Ernani Anderson

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES ALGORITMOS DE CÁLCULO EMPREGADOS NO SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO RADIOTERAPÊUTICO ECLIPSE™ CONSIDERANDO O SEU DESEMPENHO NAS CORREÇÕES DE HETEROGENEIDADES DE ALTA DENSIDADE

Dissertação aprovada para a obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Biofísica das Radiações.

Orientador:
Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro, RJ – Brasil

2017

T
610.153
A545a

Anderson, Ernani
Avaliação de diferentes algoritmos de cálculo empregados no sistema de planejamento de tratamento radioterapêutico eclipse considerando o seu desempenho de alta densidade / Ernani Anderson. Rio de Janeiro: IRD, 2017.
XIV, 57 f.: il.; tab.; 29,7 cm.

Orientador: Dr. Luiz Ribeiro da Rosa

Dissertação (Mestrado) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2017.

Referências bibliográficas: f. 40-41
Notas: Anexos em CD

1. Física Médica 2. Radioterapia 3. Algoritmo 4. AAA 5. Acuros I. Título

Ernani Anderson

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES ALGORITMOS DE CÁLCULO EMPREGADOS NO SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO RADIOTERAPÊUTICO ECLIPSE™ CONSIDERANDO O SEU DESEMPENHO NAS CORREÇÕES DE HETEROGENEIDADES DE ALTA DENSIDADE

Rio de Janeiro, 22 de agosto de 2017.

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa (IRD/CNEN)

Dr. Eduardo de Paiva (IRD/CNEN)

Drª. Lídia Vasconcellos de Sá (IRD/CNEN)

Dr. Juraci Passos dos Reis Junior
(CLÍNICA DE RADIOTERAPIA INGÁ)

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, nas Instalações do Serviço de Radioterapia do Grupo COI e no Serviço de Radioterapia do Grupo Oncoclínicas.

Dedico este trabalho aos meus familiares que sempre me apoiaram nessa jornada em busca do conhecimento.

AGRADECIMENTOS

A minha esposa, Andréia, pela paciência nos momentos que estive ausente me dedicando a realização deste trabalho.

A minha mãe, Sueli, pelo apoio e incentivo em qualquer situação que seja dedicação aos estudos.

A toda minha família, que sempre me apoiou em todos os projetos, sejam pessoais ou profissionais.

Ao professor Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, pela orientação, dedicação e paciência comigo e principalmente, por ter aceitado me orientar neste trabalho de mestrado.

Ao Grupo COI, que permitiu a realização das medidas experimentas em suas instalações.

Ao Grupo Oncoclínicas, que possibilitou a utilização do sistema de planejamento.

RESUMO

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que emprega radiação ionizante com fins terapêuticos. Este tipo de tratamento envolve a irradiação de um volume alvo mas órgãos adjacentes também são irradiados, pois o feixe de radiação atravessa alguns tecidos para alcançar a lesão, ou é espalhado neste. Para se alcançar o resultado esperado em um tratamento radioterápico, é fundamental que a dose prescrita no alvo seja entregue com o mínimo de incertezas possível. A alta exatidão dos sistemas de planejamentos radioterápicos, que realizam os cálculos das distribuições de dose, é extremamente importante para o sucesso desta terapia. Como forma de avaliar a performance dos sistemas de planejamentos nas obtenções das doses, o presente estudo consiste na avaliação das distribuições das doses na presença de amostras de materiais de alta densidade interpostos ao feixe de radiação. Foram estudadas as interferências dos materiais alumínio, liga de titânio e aço inoxidável nos perfis dos feixes de radiação de 6 e 10 MeV de energia máxima de fótons. Comparou-se os dados experimentais com aqueles obtidos utilizando os algoritmos *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) e Acuros^{TM} (AXB), do sistema de planejamento terapêutico Eclipse^{TM} da Varian (*Varian Medical Systems*). Os algoritmos AAA e AXB apresentaram bom desempenho com a presença das amostras de alumínio e de liga de titânio. O mesmo não se aplica para o caso da amostra de aço inoxidável, quando diferenças entre resultados experimentais e de planejamento se apresentaram superiores a 3%. Além da análise dos perfis, foi realizado um planejamento em um objeto simulador com e sem a presença de uma amostra de liga de titânio para a avaliação da interferência deste objeto de alta densidade no resultado de distribuição de dose empregando-se a estatística gama de número de pontos aprovados. Todos os resultados da função gama foram superiores a 95% de pontos aprovados com 3% / 3mm de critério. Desta forma, conclui-se que a presença da amostra no objeto simulador interposta entre o feixe e o volume alvo não prejudicou o resultado da estatística de pontos aprovados. Nota-se, ainda, que os resultados obtidos com o algoritmo AAA foram melhores que aqueles gerados pelo algoritmo AXB pois as porcentagens de pontos aprovados foram superiores para o AAA.

Palavras-chave: Radioterapia. Algoritmo. AAA. Acuros.

ABSTRACT

Radiotherapy is a treatment modality that employs ionizing radiation for therapeutic purposes. This type of treatment involves the irradiation of a target volume but and adjacent organs are also irradiated because the radiation beam pass through some tissues to reach the lesion or is scattered in it. In order to achieve the expected result in a radiotherapy treatment, it is essential that the dose prescribed on the target be delivered with as few uncertainties as possible. The high accuracy of radiotherapy planning systems, which perform the calculation of dose distributions, is extremely important for the success of the treatment. As a procedure of evaluating the performance of planning systems in obtaining doses, the present study consists of the evaluation of the dose distributions in the presence of samples of high density materials interposed to the radiation beam. The interferences of the aluminum, titanium alloy and stainless steel materials were studied considering the profiles of the radiation beams of 6 and 10 MeV of maximum photon energy. The experimental data were compared with those obtained using the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) and Acuros^{TM} XB (AXB) algorithms of the Varian Eclipse^{TM} therapeutic planning system (Varian Medical Systems). The AAA and AXB algorithms showed good performance with the presence of aluminum and titanium alloy samples. The same does not apply to the stainless steel sample, when differences between experimental and planning results were higher than 3%. In addition to the analysis of the profiles, a planning was carried out in a phantom with and without the presence of a titanium alloy sample for the evaluation of the interference of this high density object in the dose distribution result using the gamma statistic of approved points. All the results of gamma function were superior to 95% of approved points with 3% / 3mm criteria. Therefore, it is concluded that the presence of the sample in the phantom interposed between the beam and the target volume did not affect the result of the approved points statistic. It is also noted that the results obtained with AAA algorithm were better than those generated by the algorithm AXB because the percentages of approved point were higher for the AAA.

Keywords: Radiotherapy. Algorithm. AAA. Acuros.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Imagem de tomografia de um paciente exemplificando um caso com prótese metálica (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 2

Figura 2: Acelerador Linear TrueBeam - Varian Medical Systems (Fonte: http://newsroom.varian.com/imagegallery, 07/2017)..... 4

Figura 3: Técnica do Arco Volumétrico Modulado Único (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 6

Figura 4: Tela de computador exibindo as imagens de distribuições de dose geradas pelo sistema de planejamento de tratamento computadorizado Eclipse™ (Fonte: www.varian.com, 01/2017). 7

Figura 5: Imagem gerada pelo recurso do TPS *Beams Eye View* (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas)..... 7

Figura 6: Componentes da unidade de tratamento, divisão de um feixe largo. Adaptado de SIEVINEN et al. [10]..... 10

Figura 7: Sistema de coordenada do paciente e sistema de coordenada do *beamlet* no plano X-Z. Adaptado de SIEVINEN et al. [10]. 11

Figura 8: Perfis - Tolerâncias para cada região, onde δ_2: região de penumbra; δ_3: região de alta dose e baixo gradiente de dose; $\delta_{50\text{-}90}$: região entre 50% e 90% da dose do raio central; δ_4: região abaixo da colimação. Adaptado de VANSELAAR et al. [17]..... 15

Figura 9: Detector OCTAVIUS™ 1000 SRS – PTW (Fonte: http://www.ptw.de/2287.html, 01/2017) 16

Figura 10: Detector MatriXX Evolution – IBA (Fonte: www.iba-dosimetry.com/solutions/radiation-therapy/patient-qa/matrixx-universal-detector-array/, 01/2017)..... 17

Figura 11: Amostras de materiais utilizados: alumínio, liga de titânio e aço inoxidável (da esquerda para direita). 18

Figura 12: Água sólida IBA Dosimetry fabricada de poliestireno branco (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo COI)..... 19

Figura 13: Esquema do objeto simulador para medidas dos perfis de dose. 19

Figura 14: Perfil de um feixe de radiação (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 20

Figura 15: Influência na distribuição de dose por um material de alta densidade indicado na região circulada (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 21

Figura 16: Planejamento com uma amostra de liga de titânio (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 22

Figura 17: Planejamento sem amostra de alta densidade (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 22

Figura 18: Aparelho de Tomografia Somaton - Siemens (Fonte: https://www.healthcare.siemens.com.br/computed-tomography, 01/2017) 23

Figura 19: Imagem de tomografia (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 24

Figura 20: Acelerador Linear Trilogy - Varian Medical Systems (Fonte: http://newsroom.varian.com/Trilogy, 01/2017) 25

Figura 21: Curva de calibração para CT - Densidade relativa (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 27

Figura 22: Curva de calibração para CT - Densidade física (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas). 27

Figura 23: Perfis para o feixe de 6 MV – Alumínio. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 28

Figura 24: Perfis para o feixe de 10 MV - Alumínio. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 29

Figura 25: Perfis 6 MV – Liga de Titânio - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 30

Figura 26: Perfis 10 MV – Liga de Titânio - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 31

Figura 27: Perfis 6 MV – Liga de Titânio - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 31

Figura 28: Perfis 10 MV – Liga de Titânio - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 32

Figura 29: Perfis 6 MV - Aço inoxidável - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 33

Figura 30: Perfis 10 MV - Aço inoxidável - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 34

Figura 31: Perfis 6 MV - Aço inoxidável - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 34

Figura 32: Perfis 10 MV - Aço inoxidável - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde). 35

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Especificações das amostras alumínio, liga de titânio e aço inoxidável. 18

Tabela 2: Densidade relativa e física das amostras 26

Tabela 3: Análise de δ_3 para os perfis com a amostra de Alumínio 29

Tabela 4: Valores de δ_3 na posição de 20 mm do raio central para o Alumínio 30

Tabela 5: Análise δ_3 para os perfis com a amostra de Liga de Titânio 32

Tabela 6: Valores de δ_3 na posição de 20 mm do raio central para a Liga de Titânio.... 33

Tabela 7: Análise de δ_3 para os perfis com a amostra de Aço inoxidável..... 35

Tabela 8: Valores de δ_3 na posição de 20 mm do raio central para o Aço inoxidável.... 36

Tabela 9: Resultados das análises gama com os algoritmos AAA e AXB..... 36

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 3

2.1 Dose absorvida 3

2.2 Acelerador Linear Clínico 3

2.3 Radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT) 4

2.4 Radioterapia com arcos volumétricos modulados (VMAT) 5

2.5 Sistema de planejamento de tratamento computadorizado (TPS) 6

2.5.1 Algoritmos de cálculo 8

2.5.1.1 Algoritmo PB (Pencil Beam) 8

2.5.1.2 Algoritmo AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) 9

2.5.1.3 Algoritmo Acuros 11

2.6 Controle de qualidade em sistemas de planejamento computadorizado 14

2.7 Sistema bidimensional para medidas de distribuição de dose 16

2.8 Método gama 17

3 MATERIAIS E MÉTODOS 18

3.1 Materiais de alta densidade 18

3.2 Objeto simulador 19

3.3 Medidas dos perfis de dose 20

3.4 Aplicação da técnica VMAT com um objeto de alta densidade 21

3.5 Sistema de Planejamento Computadorizado (TPS) 23

3.6 CT - Simulador 23

3.7 Acelerador Linear 25

3.7.1 Curva de calibração 25

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 28

4.1 Perfis – Alumínio 28

4.2 Perfis – Liga de Titânio 30

4.3 Perfis – Aço inoxidável 33

4.4 Controle de qualidade específico por paciente 36

4.5 Discussão 36

5 CONCLUSÃO 38

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 40

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

3D-CRT – *Conformed Tridimentional Radiotherapy* (Radioterapia conformada tridimensional)

2D - Bidimensional

CTV - *Clinical Target Volume* (Volume alvo clínico)

GTV - *Gross Tumor Volume* (Volume macroscópico de tumor)

PTV - *Planning Target Volume* (Volume de planejamento)

TPS - Computerized Treatment Planning Systems (Sistema de Planejamento de Tratamento Computadorizado)

BEV - *Beams Eye View* (Visão da incidência do feixe de radiação)

VMAT - *Volumetric modulated arc radiotherapy* (Radioterapia com Arcos Volumétricos Modulados)

IMRT - *Intensity modulated radiotherapy* (Radioterapia de Intensidade Modulada)

MLC - *Multileaf collimator* (Colimador multi-folhas)

UM - Unidade Monitora

PB - *Pencil Beam*

AAA - *Anisotropic Analytical Algorithm*

AXB – Acuros XB

LBTE - *Linear Boltzmann transport equation* (equação linear de transporte de Boltzmann)

IAEA - *International Atomic Energy Agency* (Agência Internacional de Energia Atômica)

TRS 430 - *Technical Reports Series 430* (Série de Relatórios Técnicos número 430)

ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements* (Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação)

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é o método de tratamento local ou loco-regional do câncer que utiliza equipamentos e técnicas variadas para irradiar áreas do organismo humano, prévia e cuidadosamente demarcadas [1].

