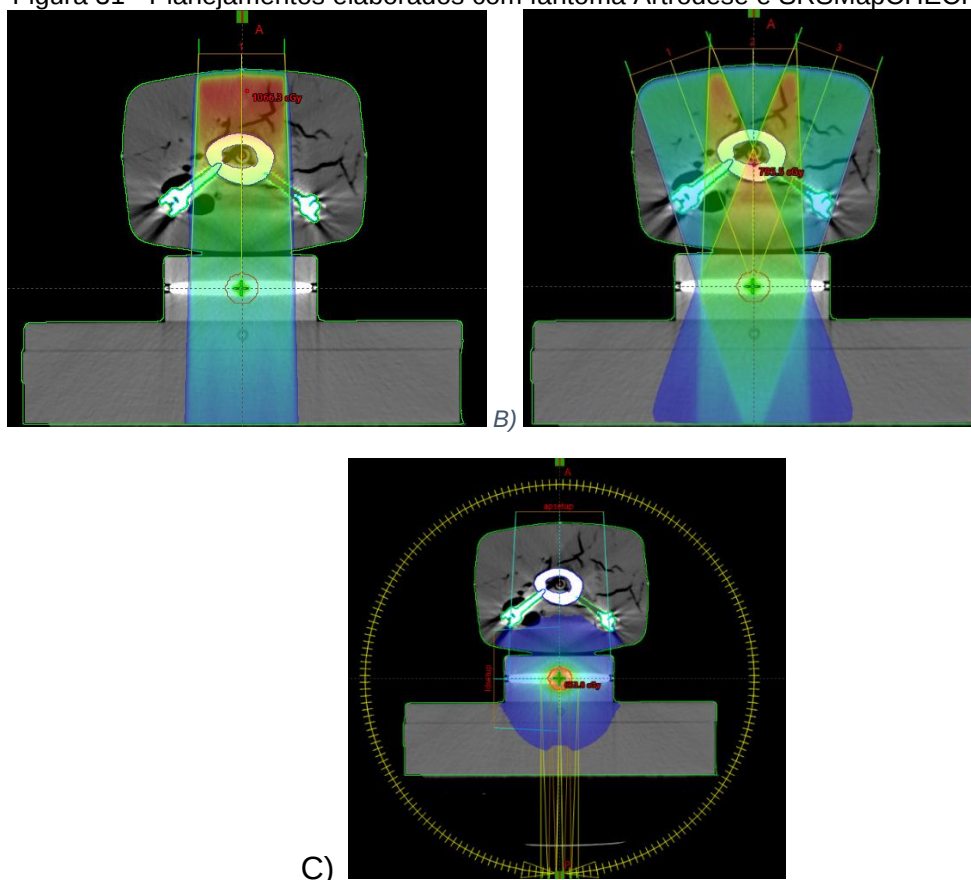
No plano B adicionamos dois campos angulados que atravessam os parafusos diretamente aumentando significativamente a porção de titânio irradiada de forma direta no caminho até o detector.

- Plano C: Com 2 arcos completos de 181° à 179° e tamanho de campo igual 3,6 x 2,4 cm², o terceiro plano entrega 552 UM em cada arco, irradiando todo o conjunto e totalizando uma dose em torno de 4,5 Gy no plano do detector.

Nesta configuração diluímos a dose ao redor do fantoma permitindo ao feixe atravessar o titânio e o osso em uma proporção menor, o que pode ocorrer na prática clínica quando mesmo utilizando outras incidências de campo ainda assim acabamos por atravessar a prótese em alguma delas.

Cada um desses planejamentos está ilustrado na figura 31 a seguir.

Figura 31 - Planejamentos elaborados com fantoma Artrodese e SRMapCHECK



A – Campo direto anterior irradiando parte dos parafusos de titânio e osso. B – Composição de três campos englobando os parafusos de titânio e osso. C – Dois arcos completos irradiando todo o conjunto.

Fonte: Do autor (2024).

3.7 Comparação do Histograma Dose Volume de diferentes planejamentos calculados com AAA e posteriormente recalculados com AXB

Histograma dose volume (DVH) é um gráfico que mostra o percentual de cada estrutura delineada em função da dose recebida (KHAN, 2010).

Foram utilizados dez planejamentos com os fantasmas citados neste estudo, com diferentes volumes delineados e distribuições de dose calculadas com AAA e posteriormente com AXB, mantendo as mesmas UMs. Em cada planejamento foi analisado o DVH dos alvos e algumas estruturas consideradas como órgãos de risco (OAR).

A publicação do ICRU Report 83 (HODAPP, 2012) descreve, entre outras recomendações, os pontos de dose quase-mínima (D98%), dose quase-máxima (D2%) e dose média (D50%) como importantes parâmetros de avaliação da dose no

alvo, assim em cada planejamento escolhemos ao menos cinco pontos na curva de DVH da estrutura alvo (PTV): Dose mínima recebida (D_{min}); dose quase-mínima ($D_{98\%}$); dose média na estrutura (D_{med}); dose quase máxima ($D_{2\%}$) e dose máxima recebida (D_{max}).

Foram utilizados os 3 planejamentos no fantoma Alderson Rando:

- Plano A: PTV em corpo vertebral, com 11 campos de IMRT;
- Plano B: PTV em região pulmonar ultra central, com 4 arcos completos;
- Plano C: PTV na transição pulmão-fígado, usando 2 arcos de 90° a 185° .

No fantoma artrodese foram selecionados mais 5 planejamentos:

- Plano D: PTV na região da medula óssea com 2 arcos de 90° ;
- Plano E: PTV englobando toda circunferência do osso com 2 segmentos de arcos com 35° cada;
- Plano F: PTV na região da medula óssea utilizando um campo direto;
- Plano G: artrodese associado à matriz de diodos, com um PTV no plano dos detectores. Utilizou-se 2 arcos completos;
- Plano H: Artrodese associado à matriz de diodos com PTV no plano dos detectores e uma composição de 3 campos.

Por fim, no fantoma de crânio selecionaram-se mais 2 planejamentos:

- Plano I: Região próxima à órbita esquerda, planejada com 7 arcos de 120° cada
- Plano J: PTV próximo ao seio esfenoidal, planejado com 9 campos de IMRT.

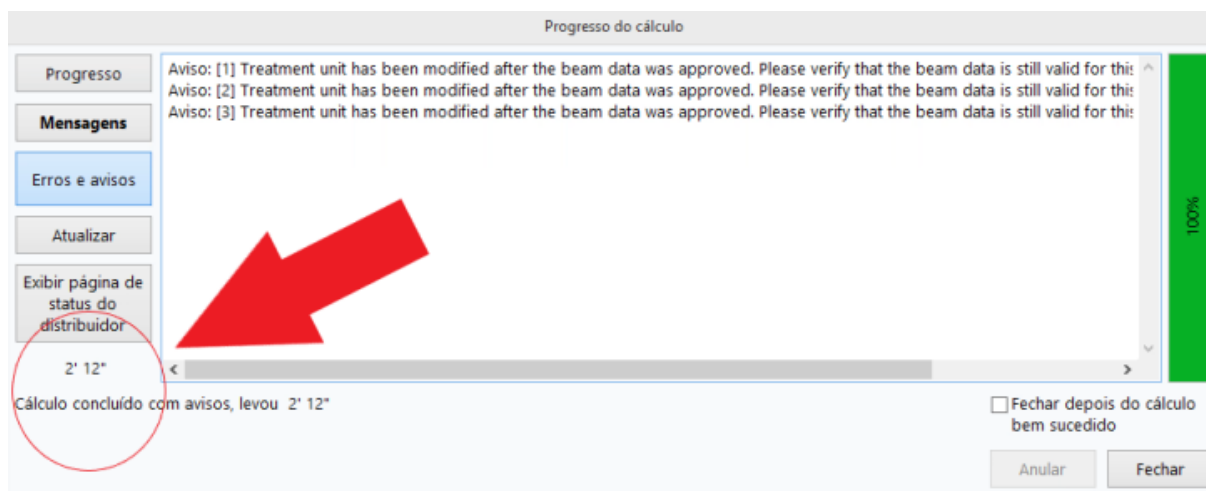
3.8 Comparação entre os tempos de cálculo com AXB x AAA

Nesta sessão analisou-se o tempo de cálculo de 15 planejamentos, utilizando AAA, AXB e AXB com GPU.

Após computar os tempos de cálculo, os dados foram segregados por técnica de planejamento, número de campos ou número total de graus (no caso de arcos) e volume do alvo. Cada plano foi calculado três vezes para obtenção de um tempo médio.

O tempo de cálculo foi obtido no próprio TPS, na janela ilustrada na figura 32 a seguir.

Figura 32 - Janela do sistema de planejamento que mostra o andamento do cálculo de dose.
Evidenciado o local onde o tempo de cálculo é registrado



Fonte: Do autor (2024).

A tabela 4 é um resumo dos planejamentos realizados e dos parâmetros utilizados nas análises dos tempos.

Tabela 4 - Enumeração dos planos utilizados para comparação do tempo de cálculo entre AAA e AXB

Planos para análise dos tempos de cálculo			
planos	técnica	número de campos /graus	volume do PTV [cc]
1	arco	1432	4,14
2	arco	1074	4,14
3	arco	716	4,14
4	arco	358	4,14
5	arco	358	66,4
6	arco	265	95,49
7	IMRT	15	4,9
8	IMRT	15	641,2
9	IMRT	12	4,9
10	IMRT	11	4,9
11	IMRT	9	4,9
12	3D	15	95,49
13	3D	12	95,49
14	3D	12	3,62
15	3D	9	95,49

Fonte: Do autor (2024).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na sessão anterior foram descritas todas as medidas realizadas neste trabalho. Deste ponto em diante serão apresentados os resultados obtidos e também demonstrado por meio de um manuscrito intitulado “Análise do desempenho do algoritmo acuros xb em situações de heterogeneidade através de comparação com algoritmo aaa, medidas de pdp e em fantasmas antropomórficos”, anexado nesta dissertação (APÊNDICE A).

Serão registrados os resultados e realizadas as análises comparativas entre as medidas com os diferentes detectores (câmara de ionização; filme radiocrômicos e matriz de diodos) e os cálculos realizados com AAA e AXB.

Os dados serão dispostos na ordem da sessão anterior:

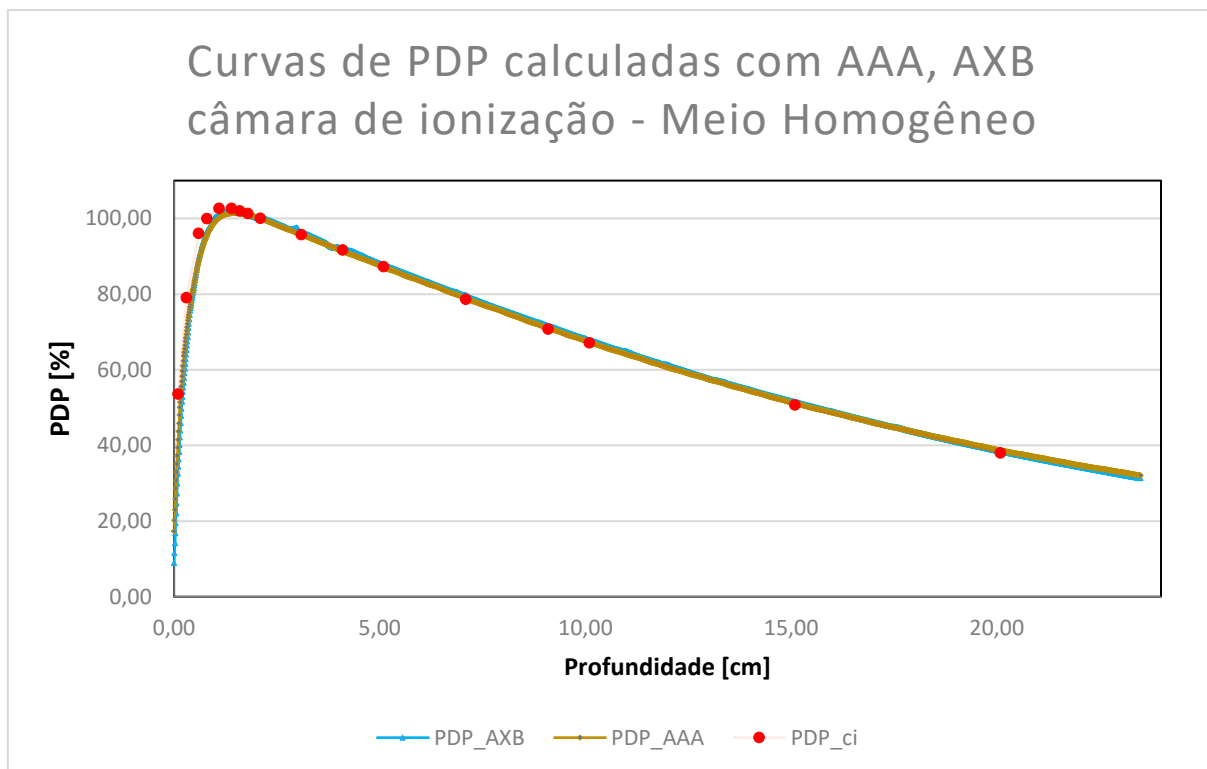
- Curva de PDP obtida em meio homogêneo;
- Curva de PDP obtida em meio heterogêneo de baixa densidade;
- Curva de PDP obtidas em meio heterogêneo de alta densidade;
- Resultados obtidos nos fantasmas antropomórficos utilizando filmes:
 - Fantoma antropomórfico de crânio;
 - Fantoma antropomórfico Alderson Rando (na região torácica);
- Resultados obtidos com SRS MapCHECK:
 - Utilizando placa de aço e SRS MapCHECK;
 - Utilizando placa de cortiça e SRS MapCHECK;
- Resultados obtidos na utilização do fantoma Artrodese:
 - Com câmara de ionização;
 - Com SRS MapCHECK;
- Análise dos DVHs dos planos calculados com AAA x AXB;
- Análise dos tempos de cálculo dos planos com AAA x AXB.

4.1 PDP em meio homogêneo

Temos, no gráfico da figura 33, a comparação entre as curvas de PDP medidas e as obtidas do TPS com AAA e AXB. A normalização dos valores de dose medidos para obter a curva em percentual de dose foi feita em 1,9 cm de profundidade, para manter o mesmo ponto utilizado na normalização das curvas de PDP nos demais

setups com heterogeneidades. Isso se deve em função da limitação destes outros setups, já que nestes, foi mantida fixa a camada inicial de 3 cm de água sólida, seguida pelas heterogeneidades e a medida na profundidade de 1,6 cm (ponto de máxima dose) não foi possível em todos os setups.

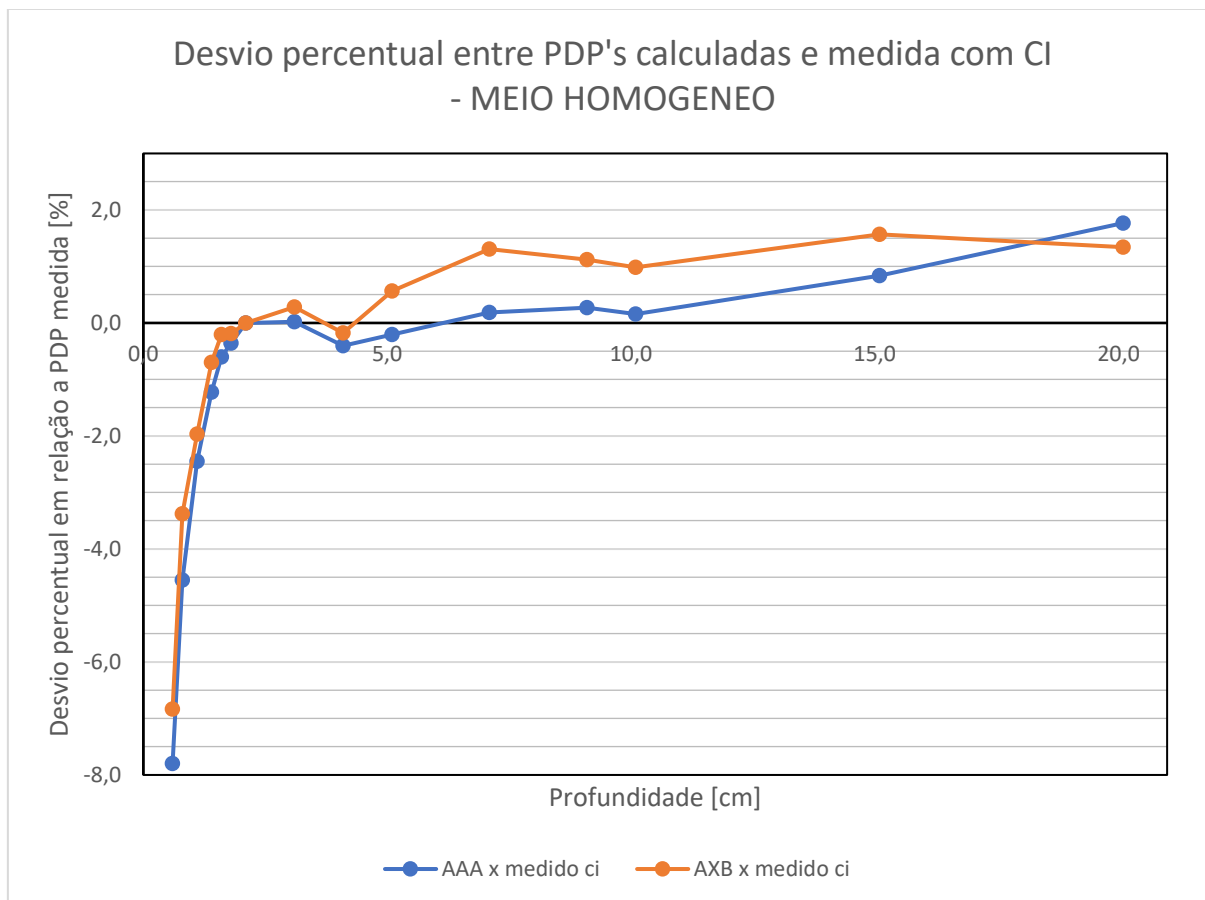
Figura 33 - Curvas de PDP calculadas com AAA, AXB e medida com câmara de ionização de placas paralelas em meio homogêneo simulado através de água sólida



Fonte: Do autor (2024).

Com os dados obtidos foi calculado o desvio percentual entre os valores obtidos no TPS e os medidos com CI através da seguinte fórmula: $[(tps - medido) / medido] \times 100$. Estes resultados estão na figura 34.

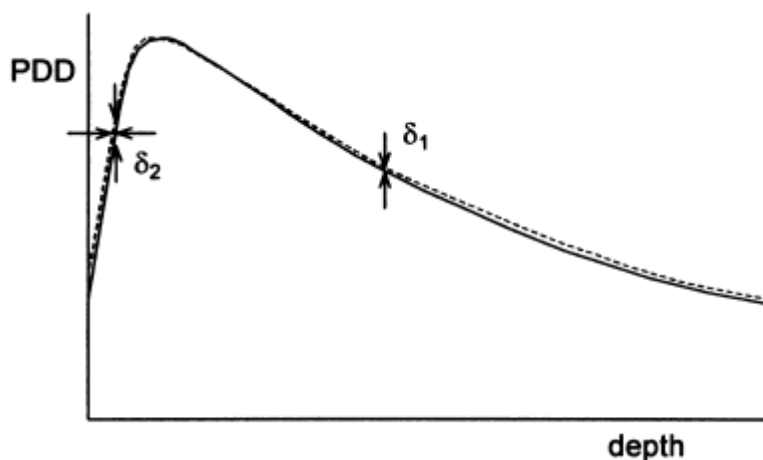
Figura 34 - Desvios percentuais entre as curvas de PDP calculadas com cada algoritmo e a curva de PDP medida com câmara de ionização em função da profundidade



Fonte: Do autor (2024).

Conforme Venselaar, Welleweerd e Mijnheer (2001), temos critérios diferentes de aceite entre a região de buildup do feixe e pontos mais profundos, principalmente em função da diferença de gradiente de dose muito mais acentuado na região de buildup. Assumimos as tolerâncias propostas por Venselaar, Welleweerd e Mijnheer (2001) de acordo com a tabela 5, assim do ponto de buildup em diante, em meio homogêneo, esperamos uma concordância dentro de 2% entre as medidas e o TPS, já para região de buildup, uma concordância dentro de 10% é aceitável (VENSELAAR; WELLEWEERD; MIJNHEER, 2001). A figura 35 ilustra as diferentes tolerâncias ao longo da curva de PDP.

Figura 35 - Regiões de tolerâncias diferentes na comparação da curva de DVH medida x calculada



Fonte: Venselaar, Welleweerd e Mijnheer (2001).

Tabela 5 - Diferentes valores de tolerância δ propostos para diferentes configurações

Tolerâncias	1- Meio Homogêneo, geometria simples	2- geometria complexa (filtro, heterogeneidade, assimetria)	3- Casos mais complexos (combinações de 2)
δ_1 - eixo central, alta dose, gradiente de dose pequeno	2%	3%	4%
δ_2 - Buildup, penumbra, alta dose e alto gradiente	2 mm ou 10%	3 mm ou 15%	3 mm ou 15%

Fonte: Adaptado de Venselaar, Welleweerd e Mijnheer (2001).

Vemos que os dados entre 1,6 cm à 20 cm de profundidade apresentam desvios menores que 1,6% e nesse intervalo de profundidade o algoritmo AAA apresentou um desvio médio de 0,08% contra 0,6% com AXB.

Já em direção à superfície do fantoma, na área de buildup, as diferenças aumentam, chegando à um valor, na profundidade de 0,6 cm de -7,8% / 1,3 mm com AAA e um valor de -6,8%/1,4 mm com AXB. A diferença média com relação às medidas na região de buildup foi de -4,1% com AAA e -3,2% com AXB.

Assim em meio homogêneo conseguimos verificar a conformidade entre medido e calculado com os dois algoritmos, com desvios médios que nos mostram equivalência dos dois algoritmos.

4.2 PDP em meio heterogêneo

Como já discutimos, quando um feixe de radiação ionizante (como raios-X) atravessa diferentes materiais, a interação com o meio afeta a distribuição de dose.

Materiais mais densos (como ossos ou metais) causam maior espalhamento e maior atenuação do feixe de radiação. Isso resulta em uma diminuição da dose absorvida após a penetração inicial.

Uma consequência de uma grande diferença de densidade no caminho da radiação é o *rebuildup* que ocorre quando a dose absorvida aumenta novamente após uma região de baixa densidade. A causa do *rebuildup* é a redução do espalhamento e aumento da atenuação à medida que o feixe penetra mais profundamente no meio. O feixe inicialmente perde energia ao atravessar o meio menos denso, mas depois recupera parte dessa energia à medida que penetra no meio mais denso. O *rebuildup* pode afetar a dose entregue a estruturas críticas próximas a interfaces de densidade diferentes, como órgãos e tumores (AGUIRRE ET AL., 2020).

Como parte dos objetivos específicos a e b, seguem os dados de PDP na presença dos dois tipos de materiais.

4.2.1 PDP em presença de baixa densidade – cortiça

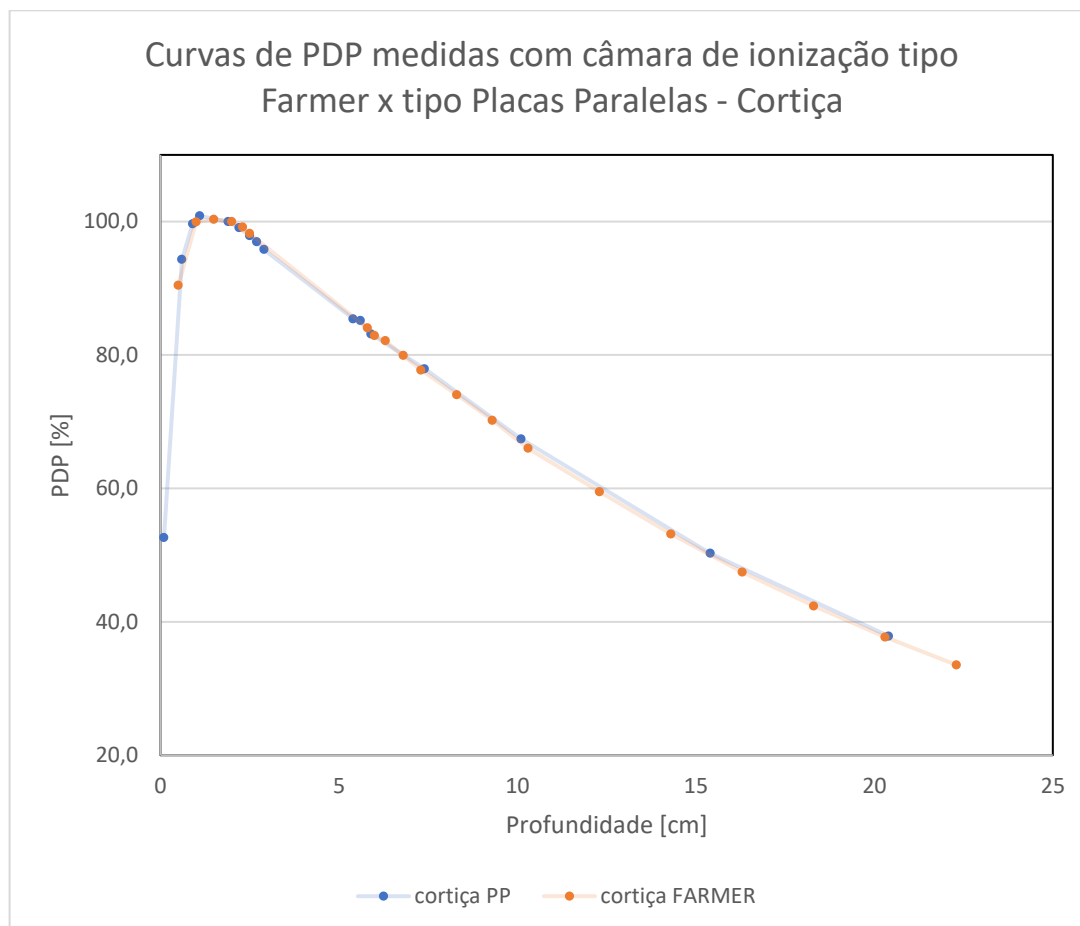
Como citado acima, neste setup, a camada inicial do fantoma é de 3cm de água sólida seguida da heterogeneidade a ser estudada e isso se mantém fixo, ou seja, a heterogeneidade sempre começa a 3 cm de profundidade. Assim não conseguimos realizar medidas nas profundidades dentro da heterogeneidade e também temos medidas na região de buildup apenas nos pontos em que a placa com insert para a câmara permite, sem adicionarmos mais placas de água sólida e sim manuseando as que compõe o setup (vide figura 13B). Em função disto a normalização dos dados foi feita a 1,9 cm, ponto no qual temos medidas nos três setups montados para medida de PDP. Desta forma podemos comparar as três curvas de PDP.