A principal área de atuação da radioterapia é o tratamento de diversos tipos de câncer. Em torno de 52% dos casos novos de neoplasias malignas irão necessitar de radioterapia em pelo menos uma fase do tratamento, de forma isolada ou associada a outro tratamento, como cirurgia e/ou quimioterapia, para assegurar uma adequada cura da doença, ou um efeito paliativo para suas consequências [2].

A qualidade da radioterapia depende da habilidade de se maximizar a probabilidade de controle tumoral, enquanto minimiza-se a probabilidade de complicações em tecidos sadios. As duas quantidades citadas são diretamente relacionadas a exatidão dos cálculos da distribuição da dose pelo sistema de planejamento computadorizado (TPS – *Treatment Planning System*) [3]. A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *Internacional Commission on Radiation Units and Measurements*) no relatório 24 tem recomendado que a exatidão na entrega da dose esteja dentro de 5% [4]. Considerando as incertezas resultantes do posicionamento do paciente, da calibração da máquina e do cálculo da dose a partir do TPS, é necessário ter um algoritmo de cálculo da dose que forneça sua distribuição com exatidão menor ou igual a 3% [3].

O emprego de sistemas de planejamentos computadorizados em radioterapia propiciou uma melhor exatidão na entrega da dose de radiação aos pacientes, onde os cálculos das distribuições de dose volumétricas são realizados por algoritmos específicos a partir de imagens tomográficas dos pacientes, possibilitando a avaliação desta nos diferentes tecidos de interesse. Para alcançar a precisão necessária no cálculo das distribuições de dose, os algoritmos utilizam correções de heterogeneidade que consideram as diferenças entre as composições de cada tecido a partir de uma relação entre a densidade relativa de elétrons ou a densidade física dos materiais em questão e o número de Hounsfield fornecido pela imagem tomográfica [5].

A melhor performance dos algoritmos de cálculos na presença de próteses metálicas, como apresentado na Figura 1, é de extrema relevância para a obtenção de

distribuições de dose geradas pelos sistemas de planejamentos que concordem com as medidas experimentais [5].

Figura 1: Imagem de tomografia de um paciente exemplificando um caso com prótese metálica (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

O objetivo principal deste trabalho é avaliar os algoritmos de cálculos disponíveis no TPS Eclipse™ da fabricante Norte Americana - Varian Medical Systems, utilizados para correções de heterogeneidades. Foram avaliadas as distribuições de dose na presença dos seguintes materiais: alumínio, aço inoxidável e liga de titânio, este último utilizado em próteses femorais de pacientes.

O objetivo secundário foi estabelecer qual algoritmo tem maior concordância entre as distribuições de doses obtidas pelo sistema de planejamento e os dados medidos a partir de objetos simuladores com diferentes materiais. Com isso pretendeu-se estabelecer recomendações para a utilização de correções de heterogeneidades para diferentes situações apresentadas neste trabalho de pesquisa.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Dose absorvida

A dose absorvida é uma quantidade não estocástica aplicável tanto a radiações ionizantes indiretas como diretas. Para irradiações ionizantes indiretas, a energia é transmitida à matéria em um processo de dois passos. No primeiro a radiação indiretamente ionizante transfere energia como energia cinética para partículas carregadas secundárias. No segundo passo, essas partículas carregadas transferem parte de sua energia cinética para o meio (resultando em dose absorvida) e perdem parte de sua energia na forma de perdas de *bremsstrahlung* (radiação de freamento) [6].

A dose absorvida, equação 1, está relacionada à quantidade estocástica de energia transmitida. A dose absorvida é definida como a energia média $\bar{\varepsilon}$ transferida pela radiação ionizante para a matéria *m* em um volume finito *V*, dada por [6]:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \qquad \text{Eq (1)}$$

2.2 Acelerador Linear Clínico

O Acelerador linear clínico é um equipamento que utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, tais como elétrons, através de um tubo linear. O próprio feixe de elétrons de alta energia pode ser utilizado para tratamentos de tumores superficiais, ou pode ser produzido para atingir um alvo, material de elevado número atômico, para produção de raios X de alta energia empregado para tratar tumores profundos. O processo de aceleração dos elétrons ocorre no interior de uma estrutura com vácuo denominada guia de onda. As ondas eletromagnéticas de alta frequência são produzidas por válvulas, magnetrons e klystrons. Os elétrons são obtidos através do processo termoiônico que ocorre no filamento da estrutura chamada canhão de elétrons [7].

O acelerador do modelo apresentado na Figura 2 é composto pela mesa de tratamento, onde o paciente é posicionado, pelo gabinete, onde a válvula klystron é instalada, demais componentes eletrônicos e o *gantry*, estativa que contém o guia de onda, o sistema de colimação do feixe de radiação e outros itens eletrônicos [7].

Figura 2: Acelerador Linear TrueBeam - Varian Medical Systems (Fonte: http://newsroom.varian.com/imagegallery, 07/2017).

2.3 Radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT)

A Radioterapia conformada tridimensional é uma modalidade de tratamento baseado em informações anatômicas tridimensionais obtidas a partir de imagens médicas, que utilizam campos de radiação conformados, tanto quanto possível, ao volume alvo de forma a entregar a dose adequada ao tumor e minimizar a dose no tecido sadio adjacente. O conceito de distribuição de dose conformada também foi estendido para incluir objetivos clínicos tais como maximizar a probabilidade de controle local e minimizar a probabilidade de complicações em tecidos normais. Assim, a técnica de 3D CRT abrange tanto os fundamentos físicos como biológicos na obtenção dos resultados clínicos desejados [7].

Embora a 3D-CRT exija uma distribuição de dose ótima, há muitos obstáculos para alcançar estes objetivos. A maior limitação é determinar a extensão da doença. Apesar dos modernos avanços em imagens, nem sempre o volume alvo clínico (CTV – *clinical target volume*) é completamente discernível. Dependendo da capacidade de invasão da doença o que se observa em imagens não corresponde necessariamente ao CTV, mas sim ao volume de tumor macroscópico (GTV – *gross tumor volume*). Assim, se os CTV delineados nas imagens transversais não incluírem completamente a propagação microscópica da doença, a 3D-CRT perde seu significado de ser conformado. Se qualquer parte do tecido doente não for segmentado ou seriamente sub-

dosado, inevitavelmente resultará em falha apesar de todo cuidado e esforço no planejamento do tratamento, na execução do tratamento e na garantia da qualidade. Do ponto de vista de probabilidade de controle do tumor, a exatidão na localização do CTV é mais crítica em 3D-CRT do que em técnicas que utilizam campos maiores ou arranjos simplificados para compensar as incertezas na localização do tumor [7].

Além das dificuldades na avaliação e localização do CTV, há outros erros potenciais que devem ser considerados quanto ao planejamento 3D-CRT. O movimento do paciente (incluindo o do volume tumoral), os órgãos críticos e as incertezas nas marcas externas durante o processo de obtenção das imagens na simulação e no tratamento, podem dar origem a erros sistemáticos e randômicos que devem ser considerados ao se gerar o volume alvo planejado (PTV – *planning target volume*). No estabelecimento do campo conformado ao PTV, deve ser considerar o perfil do feixe, penumbra e espalhamento lateral da radiação como função da profundidade, distância fora do eixo e densidade do tecido. Portanto, devem ser dadas margens suficientes entre o contorno do PTV e o limite do campo para assegurar uma dose adequada ao PTV, em cada sessão de tratamento de radioterapia [7].

2.4 Radioterapia com arcos volumétricos modulados (VMAT)

A técnica de tratamento com arcos volumétricos modulados (VMAT - *Volumetric modulated arc radiotherapy*) emprega uma plataforma de otimização de planos onde o tratamento é administrado eficientemente e com precisão em um único arco dinamicamente modulado (Figura 3). A utilização da técnica de radioterapia de intensidade modulada de radioterapia (IMRT - *Intensity modulated radiotherapy*), em que se emprega muitas incidências de feixes, aumenta o tempo total de tratamento. Com a necessidade de tornar os tratamentos com feixes modulados mais eficientes, desenvolveu-se a técnica de radioterapia com arcos volumétricos modulados. Nesta técnica, o movimento das lâminas do colimador multilâminas (MLC - *Multileaf collimator*) e o número das unidades monitoras (UM) por grau de rotação do *gantry* é restrito durante o processo de otimização pelas velocidades máximas de rotação do *gantry* e translação da lâmina e a taxa de dose máxima, que não podem exceder o limite máximo da máquina. No processo de otimização cria-se pontos de controle, que são dependentes da posição do *gantry*, associados à velocidade da lâmina e à taxa de dose. Utilizando um arco completo de rotação (360 graus), alcança-se o objetivo de gerar planos de tratamentos altamente conformados. Resultados preliminares mostram que os

planos gerados com a otimização VMAT geram distribuições de dose equivalentes ou superiores a IMRT [8].

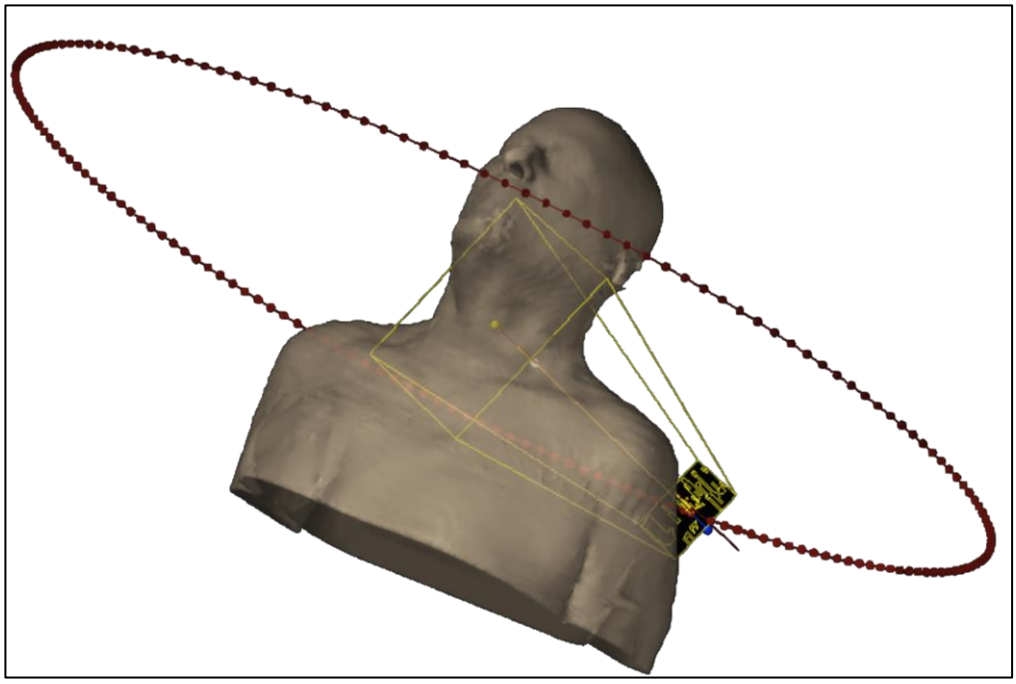

Figura 3: Técnica do Arco Volumétrico Modulado Único (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

2.5 Sistema de planejamento de tratamento computadorizado (TPS)

O sistema de planejamento de tratamento computadorizado (Figura 4) consiste de um programa de computador capaz de calcular a distribuição de dose tridimensional e o histograma dose-volume para as estruturas delineadas. As informações anatômicas geralmente são obtidas a partir de imagens transversais que podem ser processadas e reconstruídas em qualquer plano, ou em três dimensões. Dependendo da modalidade de imagem (tumor visível, órgãos de risco ou outras estruturas de interesse), deve-se delinear a região de interesse corte por corte. O Radio-oncologista estabelece os volumes alvos em cada corte de maneira apropriada, incluindo as margens que englobam a doença visível, as regiões onde suspeita-se que há doença e as incertezas de movimentação do paciente. Este processo de delineamento dos alvos e das estruturas anatômicas relevantes é chamado de segmentação [7].

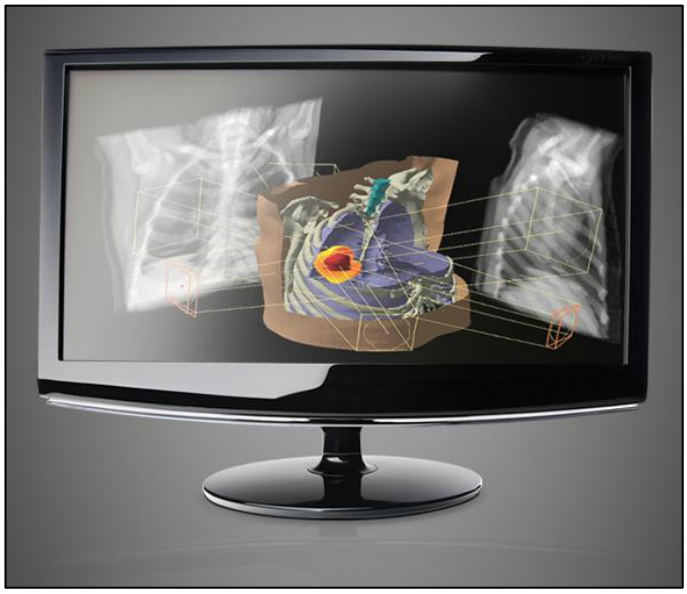

Figura 4: Tela de computador exibindo as imagens de distribuições de dose geradas pelo sistema de planejamento de tratamento computadorizado Eclipse™ (Fonte: www.varian.com, 01/2017).

O próximo passo do planejamento é utilizar o TPS para definir as aberturas e arranjo dos campos de radiação. Uma das características mais utilizadas desses sistemas é a parte gráfica que permite a visualização dos alvos e estruturas delineadas com "os olhos do feixe" (*BEV*: *Beams Eye View* - Figura 5). Este recurso possibilita uma apresentação na tela do sistema das estruturas segmentadas em um plano perpendicular ao eixo central do feixe, como se estivéssemos olhando de um ponto a partir da fonte de radiação [7].

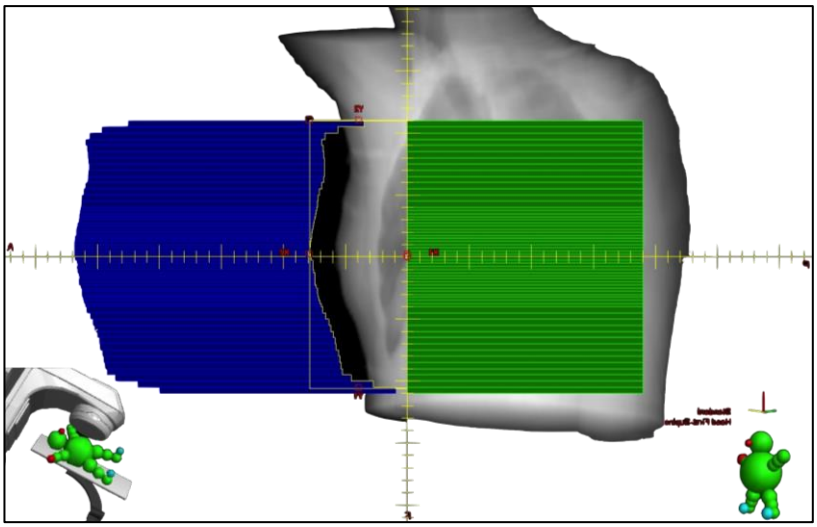

Figura 5: Imagem gerada pelo recurso do TPS *Beams Eye View* (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

O processo de otimização do planejamento envolve não somente o desenho da abertura do campo, mas a escolha das direções, número, peso e a utilização dos modificadores de intensidade, como por exemplo, os filtros físicos. Em geral esses parâmetros são escolhidos interativamente por tentativas e erros, de tal forma a obter-se um resultado satisfatório do ponto de vista dosimétrico. Conforme a complexidade do caso que se está planejando, este processo torna-se laborioso [7].

Para o cálculo da distribuição de dose volumétrica emprega-se algoritmos de cálculos que são validados pelo fabricante, sendo descritos no item 2.5.1.

2.5.1 Algoritmos de cálculo

A funcionalidade e qualidade de um TPS é dependente do tipo de algoritmo que é empregado em diferentes passos do processo de planejamento. Um algoritmo é definido como uma sequência de instruções que opera em um conjunto de dados de entrada, transformando essa informação em um conjunto de resultados de saída que são de interesse para o usuário. Algoritmos de cálculo de dose habitualmente obtêm a dose em qualquer ponto interno ao paciente, considerando as características deste e do feixe de radiação utilizado [9].

2.5.1.1 Algoritmo PB (*Pencil Beam*)

Os algoritmos que utilizam o conceito *pencil beam* (PB) são baseados na teoria do espalhamento múltiplo. Este algoritmo envolve o cálculo da distribuição de dose baseada em feixes infinitesimamente estreitos, aqui denominados de *pencil beam,* ou em português “feixes de lápis”. Um determinado campo de radiação é dividido em uma grade fina e os *pencil beam* são posicionados na grade, ao longo das linhas dos raios que emanam da posição virtual da fonte que define a geometria do feixe. As partículas sofrem degradação de energia através do espalhamento elástico múltiplo. Como resultado das interações de dispersão elástica, a distribuição de dose dos *pencil beam* se expande gradualmente em dimensões laterais à medida que percorre o meio até que as partículas tenham perdido toda a sua energia cinética através de colisões inelásticas. O algoritmo PB calcula a distribuição da dose em *pencil beam* levando em conta todas as interações e as heterogeneidades do meio. A dose em qualquer ponto do paciente é calculada somando a contribuição de dose de todos os *pencil* para o ponto de interesse [7].

2.5.1.2 Algoritmo AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm*)

O algoritmo AAA é um modelo de cálculo para distribuição de dose implementado no sistema de planejamento Eclipse™ (Varian Medical System).

O modelo de cálculo de dose AAA é um algoritmo 3D *pencil beam convolution superposition* que separa a modelagem em fótons primários, fótons espalhados extra-focais e elétrons espalhados a partir das colimações dos feixes nos equipamentos. As funções das expressões físicas fundamentais do AAA permitem uma convolução analítica, isto reduz significativamente o tempo computacional requerido por estes tipos de algoritmos. As heterogeneidades dos tecidos são contabilizadas anisotropicamente em toda vizinhança 3D utilizando o espalhamento de *kernels* de fótons em 16 direções laterais. A distribuição final de dose é obtida pela sobreposição das doses a partir das convoluções de fótons e elétrons [10].

A configuração do AAA é baseada em parâmetros físicos básicos determinados por simulação de Monte-Carlo que é adaptada para dados de medidas de feixes clínicos. Estes, por sua vez, são utilizados para construir um espaço de fase definindo a fluência e o espectro de energia para um feixe especifico de cada unidade de tratamento. Os modificadores de feixe, tais como, blocos de colimação, filtros físicos, filtros dinâmicos, compensadores e o colimador multilâminas são completamente suportados no cálculo de dose [10].

O feixe clínico no algoritmo AAA é representado utilizando o modelo de múltiplas fontes, o qual tem como principais componentes os seguintes itens: - fluência primária da energia dos fótons (fonte primária), fluência extrafocal da energia dos fótons (fonte extrafocal), fluência de elétrons de contaminação (contaminação de elétrons), e fótons espalhados a partir dos filtros físicos (espalhamento dos filtros físicos). As fontes são caracterizadas por um número de parâmetros na configuração do algoritmo [10].

Um feixe clínico largo é dividido em *beamlets* β de tamanhos finitos, como ilustrado na Figura 6. Adicionalmente, o feixe clínico é dividido em partes separadas com componentes de fótons e elétrons, cada qual com uma intensidade de *beamlet* ϕ_β [10].

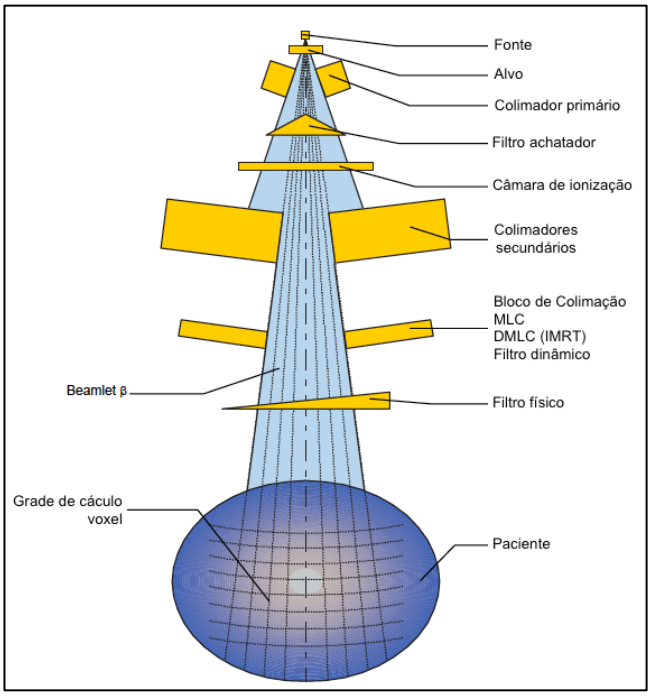

Figura 6: Componentes da unidade de tratamento, divisão de um feixe largo. Adaptado de SIEVINEN et al. [10].

Para o cálculo da distribuição volumétrica da dose, o corpo do paciente é dividido em uma matriz 3D baseada em *voxels* dependentes do tamanho da grade de cálculo selecionada pelo usuário. A geometria da grade de *voxel* de cálculo é divergente, alinhando o sistema de coordenadas com as linhas do feixe (*fanlines*). Cada *voxel* de cálculo é associado com a densidade média de elétrons ρ que é obtida a partir das imagens de tomografia computadorizada de acordo com uma curva específica de calibração do usuário [10].

A Figura 7 mostra as definições de geometria das coordenadas de referência para um único *beamlet* β no plano X-Z, com o eixo Y apontando para fora a partir do papel. Dois sistemas de coordenadas são definidos: sistema de coordenadas do paciente e do *beamlet*. As coordenadas do ponto de cálculo (P) na Figura 7 são $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ do sistema de coordenadas do paciente, e (x, y, z) do sistema de coordenadas do *beamlet*. A coordenada de profundidade z é medida a partir do ponto de intersecção da *fanline* central e a pele (contorno) no sistema de coordenada do *beamlet* [10].

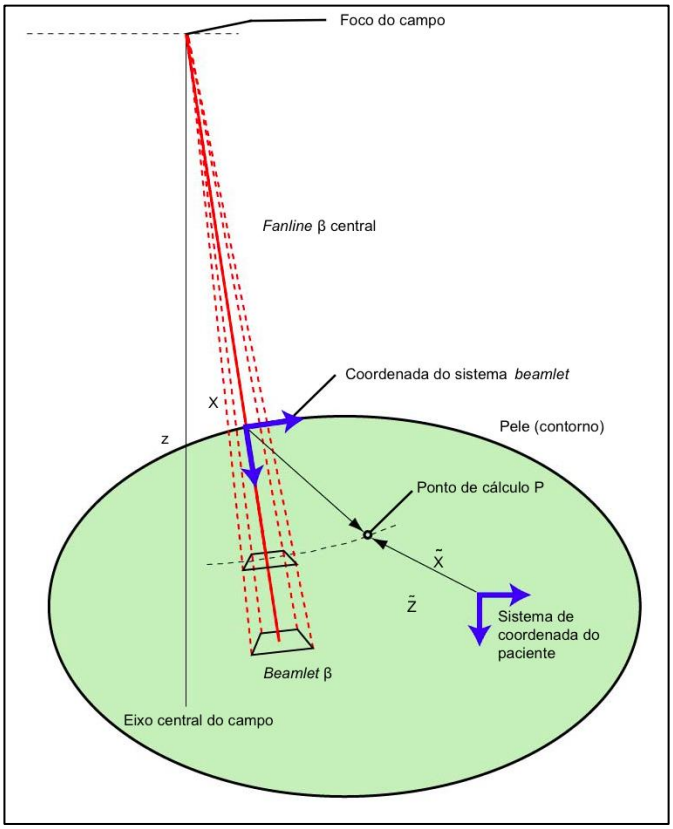

Figura 7: Sistema de coordenada do paciente e sistema de coordenada do *beamlet* no plano X-Z. Adaptado de SIEVINEN et al. [10].