Para os casos com heterogeneidade foram feitas medidas com as duas câmaras de ionização (placas paralelas e farmer, descritas em 3.3). O objetivo era ter um conjunto de dados a mais para validação do resultado. Outro ponto importante na utilização de dois modelos de câmaras diferentes é o fato de que as placas de água sólida com os *inserts* de cada modelo de câmara possuem espessuras diferentes e assim temos medidas em algumas profundidades diferentes na região do buildup com cada câmara.

Na figura 36 podemos ver as duas curvas de PDP medidas com cada câmara de ionização. A maior diferença encontrada entre os dois detectores foi de +4,1%/1mm

na região de buildup e um desvio médio de 0,6%, mostrando boa reprodutibilidade dos dados.

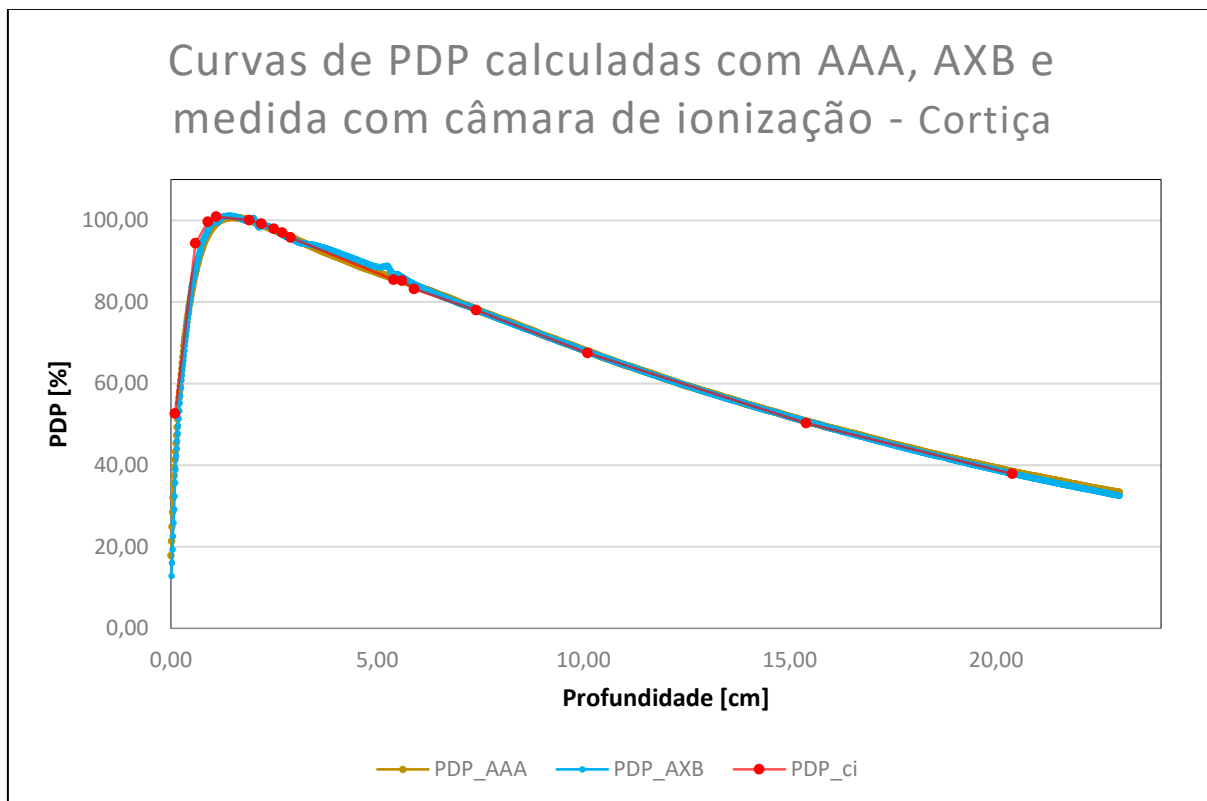
Figura 36 - Curvas de PDP medidas com diferentes modelos de câmaras de ionização disponíveis no serviço de radioterapia



Fonte: Do autor (2024).

Na figura 37 estão plotadas as curvas de PDP medida com a câmaras de ionização de placas paralelas e as retiradas do TPS com os dois algoritmos.

Figura 37 - Curvas de PDP calculadas com AAA, AXB e medida com câmara de ionização de placas paralelas em meio simulando presença de heterogeneidade de baixa densidade através da cortiça



Fonte: Do autor (2024).

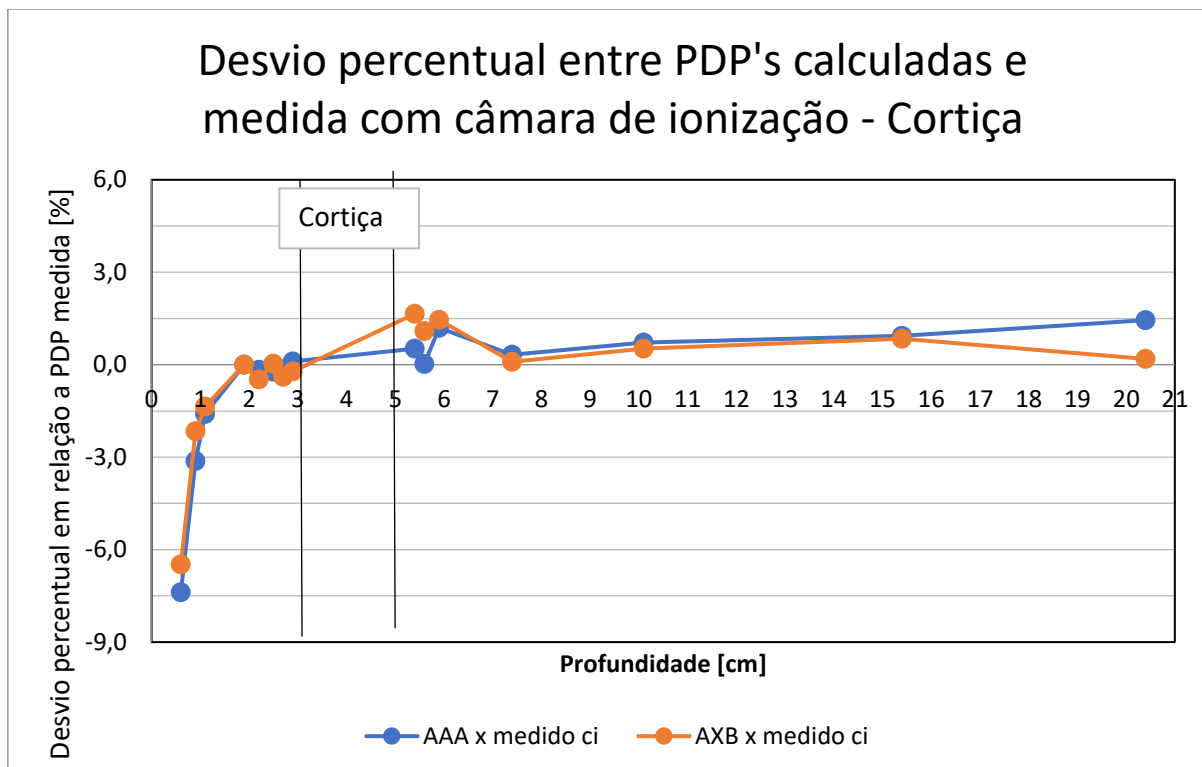
Comparamos os dados calculados pelos diferentes algoritmos (AAA e AXB) *versus* os dados medidos através da fórmula: $[(tps - medido)/medido] * 100$ e obtivemos o gráfico da figura 38.

O maior desvio encontrado em relação às medidas realizadas, abaixo do buildup, foi de 1,4% com AAA e 1,6% com AXB e um desvio médio igual a 0,4% para ambos.

Nessa região, abaixo do buildup, a maior diferença encontrada na curva com AXB ocorre no intervalo de até 1,0 cm após a cortiça (1,6%). O algoritmo AAA apresenta um desvio de 1,2% nessa região.

Na região de buildup AAA apresenta variação máxima de -7,4% / 1,0 mm e AXB de -6,5% / 1,5 mm, com desvio médio nessa região de -4,0% e -3,3% respectivamente.

Figura 38 - Desvios percentuais entre as curvas de PDP calculadas com cada algoritmo e a curva de PDP medida com câmara de ionização em função da profundidade



Fonte: Do autor (2024).

Assim mostramos uma boa concordância entre os dados medidos e calculados usando a tabela 5 como referência e não fica evidente com esses dados uma superioridade de um algoritmo em relação ao outro.

4.2.2 PDP em presença de alta densidade – aço

Naturalmente temos no corpo humano regiões de densidade mais elevada que os tecidos moles, como os ossos, mas neste setup testaremos uma situação extrema de densidade elevada, que é a presença de metais.

4.2.2.1 Artefatos e dificuldades com o delineamento

Em todos os setups de medidas elaborados com materiais de alta densidade, como o aço e o titânio, encontramos a mesma dificuldade: Artefatos. Estes artefatos na forma de faixas pretas, *strikes* brancos, borramento, alteram a imagem e valor de HU interferindo no cálculo. A figura 39A é um corte sagital do fantoma, nela podemos

ver uma faixa esbranquiçada acima e abaixo da placa metálica e, no corte axial, figura 39B, podemos ver a faixa preta que surge nas laterais da placa e fica evidente o borramento na região da placa, o que dificulta um contorno exato da mesma. Na figura 39C vemos exemplos de algumas das atribuições manuais de HU e densidade feitas.

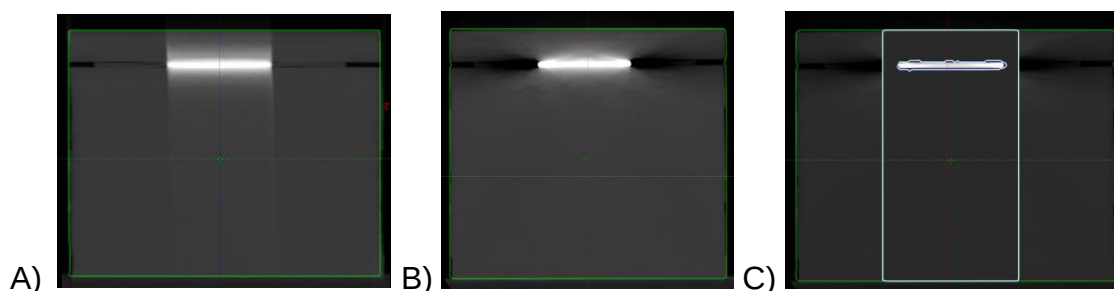
Esta situação já foi descrita por Coolens e Childs (2003), que sugerem o cálculo da densidade eletrônica do metal através de suas propriedades químicas, mas isso exige que sempre se tenha conhecimento exato da heterogeneidade, o que não acontece na prática clínica.

Como citado na metodologia, tínhamos duas tomografias: com e sem uso do software de redução de artefato (MAR), ferramenta de reconstrução disponível no tomógrafo, que identifica os artefatos metálicos típicos causados na imagem e gera uma correção sem distorção dos valores de HU. Fizemos opção pelo uso da ferramenta nas tomografias com presença de metais.

Neste cenário, foram feitas intervenções para ajuste do contorno das estruturas e seus respectivos valores de HU manualmente, como sugerido por Lloyd e Ansbacher (2013) e Akdeniz, Yegingil e Yegingil (2019).

A segunda maior dificuldade que surgiu no planejamento é o fato do algoritmo AXB exigir que todos os pixels com densidade maior que 3 g/cm^3 sejam associados a um material de sua biblioteca com valor de densidade de massa definidos. Isso pode se tornar um problema quando não se tem ao certo essas informações precisas do material. Neste estudo, ao escolher o material, a faixa de HU da imagem não correspondia à faixa de HU permitida ao aço descrita na biblioteca do sistema de planejamento (tabela AcurosXB 13.5), disponível na área de administração do software. Escolhemos o titânio (em torno de 5200 HU) como material mais próximo ao aço na tabela do sistema de planejamento, de forma que o HU associado a densidade do material ficasse mais próximo ao que obtivemos na tomografia.

Figura 39 - Exemplo de artefato e deformação no contorno das estruturas na imagem causado pela presença de heterogeneidade de alta densidade



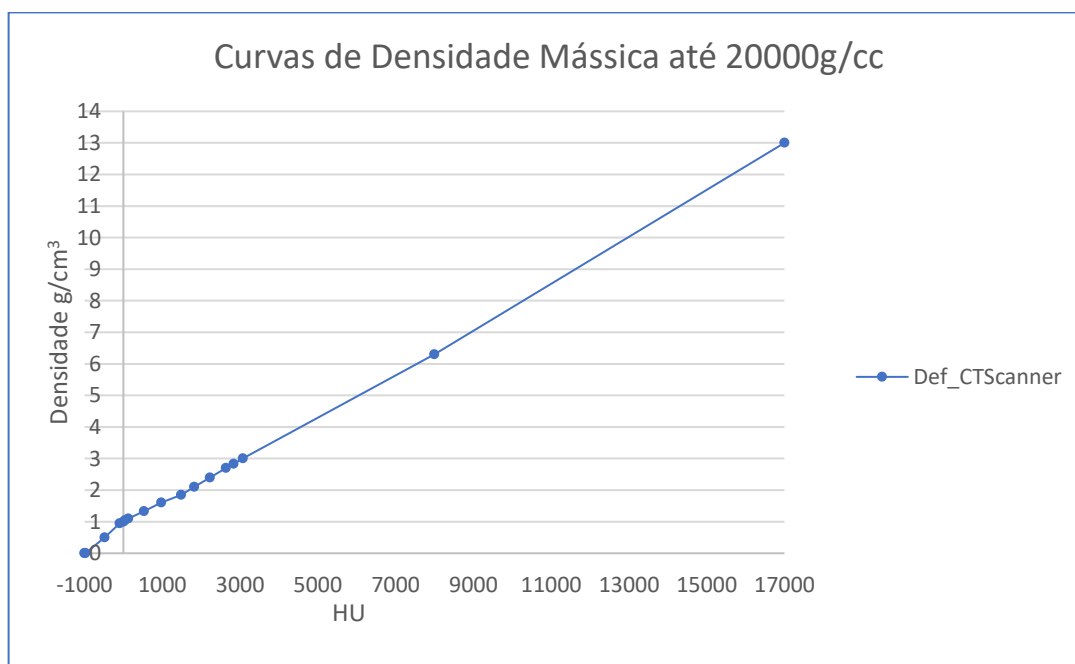
A – corte sagital do fantoma. B – Corte axial do fantoma e C – corte axial do fantoma com as correções atribuídas.

Fonte: Do autor (2024).

Esse problema se deve ao fato de não termos uma curva de calibração de HU x densidade mássica do tomógrafo nessa faixa de densidade. Mas como proposto neste trabalho, testaremos a extrapolação de nossa curva de calibração.

Na figura 40 temos a curva de calibração Densidade $[g/cm^3]$ x HU utilizada no tomógrafo da instituição na qual realizamos este trabalho.

Figura 40 - Curva de calibração Densidade $[g/cm^3]$ x HU do tomógrafo Canon Aquilion Lightning, com imagens de 16 bits, utilizado neste estudo



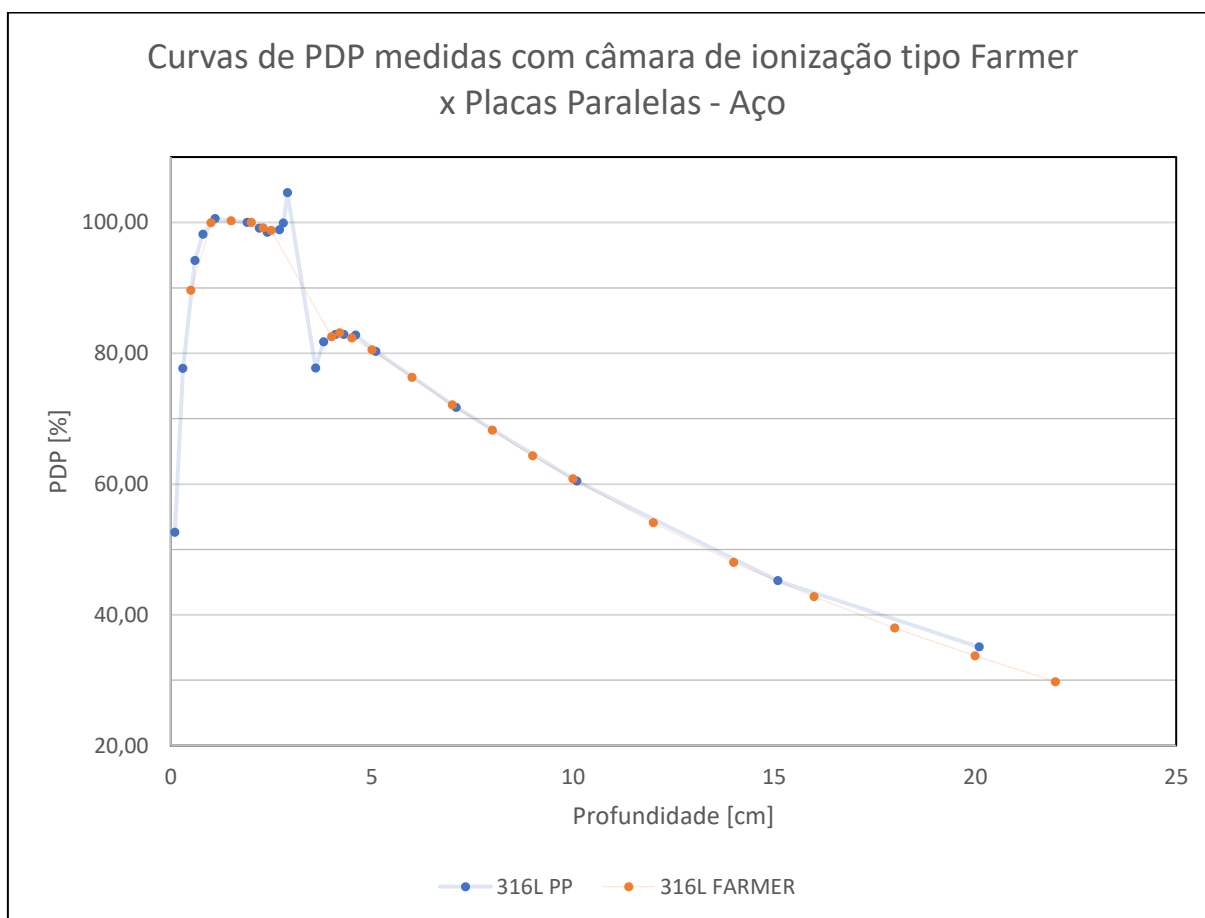
Fonte: Do autor (2024).

4.2.2.2 Análise das curvas de PDP obtidas após atribuição de materiais e HU

Assim como no estudo com heterogeneidade de baixa densidade, medimos as curvas com uma câmara de ionização Farmer e uma de placas paralelas descritas anteriormente na sessão 3.3. Assim podemos ver a reprodutibilidade dos dados e ainda ver alguns pontos de medida complementares já que as placas de insert de cada modelo de câmara têm suas restrições de espessura para medir na região de buildup.

Na figura 41 vemos uma comparação entre as curvas de PDP obtidas com os diferentes detectores. Usando a câmara de placas paralelas como referência, a maior diferença encontrada foi de -3,9% com a Farmer e um desvio médio de -0,7%.

Figura 41 - Comparação das curvas de PDP medidas com câmara de ionização de placas paralelas versus farmer, disponíveis no serviço de radioterapia



Fonte: Do autor (2024).

Na figura 42 estão plotadas as curvas de PDP medidas e as extraídas do TPS.

Analizamos as diferenças entre o TPS e as medidas através da seguinte fórmula: $[(tps - medido) / medido] * 100$.

Com a presença do material de alta densidade encontramos maiores diferenças entre AAA e AXB, principalmente nas profundidades próximas à transição da água sólida para o metal e do metal para água sólida.

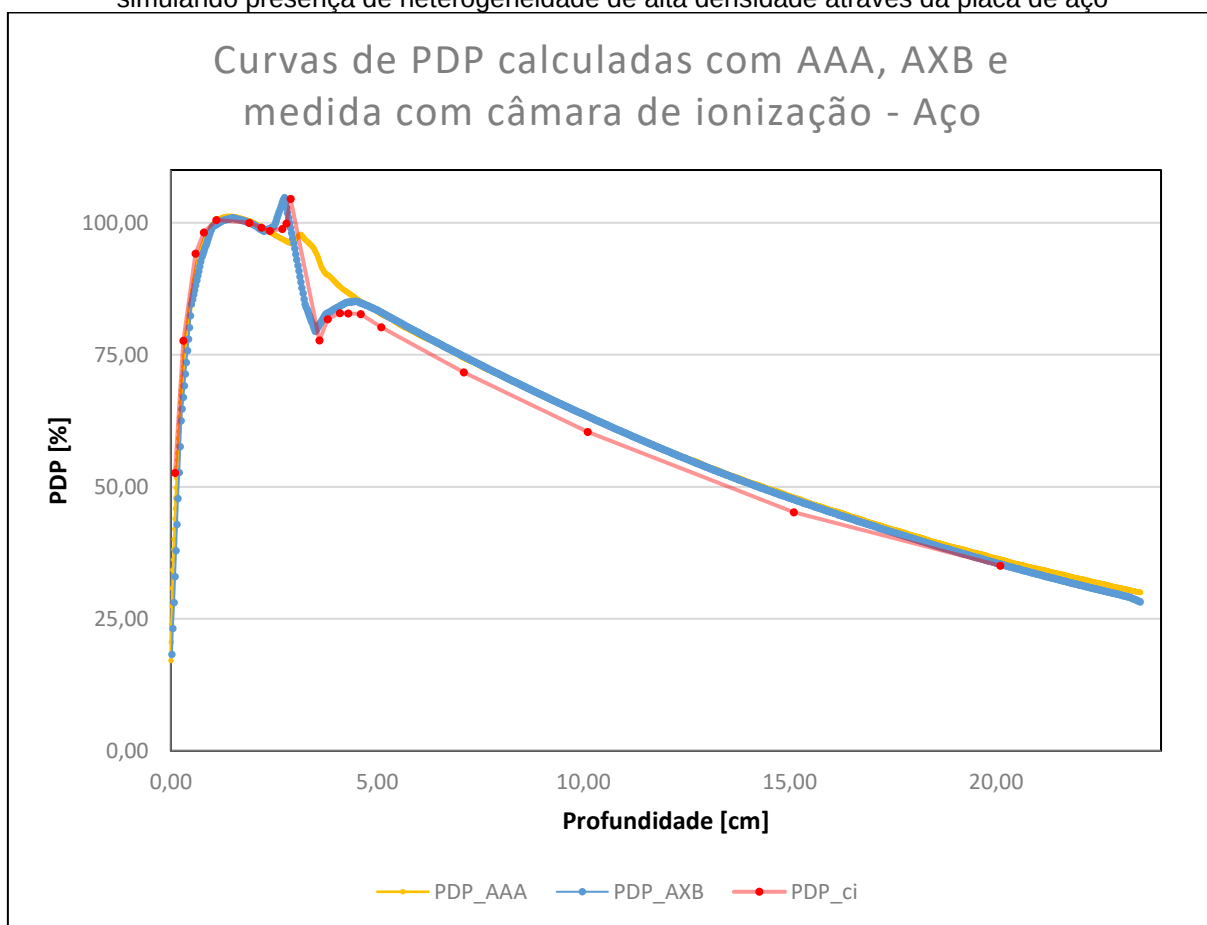
Abaixo do buildup, foram nessas transições de material que, com o algoritmo AAA, encontramos diferenças que chegaram à 18,8%, enquanto a maior diferença encontrada com AXB foi de -5,3% nesta mesma região, como pode ser visto na figura 43.