O modelo AAA faz a suposição de que a dose resultante do espalhamento de fótons e elétrons pode ser calculada pela divisão em duas partes principais, que são a dispersão lateral e a profundidade. Todas as funções dependentes da profundidade usadas nas convoluções dos *beamlets* são calculadas ao longo da *fanline* central do *beamlet* utilizando a coordenada de profundidade z que define a distância real percorrida a partir do contorno do corpo do paciente (Figura 7). O espalhamento de dose lateral devido a fótons e elétrons é definido sobre uma superfície esférica perpendicular a *fanline* central do *beamlet* e centrada no foco do campo [10].

A dose em um ponto de cálculo arbitrário $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ no paciente é obtida pela soma das contribuições de todos os *beamlets* β do feixe largo em uma sobreposição global final [10].

2.5.1.3 Algoritmo Acuros

Assim como o AAA, o algoritmo de cálculo avançado Acuros XB (AXB) é um modelo para obtenção da distribuição de dose no sistema de planejamento Eclipse™ (Varian Medical Systems) [11].

Este algoritmo foi desenvolvido para abordar duas necessidades estratégicas para planejamentos de tratamentos com feixes de fótons externos: precisão e velocidade. Na radioterapia com feixes de fótons externos, as heterogeneidades introduzidas por materiais tais como, pulmão, osso, ar e implantes não biológicos podem afetar as distribuições de dose no paciente, especialmente na presença de campos pequenos ou irregulares. O modelo AXB utiliza uma sofisticada técnica que resolve a equação linear de transporte de Boltzmann (LBTE - *Linear Boltzmann transport equation*) e considera diretamente os efeitos destas heterogeneidades nos cálculos de dose dos pacientes. O algoritmo Acuros produz resultados com precisão comparável aos métodos de Monte Carlo em planejamentos de tratamentos com feixes de fótons de energia entre 4 MV e 25 MV com rapidez e sem ruído estatístico [11].

A equação de transporte de Boltzmann (BTE) descreve o comportamento macroscópico de partículas de radiação (nêutrons, fótons, elétrons, etc.) à medida que percorrem e interagem com a matéria. A LBTE é a forma linear da BTE, que pressupõe que as partículas de radiação somente interagem com a matéria onde estão passando, e não umas com as outras, e é válida para condições sem campos magnéticos externos. Para um dado domínio volumétrico da matéria exposto à radiação sob as condições acima, a solução para a LTBE seria uma descrição “exata” da dose dentro do domínio. No entanto, uma vez que as soluções de forma fechada (soluções analíticas) para o LBTE só podem ser obtidas para alguns problemas simplificados, esta deve ser resolvida de forma aberta ou não analítica [11].

Há duas abordagens gerais para se obter uma solução de forma aberta para a equação LBTE. A primeira é amplamente conhecida como método de Monte Carlo. Este método não resolve explicitamente a LBTE, ele obtém indiretamente a solução desta equação. A segunda forma é resolver explicitamente a equação LTBE utilizando métodos numéricos [11].

Ambos, Monte Carlo e métodos explícitos de solução para LBTE tal como o Acuros XB, são "convergentes". Ou seja, com refinamento suficiente ambas as abordagens convergirão para a mesma solução da LBTE. A precisão alcançável de ambas abordagens é equivalente e é limitada apenas por incertezas nos dados de interação de partículas e incertezas no problema a ser analisado. Na prática, nem o Monte Carlo nem os métodos explícitos da solução LBTE são exatos, e ambos

produzem erros. Em Monte Carlo, os erros são aleatórios e resultam da simulação de um número finito de partículas e da análise do caminho de cada partícula à medida que ela interage com um meio. Quando os métodos de Monte Carlo empregam técnicas para acelerar os tempos de solução ou reduzir o ruído, erros sistemáticos podem ser introduzidos. Nos métodos explícitos de solução de LBTE, os erros são primariamente sistemáticos e resultam da discretização das variáveis no espaço, ângulo e energia. Etapas maiores no processo de discretização resultam em uma solução mais rápida, mas com menos precisão. Em ambos os métodos, existe uma troca entre velocidade e precisão. As diferenças entre os dois métodos também podem resultar do tratamento de interações coulombianas de partícula carregada [11].

Um planejamento de tratamento em radioterapia utilizando Acuros pode ser divido em duas fases. Na primeira a propagação da radiação na cabeça do aparelho é simulada. O AXB utiliza o modelo de múltiplas fontes empregado pelo AAA, isto é, o modelo contém sub fontes para: 1) fótons primários, que são gerados no alvo, mas não interagem em outro lugar do cabeçote do aparelho, 2) fótons extra focais, que são gerados em interações em outros componentes da cabeça do aparelho, e 3) contaminação de elétrons, que são elétrons gerados nos componentes da cabeça do aparelho e no ar. A fluência do feixe de radiação determinada pelo modelo da fonte, conformada pelas posições dos colimadores secundários e do colimador multilâminas específicos do plano, é, então, direcionada para o paciente, sendo o primeiro passo da segunda fase do cálculo da dose. No cálculo de dose no paciente, os seguintes passos são realizados: 1) transporte do modelo de fluência da fonte para o paciente, 2) cálculo da fluência de fótons espalhados no paciente, 3) cálculo da fluência de elétrons espalhados no paciente, e 4) cálculo da dose. O passo 1) é repetido para cada direção de campo e os passos 2) e 3) são realizados somente uma vez para cada voxel da geometria do paciente. No passo 4), o final, a dose absoluta em cada voxel é calculada utilizando a fluência angular de elétrons determinada, secções de choque da deposição de energia de elétrons macroscópica e a densidade do material dos voxels. Uma vez que o algoritmo AXB realiza simulações explícitas de interações físicas com a matéria, é necessário um mapeamento de material para a geometria do paciente baseado em números de TC (Tomografia Computadorizada), ou escala de unidade HU (*Hounsfield Unit*), que é uma escala quantitativa que descreve a radiodensidade, antes dos passos mencionados acima. A densidade de massa do tipo de material é definida para cada voxel no mapeamento do material, aplicando o número de TC específico do tomógrafo simulador utilizado a

partir de uma curva de conversão de densidade de massa e da biblioteca de material fornecida com o algoritmo AXB. A biblioteca de materiais inclui cinco tipos de tecidos e 16 outros materiais, sendo o limite superior de densidade de massa de 8 g/cm^3 para o aço inoxidável [12].

Os cálculos realizados pelo AXB são minimamente sensíveis ao número de campos, de tal forma que realizar os cálculos de dose de um planejamento com a técnica de arcos volumétricos modulados (VMAT) seja tão rápido quanto para um campo único [11].

Como Acuros utiliza o modelo de múltiplas fontes empregado pelo AAA, para implementar este algoritmo no sistema de planejamento Eclipse^{TM} basta importar os dados clínicos utilizados na modelagem do AAA e reconfigurar [11].

2.6 Controle de qualidade em sistemas de planejamento computadorizado

Testes de controle de qualidade em sistemas de planejamentos computadorizados é parte da recomendação para um programa de garantia da qualidade em radioterapia [13]. O processo da garantia da qualidade em TPS é essencial para se minimizar a possibilidade de exposições acidentais [14]. A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA - *International Atomic Energy Agency*) através documento TRS-430 (*Technical Reports Series 430*) apoia serviços de radioterapia no desenvolvimento de procedimentos para o comissionamento e o controle de qualidade de sistemas de planejamento computadorizados. A justificativa para os múltiplos testes descritos no TRS-430 está relacionada com as quatro principais questões de um programa de garantia da qualidade bem estruturado em sistemas de planejamento computadorizados, ou seja, educação, verificação, documentação e comunicação [14]. Durante a fase de comissionamento, o TRS-430 recomenda testes específicos para os algoritmos para confirmar a resposta adequada dos algoritmos do TPS em planos clínicos típicos [13]. A IAEA também compila uma série de testes para sistemas de planejamento computadorizados no TECDOC-1540 [15]. Estes tipos de testes foram retirados dos originalmente compilados por VENSELAAR e WELLEWEERD [16]. Os testes incluem geometrias para campos assimétricos, heterogeneidades, incidência oblíqua e campos com modificadores de feixe, que avaliam o desempenho de algoritmos de cálculo de dose em situações clínicas. É indispensável que esses testes possam ser usados durante o comissionamento e no controle de qualidade em TPS [15].

Para avaliação da distribuição de dose calculada pelos sistemas de planejamentos computadorizados os autores VANSELAAR, WELLEWEERD e MIJINHER [17] propõem tolerâncias para a precisão destas doses calculadas por feixes de fótons para estes sistemas. No trabalho citado acima, foram definidas tolerâncias para a exatidão com que o TPS deve ser capaz de calcular a dose em diferentes partes de um feixe de fótons: o eixo central do feixe e as regiões com grandes e pequenos gradientes de dose, como apresentado na Figura 8. Aumentando a complexidade da geometria (filtros físicos, inomogeneidades, assimetrias), tolerâncias mais amplas são permitidas, variando entre 2 e 5 % [17].

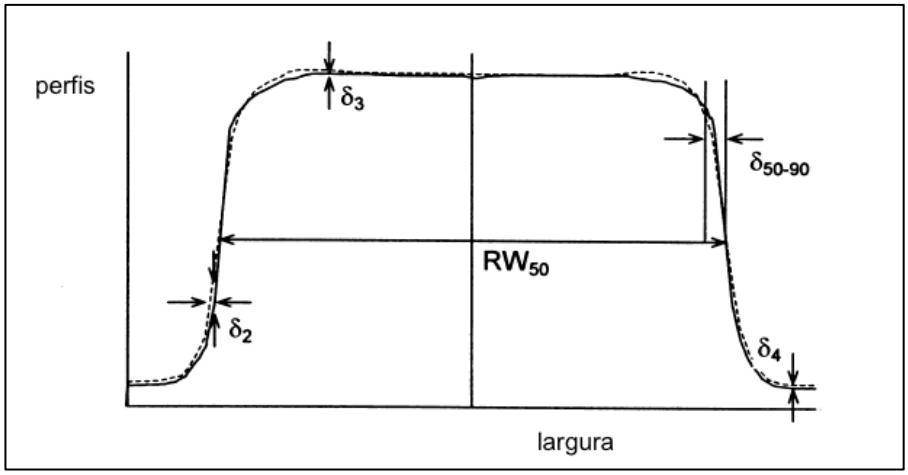

Figura 8: Perfis - Tolerâncias para cada região, onde δ_2: região de penumbra; δ_3: região de alta dose e baixo gradiente de dose; $\delta_{50\text{-}90}$: região entre 50% e 90% da dose do raio central; δ_4: região abaixo da colimação. Adaptado de VANSELAAR et al. [17].

Segundo o trabalho de VANSELAAR et al [17], os desvios entre os resultados dos cálculos e as medições podem ser expressos como uma percentagem da dose medida localmente de acordo com a equação 2:

$$\delta = 100\% \times (D_{calc} - D_{med})/D_{med} \qquad \text{Eq. (2)}$$

Os critérios de aceitabilidade dos cálculos de dose a serem aplicados nesta comparação estão relacionados com incertezas que estão, inevitavelmente, presentes nas medições de dose, com erros que resultam das incapacidades (esperadas) do modelo de cálculo da dose ou da sua implementação no TPS [17].

A Figura 8 apresenta diferentes regiões onde as diferenças de dose são representadas por δ com índices numéricos. Para o estudo em questão utilizou-se δ_3 que é empregado para pontos de dados além da profundidade de dose máxima, dentro do

campo de radiação, mas fora do eixo central; esta região apresenta dose elevada e gradiente de dose pequeno [17].

A tolerância de dose sugerida pelos autores VANSELAAR et al [17] é de 3 % para a região do δ_3.

2.7 Sistema bidimensional para medidas de distribuição de dose

Os detectores bidimensionais (2D) de câmaras de ionização são amplamente utilizados em radioterapia para verificação da distribuição de dose em planejamentos radioterápicos de intensidade modulada e em controles de qualidade dos aceleradores lineares clínicos, simplificando e reduzindo a carga de trabalho dos físicos médicos nos departamentos de radioterapia.

Neste trabalho utilizou-se dois modelos de detectores 2D por câmaras de ionização. Um detector com câmaras de ionização preenchidas com líquido e outro com ar.

O modelo selecionado para medidas dos perfis de dose foi o OCTAVIUS™ 1000 SRS da marca PTW, Figura 9. Este detector utiliza 977 câmaras de ionização preenchidas com líquido e possui alta resolução espacial e mínima dependência energética. O campo máximo de irradiação é de 10 cm x 10 cm, sendo que para o campo de 5 cm x 5 cm ou de menor área apresenta alta resolução com espaçamento de 2,5 mm entre os centros das câmaras de ionização. Os detectores possuem tamanho de 2,3 mm x 2,3 mm x 0,5 mm.

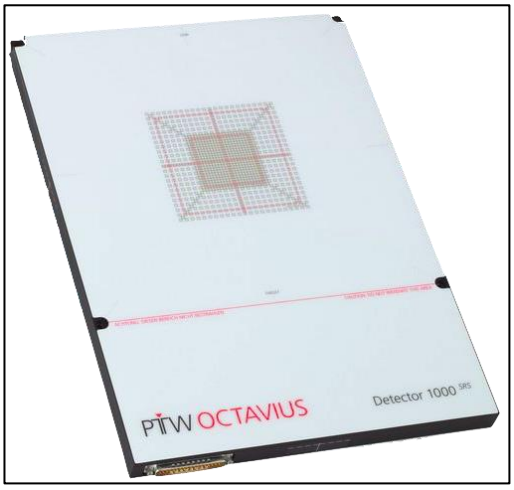

Figura 9: Detector OCTAVIUS™ 1000 SRS – PTW (Fonte: http://www.ptw.de/2287.html, 01/2017)

Para realização das medidas de controles de qualidades específicos por pacientes foi utilizado o detector MatriXX Evolution da marca IBA, Figura 10. Este detector é composto de 1020 câmaras de ionização ventiladas, distribuídas em uma área de 24 cm x 24 cm. A distância de centro a centro das câmaras de ionização é de 7,62 mm. Este detector é apropriado para verificação de planejamentos de técnicas radioterápicas rotacionais. Para realização das medidas rotacionais é empregado um sensor de ângulo do *gantry* e o detector 2D permanece estático sobre a mesa do acelerador.

Figura 10: Detector MatriXX Evolution – IBA (Fonte: www.iba-dosimetry.com/solutions/radiation-therapy/patient-qa/matrixx-universal-detector-array/, 01/2017).

2.8 Método gama

O método gama foi desenvolvido por LOW et al [18] como uma técnica para facilitar comparações quantitativas avaliando a diferença de dose e a distância de concordância simultaneamente entre duas distribuições de dose. Esta técnica utiliza tolerâncias de aceitação para a dose e a distância, que são avaliadas conjuntamente como apresentada na equação 3:

$$\sqrt{\frac{r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \qquad \text{Eq (3)}$$

Na equação 3 temos: r representa a diferença de dose; δ representa a diferença da distância de concordância; Δd_M e ΔD_M representam as tolerâncias para a dose e a distância de concordância, respectivamente. A partir da equação 3 é obtido um índice numérico, denominado γ, que fornece o resultado de falha ou concordância do ponto da distribuição de dose analisado. Se o índice γ for maior ou igual a um os pontos avaliados não passaram no critério de aceitação estabelecido [18].

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais de alta densidade

Para realização deste trabalho foram selecionados três materiais de interesse para as medidas: alumínio, liga de titânio e aço inoxidável (Figura 11). Estas amostras seguem os padrões de composição especificados pela Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT, sendo alumínio a NBR 6834 SET/1981 [19], a liga de titânio a NBR ISO 5832-3 SET/1997 [20] e o aço inoxidável a NBR 13911 JUL/1997 [21]. A Tabela 1 apresenta as dimensões e a densidade física das amostras utilizadas, que possuem o formato cilíndrico.

Figura 11: Amostras de materiais utilizados: alumínio, liga de titânio e aço inoxidável (da esquerda para direita).

Tabela 1: Especificações das amostras alumínio, liga de titânio e aço inoxidável.

Amostra	Diâmetro (cm)	Comprimento (cm)	Massa (g)	Densidade (g/cm^3)
Alumínio	0,65	5,04	4,54	2,71
Liga de titânio	0,47	4,99	3,91	4,45
Aço inoxidável	0,47	5,03	7,10	8,00

3.2 Objeto simulador

Como objeto simulador para as medidas dos perfis, foram empregadas placas de água sólida (Figura 12), em uma cuba de acrílico preenchida com água, posicionada sobre as placas, onde foram colocadas as amostras do estudo, conforme esquema apresentado na Figura 13. Sendo 5 cm de coluna de água, 1 cm de espessura das paredes da cuba e 8 cm de placas de água sólida, com dimensões de 30 cm x 30 cm x 1cm. As amostras foram alternadas conformes as medidas.

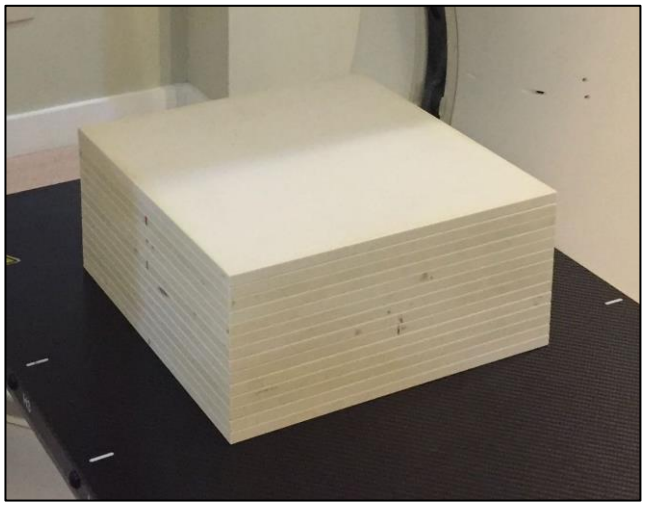

Figura 12: Água sólida IBA Dosimetry fabricada de poliestireno branco (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo COI).

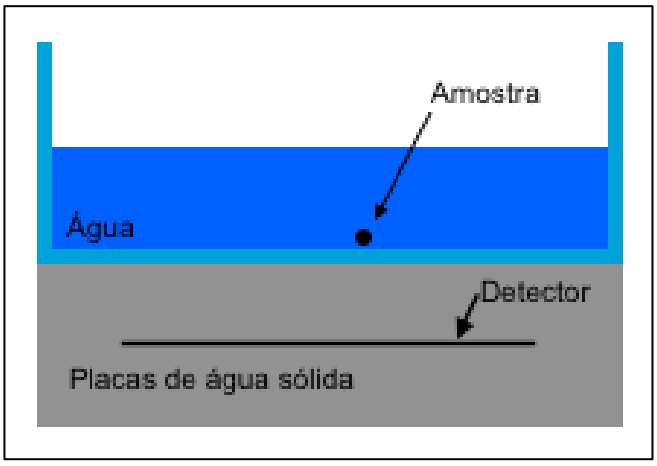

Figura 13: Esquema do objeto simulador para medidas dos perfis de dose.

3.3 Medidas dos perfis de dose.

Em teleterapia, as medidas de dose transversal e longitudinal são tomadas por um detector de radiação para caracterização dos feixes utilizados nos sistemas de planejamento, denominados perfis, como apresentado na Figura 14. Estas medidas são realizadas em um objeto simulador (água) com um sistema automático de varredura da intensidade dos feixes de radiação.

Uma alternativa para inspecionar a constância e estabilidade dos perfis dos feixes gerados pelos equipamentos de teleterapia é a utilização de detectores planares de radiação, como os apresentados na seção 2.7. Estes dispositivos podem ser compostos por câmaras de ionização preenchidas com ar ou líquido, ou diodos.

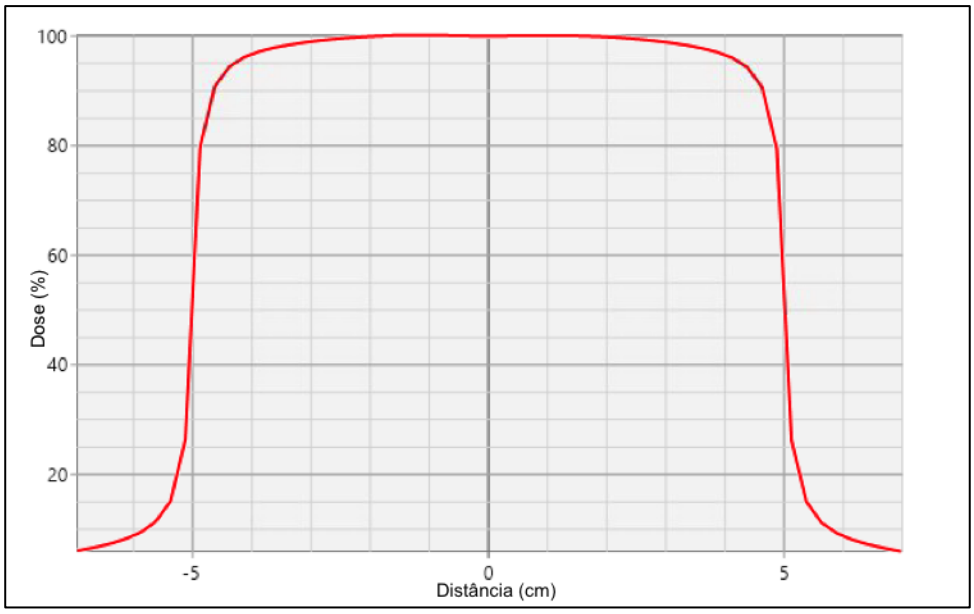

Figura 14: Perfil de um feixe de radiação (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

O detector Octavius^{TM} foi escolhido para fazer as medidas dos perfis (Figura 8). Este apresenta resolução de 2,5 mm na posição de maior interesse para avaliação dos perfis, logo abaixo de onde as amostras foram posicionadas. O detector foi posicionado à 10 cm de profundidade utilizando o esquema apresentado na Figura 13.

A análise dos perfis dos feixes utilizados apresenta a influência das amostras de alta densidade nas distribuições de dose para um campo de radiação incidindo diretamente no objeto simulador, como apresentado na Figura 15.

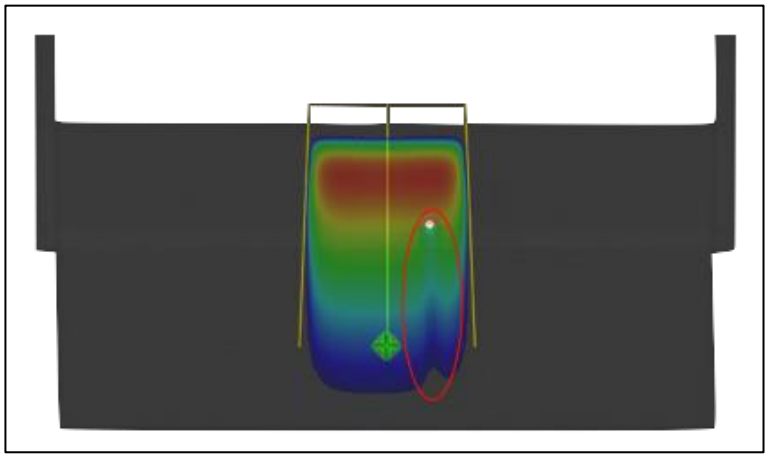

Figura 15: Influência na distribuição de dose por um material de alta densidade indicado na região circulada (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

3.4 Aplicação da técnica VMAT com um objeto de alta densidade

A seção 2.4 descreve a técnica de VMAT que foi utilizada como padrão para avaliação da influência da amostra de liga de titânio na distribuição de dose de um planejamento. Em geral, esta técnica utiliza um arco completo, 360°**,** para se obter a melhor distribuição de dose. Com a possível utilização de próteses metálicas nos pacientes e o processo de irradiação ocorrer com o aparelho de radioterapia girando ao redor do paciente, devem-se buscar alternativas para não ocorrer perdas de qualidade no planejamento em consequência da prótese. Uma alternativa no processo de planejamento é restringir o feixe, interrompendo a irradiação durante incidência direta do feixe através da prótese metálica. Porém, essa forma de planejar pode restringir em muito a entrega da dose no volume desejado, principalmente em casos em que há a presença de mais de uma prótese metálica na área irradiada. Outra opção é irradiar o arco completo, mas para isto é necessário levar em consideração a influência da presença da prótese na distribuição da dose.