Com a figura 42 e 43 vemos que mesmo com uma margem de 1,0 cm do metal (analisando profundidades abaixo de 4,5cm), tanto AAA, quanto AXB apresentam desvios médios acima de 3,0% (3,7% e 3,5% respectivamente).

Já na região de buildup, o AAA teve melhor desempenho, com desvio máximo de -4,6% / 0,8 mm e médio de -2,5%, enquanto com AXB, o maior desvio registrado é de -6,4% / 1,3 mm e média de -3,6%.

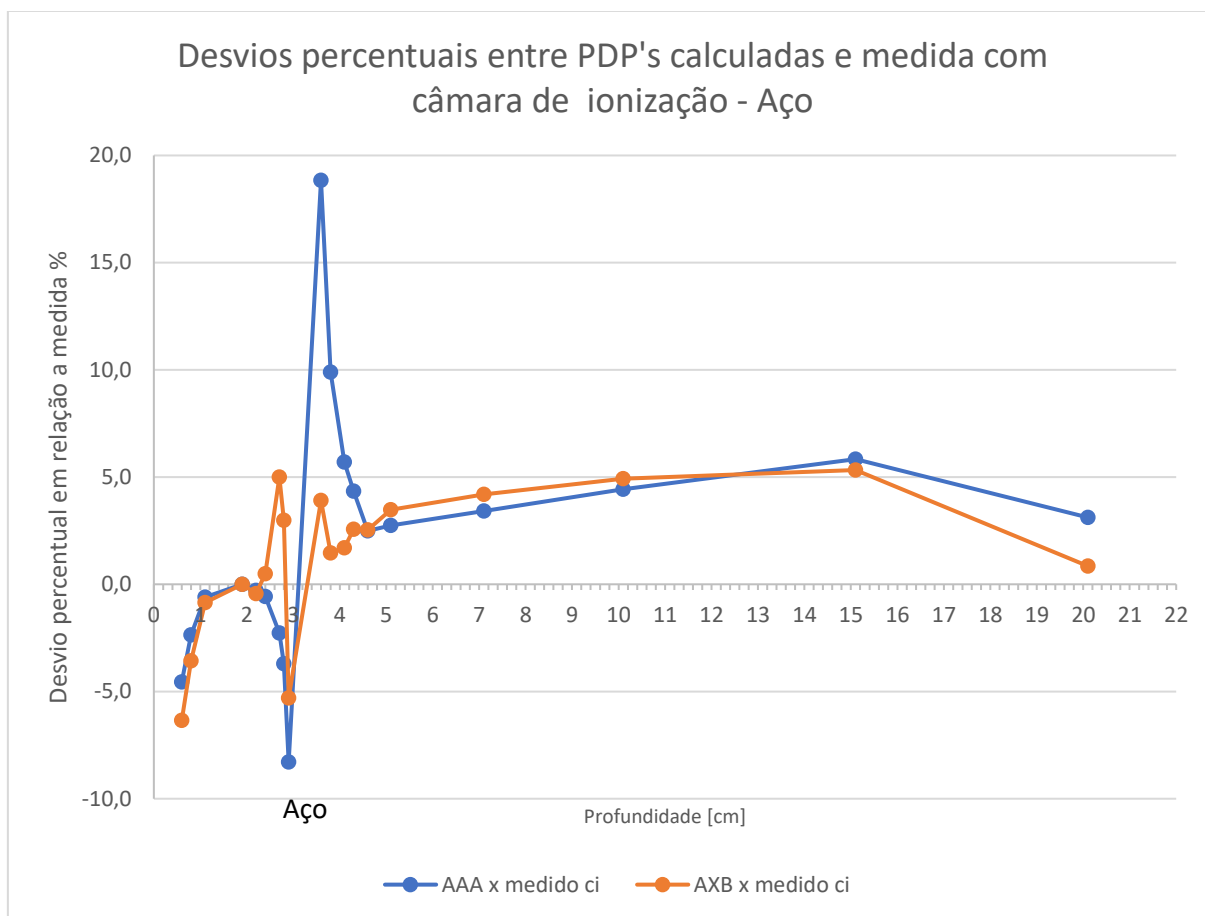
Dessa forma, com a presença de heterogeneidade de alta densidade, vemos que no buildup AAA apresentou melhor concordância e abaixo do buildup, AXB se mostrou mais próximo das medidas, mas onde vemos a real superioridade do algoritmo AXB é na transição de materiais, nas imediações do metal.

Figura 42 - Curvas de PDP calculadas com AAA, AXB e medida com ci de placas paralelas em meio simulando presença de heterogeneidade de alta densidade através da placa de aço



Fonte: Do autor (2024).

Figura 43 - Desvios percentuais entre as curvas de PDP calculadas com cada algoritmo e a curva de PDP medida com ci



Fonte: Do autor (2024).

Na tabela 6, a seguir, estão reunidos os resultados obtidos nas três análises das curvas de PDP dos três diferentes setups apresentados até aqui. Com esses dados vemos que tanto AAA quanto AXB subestimam a dose na região de buildup e superestimam a dose abaixo dessa região em todos os cenários (homogêneo, baixa e alta heterogeneidade).

Tabela 6 - Desvios máximos obtidos nas comparações das curvas de DVH

Maiores desvios encontrados nas comparações das curvas de DVH por região da curva

	Após Buildup		Buildup	
	AAA	AXB	AAA	AXB
Homogeneo	1,4%	1,6%	-7,8% / 1,3 mm	-6,8% / 1,4 mm
Cortiça	1,5%	1,7%	-7,4% / 1,0 mm	-6,5% / 1,5 mm
Aço	18,8%	5,3%	-4,6% / 0,8 mm	-6,4% / 1,3 mm

Fonte: Do autor (2024).

As maiores diferenças foram encontradas na presença de heterogeneidade de alta densidade, sendo a região de interface dos materiais a de maior incerteza, na qual o algoritmo AAA realmente falha no cálculo e o AXB se mantém dentro de 5% de variação com relação ao medido.

Em relação à região de buildup, em todas as situações os maiores desvios foram na medida mais superficial realizada, à 0,6 cm da superfície, região sem equilíbrio eletrônico e de alto gradiente de dose (KHAN, 2010), mesmo assim os três cenários apresentaram desvios abaixo de 2 mm, como mostrado na tabela 6.

Abaixo da profundidade de buildup os valores ficaram menores que 2,0% em meio homogêneo e na presença de heterogeneidade de baixa densidade. Na presença de heterogeneidade de alta densidade, AAA falha no cálculo nas imediações do metal e AXB se mantém dentro de 5,0%. Com uma margem de 1,0 cm do metal vemos que ambos os algoritmos superestimam a dose com desvio médio de 3,7% e 3,5% respectivamente. Vimos na figura 33 que, mesmo em meio homogêneo, os algoritmos já apresentavam cálculos acima do medido, dessa forma isso nos deixou uma dúvida quanto a possibilidade de um ajuste na modelagem do feixe e como consequência diminuir também as diferenças na presença de heterogeneidades.

4.3 Resultados obtidos com filme radiocrômicos em fantomas antropomórficos

4.3.1 Da calibração dos filmes

Nesta sessão estão os dados adquiridos para curva de calibração dos filmes radiocrômicos. Os valores obtidos no processo de calibração ilustrado nas figuras 15 e 16 estão compilados na tabela 7. Os dados da tabela 7 foram usados para criar a curva de calibração no software OminiPro-Í mRT para a análise de todos os estudos com filmes a seguir.

Tabela 7 - Levantamento da de calibração dos filmes radiocrômicos

STEP	Curva de calibração	
	Dose (cGy)	ADC
1	73,9	33496
2	156,2	38922
3	251,8	42038
4	269,2	43181
5	428,3	45983
6	510,9	47985
7	604,9	48651
8	910,2	51505
9	147,8	38803
10	312,4	44317
11	503,6	47585
12	538,4	48359
13	856,6	51103
14	1021,8	52788
15	1209,8	53469
16	1820,4	55923

Fonte: Do autor (2024).

Registramos a curva de calibração para demonstrar como foi realizado o procedimento com filmes e demonstrar os dados que serviram de base para converter a leitura do *scanner* em dose.

Todas as análises dos testes feitos com filmes serão apresentadas a seguir usando como ferramenta principal a análise gama citada em 2.4.1.

Como explicado em 3.4.2 fizemos as análises dos filmes com os critérios de aceite da análise gama em 2% / 2mm e 3% / 3mm, sendo que quanto menor os valores de [% / mm] menor é o desvio permitido para o resultado da análise. Os critérios foram escolhidos de forma a encontrar os valores mais restritos que englobam os resultados encontrados com aprovação de no mínimo 95% dos pontos, critério comum utilizado na prática clínica (PULLIAM ET AL., 2014) e também adotado pelo grupo de físicos da instituição na qual foi realizado este estudo.

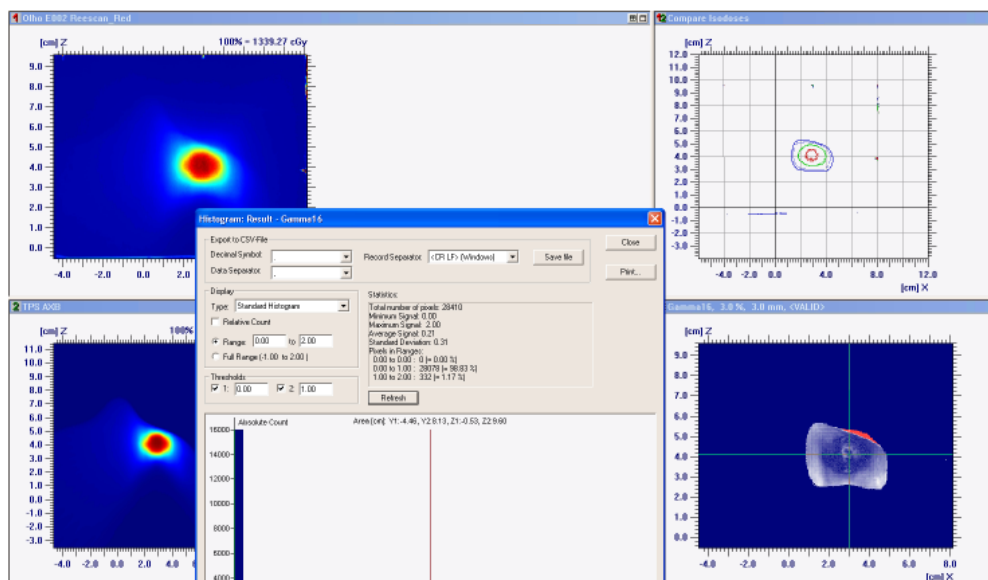
Como parte dos objetivos gerais seguem os dados em fantomas antropomórficos simulando a prática clínica.

4.3.2 Resultados obtidos com fantoma de crânio

O planejamento desse caso reproduz uma situação clínica real e foi escolhido em função da localização na face que contempla transições entre tecido mole, osso e

ar. A figura 44 ilustra a tela de análise do software utilizado. O processo de comparação ilustrado na figura 44 foi repetido para cada valor de critério da análise gama.

Figura 44 - Exemplo de análise gama do planejamento de crânio com AXB versus filme com critério de análise 3 % / 3 mm



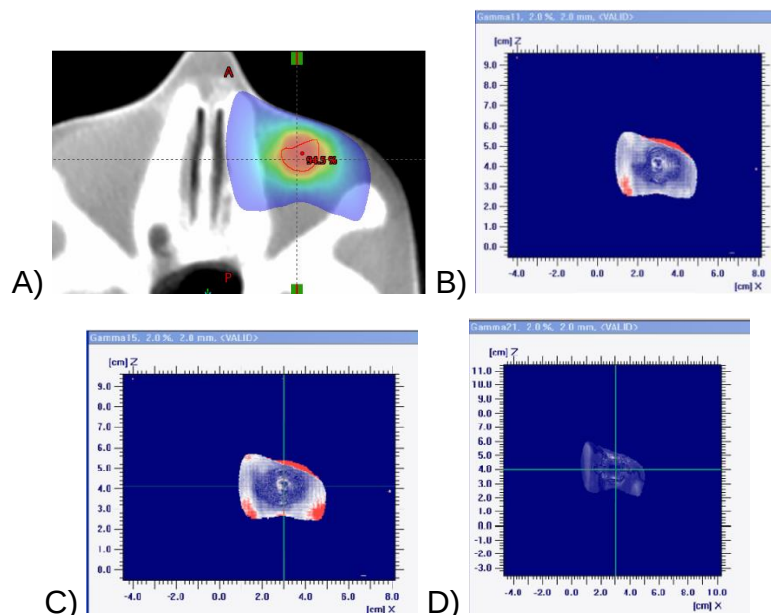
Fonte: Do autor (2024).

A figura 45A traz o corte axial analisado, em B e C, os resultados da comparação entre AAA x filme e AXB x filme respectivamente e, em 45D, realizamos a comparação direta entre AAA e AXB, todas com o critério 2 %/2 mm e 3 %/3 mm. Ao comparar AAA x AXB diretamente fomos restringindo o critério e vimos que os resultados passam na análise gama com 1 %/1 mm.

As áreas vermelhas nas análises gama, são regiões de falha (gama >1), nas quais a comparação não atende ao critério utilizado. Uma particularidade deste planejamento é a proximidade do alvo criado com a pele do paciente e uma das regiões de falha ocorre nessa área de buildup para os dois algoritmos. Segunda área de falha ocorre na região correspondente ao osso.

Na comparação AAA x AXB encontramos diferenças apenas quando reduzimos o critério da análise gama para 1 %/1 mm.

Figura 45 – Planejamento no fantoma de crânio e respectiva análise gama



A – Corte axial do planejamento analisado e comparação dos resultados das análises gama com critério 2 % / 2 mm entre B – AAA versus filme; C – AXB versus filme e D – AAA versus AXB.

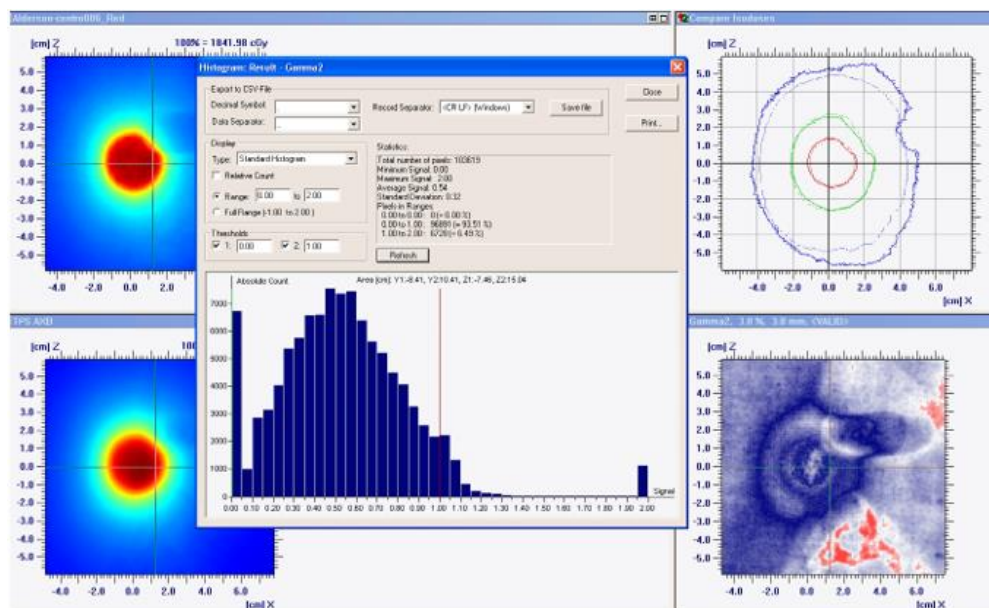
Fonte: Do autor (2024).

4.3.3 Pulmão

Um alvo criado na região ultra central, próximo a carina e corpo vertebral, representa uma situação clínica real com a presença de ar, osso e tecido mole na região de cálculo.

Na figura 46 vemos a tela de comparação entre o plano calculado com AXB e filme com critério 3 %/3 mm. Esse processo de comparação foi repetido para cada critério de análise gama. Comparamos AAA x filme, AXB x filme e AAA x AXB.

Figura 46 - Exemplo de análise gama do planejamento de pulmão com AXB versus filme com critério de análise 3%-3mm



Fonte: Do autor (2024).

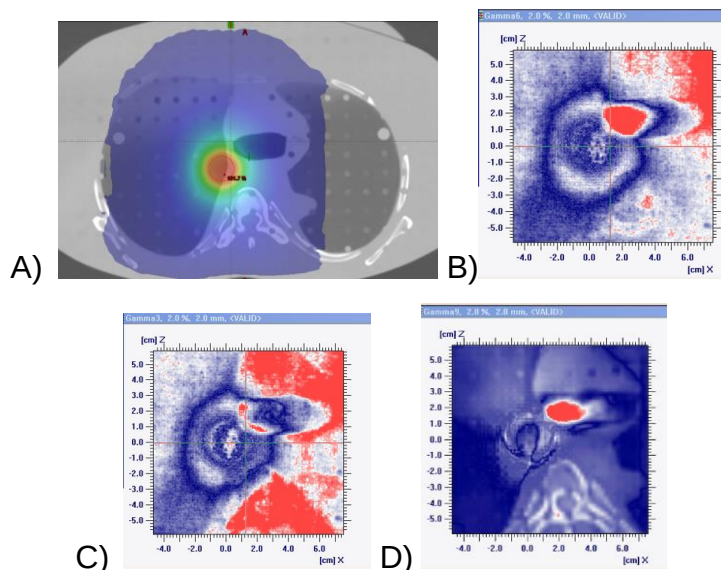
Na figura 47A vemos o corte axial utilizado na comparação dos planos, em 47B uma análise entre AAA e filme, 47C, AXB e filme e em 47D, AAA x AXB. Nesta figura, as três comparações feitas estão com critério 2%/2 mm.

O plano de pulmão foi no qual encontramos maiores diferenças. O algoritmo AAA apresenta as maiores diferenças na região de ar na carina, onde superestima a dose, o que era esperado conforme já discutimos sobre as limitações deste algoritmo, enquanto com AXB as maiores divergências ocorrem no corpo vertebral e tecido mole onde subestima a dose, diferente do que esperávamos.

Quando comparamos AAA x AXB diretamente, encontramos as maiores diferenças exatamente nas regiões citadas: falha na comparação na região de ar (na carina) e diferenças visíveis no corpo vertebral. Essa diferença AXB e AAA era esperada, porém com uma proximidade maior do AXB com o medido.

Neste caso em específico encontramos uma possibilidade de interferência nos resultados em função da dose entregue ser mais alta que o limite da faixa ótima de trabalho com o filme EBT3, de 0,2 Gy à 10 Gy. Como descrito no TG- 235 da AAPM (2004), com doses acima desse valor a sensibilidade do filme apresenta uma saturação. Mas não conseguimos refazer essa etapa em função da data de devolução do fantoma.

Figura 47 – Planejamento de pulmão no fantoma Alderson Rando e respectiva análise gama



A – Corte axial do planejamento analisado e comparação dos resultados das análises gama com critério 2%-2mm entre B – AAA versus filme; C – AXB versus filme e D – AAA versus AXB.

Fonte: Do autor (2024).

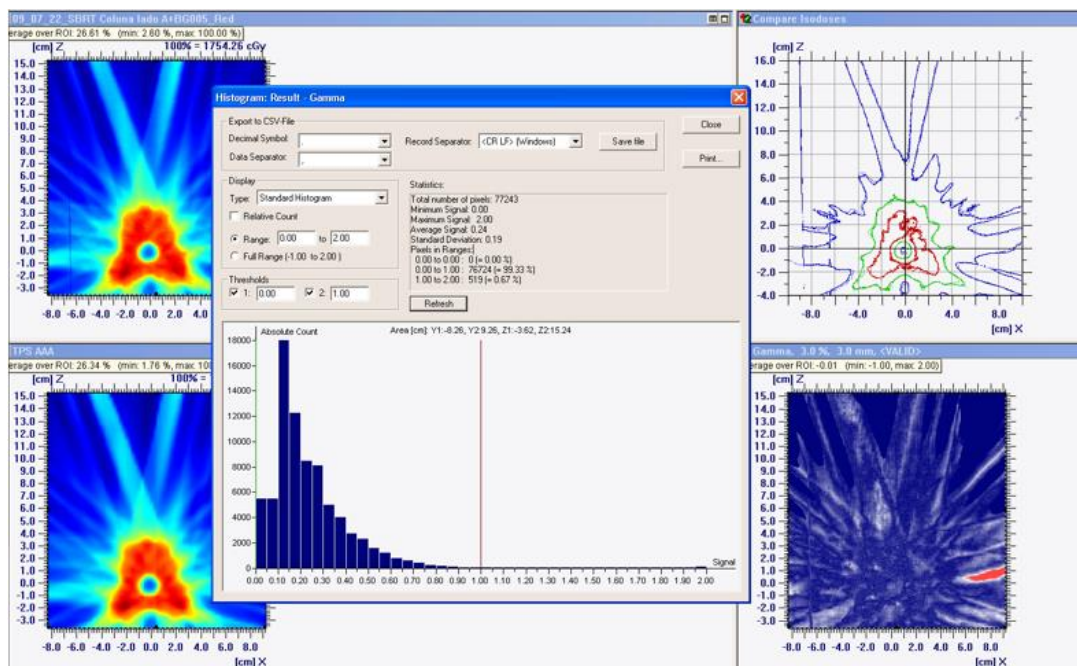
4.3.4 Vértebra

Seguindo a mesma metodologia no planejamento, cujo alvo era o corpo vertebral, temos na figura 48 o exemplo da comparação realizada entre AXB e filme com critério 3%-3mm. Esse processo de comparação foi repetido para cada critério de análise gama. Comparamos AAA x filme, AXB x filme e AAA x AXB

Na figura 49A está o corte axial utilizado na comparação, em 49B comparação entre AAA e filme; 49C, AXB x filme e 49D, AAA x AXB.

As maiores diferenças, tanto com AAA quanto com AXB *versus* filme, estão nas mesmas regiões, na área de tecido pulmonar, com resultados parecidos. Quando comparados entre si, AAA e AXB divergem na região do corpo vertebral, mostrando que em meios mais densos AXB sempre tem resultados diferentes do AAA.

Figura 48 - Exemplo de análise gama do planejamento de corpo vertebral com AXB versus filme com critério de análise 3%-3mm

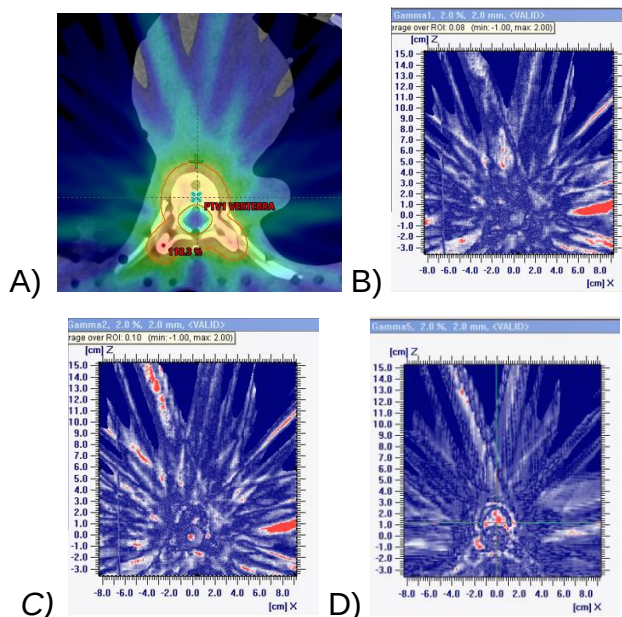


Fonte: Do autor (2024).

Os dados dos três planejamentos estão compilados na tabela 8 a seguir. Quando utilizado o critério 3%/3 mm, tanto AAA quanto AXB atingem mais de 96,0% dos pontos aceitos nos três planejamentos. Conforme restringimos os critérios da análise gama, usando critério 2%/2 mm, o cálculo com AAA apresenta maior coincidência com os filmes. Porém com uma incerteza nas medidas com filme da ordem de 2% (HOFFMANN *ET AL.*, 2012) não podemos afirmar uma superioridade de um algoritmo sobre o outro.

Outro ponto importante na análise do desempenho do algoritmo AXB é que mesmo com critério 2%/2 mm, quando comparado diretamente com AAA a maior diferença encontrada foi no caso de pulmão no qual o resultado da análise gama ficou em 99,29%, sendo que no caso de crânio tivemos que restringir o critério para 1%/1 mm para encontrar um resultado de 99,43% de pontos aceitáveis no resultado da análise gama, mostrando uma similaridade grande entre os algoritmos em condições clínicas.

Figura 49 – Planejamento de vértebra no fantoma de Alderson Rando e respectiva análise gama



A – Corte axial do planejamento analisado e comparação dos resultados das análises gama com critério 2%-2mm entre B – AAA versus filme; C – AXB versus filme e D – AAA versus AXB

Fonte: Do autor (2024).

Tabela 8 - Resultados das análises gama dos três planejamentos avaliados com os diferentes critérios utilizados

	Alderson Rando				CRANIO		
	PULMAO		VERTEBRA		FACE		
	2%2 mm	3%3 mm	2%2 mm	3%3 mm	1%1 mm	2%2 mm	3%3 mm
AAA x AXB	99,29	99,71	99,45	100,00	99,43	100,00	100,00
AAA x FILME	83,17	98,24	97,46	99,33		95,37	98,71
AXB x FILME	69,33	96,41	97,09	99,51		91,96	98,83

Fonte: Do autor (2024).

4.4 Resultados obtidos com uso da matriz de diodos, placa de aço e cortiça

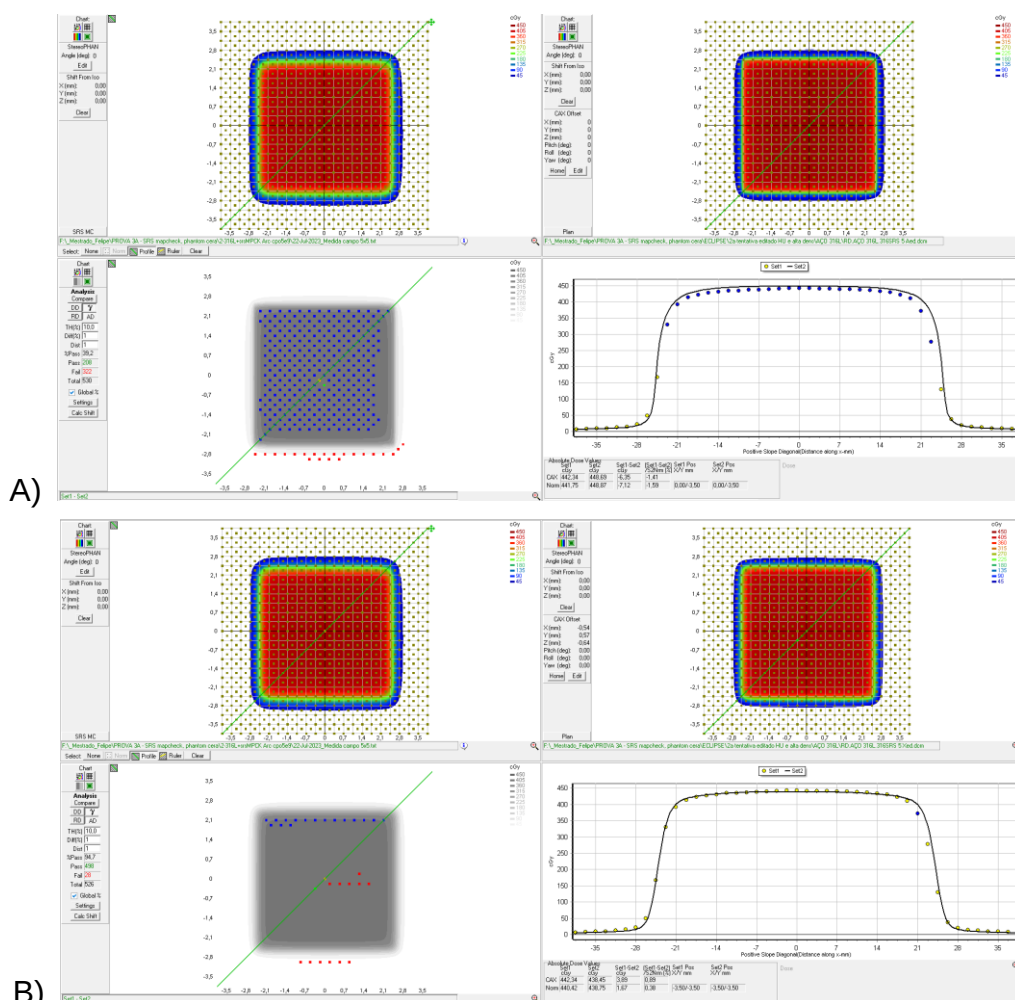
Como parte dos objetivos específicos a e b, seguem os dados obtidos com matriz e diodos na presença dos dois tipos de materiais.

4.4.1 Resultados obtidos com setup utilizando aço e SRSSMapCHECK

Conforme figura 24 A e B, foram obtidos os resultados de análise gama para os dois planejamentos: com campo direto e arco. Na figura 50A está ilustrada a análise

gama entre medido e o calculado com AAA e na figura 50B, com AXB, utilizando em ambas critério de 1%-1 mm para o planejamento com campo direto.

Figura 50 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com alta densidade e campo direto, com critérios 1%-1mm comparando



Em A – cálculo com AAA versus SRS MapCHECK e B – AXB versus SRS MapCHECK.
Fonte: Do autor (2024).

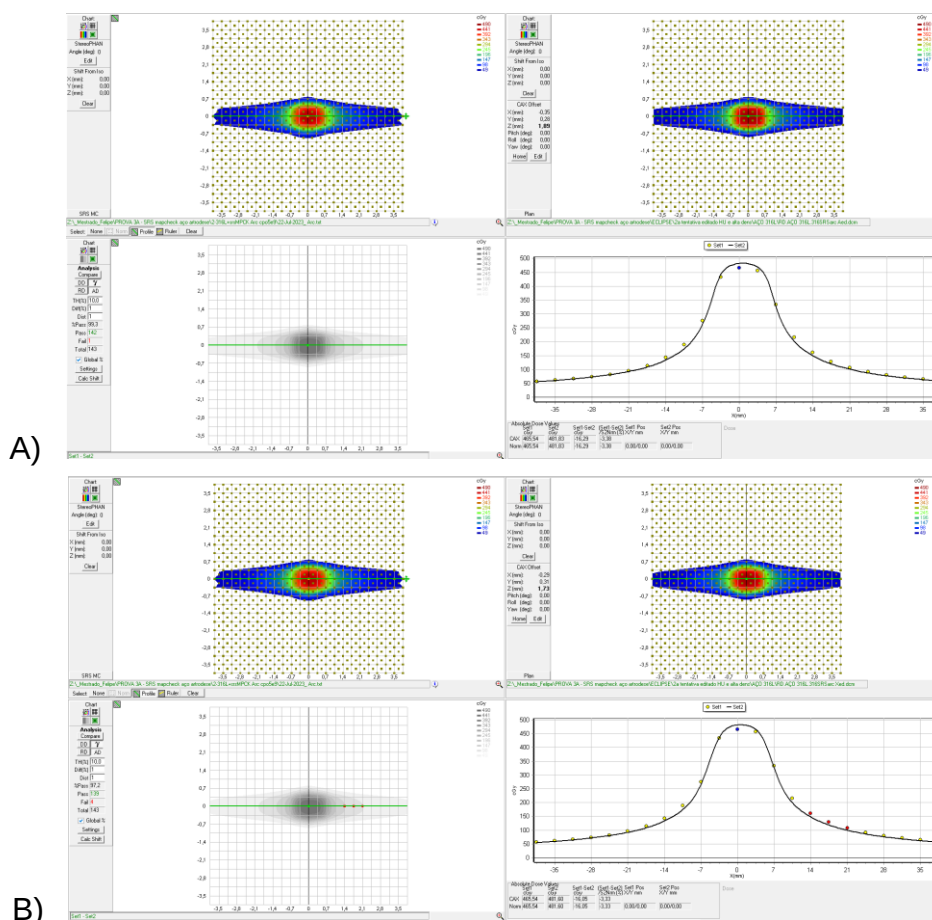
Vemos na figura 50 que o algoritmo AAA superestima a dose, resultado que está de acordo com o obtido na sessão sobre PDPs. Já o algoritmo AXB teve maior concordância com o medido utilizando a matriz de diodos.

Ambos apresentam maior diferença nas regiões de borda do campo, região mais crítica em função da falta de equilíbrio eletrônico e gradiente de dose, na qual, como discutimos na sessão sobre PDPs, adotamos um nível de tolerância maior.

Na figura 51 repetimos a mesma análise para comparação do planejamento com arco, conforme setup na figura 24B

Na tabela 9 mais a frente, vemos que o algoritmo AXB tem excelentes resultados na avaliação do campo direto, passando 94,7% dos pontos com 1%/1 mm, já o AAA só atinge o esperado com 3%/3 mm.

Figura 51 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com alta densidade utilizando arcos, com critérios 1%-1mm



Comparando em A – cálculo com AAA versus SRS MapCHECK e B – AXB versus SRS MapCHECK. Fonte: Do autor (2024).

Com o planejamento em arco ocorre uma distribuição da dose de entrada por regiões fora da heterogeneidade, diminuindo sua influência no volume irradiado, o que faz o resultado com AAA melhorar significativamente com critérios mais restritivos. Isso equivale as condições clínicas nas quais escolhemos mais entradas de campo não passando pela heterogeneidade.

Tabela 9 - Resultados das análises gama, em dose absoluta, dos dois planejamentos avaliados com os diferentes critérios utilizados

Resultados das análises gama com alta densidade - Aço			
algoritmo	critério	5x5	arco
AAA	1% 1mm	39,2	99,3
AAA	1.5% 1.5mm	51,5	99,3
AAA	3% 3mm	100,0	100,0
AXB	1% 1mm	94,7	97,2
AXB	1.5% 1.5mm	100,0	99,3
AXB	3% 3mm	100,0	100,0

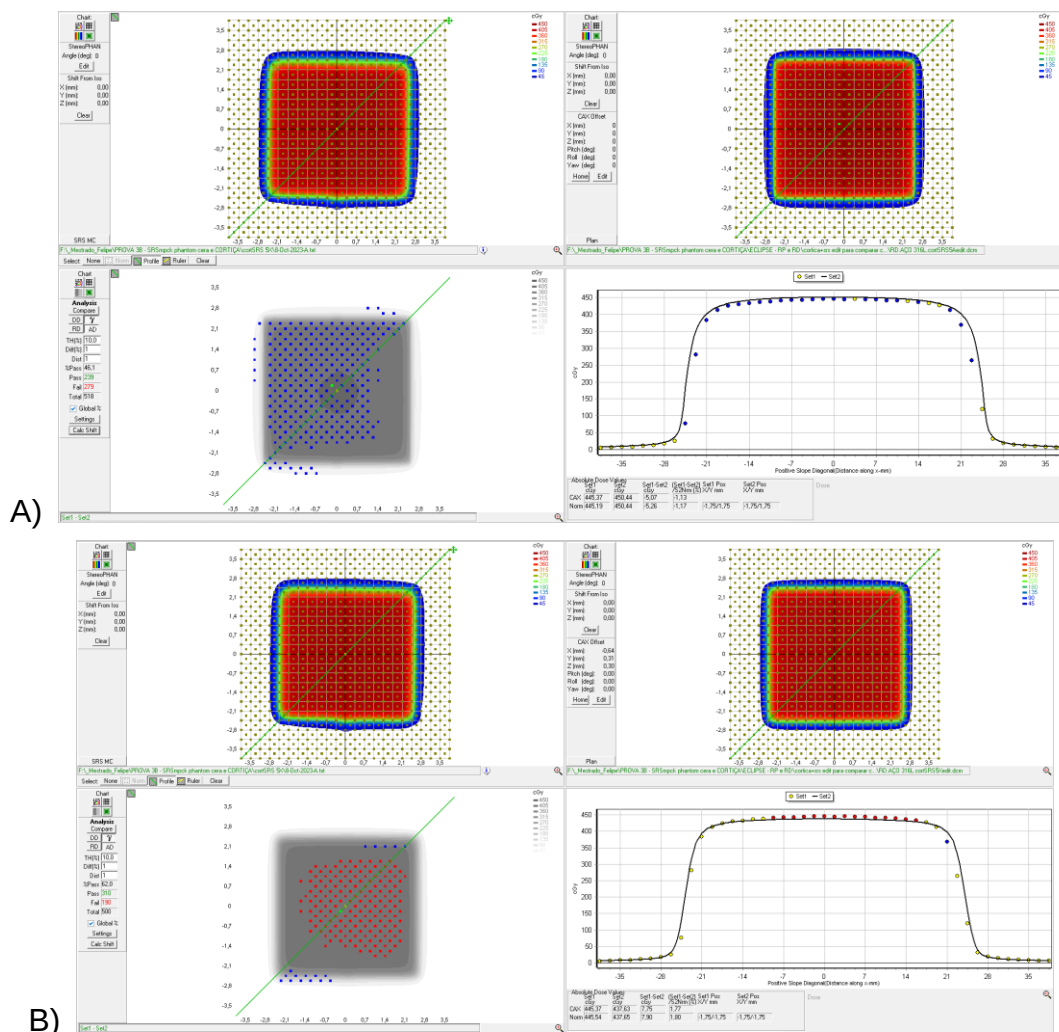
Fonte: Do autor (2024).

4.4.2 Resultados obtidos com setup utilizando placa de cortiça e SRSSMapCHECK

Seguindo a mesma metodologia, foram obtidos os resultados de análise gama para o planejamento, conforme mostrado na figura 26. Na figura 52A e B estão ilustradas as análises gama, entre medido e o calculado com AAA e com AXB, utilizando critério de 1%/1 mm para o planejamento com campo direto utilizando a placa de cortiça. Nela vemos que o AAA superestima a dose em relação ao medido, enquanto AXB subestima na mesma região.

Na tabela 10 estão os resultados obtidos com esse setup. Nela podemos ver que dentro de 3%/3 mm, tanto AAA quanto AXB apresentam 100% dos pontos aceitos, mas com critérios mais restritivos as dificuldades de ambos os algoritmos na baixa densidade ficam evidenciadas, mesmo AXB apresentando melhores resultados que AAA nesta etapa do estudo.

Figura 52 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com baixa densidade e campo direto, com critérios 1% / 1 mm



Comparando em A – cálculo com AAA versus SRS MapCHECK e B – AXB versus SRS MapCHECK.
Fonte: Do autor (2024).

Tabela 10 - Resultados das análises gama, em dose absoluta, do planejamento avaliado com os diferentes critérios utilizados

Resultados das análises gama com baixa densidade - Cortiça		
Algoritmo	Critério	5x5
AAA	1% 1 mm	46,1
AAA	1.5% 1.5 mm	82,6
AAA	3% 3 mm	100,0
AXB	1% 1 mm	62,0
AXB	1.5% 1.5 mm	84,2
AXB	3% 3 mm	100,0

Fonte: Do autor (2024).

4.5 Resultados obtidos com setup utilizando fantoma Artrodese

Como parte dos objetivos específicos a e b, seguem os dados obtidos com câmara de ionização e em seguida, com matriz e diodos na presença de osso e metal simulando um condição clínica de um paciente com prótese.

4.5.1 Fantoma Artrodese com câmara de ionização

De acordo com os setups ilustrados nas figuras 29 A, B e C foram realizadas as medidas de dose pontual com câmara de ionização PTW semiflex (0,125 cm³). Os dados para conversão da leitura de [nC] em [cGy] estão a seguir na tabela 11.

Tabela 11 - Dados utilizados na dosimetria dos planos da figura 29

Pressão [mBar]	Temperatura [°C]	NDw [cGy/nC]	k _{Q,Q0}
1027	20,5	257,0	0,997

Fonte: Do autor (2024).

Os resultados das medidas estão nas tabelas 12, 13 e 14, nas quais foi comparado o medido com o calculado e também AAA x AXB diretamente.

Na tabela 12 vemos que AAA apresenta melhores resultados, mas ambos os algoritmos ficam abaixo de 3% de diferença com o medido. Assim como no setup ilustrado na figura 24B, este setup da figura 29A também é composto por um arco posterior que distribui a dose por entradas que não passam pela heterogeneidade criada e nessas situações encontramos melhores resultados com AAA, apesar de ambos terem apresentado diferença máxima de 1,9% em um dos arcos.

Tabela 12 - Resultados de dose pontual utilizando setup da figura 29A

Medidas com plano A - Arcos 180o pela parte posterior

	CI [cGy]	AAA [cGy]	AXB [cGy]	AAA x CI [%]	AXB x CI [%]	AAA x AXB [%]
arco 1	337,8	337,8	344,1	0,0	1,9	1,9
arco 2	328,9	335,1	338,6	1,9	2,9	1,0
soma pontual	666,75	672,9	682,7	0,9	2,4	1,5
Dmed vol CI		672,7	681,9	0,9	2,3	1,4

Fonte: Do autor (2024).

Na tabela 13 encontram-se as medidas referentes ao planejamento ilustrado na figura 29B no qual segmentos de arco irradiam o alvo através dos parafusos de titânio.

Neste setup a influência da presença dos parafusos é maior e podemos ver que os resultados com AXB, apesar de maiores que 3% de diferença são melhores que com AAA. Vemos que a máxima diferença com AXB foi de 4,5%. Já com AAA encontramos até 6,5% de diferença em um dos arcos.

Tabela 13 - Resultados de dose pontual utilizando setup da figura 29B

Medidas com plano B - Segmentos de arco com 35o cada, na região dos parafusos						
	CI [cGy]	AAA [cGy]	AXB [cGy]	AAA x CI [%]	AXB x CI [%]	AAA x AXB [%]
arc1	347,9	365,9	360,3	5,2	3,6	-1,5
arc2	338,1	360,1	353,3	6,5	4,5	-1,9
soma pontual	686,0	726,0	713,6	5,8	4,0	-1,7
Dmed vol CI		725,5	713,3	5,8	4,0	-1,7

Fonte: Do autor (2024).

A tabela 14 refere-se à figura 29C. Com o campo direto o volume da câmara fica sujeito apenas à influência da heterogeneidade óssea, já que o campo não atravessa os parafusos, que contribuirão somente com espalhamento de dose. Nesse cenário os resultados com AXB têm diferenças menores que 2%, mas o algoritmo AAA apresenta maior concordância. Mostrando que o algoritmo AAA falha na região onde temos a maior densidade, mas em condições clínicas habituais, tem resultado semelhante ao AXB.

Tabela 14 - Resultados de dose pontual utilizando setup da figura 29C

Medidas com plano C - Campo direto 10 x 10 cm2 pela região anterior						
	CI [cGy]	AAA [cGy]	AXB [cGy]	AAA x CI [%]	AXB x CI [%]	AAA x AXB [%]
campo direto	91,43	91,1	89,7	-0,4	-1,9	-1,5
Dmed vol CI		91,2	90,0	-0,3	-1,6	-1,3

Fonte: Do autor (2024).

Considerando os três planejamentos analisados, quando comparamos AAA x AXB diretamente não encontramos diferenças maiores que 1,9% e AXB se mostra

superior que AAA nas configurações de campo que incidem mais nos parafusos de titânio.

4.5.2 Fantoma Artrodese com matriz de diodos

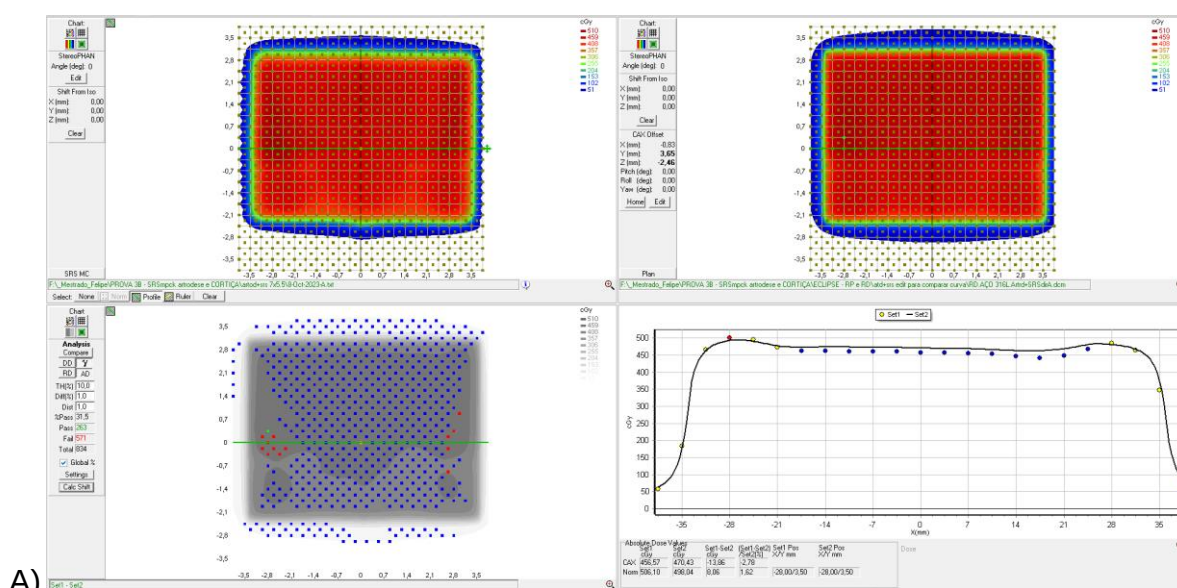
Conforme figura 31A, B e C foram realizadas as comparações de distribuição planar de dose através da análise gama usando o SRSSMapCHECK.

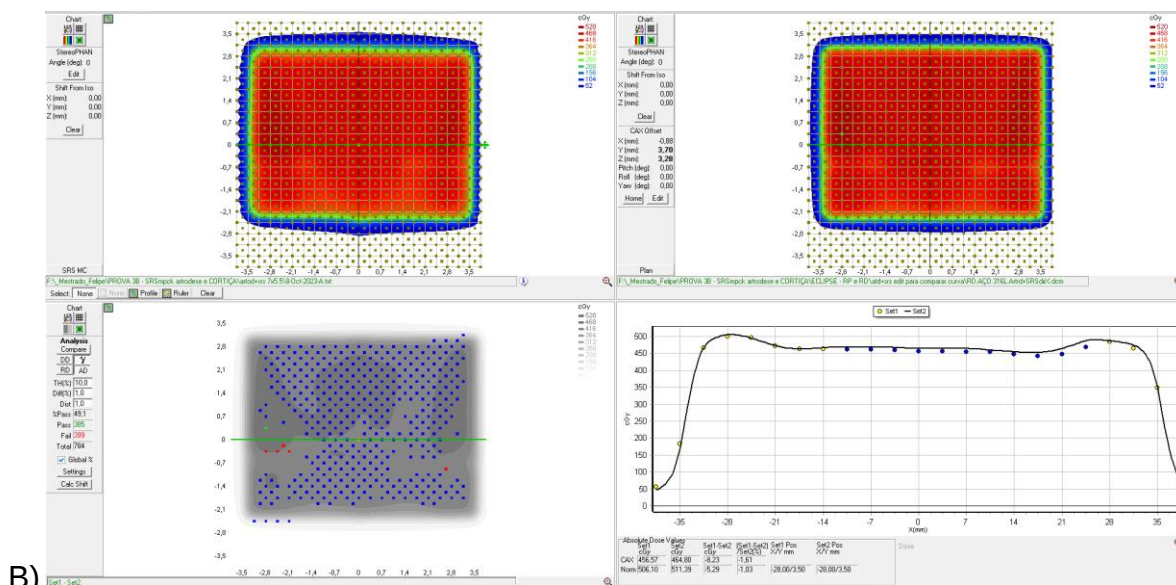
4.5.2.1 Setup com campo direto de 5x5 cm²

Referindo-se ao setup ilustrado na figura 31A, foram realizadas as comparações variando os critérios da análise gama. Na figura 53 a seguir está ilustrada a comparação com critério mais restritivo utilizado, 1%/1 mm.

Pode-se ver que ambos os algoritmos superestimam a dose entregue, corroborando com o achado nas PDPs. Neste setup o algoritmo AXB atinge resultado da análise gama superior a 95% apenas com critério 3%/3 mm enquanto AAA não consegue calcular corretamente a distribuição de dose neste cenário com a presença do metal.