Buscando entender melhor o processo das heterogeneidades, neste trabalho foram criados dois padrões de planejamento. Em um deles foi simulado com uma amostra de liga de titânio e no outro não, conforme a Figura 16 e Figura 17, respectivamente. Os planejamentos foram otimizados com os mesmos objetivos, sendo que foi preconizado a entrega de 100% da dose em 95% do volume alvo e o mínimo possível de dose no órgão de risco, sem prejudicar a cobertura de dose no alvo. Utilizou-se os dois feixes de fótons de radiação disponíveis no acelerador, que são de 6 MV e 10 MV.

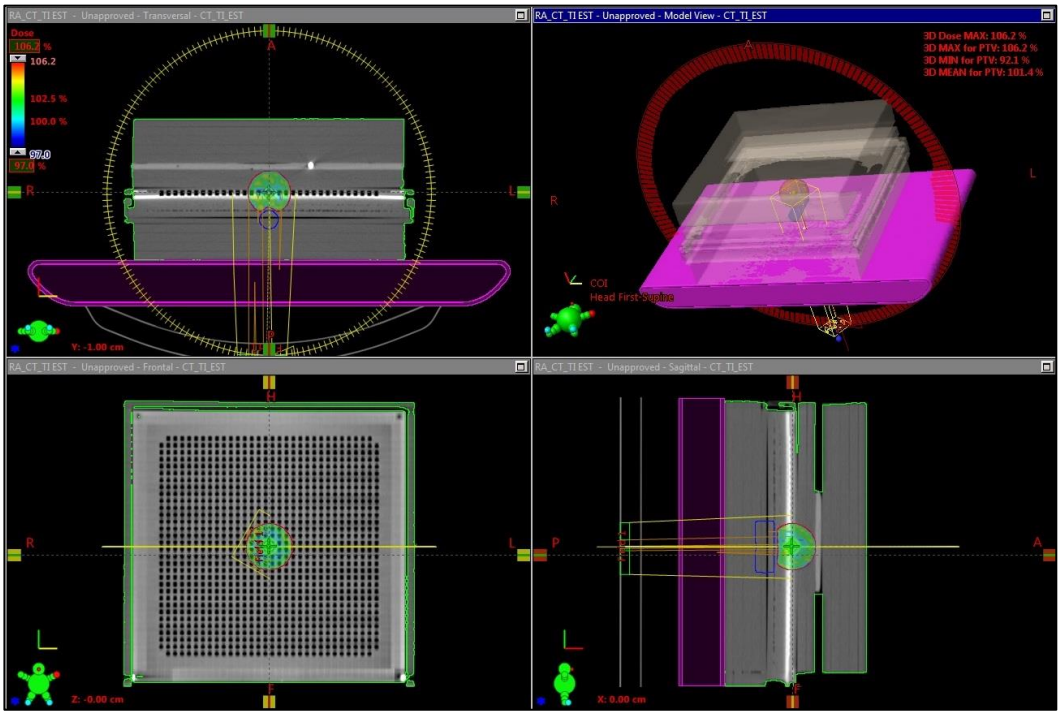

Figura 16: Planejamento com uma amostra de liga de titânio (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

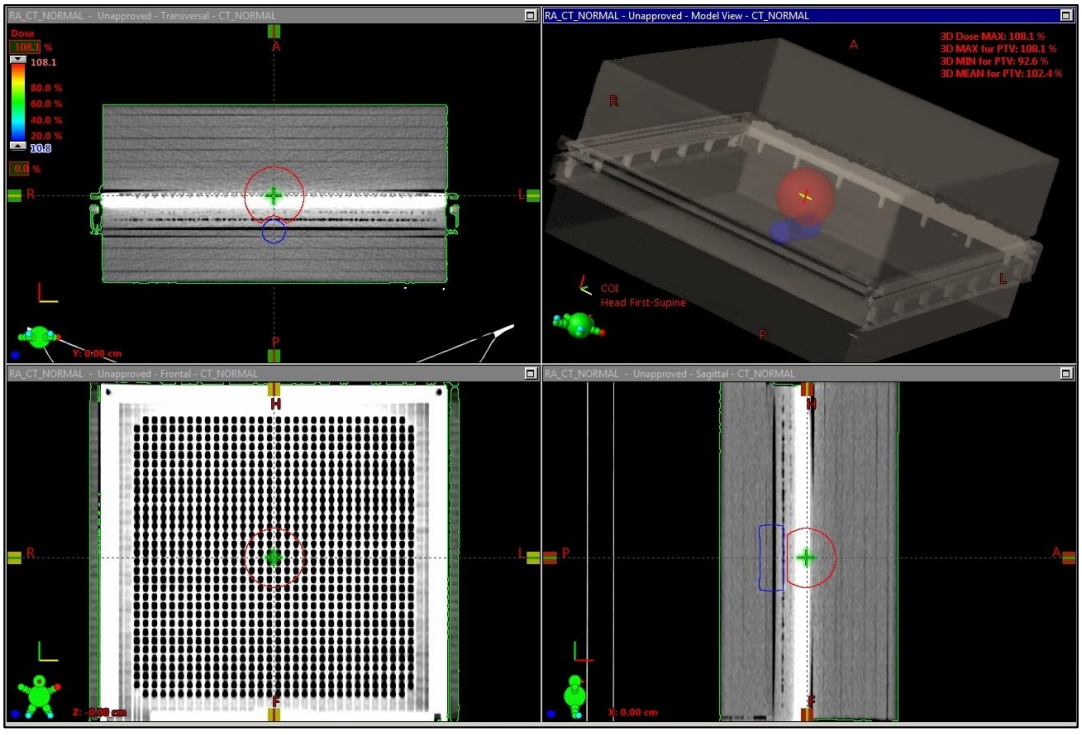

Figura 17: Planejamento sem amostra de alta densidade (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

Nas medidas de distribuição de dose foi utilizado o detector Matrixx Evolution^{TM}, descrito na seção 2.7, que pode ser observado nas imagens de tomografia dos planejamentos nas Figura 16 e Figura 17.

Para uma análise quantitativa da influência da presença da amostra de liga de titânio no planejamento foi utilizado o método gama, com o critério de 3 mm e 3 %. A função gama é muito utilizada na análise de controles de qualidade específicos de pacientes, pois leva em consideração a diferença de dose e a distância de concordância entre os pontos analisados na comparação entre a distribuição de dose obtida a partir do sistema de planejamento e a medida [18].

3.5 Sistema de Planejamento Computadorizado (TPS)

O TPS Eclipse^{TM}, versão 11, da fabricante norte americana Varian Medical System foi o sistema de planejamento computadorizado avaliado neste estudo. Este sistema é habilitado para planejamentos com as seguintes técnicas de radioterapia: conformada tridimensional, arcos dinâmicos, intensidade modulada e arcos volumétricos modulados. Para este trabalho foram empregadas as técnicas conformada e arcos volumétricos modulados, sendo a primeira para obtenção dos perfis e a segunda para a obtenção das distribuições de dose dos planejamentos.

Os algoritmos testados foram o AAA e o Acuros.

3.6 CT - Simulador

As tomografias computadorizadas utilizadas pelo TPS foram adquiridas no aparelho de tomografia SOMATON Emotion (Figura 18) da fabricante alemã Siemens. Este tomógrafo possui 6 canais. As imagens foram adquiridas com espessura de corte de 2,5 mm.

Figura 18: Aparelho de Tomografia Somaton - Siemens (Fonte: https://www.healthcare.siemens.com.br/computed-tomography, 01/2017)

As imagens de tomografia (Figura 19) foram adquiridas para todos os materiais de alta densidade propostos neste estudo. As imagens foram checadas no aparelho de tomografia e transferidas para o sistema de planejamento computadorizado.

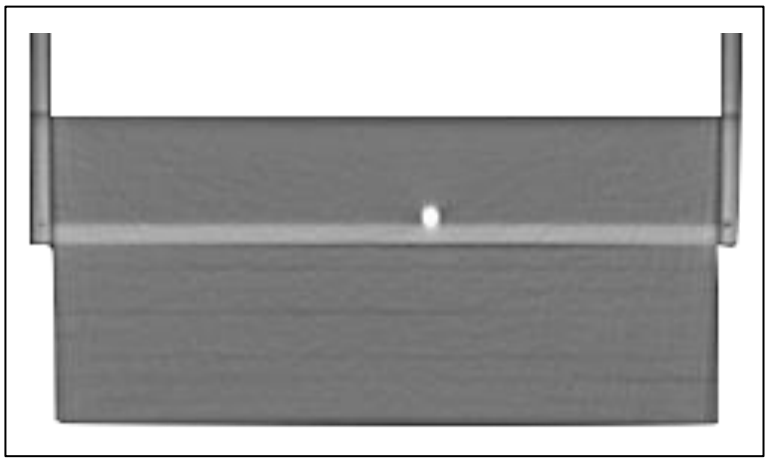

Figura 19: Imagem de tomografia (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

A qualidade das imagens de tomografia afeta diretamente a performance dos cálculos dosimétricos dos sistemas de planejamentos computadorizados. Além dos parâmetros de magnificação quando estes utilizam correções de heterogeneidades.

Os aparelhos de tomografia utilizam a escala de Hounsfield para descrever a radiodensidade e com isto se define a unidade de Hounsfield (HU) ou número de CT (N_{CT}), que é uma relação entre o coeficiente de atenuação linear da água e o coeficiente de atenuação do material em questão. A escala comumente utilizada nos aparelhos de tomografia está entre -1000 HU e 3071 HU, sendo o valor de -1000 HU para o ar e este o menor valor possível na escala. Esta escala foi definida como padrão neste trabalho, denominada $CT_{padrão}$ ou CT_{Pd}.

Uma opção do aparelho de tomografia utilizado neste estudo é estender a escala HU para o valor de 10 vezes o valor dos limites máximo da escala e com isto esta ficará entre -10000 HU e 30710 HU. Essa escala será definida como estendida, denominada $CT_{estendida}$ ou CT_{Es}. Para os materiais de alta densidade, como a liga de titânio e o aço inoxidável, empregou-se esta funcionalidade para avaliação do comportamento da distribuição de dose no sistema de planejamento.

3.7 Acelerador Linear

Para realização das medidas experimentais foi utilizado a acelerador linear Trilogy (Figura 20), fabricado pela Varian Medical Systems, que dispõe de feixes de fótons de 6 e 10 MV e feixes de elétrons com energias de 4, 6, 9, 12 e 15 MeV. Neste estudo utilizou-se somente os feixes de fótons. Este equipamento possui o colimador multilâminas HD125, com lâminas de 2,5 e 5,0 mm de espessura.

Figura 20: Acelerador Linear Trilogy - Varian Medical Systems (Fonte: http://newsroom.varian.com/Trilogy, 01/2017)

3.7.1 Curva de calibração

O sistema de planejamento utiliza a curva de calibração inserida inicialmente após o comissionamento do aparelho de tomografia. Esta curva é elaborada a partir da obtenção dos valores de HU para cada material conhecido de um objeto simulador com materiais de várias densidades físicas. Na obtenção destes dados deve se fixar os valores de kV e mAs do tomógrafo, pois serão estes valores que deverão estar selecionados para obtenção das imagens de tomografia dos pacientes que forem submetidos ao planejamento radioterápico. Neste estudo utilizou-se o valor de 130 kV e 45 mAs.

O sistema de planejamento Eclipse^{TM} utiliza duas curvas de calibração para o aparelho de tomografia. Uma que é de densidade relativa de elétrons *versus* HU e outra que é de densidade física dos materiais *versus* HU, sendo a primeira empregada para as

correções de heterogeneidade com o algoritmo AAA e a segunda para o algoritmo Acuros.