Figura 53 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com fantoma Artrodese e campo direto, com critérios 1%-1mm





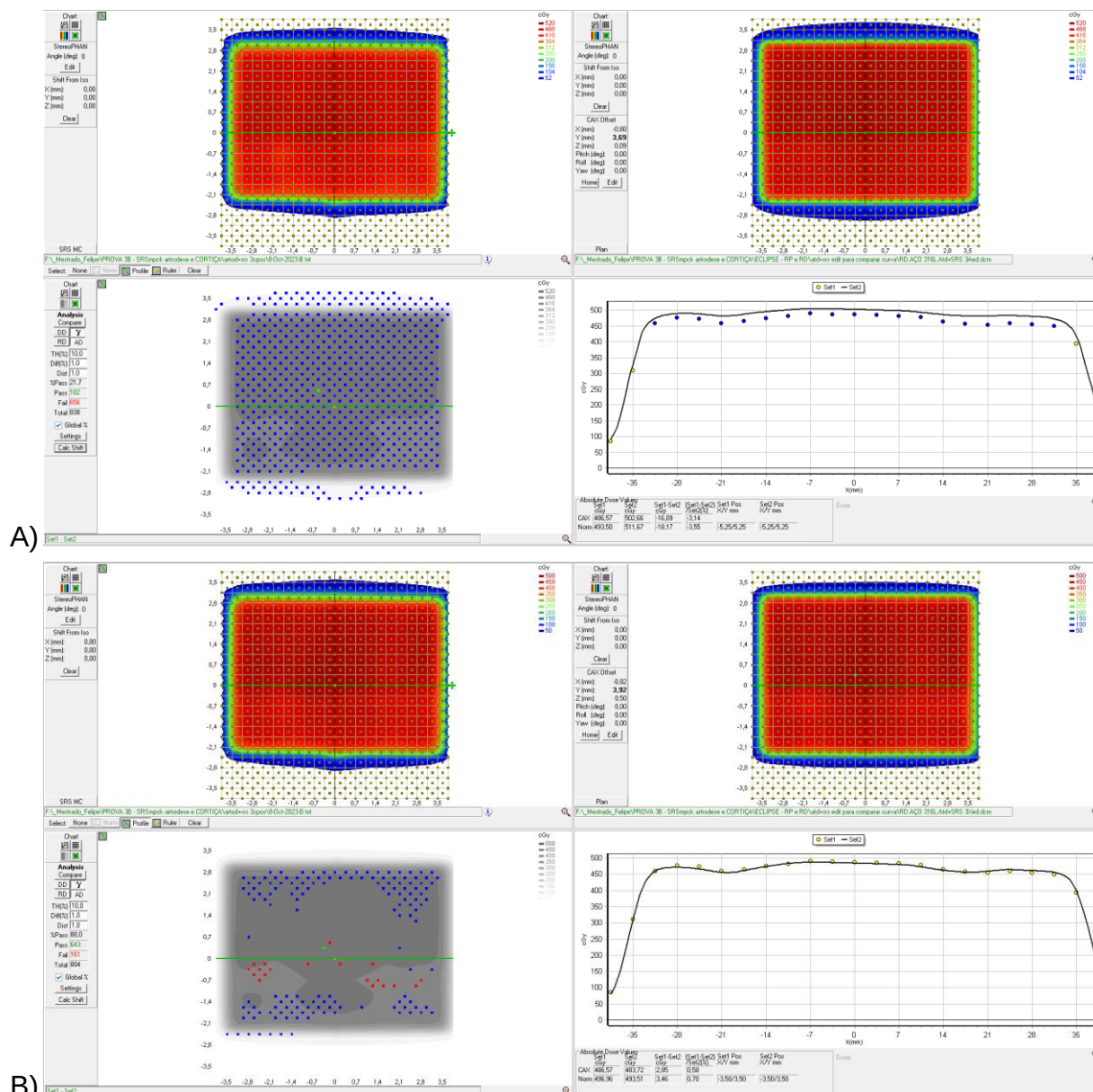
Comparando em A – cálculo com AAA versus SRS MapCHECK e B – AXB versus SRS MapCHECK. Fonte: Do autor (2024).

4.5.2.2 Setup com 3 campos

Referindo-se ao setup ilustrado na figura 31 B, com três posições de gantry (340° , 0° e 20°) foram realizadas as comparações, variando os critérios da análise gama. Na figura 54, a seguir, está ilustrada a comparação com critério mais restritivo utilizado: 1%/1 mm.

Os campos à 340° e 20° atravessam os parafusos, aumentando a influência do metal na distribuição de dose. Na figura 54A vemos que o AAA novamente superestima a dose. Nesse cenário, os resultados com AAA pioram ainda mais, chegando no máximo à 56,1% na análise gama com 3%/3 mm, já AXB chega em 100% com mesmo critério e 80% com critério 1%/1 mm, comprovando melhor desempenho nas situações incluindo heterogeneidades metálicas.

Figura 54 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com fantoma Artrodese, irradiando com três posições de gantry, utilizando critérios 1%-1mm



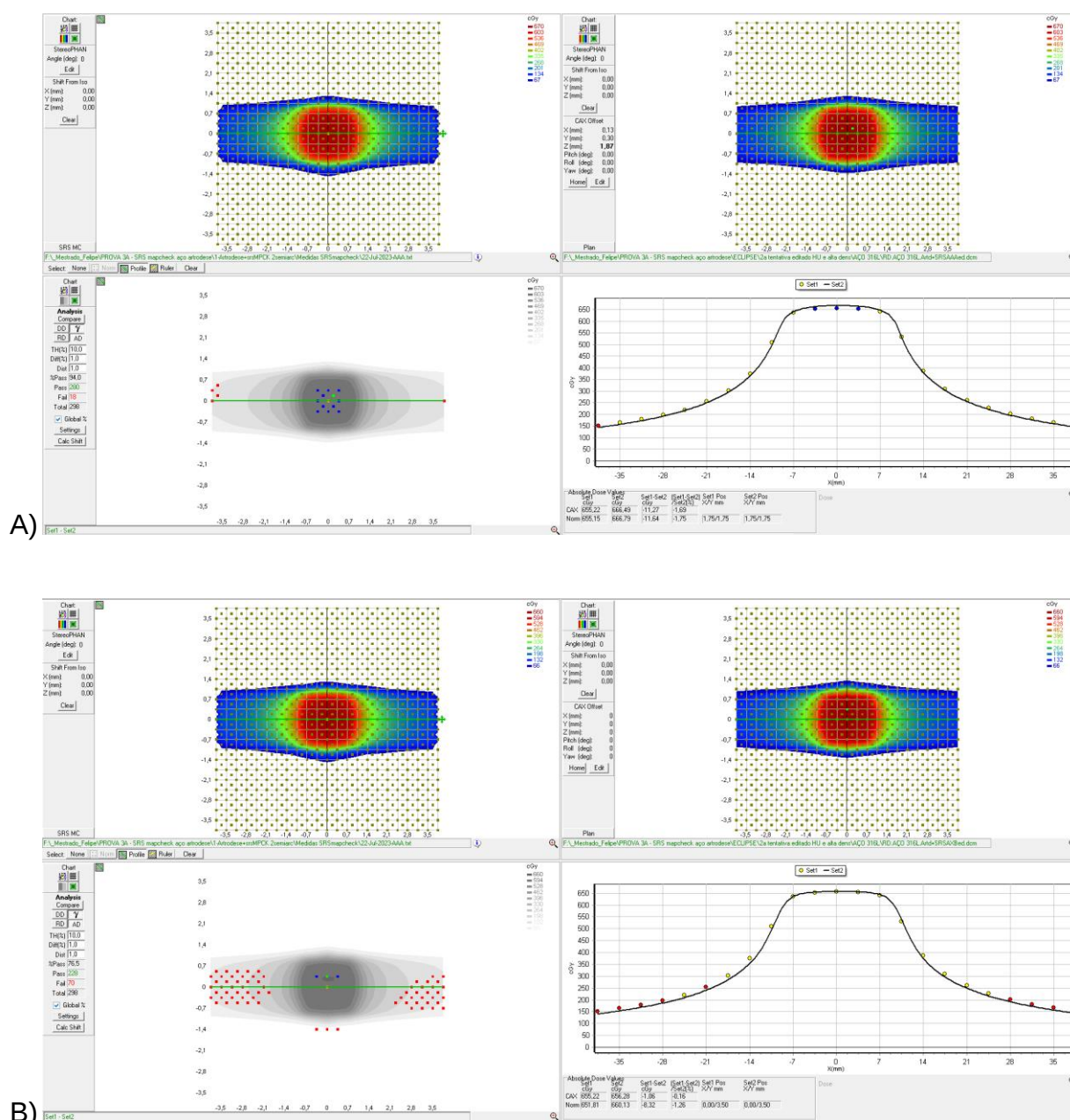
Comparando em A – cálculo com AAA versus SRS MapCHECK e B – AXB versus SRS MapCHECK.
Fonte: Do autor (2024).

4.5.2.3 Setup com 2 arcos completos

Com o setup ilustrado na figura 31C, com dois arcos completos, foram realizadas as comparações variando os critérios da análise gama. Na figura 55A e 55B, a seguir, estão ilustradas as comparações com o critério mais restritivo utilizado: 1%/1 mm para AAA e AXB.

Com o planejamento em arco repetimos a situação na qual a influência da heterogeneidade, representadas aqui pelo osso e parafusos de titânio, é reduzida em função da grande extensão de arco que não atravessa esses volumes até chegar à matriz de detectores. Só dessa forma conseguimos resultados aceitáveis com AAA. Neste setup, com critério de 1%/1 mm, foi a única situação em que AAA apresentou resultado melhor que AXB.

Figura 55 - Imagem da tela de análise gama do software SNC Patient no setup com fantoma Artrodese e utilizando 2 arcos completos, adotando critérios 1%-1mm



Comparando em A – cálculo com AAA versus SRS MapCHECK e B – AXB versus SRS MapCHECK.
Fonte: Do autor (2024).

Compilando todos os dados obtidos nas comparações utilizando os três planejamentos desta subseção, com diferentes critérios na análise gama obteve-se a tabela 15.

Com esses três setups vemos que, como esperado, quanto mais metal irradiado pior o resultado obtido com AAA, que não conseguiu calcular de modo aceitável as configurações com campo direto e com três campos. Já o algoritmo AXB se mostrou preciso neste cenário. O que nos permite concluir a superioridade do algoritmo AXB na presença de próteses metálicas.

Tabela 15 - Resultados das análises gama obtidos com os planejamentos utilizando fantoma artrodese e matriz de diodos

Resultados das análises gama, em dose absoluta, dos planos com fantoma artrodese				
Algoritmo	Critério	Campo direto	3 campos	Arcos
AAA	1% 1mm	31,5	21,7	94,0
AAA	1.5% 1.5mm	46,0	35,1	99,0
AAA	3% 3mm	79,7	56,1	100,0
AXB	1% 1mm	49,1	80,0	76,5
AXB	1.5% 1.5mm	65,3	97,0	100,0
AXB	3% 3mm	99,2	100,0	100,0

Fonte: Do autor (2024).

4.6 Análise das curvas de DVH obtidas

Como parte do objetivo geral, segue uma análise da variação no DVH de algumas estruturas simulando órgãos e alvos de tratamento em diferentes planejamentos variando os algoritmos de cálculo

Os planejamentos utilizados estão descritos na sessão 3.1.8 e, para facilitar a análise, resumimos a descrição deles na tabela 16 a seguir.

Tabela 16 - Planejamentos utilizados nas análises de DVH

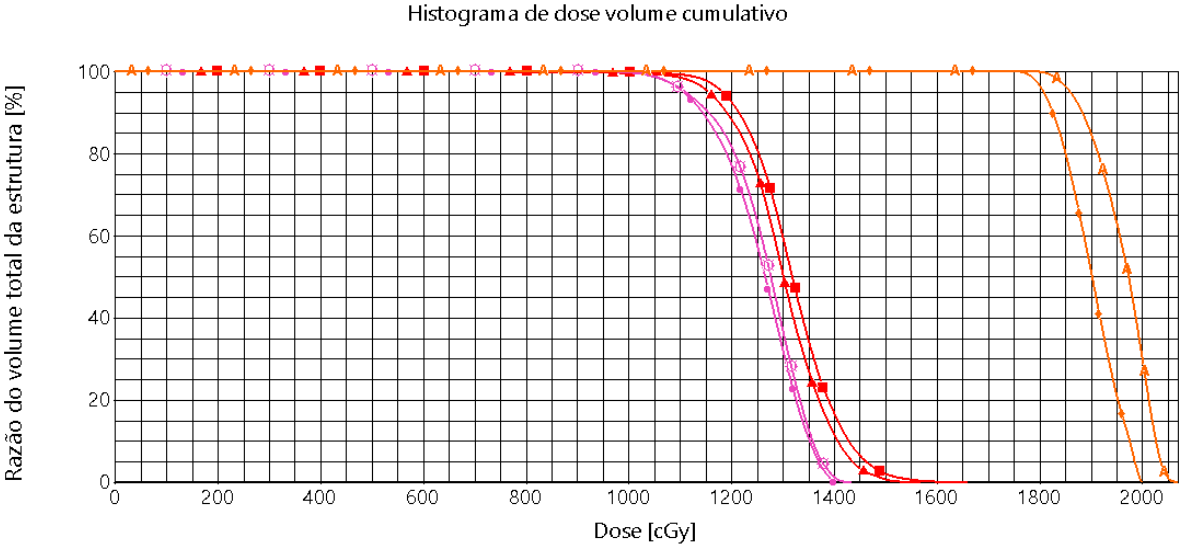
Fantoma	ID	Sítio anatômico	Técnica de planejamento
AR	A	coluna	11 campos IMRT
AR	B	fígado	2 arcos 90o-185o
AR	C	pulmao	4 arcos completos
Artrodese	D	PTV interno do osso (ptv = margem 0,5cm do vol ci)	arcos 180o posteriores
Artrodese	E	PTV interno do osso (ptv = margem 0,5cm do vol ci)	2seg arcos 35o cada
Artrodese	F	PTV interno do osso (ptv = margem 0,5cm do vol ci)	campo 10X10 direto
Artrodese	G	PTV criado no plano dos detectores	2 arcos completos
Artrodese	H	PTV criado no plano dos detectores	3 cpos diretos
Crânio	I	PTV na face próximo à orbita E	7 arcos 120o cada
Crânio	J	PTV em seio esfenoidal	9 campos IMRT

Fonte: Do autor (2024).

Separamos a análise por região anatômica/fantoma e, em cada plano, foi criado um alvo e ao menos outra estrutura de interesse. O desvio Δ foi calculado fazendo $[(\text{dose com AXB} - \text{dose com AAA})/(\text{dose com AAA}) * 100]$.

A figura 56, 57 e 58, mostram os gráficos do DVH dos PTVs analisados nos planejamentos realizados no fantoma Alderson Rando, Artrodese e Crânio.

Figura 56 - Histograma Dose Volume (DVH) dos PTVs comparados usando AAA e AXB, ■ e ▲ no plano A; ● e ○ no plano B; ◆ e ▲ no plano C da tabela 16

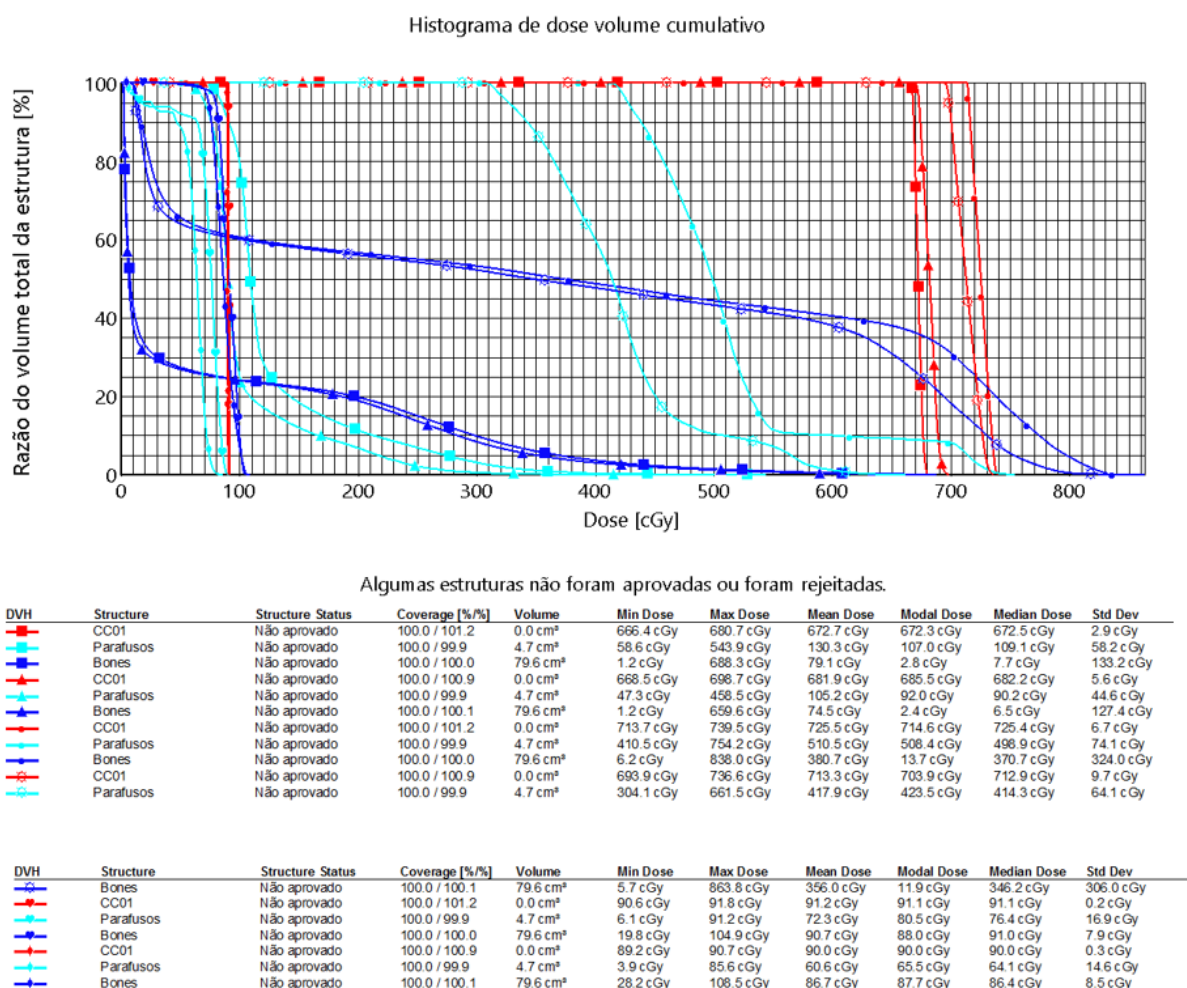


Algumas estruturas não foram aprovadas ou foram rejeitadas.

DVH	Structure	Structure Status	Coverage [%/%]	Volume	Min Dose	Max Dose	Mean Dose	Modal Dose	Median Dose	Std Dev
■	PTV1 VERTEB	Aprovado	100.0 / 100.0	60.5 cm³	285.6 cGy	1661.0 cGy	1319.6 cGy	1306.2 cGy	1318.8 cGy	88.8 cGy
▲	PTV3 VERTEB	Aprovado	100.0 / 100.0	60.5 cm³	304.2 cGy	1568.6 cGy	1299.6 cGy	1299.9 cGy	1301.5 cGy	88.5 cGy
◆	PTV3 FIGADO	Aprovado	100.0 / 100.1	95.5 cm³	948.1 cGy	1405.6 cGy	1256.0 cGy	1298.8 cGy	1266.1 cGy	79.5 cGy
●	PTV_pulmao	Não aprovado	100.0 / 100.1	4.1 cm³	1747.3 cGy	2000.0 cGy	1900.7 cGy	1905.0 cGy	1902.6 cGy	54.4 cGy
▲	PTV_pulmao	Não aprovado	100.0 / 99.8	4.1 cm³	1781.0 cGy	2070.0 cGy	1963.1 cGy	2015.4 cGy	1973.7 cGy	54.8 cGy

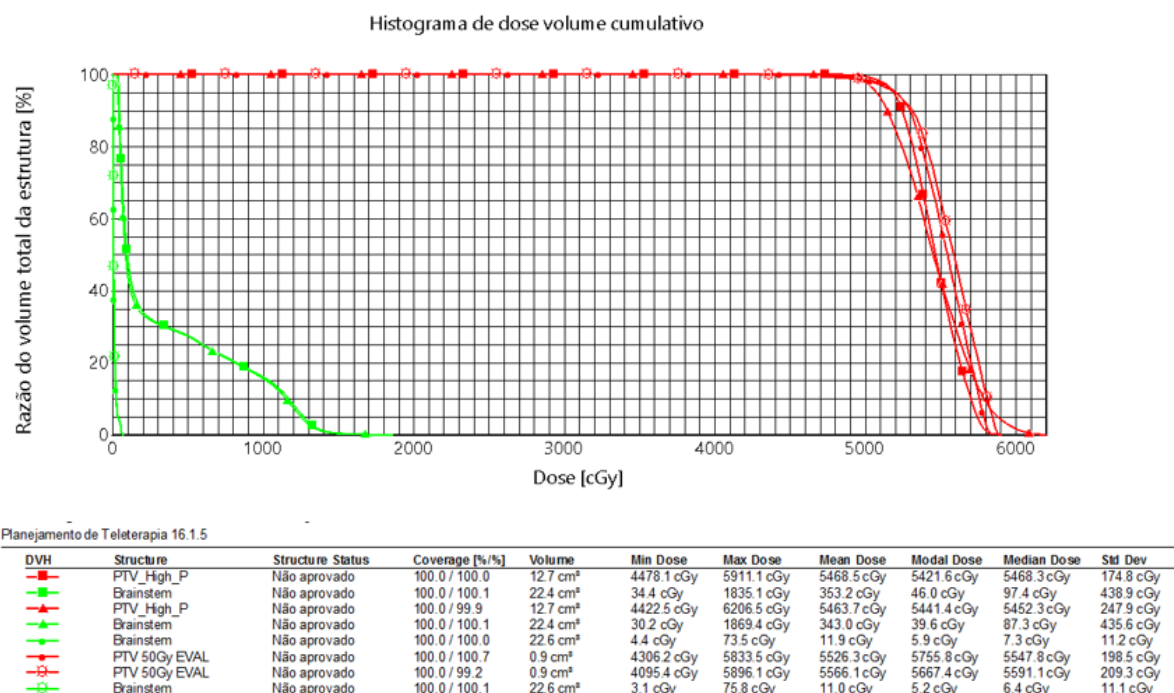
Fonte: Do autor (2024).

Figura 57 - Histograma Dose Volume (DVH) dos PTVs (volume CC01), parafusos de titânio e ossos, comparados usando AAA e AXB, —■ e —▲ no plano D; —● e —○ no plano E; —♥ e —♦ no plano F, da tabela 16



Fonte: Do autor (2024).

Figura 58 - Histograma Dose Volume (DVH) dos PTVs e a estrutura tronco cerebral, comparados usando AAA e AXB, sendo as curvas $\bullet$ e $\circ$ referentes ao plano I, $\blacksquare$ e $\blacktriangle$, referentes ao plano J da tabela 16



Fonte: Do autor (2024).

Na tabela 17 reunimos os casos em região torácica ou transição tóraco-abdominal, todos com presença de interface tecido-ar e tecido-osso.

Nessa tabela podemos ver no caso A, cujo PTV é a vertebra, que o algoritmo AAA superestima a dose em relação ao AXB nessa estrutura.

No caso B há uma predominância de tecido mole no PTV e vemos os dados mais próximos entre AAA e AXB nesse plano, sendo a dose média em pulmão a maior diferença encontrada (-3,8% calculado com AXB).

O caso C mostra que o algoritmo AAA calculou menos dose que AXB no PTV de baixa densidade, e a maior diferença encontrada foi em Dmin na carina, chegando 9% a menos de dose. Resultado que ajuda a entender o que encontramos com filme e está de acordo com achados de Hoffmann *et al.*, (2012).

Na tabela 18 estão casos planejados no fantoma Artrodese. Os dados obtidos neste fantoma mostram que, em meio de maior densidade da heterogeneidade, o algoritmo AAA calculou mais dose no mesmo ponto que AXB, por exemplo, Dmáx nos parafusos ficou em média 17,4% menor calculada com AXB e no osso encontramos Dmed 6,0% menor com AXB, na média dos cinco planos.

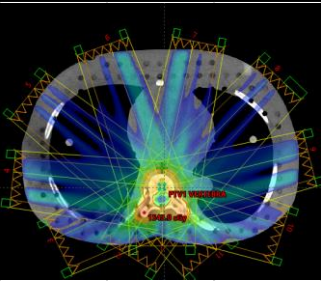
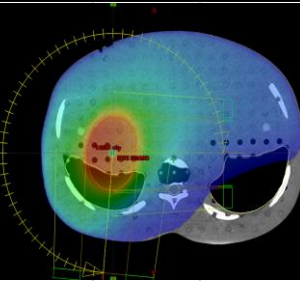
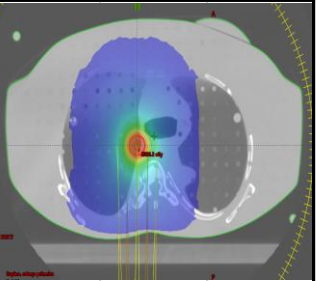
Dmed, nesses PTVs, ficou em média 1,8% maior com AAA e quando analisamos os pontos Dmin e D98% dos PTVs usando o fantoma artrodese, vemos ficam superestimados com AAA comparados ao AXB, com impacto maior em Dmin, com um desvio médio de 9,8%.

Na tabela 19 estão dois casos de crânio, na região do seio esfenoidal com presença de ar, osso e tecido mole. Nela vemos que Dmin e D98% ficam superestimados com AAA, mas nos dois casos estudados a dose média no PTV ficou igual com os dois algoritmos. Vemos uma diferença maior na Dmed no tronco, mas no plano I o valor da dose é baixo (em torno de 11 cGy) e uma pequena diferença leva à um valor percentual mais elevado.

Sintetizando os dados, em PTVs em regiões de baixa densidade o AAA calcula menos dose que AXB; em PTVs em regiões de alta densidade essa relação se inverte e, em condições menos heterogêneas, há uma proximidade maior entre o cálculo dos dois algoritmos, resultado em acordo com descrito por Fogliata *et al.*, (2011b).

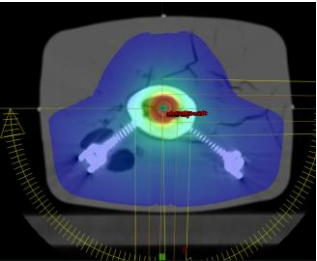
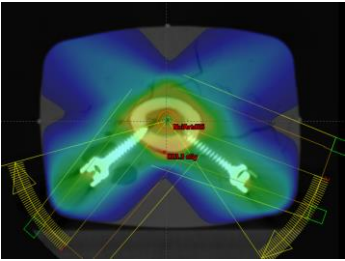
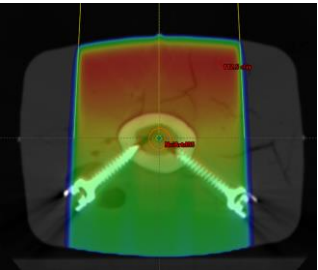
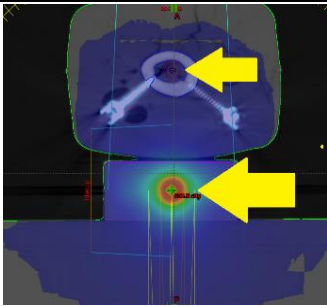
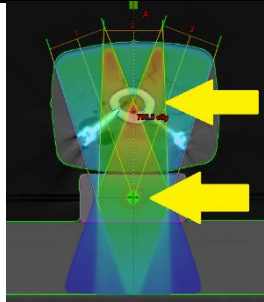
Com esses planos, encontramos diferenças de dose média na medula em torno de 3% maior com AAA; doses em região de alta densidade consideravelmente maiores com AAA (doses pontuais com diferença em torno de 17% no metal); valores de Dmin e D98%, em PTVs formados por osso, maiores com AAA, em torno de 4% e 2% respectivamente, em relação ao calculado com AXB.

Tabela 17 - Valores obtidos nas curvas de DVH nos casos de região torácica no fantoma Alderson Rando

Análise do DVH dos planejamentos na região torácica									
corte axial do planejamento									
	A			B			C		
Pontos analisados	Doses [cGy]			Doses [cGy]			Doses [cGy]		
	AAA	AXB	Δ [%]	AAA	AXB	Δ [%]	AAA	AXB	Δ [%]
Dmin PTV	571,2	607,9	6,4	948,1	930,4	-1,9	1747,3	1781,0	1,9
D98% PTV	2292,3	2227,6	-2,8	1067,3	1065,4	-0,2	1790,5	1837,2	2,6
Dmed PTV	2639,2	2598,4	-1,5	1256,0	1266,0	0,8	1900,7	1963,1	3,3
D2% PTV	2998,9	2939,2	-2,0	1384,9	1393,0	0,6	1992,4	2046,5	2,7
Dmax PTV	3321,9	3137,6	-5,5	1405,6	1434,3	2,0	2000,0	2065,4	3,3
Dmed medula	181,6	171,5	-5,6	84,9	83,4	-1,8	102,7	99,6	-3,0
Dmax medula	840,2	847,9	0,9	322,8	317,2	-1,7	529,4	516,2	-2,5
Dmed pulmao	83,0	81,8	-1,4	47,8	46,0	-3,8	55,0	55,2	0,4
Dmax pulmao	1150,5	1139,6	-0,9	1365,8	1400,0	2,5	1990,4	2065,4	3,8
Dmed pulmao ipsi							75,3	76,0	0,9
Dmed carina							471,6	453,4	-3,9
Dmax carina							1753,0	1791,6	2,2
Dmin carina							65,4	71,3	9,0

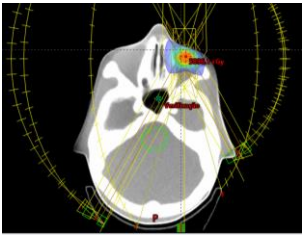
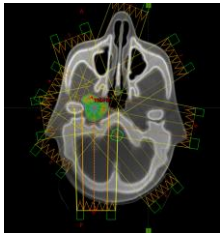
Fonte: Do autor (2024).

Tabela 18 - Valores obtidos nas curvas de DVH nos casos planejados com fantoma Artrodese

Análise do DVH dos planejamentos realizados no fantoma artrose																
corte axial do planejamento																
	D			E			F			G			H			
	Doses [cGy]			Doses [cGy]			Doses [cGy]			Doses [cGy]			Doses [cGy]			
	Pontos analisados	AAA	AXB	Δ [%]	AAA	AXB	Δ [%]	AAA	AXB	Δ [%]	AAA	AXB	Δ [%]	AAA	AXB	Δ [%]
	Dmin PTV	573,2	527,8	-7,9	699,9	586,7	-16,2	88,0	72,4	-17,7	472,9	472,1	-0,2	445,8	423,1	-5,1
D98% PTV	616,4	599,8	-2,7	705,5	647,9	-8,2	88,5	84,3	-4,7	508,6	502,0	-1,3	453,0	431,3	-4,8	
Dmed PTV	663,6	668,5	0,7	737,3	723,0	-1,9	91,2	89,6	-1,8	610,6	601,7	-1,5	487,2	466,7	-4,2	
D2% PTV	692,9	704,0	1,6	775,9	784,6	1,1	93,6	92,6	-1,1	665,0	655,3	-1,5	523,3	504,1	-3,7	
Dmax PTV	697,6	712,2	2,1	781,0	795,0	1,8	94,0	94,2	0,2	667,7	657,5	-1,5	531,6	511,9	-3,7	
Dmed osso	79,5	75,1	-5,5	380,8	357,1	-6,2	90,6	86,7	-4,3	12,1	11,1	-8,3	351,1	331,9	-5,5	
Dmax parafusos	130,7	105,5	-19,3	516,3	423,3	-18,0	72,7	61,0	-16,1	57,0	47,3	-17,0	322,0	269,1	-16,4	
Dmed PTVci										45,6	44,1	-3,3	622,8	605,7	-2,7	

Fonte: Do autor (2024).

Tabela 19 - Valores obtidos nas curvas de DVH nos casos planejados no fantoma de crânio

Análise do DVH dos planejamentos realizados no fantoma crânio						
corte axial do planejamento						
Pontos analisados	I			J		
	Doses [cGy]		Δ [%]	Doses [cGy]		Δ [%]
	AAA	AXB		AAA	AXB	
Dmin PTV	4345,5	4108,9	-5,4	4478,1	4422,5	-1,2
D98% PTV	5041,3	5090,2	1,0	5106,2	4992,4	-2,2
Dmed PTV	5531,7	5573,4	0,8	5468,5	5463,7	-0,1
D2% PTV	5810,4	5865,9	1,0	5782,9	5984,8	3,5
Dmax PTV	5833,5	5896,1	1,1	5911,1	6206,5	5,0
Dmed Tronco	11,9	11,0	-7,6	353,2	343,0	-2,9
Dmax Tronco	73,6	75,8	3,0	1835,1	1869,4	1,9

Fonte: Do autor (2024).

4.7 Análise dos tempos de cálculo com AXB

Conforme objetivo específicos c, seguem os dados obtidos na análise dos tempos de cálculo dos dois algoritmos.

Nesta etapa foram aproveitados alguns planos já estudados nas sessões anteriores e criados alguns novos. Os dados foram segregados por técnica de planejamento e a análise em função do número de campos ou total de graus utilizados em caso de arcos e também em função do volume do alvo, que impacta diretamente no tamanho de campo. Nesta etapa utilizou-se uma resolução de cálculo de 2,5 cm e, nos casos planejados com arco temos um ponto de controle a cada dois graus. Todos os resultados estão na tabela 20.

Os grupos de planejamentos por técnica foram calculados sempre juntos, pois como o TPS é utilizado via Citrix, instabilidades na rede e número de colaboradores utilizando ao mesmo tempo, são fatores de influência no tempo de cálculo.

Tabela 20 - Tempos de cálculo obtidos com os algoritmos e diferentes setups

Planos para análise dos tempos de cálculo						
planos	técnica	número de campos / graus	volume do PTV [cc]	AXB [s]	AXB GPU [s]	AAA [s]
1	arco	1432	4,14	47	28	180
2	arco	1074	4,14	27	25	86
3	arco	716	4,14	26	19	84
4	arco	358	4,14	22	16	47
5	arco	358	66,4	37	26	55
6	arco	265	95,49	25	16	40
7	IMRT	15	60,51	45	19	39
8	IMRT	15	641,2	45	17	39
9	IMRT	12	60,51	55	16	30
10	IMRT	11	60,51	120	56	28
11	IMRT	9	60,51	58	17	19
12	3D	15	95,49	145	80	40
13	3D	12	95,49	118	62	30
14	3D	12	3,62	119	58	30
15	3D	9	95,49	88	48	22

Fonte: Do autor (2024).

4.7.1 Dependência do tempo de cálculo com o volume

Vemos que, com a técnica de arcos, quanto maior o volume do alvo maior o tempo de cálculo, independente do algoritmo utilizado. Já com IMRT e 3D não encontramos dependência com o volume.

4.7.2 Dependência do tempo de cálculo com número de campos ou comprimento do arco

Quando aumentamos a quantidade de graus utilizados, na técnica com arcos, AAA, AXB e AXB-GPU aumentam o tempo de maneira aproximadamente linear, mas, com AAA, a sensibilidade à quantidade de graus de arco utilizado é maior.

Com a técnica 3D vemos aumento no tempo de cálculo com aumento de campos de modo linear para AAA, AXB e AXB+GPU. Já com a técnica de IMRT, AXB e AXB-GPU não apresentam dependência com número de campos, mas com AAA essa dependência existe e quanto mais campos maior o tempo de cálculo.

4.7.3 Diferença no tempo de cálculo entre AXB, AXB-GPU e AAA por técnica de planejamento

Utilizando a técnica de planejamento com arcos, os cálculos com AXB levam em média 2,6 vezes menos tempo. Para quem dispõe da opção da GPU os tempos caem ainda mais e temos o cálculo com AXB+GPU 3,7 vezes mais rápido que AAA.

Nos planos utilizando IMRT, o tempo de cálculo foi 2,3 vezes maior com AXB em relação ao AAA, porém, ao utilizar a GPU, o cenário se inverte e o cálculo com AXB+GPU fica 1,6 vezes mais rápido que o AAA.

Por fim nos casos com técnica 3D, o AXB levou em média 3,9 vezes mais tempo, independentemente do número de campos. Com a opção AXB+GPU a diferença diminui, mas ainda assim o AAA entregou os cálculos na metade do tempo, uma diferença menor que a reportada por Tsuruta *et al.*, (2014), que encontrou tempo de cálculo 10 vezes menor com AAA em relação ao AXB.

5 CONCLUSÃO

A presente investigação comparativa entre os algoritmos de cálculo Acuros XB e AAA revelou resultados consistentes em múltiplos testes e cenários simulados, considerando a possibilidade de sua implementação na prática clínica.

Testamos o AXB medindo curvas de PDP em meio homogêneo; em meio com simulação de heterogeneidade de baixa e alta densidade; comparamos à um algoritmo já consolidado como AAA; realizamos medidas em 2 fantasmas antropomórficos com filmes radiocrômicos e em um fantoma elaborado manualmente para esse estudo; realizamos medidas de distribuição planar de dose com filme radiocrômico e matriz de diodos; medidas de doses pontuais com câmara de ionização; comparamos curvas de DVH e realizamos uma análise do tempo de cálculo do TPS em diferentes situações. Com esse conjunto de medidas exploramos o que foi proposto nos objetivos geral e específicos, avaliando o cálculo de dose em interfaces com baixa e alta densidade (incluindo metais) e também considerando situações próximas a prática clínica com o fantasmas antropomórficos e análise de histogramas dose-volume.

Quase todos os resultados obtidos com AXB foram similares ao calculado com AAA, dentro de um critério de 3%/3mm. Com tolerâncias mais restritivas vemos que ambos os algoritmos tem dificuldades em materiais de baixa densidade e, mais limitações ainda, em materiais de alta densidade, porém o AXB apresentou melhores resultados nesta última situação.

Vemos que o algoritmo AXB só não atendeu resultados dentro de 3% na PDP abaixo do metal, na qual apresentou um desvio máximo de 5,3% e em um dos planejamentos no fantoma Artrodese, verificado através de dose pontual, com desvio registrado de 4,0% no ponto da câmara. Identificamos, nas curvas de PDP, que na região de buildup, o TPS subestima a dose e superestima a dose depois do buildup, tanto com AAA, quanto com AXB e não só na presença de heterogeneidades, mas também em meio homogêneo. Nossa suspeita é que isso possa ser corrigido na modelagem do feixe. Isso diminuiria a diferença de 5,3% citada na presença do metal

Mesmo utilizando a curva de calibração *default* para o tomógrafo, extrapolada linearmente para alta densidade, em todas as situações analisadas com detectores planares de dose, considerando a heterogeneidade e os casos mais complexos, os

resultados obtidos com AXB atendem um critério de 3% / 3 mm de tolerância, aceitável na prática clínica, segundo Hoffmann *et al.*, (2012) e Han *et al.*, (2012).

O algoritmo apresentou tempos exequíveis, que dependem da técnica de planejamento escolhida e podem também depender da configuração de campos e volume do alvo. Neste serviço de radioterapia ainda não está disponível a opção de planejamento com VMAT (terapia em arco volumétrico modulado), sendo assim verificamos tempos praticáveis na clínica com as técnicas 3D, Arco conformacional e IMRT. O uso da GPU faz muita diferença, tornando o cálculo com AXB em média 2 vezes mais rápido. A combinação AXB+GPU entregou cálculos mais rápidos que o AAA usando arcos e IMRT.

Importante frisar que, além do tempo de cálculo, é importante considerar que existem etapas a mais antes do cálculo com AXB. Seu ponto fraco é depender de uma biblioteca com diversos materiais, na qual todo volume com densidade acima de 3 g/cm³ precisa ser atribuído. Nesse ponto, se assume conhecer as propriedades do material de alta densidade presente no planejamento, o que nem sempre é verdade na clínica. Outro ponto de influência importante no cálculo são os artefatos. Dependendo dos artefatos gerados, nem mesmo o software de redução de artefato, presente em alguns tomógrafos, consegue ajudar e algum tempo deve ser despendido para correções nos contornos e atribuições de HU em regiões prejudicadas pelos mesmos.

Vimos que, nas proximidades de interfaces com alta densidade, o AAA falha e o AXB se mostrou uma ótima alternativa, não só para regiões de baixa densidade, como casos de pulmão citados em vários artigos e também verificado ao longo do trabalho, mas também para as situações em que o paciente apresenta próteses e implantes.

A consistência entre os valores calculados e medidos em diferentes configurações de medidas e diferentes fantasmas, atesta a robustez e confiabilidade desse algoritmo em condições representativas de pacientes reais.

A análise dos DVHs nos permitiu identificar os pontos de maior impacto no uso do AXB quando comparado ao AAA, tais como dose média em medula, dose em prótese metálicas, dose em região de baixa densidade, a dose média em pulmão e também na avaliação de cobertura de dose dos alvos, como dose mínima e dose em 98% do volume alvo. Porém vimos que os cálculos com AXB e AAA seguiram uma relação. De modo geral, em baixa densidade AXB calculou mais dose que AAA, em

meio homogêneo apresentaram resultados iguais e quanto maior a densidade da heterogeneidade presente, maior a dose calculada com AAA em comparação com AXB.

A comparação entre o Acuros XB e o AAA revelou a superioridade do primeiro em situações de presença de heterogeneidades, principalmente de alta densidade. Os resultados obtidos corroboram a adoção e recomendação do Acuros XB nessas situações, como um ótimo recurso no planejamento, garantindo a segurança e a eficácia dos procedimentos para os pacientes.

REFERÊNCIAS

AAPM. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Tissue Homogeneity Corrections for Megavoltage Photons Beams**. Report of Task Group 65. AAPM Report 85, AAPM, 2004.

ABDULLAH, Chaymaa et al. Clinical impact of anisotropic analytical algorithm and Acuros XB dose calculation algorithms for intensity modulated radiation therapy in lung cancer patients. **Journal of X-Ray Science and Technology**, v. 29, n. 6, p. 1019-1031, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3233/XST-210942>

AGUIRRE, Eder et al. Estudo da distribuição de dose de feixes clínicos de elétrons em meios heterogêneos. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 8, n. 3, 2020. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v8i3.1216>

AHNESJÖ, Anders. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. **Medical physics**, v. 16, n. 4, p. 577-592, 1989. doi: <https://doi.org/10.1118/1.596360>

AHNESJÖ, Anders; ASPRADAKIS, Maria Mania. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. **Physics in Medicine & Biology**, v. 44, n. 11, p. R99 - R155, 1999. DOI 10.1088/0031-9155/44/11/201

AKDENIZ, Yucel; YEGINGIL, Ilhami; YEGINGIL, Zehra. Effects of metal implants and a metal artifact reduction tool on calculation accuracy of AAA and Acuros XB algorithms in small fields. **Medical Physics**, v. 46, n. 11, p. 5326-5335, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.13819>

ALAND, Trent et al. Accuracy and efficiency of graphics processing unit (GPU) based Acuros XB dose calculation within the Varian Eclipse treatment planning system. **Medical Dosimetry**, v. 44, n. 3, p. 219-225, 2019. DOI: 10.1016/j.meddos.2018.07.002

ALBINO, Lucas Delbem. **Avaliação do algoritmo Acuros XB de cálculo de dose em radioterapia em meios heterogêneos**. 2019. 125f. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2019.

BATTISTA, Jerry. **Introduction to megavoltage x-ray dose computation algorithms**. CRC Press, 2019.

BEDFORD, James L. Calculation of absorbed dose in radiotherapy by solution of the linear Boltzmann transport equations. **Physics in Medicine & Biology**, v. 64, n. 2, p. 02TR01, 2019. DOI 10.1088/1361-6560/aaf0e2

BOMAN, Eeva; TERVO, J.; VAUHKONEN, M. Modelling the transport of ionizing radiation using the finite element method. **Physics in Medicine & Biology**, v. 50, n. 2, p. 265, 2004. DOI 10.1088/0031-9155/50/2/006

BORCA, Valeria Casanova et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 14, n. 2, p. 158-171, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i2.4111>

BRUALLA, Lorenzo; RODRIGUEZ, Miguel; LALLENA, Antonio M. Monte Carlo systems used for treatment planning and dose verification. **Strahlentherapie und Onkologie**, v. 193, n. 4, p. 243, 2017. DOI:10.1007/s00066-016-1075-8

BUSH, Karl et al. Dosimetric validation of Acuros® XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. **Medical physics**, v. 38, n. 4, p. 2208-2221, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3567146>

CHENG, Zhangkai J. et al. Radiotherapy dose calculations in high-Z materials: comprehensive comparison between experiment, Monte Carlo, and conventional planning algorithms. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 7, n. 3, p. 035012, 2021. DOI 10.1088/2057-1976/abf6ac

COOLENS, C.; CHILDS, P. J. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. **Physics in Medicine & Biology**, v. 48, n. 11, p. 1591, 2003. DOI 10.1088/0031-9155/48/11/308

DALFOVO, Michael Samir; LANA, Rogério Adilson; SILVEIRA, Amélia. Métodos quantitativos e qualitativos: um resgate teórico. **Revista interdisciplinar científica aplicada**, v. 2, n. 3, p. 1-13, 2008.

FERLAY, Jacques et al. Cancer statistics for the year 2020: An overview. **International journal of cancer**, v. 149, n. 4, p. 778-789, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1002/ijc.33588>

FERREIRA, B. C.; LOPES, M. C.; CAPELA, M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. **Physics in Medicine & Biology**, v. 54, n. 4, p. 1073, 2009. DOI 10.1088/0031-9155/54/4/017

FOGLIATA, Antonella et al. Dosimetric validation of the Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm: fundamental characterization in water. **Physics in medicine & biology**, v. 56, n. 6, p. 1879-1904, 2011a. DOI 10.1088/0031-9155/56/6/022

FOGLIATA, Antonella et al. Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media. **Radiation oncology**, v. 6, p. 1-15, 2011b.

GILLISON, Maura L. et al. Safety of nivolumab added to chemoradiation therapy platforms for intermediate and high-risk locoregionally advanced head and neck squamous cell carcinoma: RTOG Foundation 3504. **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, v. 115, n. 4, p. 847-860, 2023.

GLIDE-HURST, C. et al. Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT. **Medical physics**, v. 40, n. 6Part1, p. 061711, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.4805102>

HALL, Eric J.; WUU, Cheng-Shie. Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, v. 56, n. 1, p. 83-88, 2003.

HAN, Tao et al. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. **Medical Physics**, v. 38, n. 5, p. 2651-2664, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3582690>

HAN, Tao et al. Experimental validation of deterministic Acuros XB algorithm for IMRT and VMAT dose calculations with the Radiological Physics Center's head and neck phantom. **Medical physics**, v. 39, n. 4, p. 2193-2202, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3692180>

HODAPP, N. The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). **Strahlentherapie und Onkologie: Organ der Deutschen Röntgengesellschaft**, v. 188, n. 1, p. 97-99, 2012. DOI: [10.1007/s00066-011-0015-x](https://doi.org/10.1007/s00066-011-0015-x)

HOFFMANN, Lone et al. Clinical validation of the Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver. **Acta oncologica**, v. 51, n. 3, p. 376-385, 2012. DOI: <https://doi.org/10.3109/0284186X.2011.629209>

HURKMANS, Coen W. et al. Recommendations for implementing stereotactic radiotherapy in peripheral stage IA non-small cell lung cancer: report from the Quality Assurance Working Party of the randomised phase III ROSEL study. **Radiation Oncology**, v. 4, n. 1, p. 1-14, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1186/1748-717x-4-1>

ICRU. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION MEASUREMENTS AND UNITS. **ICRU Report 50: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy**. International Commission on Radiation Measurements and Units, Washington, 1993.

INCA. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Tratamento do câncer**. Ministério da Saúde, 2022b. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/tratamento> Acesso em: 17/08/2022.

_____. **Tipos de câncer**. Ministério da Saúde, 2022a. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer> Acesso em: 17/10/2022.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **TECDOC 1583:** Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques. Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy. Vienna: IAEA, 2008.

_____. **Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer.** Technical Reports Series 430, Vienna: IAEA, 2004.

JAMEMA, S. V. et al. Commissioning and comprehensive quality assurance of commercial 3D treatment planning system using IAEA Technical Report Series—430. **Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine**, v. 31, n. 3, p. 207-215, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1007/bf03179346>

KAWRAKOW, Iwan. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. **Medical physics**, v. 27, n. 3, p. 485-498, 2000. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.598917>

KAWRAKOW, Iwan. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. **National Research Council Canada Report Pirs-701**, p. 2001–2009, 2015.

KHAN, Faiz M. **The physics of radiation therapy.** Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

KNÖÖS, Tommy et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. **Physics in Medicine & Biology**, v. 51, n. 22, p. 5785, 2006. DOI 10.1088/0031-9155/51/22/005

LEVITT, Seymour H. et al. **Technical basis of radiation therapy:** Practical Clinical Applications. 4.Ed. New York, NY: Springer, 2006.

LLOYD, S. A. M.; ANSBACHER, W. Evaluation of an analytic linear Boltzmann transport equation solver for high-density inhomogeneities. **Medical Physics**, v. 40, n. 1, p. 011707, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.4769419>

LOW, Daniel A. et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. **Medical physics**, v. 25, n. 5, p. 656-661, 1998. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.598248>

MARTINO, Fortuna et al. Dose calculation algorithms for external radiation therapy: an overview for practitioners. **Applied sciences**, v. 11, n. 15, p. 6806, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/app11156806>

MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. **Handbook of radiotherapy physics: theory and practice.** CRC Press, 2007.

MENEZES, Cristiano Magalhães et al. Avaliação clínica radiológica da artrodese lombar transforaminal aberta versus minimamente invasiva. **Coluna/columna**, v. 8, n. 3, p. 297-302, 2009.

DOI: <https://doi.org/10.1590/S1808-18512009000300010>

NEUENSCHWANDER, H.; MACKIE, T. R.; RECKWERDT, P. J. MMC-a high-performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning. **Physics in Medicine & Biology**, v. 40, n. 4, p. 543-574, 1995. DOI 10.1088/0031-9155/40/4/005
NIROOMAND-RAD, Azam et al. Report of AAPM task group 235 radiochromic film dosimetry: an update to TG-55. **Medical physics**, v. 47, n. 12, p. 5986-6025, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.14497>

OJALA, Jarkko et al. The accuracy of Acuros XB algorithm for radiation beams traversing a metallic hip implant—comparison with measurements and Monte Carlo calculations. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 15, n. 5, p. 162-176, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i5.4912>

PALMA, David et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, v. 72, n. 4, p. 996-1001, 2008.