Para a obtenção da densidade relativa de elétrons em relação a água utiliza-se as seguintes equações 4 e 5:

$$\rho^{\omega,e} = 1{,}0 + 0{,}001 \times N_{CT} \qquad -1000 \leq N_{CT} \leq 100 \qquad \text{Eq (4)}$$

$$\rho^{\omega,e} = 1{,}052 + 0{,}00048 \times N_{CT} \qquad N_{CT} > 100 \qquad \text{Eq (5)}$$

onde:

$\rho^{\omega,e} =$ Densidade de elétrons em relação a densidade de elétrons da água.

$N_{CT} =$ Número de CT.

As equações 4 e 5 são apresentadas no manual do fabricante [22].

Para as amostras de alumínio, liga de titânio e aço inoxidável têm-se os valores apresentados na tabela abaixo que foram inseridos nas curvas originais do sistema de planejamento.

Tabela 2: Densidade relativa e física das amostras

Amostra	N_{CT} (HU)	$\rho^{\omega,e}$	ρ (g/cm^3)
Alumínio	2200	2,11	2,71
Liga de Titânio	8190	4,98	4,45
Aço inoxidável	18640	9,99	8,00

A curva de calibração de densidade relativa de elétrons em relação a densidade de elétrons da água *versus* número de CT (HU) é apresentada na Figura 21.

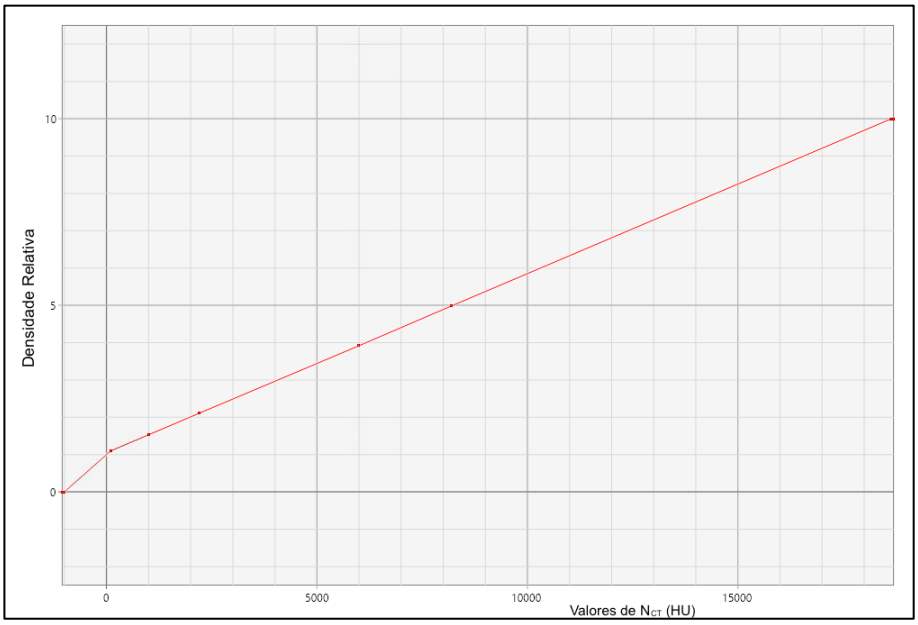

Figura 21: Curva de calibração para CT - Densidade relativa (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

A curva de calibração de densidade física *versus* número de CT (HU) é apresentada na Figura 22.

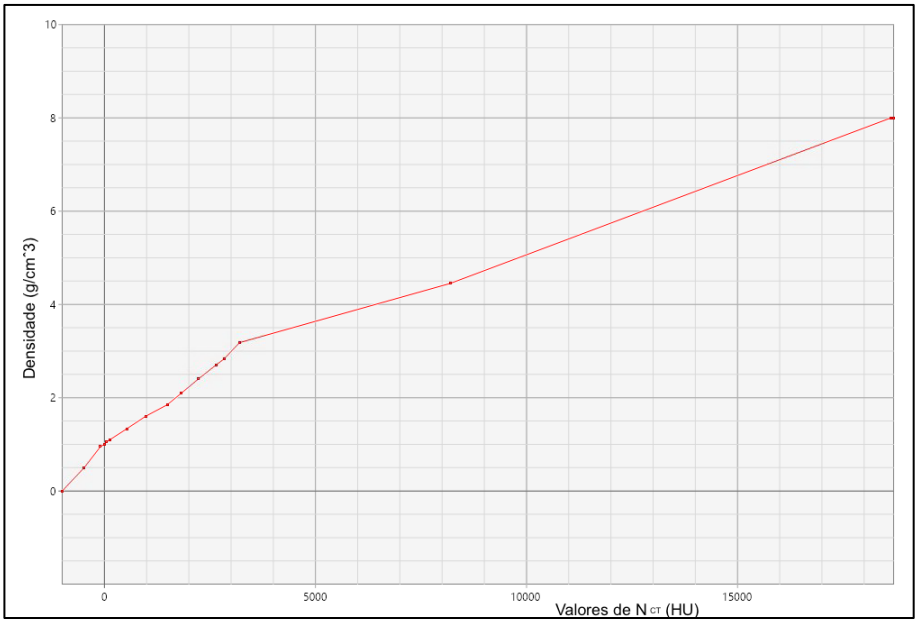

Figura 22: Curva de calibração para CT - Densidade física (Fonte: Imagem gentilmente cedida pelo Grupo Oncoclínicas).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Perfis – Alumínio

As Figura 23 e Figura 24 representam os perfis obtidos com o detector Octavius™ e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA e AXB, utilizando, respectivamente, os feixes de 6 e 10 MV de fótons gerados no acelerador linear Trilogy. Nas figuras citadas acima observa-se pouca interferência nos perfis na região de 20 mm do raio central. Embora o alumínio seja considerado de alta densidade neste trabalho o mesmo não gerou perturbações significativas (> 2%) nos perfis.

Como o alumínio apresenta número de CT inferior à 3071 HU, não foi necessário obter imagens com a escala estendida.

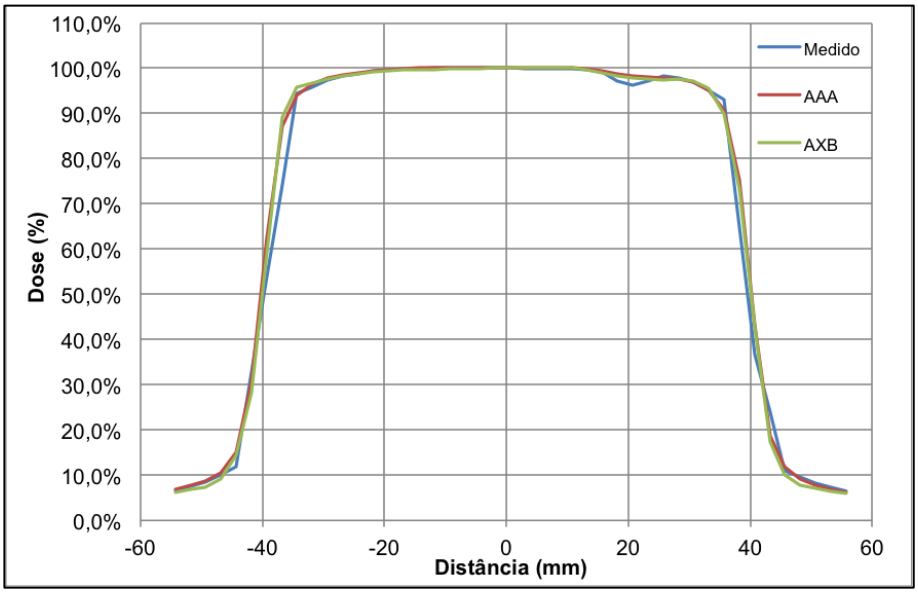

Figura 23: Perfis para o feixe de 6 MV – Alumínio. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

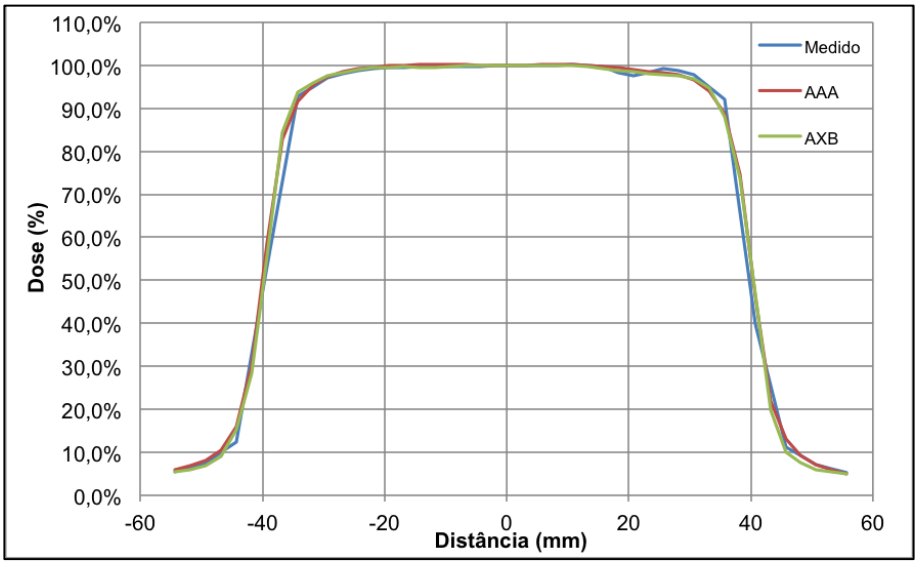

Figura 24: Perfis para o feixe de 10 MV - Alumínio. Medidas obtidas com o detector Octavius^{TM} (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse^{TM} com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

Na região de maior dose dos perfis, ou seja, fora das bordas dos campos (penumbra física) os desvios médios (δ_3) foram menores para o algoritmo AXB conforme apresentado na Tabela 3, tanto para o feixe de 6 MV como para 10 MV. Com isso conclui-se que o Acuros tem um desempenho melhor que o AAA, considerando a área em questão.

Tabela 3: Análise de δ_3 para os perfis com a amostra de Alumínio

Feixe – Algoritmo	Média δ_3	Desvio Padrão
6 MV– AAA	0,24%	0,53%
6 MV – AXB	0,17%	0,56%
10 MV – AAA	0,14%	0,59%
10 MV – AXB	-0,02%	0,51%

Para o ponto de 20 mm do raio central, logo abaixo da amostra, pode-se observar que os desvios (δ_3) foram menores, também, para o algoritmo AXB para ambos os feixes utilizados, como mostrado na Tabela 4.

Tabela 4: Valores de δ_3 na posição de 20 mm do raio central para o Alumínio

Feixe - Algoritmo	Medido	TPS ($CT_{padrão}$)	δ_3
6 MV - AAA	96,2%	98,2%	2,0%
6 MV - AXB	96,2%	97,9%	1,7%
10 MV - AAA	97,5%	98,9%	1,4%
10 MV - AXB	97,5%	98,4%	0,9%

4.2 Perfis – Liga de Titânio

As Figura 25 e Figura 26 apresentam os perfis para as medidas realizadas com a amostra de liga de titânio, nas quais foram comparados os dados do sistema de planejamento com os resultados experimentais. Utilizou-se as imagens de tomografias com o número de CT padrão, sendo que o maior valor foi de 3071 HU. Assim como nas medidas da amostra de alumínio, a comparação foi realizada entre os algoritmos AAA e AXB para os feixes de 6 e 10 MV.