PAWAŁOWSKI, Bartosz et al. Accuracy of the doses computed by the Eclipse treatment planning system near and inside metal elements. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 5974, 2022.

PEREIRA, Pedro Filipe Silva. **Desenvolvimento de um método de análise 3D de dose com filme radiossensível para controlo de qualidade de tratamentos de radioterapia**. 2015. 24f. Dissertação (mestrado) - Universidade do Porto, Portugal, 2015.

PULLIAM, K. et al. MO-G-BRE-02: A survey of IMRT QA practices for more than 800 Institutions. **Medical Physics**, v. 41, n. 6Part25, p. 432-432, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.4889185>

RAMANATHAN, Deepak et al. Current concepts in total femoral replacement. **World Journal of Orthopedics**, v. 6, n. 11, p. 919, 2015. DOI: [10.5312/wjo.v6.i11.919](https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i11.919)

SALVAJOLI, J. V.; SOUHANI, L.; FARIA, S. L. The Role of Radiotherapy in Cancer Treatment-Advances and Challenges, Radioterapia em oncologia. **Rio de Janeiro: Medsi Editora Medica e Científica, 2ª edição**, 2013.

SARIGUL, Neslihan. Evaluation of the effect of field sizes on radiation dose in the presence of metal materials using Monte Carlo simulation. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 182, p. 110143, 2022.

SAVI, Matheus Brum Marques Bianchi. **Estudo de materiais e desenvolvimento de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço por meio de impressão 3D**. 2022. 126f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de

Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022.
DOI:10.11606/T.85.2022.tde-04082022-143618

SAW, Cheng B. et al. Clinical implementation of intensity-modulated radiation therapy. **Medical Dosimetry**, v. 27, n. 2, p. 161-169, 2002.

SUN NUCLEAR. **SRS MapCHECK**: SRS Patient QA, No Film – Model 1179. Sun Nuclear Corporation, 2022.

TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. 9.Ed. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2003.

TEOH, May et al. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. **The British journal of radiology**, v. 84, n. 1007, p. 967-996, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr/22373346>

TILLIKAINEN, L. et al. A 3D pencil-beam-based superposition algorithm for photon dose calculation in heterogeneous media. **Physics in Medicine & Biology**, v. 53, n. 14, p. 3821–3839, 2008.

TSURUTA, Yusuke et al. Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. **Medical physics**, v. 41, n. 8Part1, p. 081715, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.4890592>

ULMER, W.; PYYRY, J.; KAISSEL, W. A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations. **Physics in Medicine & Biology**, v. 50, n. 8, p. 1767-1790, 2005.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide**. 2015. Disponível em:
https://jpneylon.github.io/ABR/PDFs/Add_052418/EclipseAlgorithms13.6_RefGuide.pdf Acesso em: 27/03/2024.

VASSILIEV, Oleg N. et al. Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 3, p. 581–598, 2010. DOI 10.1088/0031-9155/55/3/002

VENSELAAR, Jack; WELLEWEERD, Hans; MIJNHEER, Ben. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. **Radiotherapy and oncology**, v. 60, n. 2, p. 191-201, 2001.

WANG, Jian Z. et al. Impact of prolonged fraction delivery times on tumor control: a note of caution for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). **International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics**, v. 57, n. 2, p. 543-552, 2003.

WIDDER, Joachim. The origins of radiotherapy: Discovery of biological effects of X-rays by Freund in 1897, Kienböck's crucial experiments in 1900, and still it is the dose. **Radiotherapy and Oncology**, v. 112, n. 1, p. 150-152, 2014.

WILLIAMS, M. L. et al. Deterministic photon transport calculations in general geometry for external beam radiation therapy. **Medical physics**, v. 30, n. 12, p. 3183-3195, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.1621135>

YAN, Chenyu et al. Clinical implementation and evaluation of the Acuros dose calculation algorithm. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 18, n. 5, p. 195-209, 2017. DOI: <https://doi.org/10.1002/acm2.12149>

APÊNDICES

APÊNDICE A – MANUSCRITO

ANÁLISE DO DESEMPENHO DO ALGORITMO ACUROS XB EM SITUAÇÕES DE HETEROGENEIDADE ATRAVÉS DE COMPARAÇÃO COM ALGORITMO AAA, MEDIDAS DE PDP E EM FANTOMAS ANTROPOMÓRFICOS

RESUMO

Neste trabalho estudamos os resultados obtidos com o algoritmo de cálculo Acuros XB, versão 16.1.2 da Varian Medical Systems (AXB). O objetivo do trabalho é verificar a capacidade deste algoritmo em calcular com precisão a dose de radiação em meios heterogêneos envolvendo interfaces tecido-ar, tecido-osso e tecido metal comparando os resultados, nesta primeira parte, com os resultados de outro algoritmo, já bem estudado, o AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm*), medidas de dose com câmaras de ionização e filmes radiocrômicos. Comparamos também o tempo de cálculo dos dois algoritmos. Foram adquiridas curvas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) utilizando câmara de ionização em fantoma de água sólida homogêneo e também heterogêneo, em um setup, com uma placa de aço 316L e em outro, com uma placa de cortiça. Foram realizadas medidas com filme radiocrômico utilizando dois fantasmas antropomórficos. Medidas de PDPs, no setup com metal, mostraram desvios de até 18,8% com AAA contra 5,3% usando AXB, com a cortiça, os resultados foram semelhantes (1,5% x 1,7%). Utilizando filmes radiocrômicos nos fantasmas antropomórficos todos os planos tiveram índice gama maior que 96,4% com critério 3% / 3 mm. Quanto ao tempo de cálculo, foi analisado influência do volume alvo, número de campos e técnica de planejamento. Usando arcos conformacionais AXB+GPU foi 3,7 vezes mais rápido que AAA, com IMRT, AAA é mais rápido que AXB, mas a relação se inverte usando GPU, mas com 3D, AXB, mesmo associado ao GPU, usou o dobro do tempo que o AAA. Vimos que, nas proximidades de interfaces com alta densidade, o AAA falha no cálculo e o AXB se mostrou uma ótima alternativa, não só para regiões de baixa densidade, como casos de pulmão citados em vários artigos e também verificado ao longo do trabalho, mas também para as situações em que o paciente apresenta próteses e implantes metálicos. Os resultados obtidos corroboram a adoção e recomendação do Acuros XB nessas situações, como um ótimo recurso no planejamento, garantindo a segurança e a eficácia dos procedimentos para os pacientes.

Palavras-Chave: Planejamento de Radioterapia Assistida por Computador. Dosimetria. Doses de radiação. Radioterapia. Método de Monte Carlo.

1 INTRODUÇÃO

Em radioterapia, o processo de cálculo de dose pode se tornar complexo em função das técnicas de tratamento que foram desenvolvidas, como por exemplo, o uso de intensidade modulada do feixe de radiação (IMRT). O que antes se traduzia em uma distribuição bidimensional para o cálculo feito à mão, passou a trazer variações de intensidade dentro de cada campo de radiação que passou a ser calculado apenas computacionalmente (SALVAJOLI; SOUHANI; FARIA, 2013).

A heterogeneidade de estruturas na região de tratamento, como por exemplo, osso, ar, gordura, músculo, traz mais variáveis ao cálculo da distribuição da dose no meio irradiado. Casos que apresentam tipicamente essa heterogeneidade na radioterapia são os casos de pulmão (HURKMANS *ET AL.*, 2009) e ainda se têm os casos de pelve que, com alguma frequência, trazem a presença de próteses (SARIGUL, 2022), já que substituição total do fêmur (RTF) representa uma importante opção cirúrgica na reconstrução do salvamento do membro, com indicações oncológicas e não oncológicas (RAMANATHAN *ET AL.*, 2015).

Os sistemas de planejamento de radioterapia se baseiam em algoritmos de cálculo que vêm se tornando cada vez mais precisos desde a década de 70 (MARTINO *ET AL.*, 2021). O algoritmo mais utilizado atualmente é o AAA, porém a Varian Medical Systems desenvolveu um novo algoritmo ainda mais preciso em meios heterogêneos, o Acuros XB, pertencente à uma nova classe de algoritmos de cálculo, chamada Algoritmos do Tipo C (KNÖÖS *ET AL.*, 2006). Essa classe tem como principal característica o cálculo da dose através da solução da Equação Linear de Transporte de Boltzmann. O Acuros XB faz isso através métodos determinísticos, enquanto o algoritmo de Monte Carlo (considerado padrão ouro) o faz de modo iterativo, demandando muito recurso computacional e tempo (WILLIAMS *ET AL.*, 2003). O cálculo feito por um algoritmo deve ser rápido e representar com exatidão a dose no paciente, assim seu uso exige uma validação feita através de medidas

experimentais com câmaras de ionização, filmes radiocrômicos, matrizes de detectores entre outros dispositivos para garantir a segurança dos pacientes. Esse é o objetivo desse trabalho.

O trabalho foi dividido em duas partes e nesta primeira, os objetivos principais são a comparação dos resultados de cálculos realizados pelo algoritmo Acuros XB (AXB) com cálculos nas mesmas condições utilizando o algoritmo AAA e também a comparação desses cálculos com medidas em setups específicos simulando condições homogêneas e heterogêneas, com alta e baixa densidade através de câmara de ionização, filmes radiocrômicos, e fantasmas antropomórficos.

2 METODOLOGIA

Todas as medidas foram realizadas em uma acelerador Varian 600CD, com colimador multifolhas de 120 lâminas, mesa robótica 6D Brainlab com IGRT ExacTrac versão 5.5. Todas as imagens tomográficas foram obtidas em um tomógrafo Canon Aquilion Lightning, com imagens de 16bits, ou seja, faixa de HU estendida. Nos setups de medida envolvendo heterogeneidades metálicas, as imagens foram adquiridas com a ferramenta de redução do artefato do próprio tomógrafo: *metallic artefact reduction* (MAR). Neste trabalho não dispomos de fantoma para aquisição da curva e calibração de densidade eletrônica x HU que abranja a região de alta densidade, sendo assim utilizamos a curva do serviço de radioterapia extrapolada linearmente para região de alta densidade.

Os cálculos de dose foram realizados com o sistema de planejamento de tratamento Eclipse 16.1 (TPS) com os algoritmos Acuros External Beam versão 16.1.2 (AXB) com opção de uso de unidade de processamento gráfico (GPU) e Anisotropic Analytical Algorithm versão 16.1.2 (AAA). A operação do TPS é realizada por meio de uma plataforma virtual Citrix, que permite acesso remoto e otimizado ao sistema. O cálculo é executado em um servidor dedicado com a seguinte infraestrutura computacional: Servidor Dell PowerEdge R740; 2 Processadores Intel® Xeon® Gold 6132, 2.60 GHz; 28 núcleos; 64 GB RAM; 4 Placas de Vídeo (GPUs) NVIDIA Tesla T4. O ambiente virtualizado Citrix é utilizado para permitir que múltiplos profissionais acessem o sistema remotamente, distribuindo a carga de trabalho entre servidores. A presença de quatro GPUs NVIDIA Tesla T4.

Para as medidas descritas a seguir foi adotado critérios de aceite conforme Venselaar, Welleweerd e Mijnheer (2001), onde descreve critérios diferentes para a região de buildup do feixe e pontos mais profundos, principalmente em função da falta de equilíbrio eletrônico e do gradiente de dose muito mais acentuado na região de buildup. Assim dividimos a análise das PDPs em duas partes: No buildup e abaixo do buildup, ou situações de geometria simples versus geometria complexa (filtro, heterogeneidade e assimetria).

2.1 Medidas de PDP em meio Homogêneo

Foram realizadas medidas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) em um fantoma de água sólida. As medidas foram feitas com uma câmara de ionização de placas paralelas SNC350p tipo Roos com um eletrômetro IBA Dose1.

O setup utilizado foi composto por campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância foco-superfície (SSD) igual à 100 cm, câmara de ionização posicionada na placa com encaixe adequado, alinhada sempre com o eixo central do campo e em cada medida a placa que contém o encaixe para câmara foi sendo deslocada ao longo da posição vertical. O ponto efetivo de medida foi considerado à 1 mm abaixo da superfície da janela da câmara. Esse setup foi tomografado e a curva de PDP obtida com essas medidas foi comparada às curvas de PDP calculadas pelos algoritmos AXB e AAA.

2.2 Medidas de PDP em meios Heterogêneos

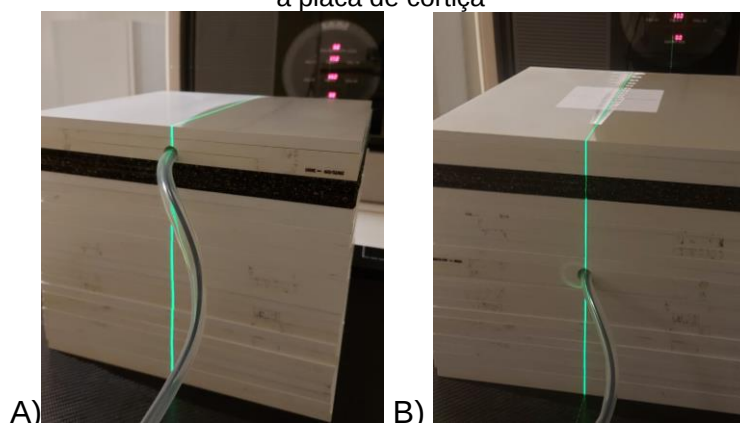
Nesta etapa foram feitos dois estudos: em alta densidade, simulada com uma placa de aço inoxidável do tipo 316L de $10,0 \times 10,0 \times 0,5 \text{ cm}^3$ com densidade de $6,29 \text{ g/cm}^3$ e em baixa densidade, com uma placa de cortiça de $30,0 \times 30,0 \times 2,3 \text{ cm}^3$ com densidade de $0,74 \text{ g/cm}^3$. Para montagem de cada um dos setups com simuladores de heterogeneidade, foram utilizadas placas de água sólida, câmara de ionização de placas paralelas SNC350p tipo Roos com um eletrômetro Sun Nuclear PC electrometer.

2.2.1 PDP em presença de heterogeneidade de baixa densidade

Foi montado um setup com 3 cm de água sólida, seguido da placa de cortiça de 2,3 cm, e mais 20 cm de água sólida. A profundidade da cortiça se manteve fixa em todas as medidas.

O setup utilizado foi de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância foco-superfície (SSD) igual à 100cm, câmara de ionização posicionada na placa com encaixe adequado, alinhada sempre com o eixo central do campo e, em cada medida, a placa que contém o encaixe para câmara foi sendo deslocada ao longo da posição vertical, como ilustrado na figura 1. Esse setup foi tomografado para comparação da curva medida com a calculada com AAA e AXB.

Figura 1 - Setup utilizado para aquisição das medidas de porcentagem de dose em profundidade com a placa de cortiça



A - Ilustra a aquisição das medidas de dose em profundidade acima da placa de cortiça e em B - abaixo da placa de cortiça.

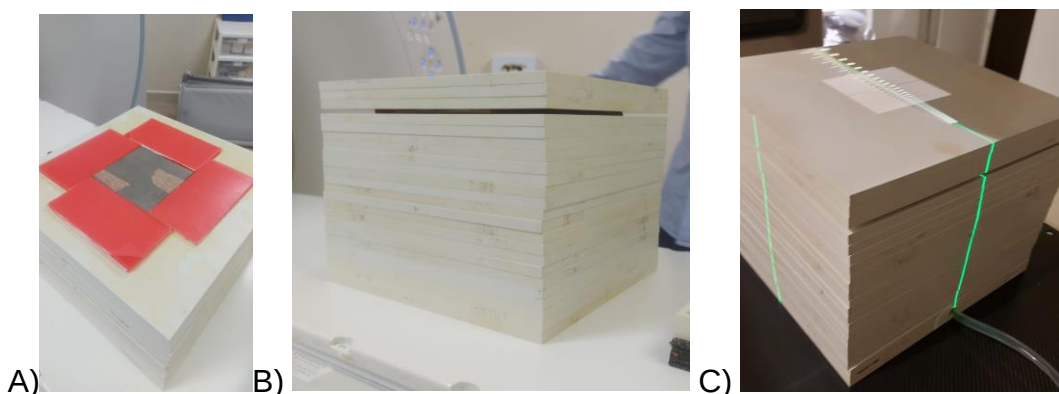
Fonte: Do autor (2024).

2.2.2 PDP em presença de heterogeneidade de alta densidade

Foi montado um setup com 3 cm de água sólida, seguido da placa de aço de 0,5 cm e mais 20 cm de água sólida. A profundidade da placa de aço foi sempre mantida constante nas medidas. Ao redor da placa de aço foi adicionado cera rosa 7 odontológica ($0,95 \text{ g/cm}^3$), para simular a situação da heterogeneidade envolta por tecido mole.

O setup utilizado foi de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância foco-superfície (SSD) igual à 100 cm, câmara de ionização posicionada na placa com encaixe adequado, alinhada sempre com o eixo central do campo e, em cada medida, a placa que contém o encaixe para câmara foi sendo deslocada ao longo da posição vertical, como ilustrado na figura 2. Esse setup foi tomografado para comparação da curva medida com a calculada com AAA e AXB.

Figura 2 - Setup de medidas da curva de PDP em meio heterogêneo de alta densidade



A – Montagem da placa de aço no fantoma de água sólida. B – Fantoma de água sólida com a placa de aço à 3 cm de profundidade montado. C – ilustra a aquisição das medidas de dose em profundidade. Fonte: Do autor (2024).

2.3 Medidas com filme radiocrômicos em fantasmas antropomórficos

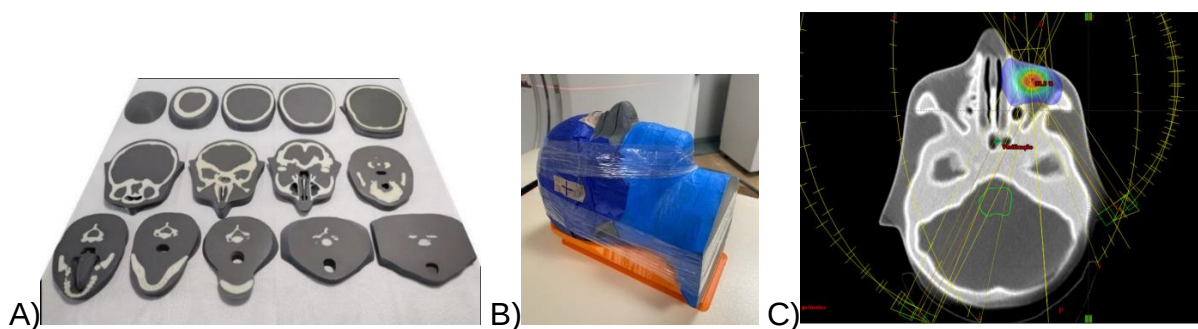
As medidas foram feitas utilizando filmes radiocrômicos, Gafchromic EBT3 e scanner de transmissão Epson Expression 10000XL. Os filmes foram escaneados com resolução de 72 dpi e 48 bit, o tempo para leitura dos filmes foi de 30 minutos e os filmes foram posicionados no centro do scanner com escaneamento na posição *Portrait*. Realizamos a curva de calibração de dose dos filmes seguindo TG-235.

Os filmes irradiados foram comparados aos cálculos realizados com AXB e AAA através da análise gama com os seguintes critérios: 3%/3mm e 2%/2 mm, limiar de dose maior que 10%, valores absolutos de dose e análise global. O software utilizado para as análises gama foi o OminiPro-ÍmRT (versão 1.6.0001) da IBA Dosimetry.

2.3.1 Planejamentos elaborados no fantoma de crânio

Utilizamos um fantoma de crânio elaborado em impressora 3D, desenvolvido pelo Instituto Federal de Santa Catarina (SAVI, 2022) ilustrado na figura 3.

Figura 3 - Fantoma de crânio utilizado nas medidas



A) – Fatias do fantoma no sentido crânio-caudal. B – Fantoma de Crânio montado. C – Planejamento realizado no fantoma de crânio.

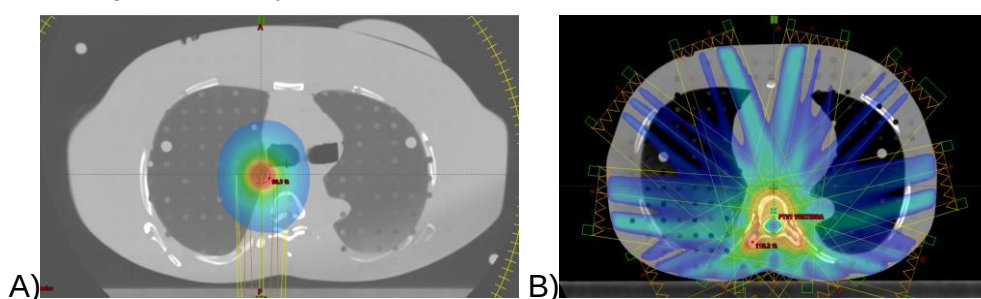
Fonte: Savi (2022); Do autor (2024).

No fantoma de crânio foi projetado um plano de tratamento de um caso de câncer de órbita ocular, região que inclui transições tecido-osso e tecido-ar. O plano entrega 10Gy, composto de 7 arcos de 120° e o posicionamento do fantoma foi feito com IGRT e mesa robótica com tolerância de 1 mm / 1°. Escolhemos o corte mais representativo do plano no fantoma para inserção do filme radiocrômico.

2.3.2 Planejamentos elaborados no fantoma Alderson Rando

No fantoma Alderson Rando (AR) foram elaborados dois planos ilustrados na figura 4. Um plano na região pulmonar ultra central, com influências de vértebra, arcos costais e transições tecido-ar, entregando 18Gy com 4 arcos completos e um plano simulando um caso de metástase óssea em corpo vertebral, na região torácica, focando a interface tecido-osso, entregando 12 Gy em 11 campos de IMRT.

Figura 4 - Planejamento e medidas feitas no fantoma Alderson Rando





A – Planejamento no TPS de lesão em região pulmonar ultra central. B – Planejamento no TPS de lesão em corpo vertebral. C – Exemplo dos setups de irradiação do fantoma AR utilizando filme.
Fonte: Do autor (2024).

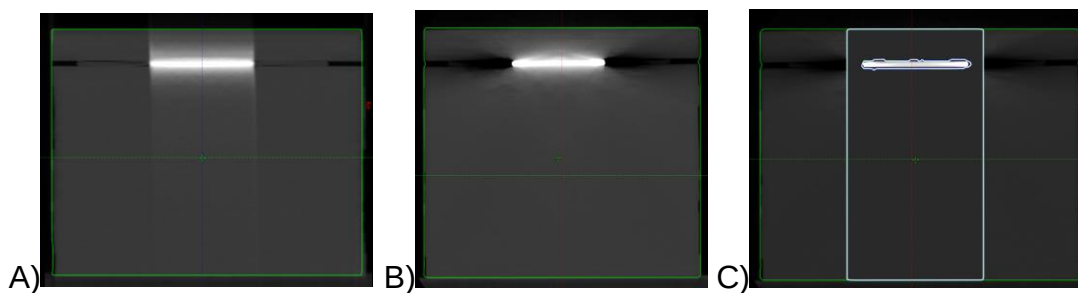
2.4 Comparação entre os tempos de cálculo com AXB x AAA

Nesta sessão analisou-se o tempo de cálculo de 15 planejamentos, utilizando AAA, AXB e AXB com GPU. Os dados foram segregados por técnica de planejamento, número de campos ou número total de graus (no caso de arcos) e volume do alvo.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Em todos os setups de medidas elaborados com materiais de alta densidade, como o aço e o titânio, encontramos a mesma dificuldade: Artefatos. Estes artefatos na forma de faixas pretas, *strikes* brancos, borramento, alteram a imagem e valor de HU interferindo no cálculo. A figura 5A é um corte sagital do fantoma, nela podemos ver uma faixa esbranquiçada acima e abaixo da placa metálica e, no corte axial, figura 5B, podemos ver a faixa preta que surge nas laterais da placa e fica evidente o borramento na região da placa, o que dificulta um contorno exato da mesma. Na figura 5C vemos exemplos de algumas das atribuições manuais de HU e densidade feitas.

Figura 5 - Exemplo de artefato e deformação no contorno das estruturas na imagem causado pela presença de heterogeneidade de alta densidade



A – corte sagital do fantoma. B – Corte axial do fantoma e C – corte axial do fantoma com as correções atribuídas.

Fonte: Do autor (2024).

Esta situação já foi descrita por Coolens e Childs (2003), que sugere o cálculo da densidade eletrônica do metal através de suas propriedades químicas, mas isso exige que sempre se tenha conhecimento exato da heterogeneidade, o que não acontece na prática clínica. Neste cenário, foram feitas intervenções para ajuste do contorno das estruturas e seus respectivos valores de HU manualmente, como sugerido por Lloyd e Ansbacher (2013) e Akdeniz, Yegingil e Yegingil (2019).

O algoritmo AXB exige que todos os pixels com densidade maior que 3 g/cm^3 sejam associados à um material de sua biblioteca com valor de densidade de massa definidos. Uma vez que não há a curva de calibração de HU *versus* densidade mássica do tomógrafo para a faixa permitida ao aço descrito na biblioteca do sistema de planejamento (tabela AcurosXB 13.5) os autores testaram uma curva de calibração extrapolada linearmente para região de alta densidade.

Na atribuição do material, a faixa de HU da imagem não correspondia à faixa de HU permitida ao aço na biblioteca do sistema de planejamento. Escolhemos o titânio (em torno de 5200 HU) como material mais próximo, de forma que o HU associado a densidade do material ficasse mais próximo ao que obtivemos na tomografia.

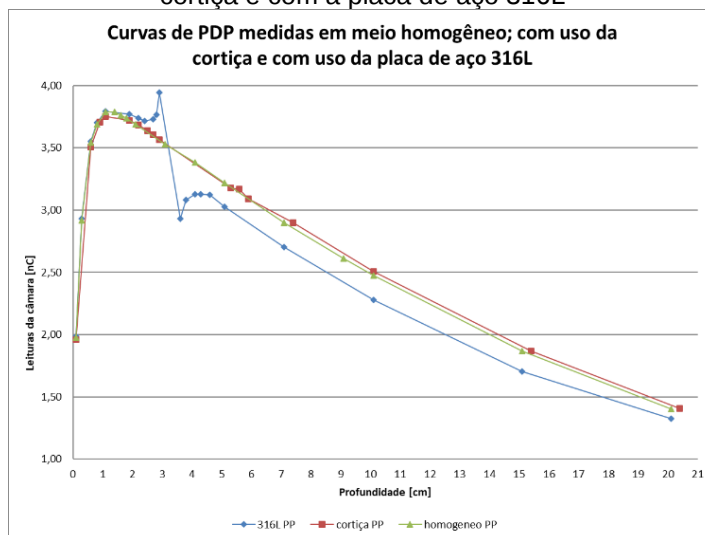
Apresentamos a seguir os resultados de todas as medidas e comparações descritas na sessão anterior.

3.1 Resultados obtidos nas medidas de PDP

As curvas de PDP medidas estão na Figura 6. Com os dados obtidos foi calculado o desvio percentual entre os valores obtidos no TPS e os medidos com CI

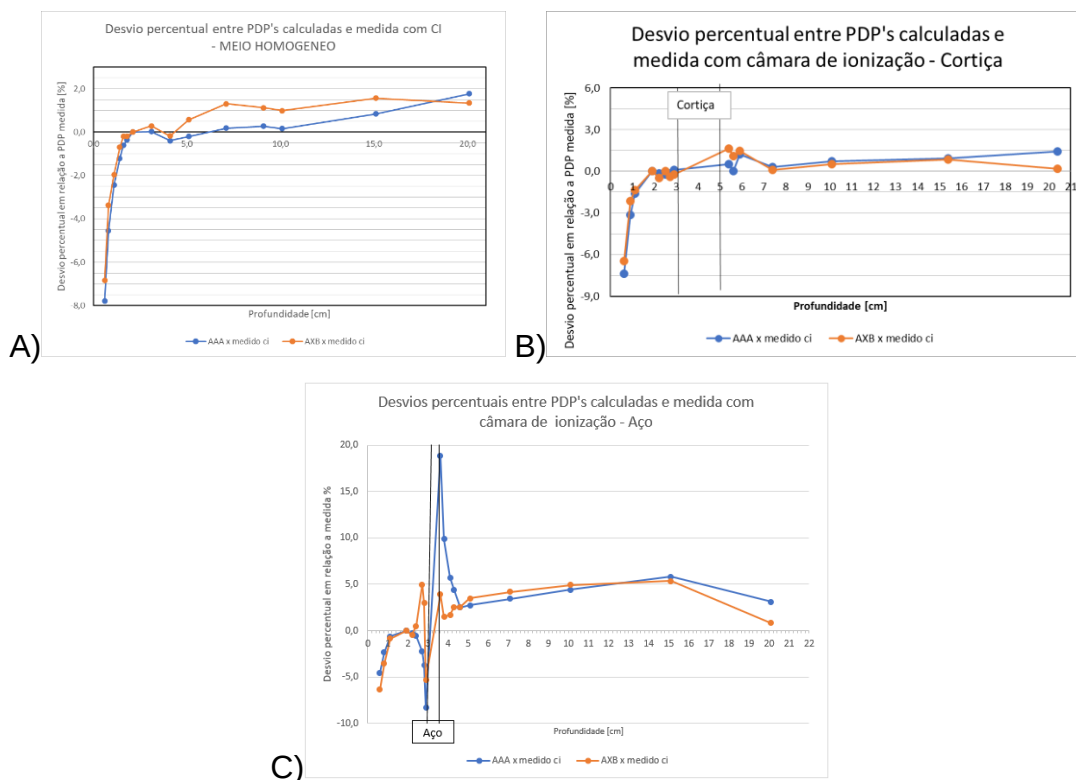
através da seguinte fórmula: $[(\text{tps} - \text{medido}) / \text{medido}] \times 100$. Esses desvios estão demonstrados na figura 7.

Figura 6 - Curvas de PDP medidas com câmara de placas paralelas em meio homogêneo; com a cortiça e com a placa de aço 316L



Fonte: Do autor (2024).

Figura 7 – Desvios percentuais entre as PDPs medidas e calculadas com AXB e AAA



A – em meio homogêneo; B – com heterogeneidade de baixa densidade (cortiça) e C – com heterogeneidade de alta densidade (aço 316L).

Fonte: Do autor (2024).

Analisando as figuras 6 e 7 foram obtidos os dados da tabela 1 a seguir.

Tabela 1 - Desvios máximos obtidos nas comparações das curvas de PDP

Maiores desvios encontrados nas comparações das curvas de DVH por região da curva				
	Após Buildup		Buildup	
	AAA	AXB	AAA	AXB
Homogeneo	1,4%	1,6%	-7,8% / 1,3 mm	-6,8% / 1,4 mm
Cortiça	1,5%	1,7%	-7,4% / 1,0 mm	-6,5% / 1,5 mm
Aço	18,8%	5,3%	-4,6% / 0,8 mm	-6,4% / 1,3 mm

Fonte: Do autor (2024).

Ao analisar a figura 7 fica fácil de observar como nos três setups a região de buildup apresenta maiores desvios percentuais. Os maiores desvios encontrados nesta região foram na medida mais superficial realizada, à 0,6 cm da superfície, região sem equilíbrio eletrônico e de alto gradiente de dose (KHAN, 2010), mesmo assim os três cenários apresentaram desvios abaixo de 7,0% / 1,5 mm com AXB e abaixo de 8,0% / 1,3mm com AAA, como mostrado na tabela 2 e aceitáveis conforme Venselaar, Welleweerd e Mijnheer (2001).

Em meio homogêneo os dados após o buildup apresentaram desvios até 1,6%, com desvio médio de 0,1% com AAA e 0,6% com AXB. Dos Santos (2015) encontrou desvios médios de 0,5% e 0,1% respectivamente. Fogliata (2011) encontrou desvios máximos de 1,0% em meio homogêneo para ambos algoritmos. Bush et al. encontrou desvio máximo de 1,9% abaixo do buildup e quase todos os pontos no build up dentro da margem de 2% / 2mm com AXB e algoritmo de Monte Carlo como referência.

Com a heterogeneidade de baixa densidade, fora do buildup, os maiores desvios encontrados foram 1,4% (AAA) e 1,6% (AXB) com um desvio médio de 0,4% em ambos. Já no buildup temos -7,4% / 1,0 mm (AAA) e -6,5% / 1,5 mm (AXB). Bush (2011) encontrou resultados, fora do buildup, com AXB até 2,0% e AAA, 10,2% com heterogeneidade pulmão-equivalente, Han (2011) comparou as PDPs utilizando simulação Monte Carlo e encontrou desvios máximos de 1,3% (AXB) e 5,1% (AAA) fora do buildup.

Tanto em meio homogêneo, quanto na presença de heterogeneidade de baixa densidade, os dois algoritmos apresentaram bons resultados com relação as medidas.

Ao analisar as PDPs não encontramos diferenças que afirmassem superioridade entre AXB e AAA, porém ao introduzir o metal como heterogeneidade encontramos maiores diferenças.

Com introdução do metal, AAA falha no cálculo, chegando a 18,8% de diferença nas imediações do metal e AXB se mantém dentro de 5,0%, situação que próxima dos 4% descrito por Venserlaar (2001). Abaixo do buildup encontramos um desvio médio de 3,0% (AAA) e 2,2% (AXB). Ojala (2014) fez medidas com câmara farmer após uma prótese fêmural (Ti6Al4V) e encontrou diferença média de 1,5% com AXB. Com uma margem de 1,0 cm do metal vemos que ambos os algoritmos AAA e AXB superestimam a dose com desvio médio de 3,7% e 3,5% respectivamente. Akdeniz et al. (2019) encontrou desvios de 2,1% (AAA) e 0,3% (AXB) a 1 cm de profundidade abaixo do metal utilizando filmes. Encontramos resultados aceitáveis e parecidos com os descritos na literatura levando em conta diferenças de detectores utilizados e setups de medidas.

Vimos que, mesmo em meio homogêneo, os algoritmos já apresentavam cálculo acima do medido, isso nos deixou uma dúvida quanto à possibilidade de um ajuste na modelagem do feixe e como consequência diminuir também as diferenças na presença de heterogeneidades.

As maiores diferenças foram encontradas na presença de heterogeneidade de alta densidade, sendo a região de interface dos materiais a de maior incerteza, na qual o algoritmo AAA realmente falha no cálculo e o AXB se mantém dentro de 5% de variação com relação ao medido.

3.2 Resultados obtidos com filme radiocrômicos em fantasmas antropomórficos

O planejamento no fantoma de crânio tem uma particularidade que é a proximidade do alvo criado com a pele do paciente e uma das regiões de falha na comparação entre medida e cálculo dos algoritmos ocorre nessa área de buildup. A segunda área de falha ocorre na região correspondente ao osso.

Com fantoma Alderson Rando temos um planejamento simulando um caso de pulmão, próximo a carina e corpo vertebral, representa uma situação clínica real com a presença de ar, osso e tecido mole na região de cálculo. Foi neste planejamento que encontramos as maiores diferenças usando filme radiocrômico. A falha na comparação ocorre na região de ar (na carina) e diferenças visíveis no corpo vertebral.

Neste caso em específico encontramos uma possibilidade de interferência nos resultados em função da dose entregue (18Gy) ser mais alta que o limite da faixa ótima de trabalho com o filme EBT3, de 0,2 Gy à 10 Gy. Como descrito no TG- 235 da AAPM, com doses acima desse valor a sensibilidade do filme apresenta uma saturação.

No planejamento simulando caso de corpo vertebral, as maiores diferenças, tanto com AAA quanto com AXB *versus* filme, estão nas mesmas regiões, na área de tecido pulmonar, com resultados parecidos. Quando comparados entre si, AAA e AXB divergem na região do corpo vertebral, mostrando que em meios mais densos AXB sempre tem resultados diferentes do AAA.

Os dados dos três planejamentos estão compilados na tabela 2 a seguir.

Tabela 2 - Resultados das análises gama dos três planejamentos avaliados com os diferentes critérios utilizados

	Alderson Rando					CRANIO	
	PULMAO		VERTEBRA		1%1 mm	FACE	
	2%2 mm	3%3 mm	2%2 mm	3%3 mm		2%2 mm	3%3 mm
AAA x AXB	99,29	99,71	99,45	100,00	99,43	100,00	100,00
AAA x FILME	83,17	98,24	97,46	99,33		95,37	98,71
AXB x FILME	69,33	96,41	97,09	99,51		91,96	98,83

Fonte: Do autor (2024).

Quando utilizado o critério 3%/3 mm, tanto AAA quanto AXB atingem mais de 96,0% dos pontos aceitos nos três planejamentos. Conforme restringimos os critérios da análise gama, usando critério 2%/2 mm, o planejamento de pulmão apresenta pior desempenho entre os três sítios. Porém com uma incerteza nas medidas com filme da ordem de 2% (HOFFMANN *ET AL.*, 2012) não podemos afirmar uma superioridade de um algoritmo sobre o outro baseados nestes exemplos.

Hoffmann (2012) traz uma comparação de 22 planejamentos com Monte Carlo e encontra uma média de 98,2% de pontos aceitos na análise gama com 3% / 3mm usando Acuros e 94,1% com AAA, mas inclui planejamentos simples como campos diretos e técnica APPA o que eleva sua percentagem de acerto comparáveis aos 98,3% encontrados neste estudo com AXB e 98,8% com AAA. Hoffmann também aponta diferenças de até 8,0% perto do corpo vertebral. Han (2011) usando um fantoma com materiais simulando tecido mole, osso e pulmão mostra que com critério 2% / 2mm as áreas mais críticas são osso com apenas 14% na análise gama e pulmão

com 51% comparando AAA x AXB diretamente. Bush (2011) compara um planejamento em pulmão com AXB x Monte Carlo e encontra as maiores diferenças (de até 10%) na região de buildup e na região da carina reforçando os dados encontrados em nossas medidas.

Mesmo com critério 2%/2 mm, AXB quando comparado diretamente com AAA a maior diferença encontrada foi no caso de pulmão no qual o resultado da análise gama ficou em 99,29%, sendo que no caso de crânio tivemos que restringir o critério para 1%/1 mm para encontrar um resultado de 99,43% de pontos aceitáveis no resultado da análise gama, mostrando uma similaridade grande entre os algoritmos em condições clínicas.

3.3 Análise dos tempos de cálculo com AXB

Os dados foram segregados por técnica de planejamento (3D, Arcos Conformacionais e IMRT) e a análise em função do número de campos ou total de graus utilizados em caso de arcos e também em função do volume do alvo, que impacta diretamente no tamanho de campo. Nesta etapa utilizou-se uma resolução de cálculo de 2,5 cm e, nos casos planejados com arco temos um ponto de controle a cada dois graus. Os planos utilizados e tempos registrados estão na tabela 3 a seguir.

Tabela 3 – Tempos de cálculo obtidos com os algoritmos e diferentes setups

Planos para análise dos tempos de cálculo						
planos	técnica	número de campos / graus	volume do PTV [cc]	AXB [s]	AXB GPU [s]	AAA [s]
1	arco	1432	4,14	47	28	180
2	arco	1074	4,14	27	25	86
3	arco	716	4,14	26	19	84
4	arco	358	4,14	22	16	47
5	arco	358	66,4	37	26	55
6	arco	265	95,49	25	16	40
7	IMRT	15	60,51	45	19	39
8	IMRT	15	641,2	45	17	39
9	IMRT	12	60,51	55	16	30
10	IMRT	11	60,51	120	56	28
11	IMRT	9	60,51	58	17	19
12	3D	15	95,49	145	80	40
13	3D	12	95,49	118	62	30
14	3D	12	3,62	119	58	30
15	3D	9	95,49	88	48	22

Fonte: Do autor (2024).

3.8.1 Dependência do tempo de cálculo com o volume

Com arcos, quanto maior o volume do alvo maior o tempo de cálculo, independente do algoritmo utilizado. Já com IMRT e 3D não encontramos dependência com o volume, apesar de Han (2011) ter encontrado aumento de tempo com o aumento do tamanho de campo usando AXB com técnica 3D.

3.8.2 Dependência do tempo de cálculo com número de campos ou comprimento do arco

Na técnica com arcos, quando aumentamos a quantidade de graus utilizados, AAA, AXB e AXB+GPU aumentam o tempo de maneira aproximadamente linear, mas, com AAA, a sensibilidade à quantidade de graus de arco utilizado é maior. Com a técnica 3D vemos aumento no tempo de cálculo com aumento de campos de modo linear para AAA, AXB e AXB+GPU. Já com a técnica de IMRT, AXB e AXB+GPU não apresentam dependência com número de campos, mas com AAA essa dependência existe e quanto mais campos maior o tempo de cálculo. Isto está descrito por Bush (2011), o tempo de cálculo com AXB tem dependência com o número de campos em função da etapa da construção do modelo da fonte para campo, inclusive em um plano com múltiplos campos pode se ganhar tempo trocando para técnica de arcos como demonstramos na próxima sessão.

3.8.3 Diferença no tempo de cálculo entre AXB, AXB+GPU e AAA por técnica de planejamento

Utilizando a técnica de planejamento com arcos, os cálculos com AXB levam em média 2,6 vezes menos tempo. Para quem dispõe da opção da GPU os tempos caem ainda mais e temos o cálculo com AXB+GPU 3,7 vezes mais rápido que AAA.

Nos planos utilizando IMRT, o tempo de cálculo foi 2,3 vezes maior com AXB em relação ao AAA, porém, ao utilizar a GPU, o cenário se inverte e o cálculo com AXB+GPU fica 1,6 vezes mais rápido que o AAA.

Por fim nos casos com técnica 3D, o AXB levou em média 3,9 vezes mais tempo, independentemente do número de campos. Com a opção AXB+GPU a diferença diminui, mas ainda assim o AAA calculou na metade do tempo, uma diferença menor que a reportada por Tsuruta *et al.*, (2014), que encontrou tempo de cálculo 10 vezes menor com AAA em relação ao AXB.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente investigação comparativa entre os algoritmos de cálculo Acuros XB e AAA revelou resultados consistentes em múltiplos testes e cenários simulados, considerando a possibilidade de sua implementação na prática clínica.

Testamos o AXB medindo curvas de PDP em meio homogêneo; em meio com simulação de heterogeneidade de baixa e alta densidade; comparamos à um algoritmo já consolidado como AAA; realizamos medidas em 2 fantasmas antropomórficos com filmes radiocrômicos e realizamos uma análise do tempo de cálculo do TPS em diferentes situações.

Quase todos os resultados obtidos com AXB foram similares ao calculado com AAA, dentro de um critério de 3%/3mm. Com tolerâncias mais restritivas vemos que ambos os algoritmos tem dificuldades em materiais de baixa densidade e, mais limitações ainda, em materiais de alta densidade, porém o AXB apresentou melhores resultados nesta última situação.

Vemos que o algoritmo AXB apenas não atendeu resultados dentro de 3,0% na PDP abaixo do metal, na qual apresentou um desvio máximo de 5,3%. Identificamos, nas curvas de PDP, que na região de buildup, o TPS subestima a dose e superestima a dose depois do buildup, tanto com AAA, quanto com AXB e não só na presença de heterogeneidades, mas também em meio homogêneo. Nossa suspeita é que isso possa ser corrigido na modelagem do feixe. Isso diminuiria a diferença de 5,3% citada na presença do metal.

Mesmo utilizando a curva de calibração *default* para o tomógrafo, extrapolada linearmente para alta densidade, em todas as situações analisadas, considerando a heterogeneidade e os casos mais complexos, os resultados obtidos com AXB atendem um critério de 3%/3 mm de tolerância, aceitável na prática clínica.

O algoritmo apresentou tempos exequíveis, que dependem da técnica de planejamento escolhida e podem também depender da configuração de campos e

volume do alvo. Neste serviço de radioterapia ainda não está disponível a opção de planejamento com VMAT (terapia em arco volumétrico modulado), assim verificamos tempos praticáveis na clínica com as técnicas 3D, Arco conformacional e IMRT. O uso da GPU fez muita diferença, tornando o cálculo com AXB em média 2 vezes mais rápido. A combinação AXB+GPU entregou cálculos mais rápidos que o AAA usando arcos e IMRT.

Importante frisar que, além do tempo de cálculo, é importante considerar que existem etapas a mais antes do cálculo com AXB. Seu ponto fraco é depender de uma biblioteca com diversos materiais, na qual todo volume com densidade acima de 3 g/cm^3 precisa ser atribuído. Nesse ponto, se assume conhecer as propriedades do material de alta densidade presente no planejamento, o que nem sempre é verdade na clínica. Outro ponto de influência importante no cálculo são os artefatos. Dependendo dos artefatos gerados, nem mesmo o software de redução de artefato, presente em alguns tomógrafos, consegue ajudar e algum tempo deve ser despendido para correções nos contornos e atribuições manuais de HU em regiões prejudicadas pelos mesmos.

Vimos que, nas proximidades de interfaces com alta densidade, o AAA falha e o AXB se mostrou uma ótima alternativa, não só para regiões de baixa densidade, como casos de pulmão citados em vários artigos e também verificado ao longo do trabalho, mas também para as situações em que o paciente apresenta próteses e implantes.

A consistência entre os valores calculados e medidos em diferentes configurações de medidas e diferentes fantasmas, indica a robustez e confiabilidade desse algoritmo em condições representativas de pacientes reais.

A comparação entre o Acuros XB e o AAA revelou a superioridade do primeiro em interfaces com heterogeneidades de alta densidade. Os resultados obtidos corroboram a adoção e recomendação do Acuros XB nessas situações, como um ótimo recurso no planejamento, garantindo a segurança e a eficácia dos procedimentos para os pacientes.

AGRADECIMENTOS

Os autores não receberam nenhum suporte financeiro na condução deste estudo. Os dados foram obtidos no serviço de Radioterapia São Sebastião,

Florianópolis, Brasil. Agradecimentos ao Danyel Scheidegger Soboll do departamento de física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, que gentilmente emprestou o fantoma *Alderson Rando*, a *BR Medical*, pelo empréstimo dos parafusos de titânio, ao professor Matheus Savi, do Instituto Federal de Santa Catarina, pelo empréstimo do fantoma de cabeça e pescoço.

REFERÊNCIAS

AKDENIZ, Yucel; YEGINGIL, İlhami; YEGINGIL, Zehra. Effects of metal implants and a metal artifact reduction tool on calculation accuracy of AAA and Acuros XB algorithms in small fields. **Medical Physics**, v. 46, n. 11, p. 5326-5335, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.13819>

COOLENS, C.; CHILDS, P. J. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. **Physics in Medicine & Biology**, v. 48, n. 11, p. 1591, 2003. DOI 10.1088/0031-9155/48/11/308

DOS SANTOS, Gabriela Reis. Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em radioterapia aplicada aos tumores de pulmão. 2015.

FOGLIATA, Antonella et al. Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media. **Radiation oncology**, v. 6, p. 1-15, 2011.

HAN, Tao et al. Experimental validation of deterministic Acuros XB algorithm for IMRT and VMAT dose calculations with the Radiological Physics Center's head and neck phantom. **Medical physics**, v. 39, n. 4, p. 2193-2202, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3692180>

HODAPP, N. The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). **Strahlentherapie und Onkologie: Organ der Deutschen Röntgengesellschaft**, v. 188, n. 1, p. 97-99, 2012. DOI: [10.1007/s00066-011-0015-x](https://doi.org/10.1007/s00066-011-0015-x)

HOFFMANN, Lone et al. Clinical validation of the Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver. **Acta oncologica**, v. 51, n. 3, p. 376-385, 2012. DOI: <https://doi.org/10.3109/0284186X.2011.629209>

HURKMANS, Coen W. et al. Recommendations for implementing stereotactic radiotherapy in peripheral stage IA non-small cell lung cancer: report from the Quality Assurance Working Party of the randomised phase III ROSEL study. **Radiation Oncology**, v. 4, n. 1, p. 1-14, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1186/1748-717x-4-1>

KHAN, Faiz M. **The physics of radiation therapy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

KNÖÖS, Tommy et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. **Physics in Medicine & Biology**, v. 51, n. 22, p. 5785, 2006. DOI 10.1088/0031-9155/51/22/005

LLOYD, S. A. M.; ANSBACHER, W. Evaluation of an analytic linear Boltzmann transport equation solver for high-density inhomogeneities. **Medical Physics**, v. 40, n. 1, p. 011707, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.4769419>

MARTINO, Fortuna et al. Dose calculation algorithms for external radiation therapy: an overview for practitioners. **Applied sciences**, v. 11, n. 15, p. 6806, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/app11156806>

RAMANATHAN, Deepak et al. Current concepts in total femoral replacement. **World Journal of Orthopedics**, v. 6, n. 11, p. 919, 2015. DOI: [10.5312/wjo.v6.i11.919](https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i11.919)

SALVAJOLI, J. V.; SOUHANI, L.; FARIA, S. L. The Role of Radiotherapy in Cancer Treatment-Advances and Challenges, Radioterapia em oncologia. **Rio de Janeiro: Medsi Editora Medica e Científica, 2ª edição**, 2013.

SARIGUL, Neslihan. Evaluation of the effect of field sizes on radiation dose in the presence of metal materials using Monte Carlo simulation. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 182, p. 110143, 2022.

SAVI, Matheus Brum Marques Bianchi. **Estudo de materiais e desenvolvimento de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço por meio de impressão 3D**. 2022. 126f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022. DOI:10.11606/T.85.2022.tde-04082022-143618

SUN NUCLEAR. **SRS MapCHECK**: SRS Patient QA, No Film – Model 1179. Sun Nuclear Corporation, 2022.

TSURUTA, Yusuke et al. Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. **Medical physics**, v. 41, n. 8Part1, p. 081715, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.4890592>

VENSELAAR, Jack; WELLEWEERD, Hans; MIJNHEER, Ben. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. **Radiotherapy and oncology**, v. 60, n. 2, p. 191-201, 2001.

WILLIAMS, M. L. et al. Deterministic photon transport calculations in general geometry for external beam radiation therapy. **Medical physics**, v. 30, n. 12, p. 3183-3195, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.1621135>