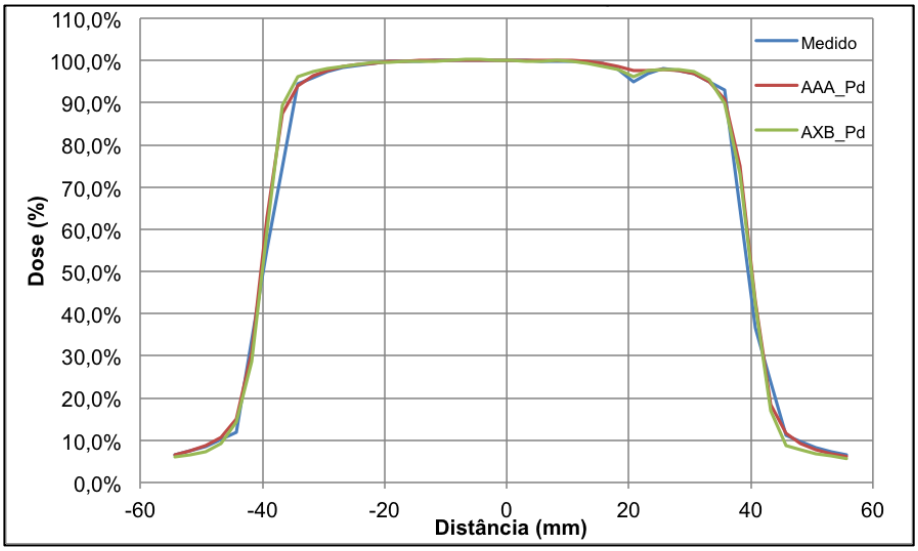

Figura 25: Perfis 6 MV – Liga de Titânio - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

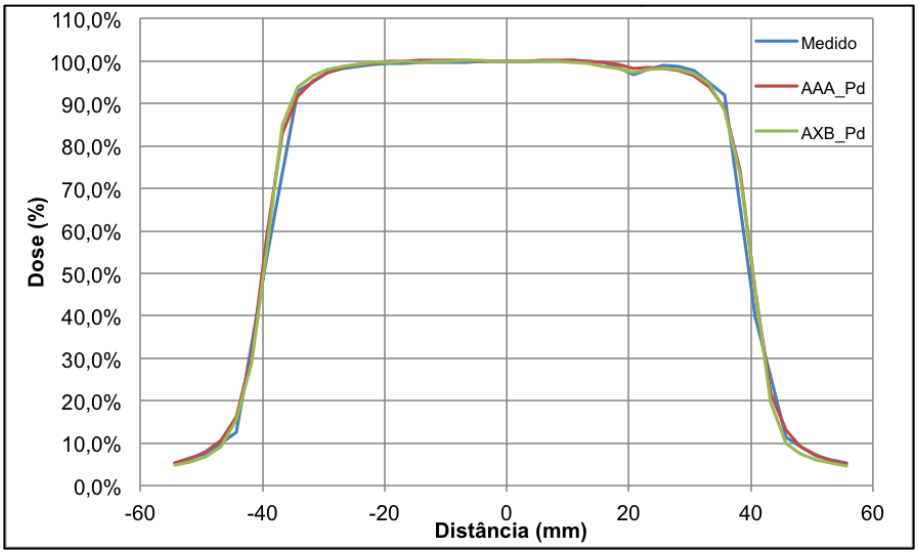

Figura 26: Perfis 10 MV – Liga de Titânio - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

As Figura 27 e Figura 28 representam os perfis para os mesmos algoritmos e feixes que foram utilizados neste estudo aplicados sobre as imagens de CT com a escala estendida para a amostra de liga de titânio.

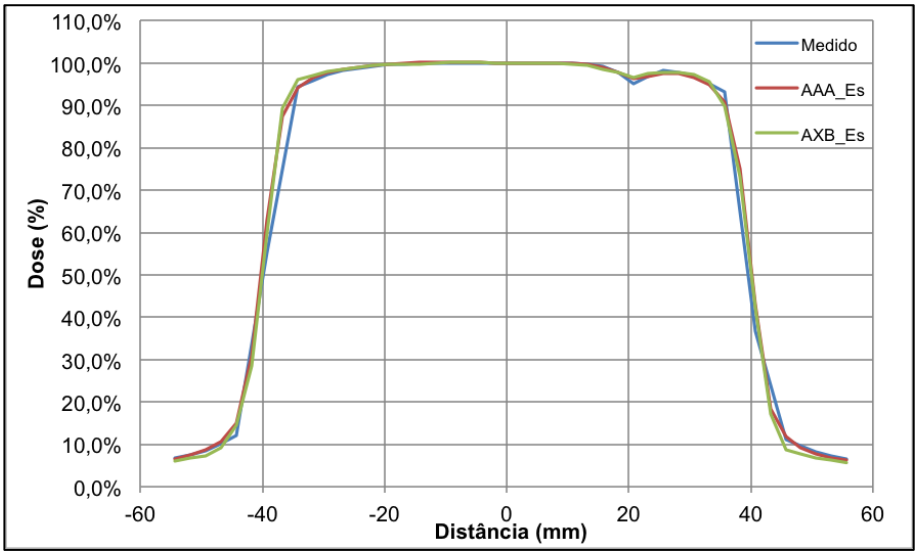

Figura 27: Perfis 6 MV – Liga de Titânio - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

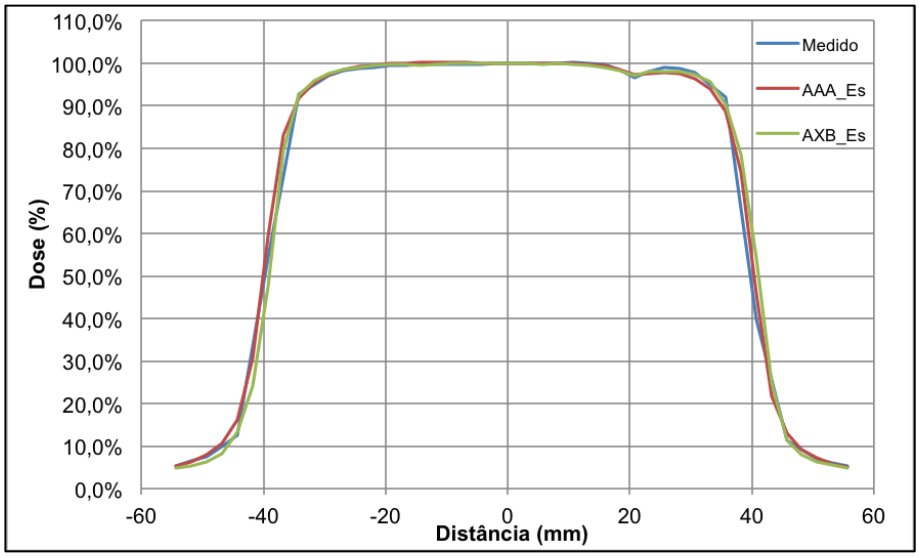

Figura 28: Perfis 10 MV – Liga de Titânio - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

A Tabela 5 apresenta os valores médios dos desvios (δ_3) para os perfis dos feixes de 6 MV e 10 MV irradiados com a amostra de liga de titânio. Nota-se que o algoritmo Acuros apresentou um valor médio de desvio (δ_3) menor que para o AAA quando foi utilizada a tomografia com o número de CT máximo limitado em 3071 HU, para ambos os feixes estudados. Para a situação em que foi utilizada a CT estendida, nota-se que para o feixe de 10 MV, em ambos algoritmos, os desvios médios (δ_3) foram menores que para o feixe de 6 MV.

Tabela 5: Análise δ_3 para os perfis com a amostra de Liga de Titânio

Feixe - Algoritmo	Média δ_3 CT_{Pd}	DesvP δ_3 CT_{Pd}	Média δ_3 CT_{Es}	DesvP δ_3 CT_{Es}
6 MV - AAA	0,25%	0,55%	0,09%	0,35%
6 MV - AXB	0,18%	0,44%	0,16%	0,47%
10 MV - AAA	-0,17%	0,54%	-0,03%	0,56%
10 MV - AXB	-0,06%	0,54%	0,05%	0,38%

A Tabela 6 apresenta os valores dos desvios (δ_3) para a posição de 20 mm do raio central nos perfis obtidos das irradiações com a presença da amostra de liga de titânio. Na Tabela **6** tem-se que para o feixe de 10 MV a concordância entre o valor medido e o calculado pelo TPS utilizando o algoritmo Acuros foi superior nas duas opções de CT utilizadas. Para o feixe de 6 MV, o Acuros também apresentou um desvio

(δ_3) menor que para o AAA, quando a CT padrão foi utilizada. A única situação em que o AXB apresentou um valor de desvio maior que para o AAA foi para o feixe de 6 MV quando a CT estendida foi utilizada.

Tabela 6: Valores de δ_3 na posição de 20 mm do raio central para a Liga de Titânio

Feixe - Algoritmo	Medido	TPS ($CT_{padrão}$)	δ_3 CT_{Pd}	TPS ($CT_{estendida}$)	δ_3 CT_{Es}
6 MV - AAA	95,1%	97,6%	2,6%	96,3%	1,2%
6 MV- AXB	95,1%	96,2%	1,1%	96,5%	1,5%
10 MV - AAA	96,7%	98,2%	1,5%	97,3%	0,6%
10 M - AXB	96,7%	97,2%	0,5%	97,1%	0,4%

4.3 Perfis – Aço inoxidável

As Figura 29 e Figura 30 apresentam os perfis dos feixes de 6 e 10 MV analisados com a presença da amostra de aço inoxidável. Nota-se que a utilização da CT padrão gera uma grande diferença entre a medida experimental e os perfis calculados pelos algoritmos AAA e Acuros.

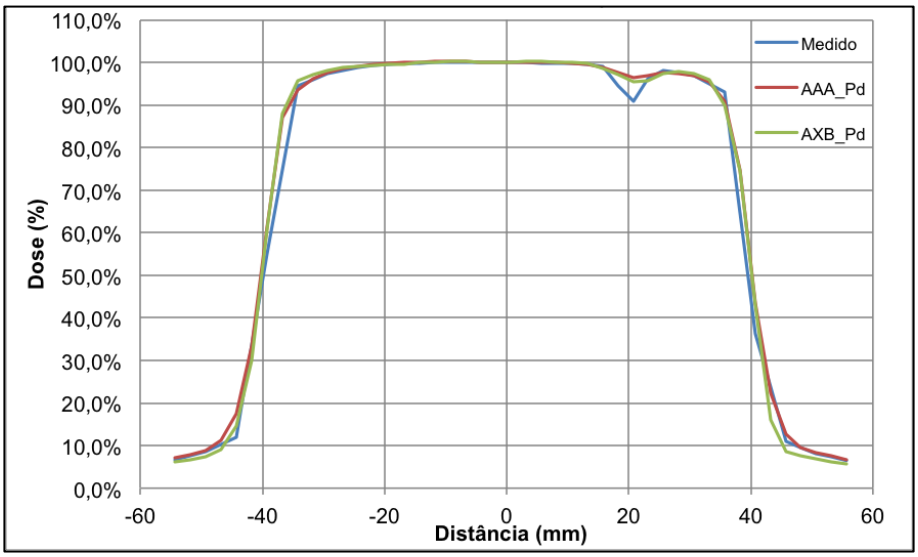

Figura 29: Perfis 6 MV - Aço inoxidável - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius™ (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse™ com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

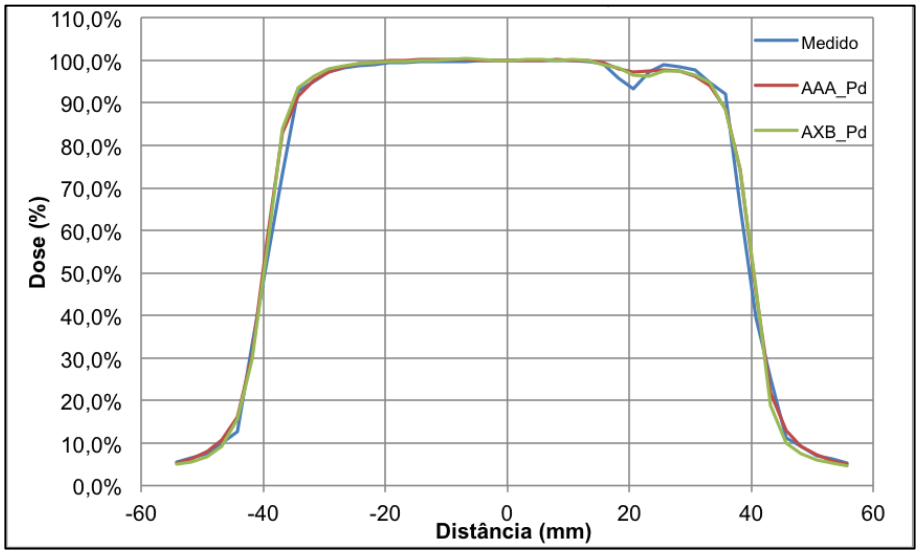

Figura 30: Perfis 10 MV - Aço inoxidável - $CT_{padrão}$. Medidas obtidas com o detector Octavius^{TM} (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse^{TM} com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

As Figura 31 e Figura 32 apresentam os perfis dos feixes 6 e 10 MV comparados com os medidos sobre a influência da amostra de aço inoxidável. Observa-se que logo abaixo da amostra, na posição de 20 mm do raio central, há boa concordância com o algoritmo AAA, mas logo após esta posição, entre 25 mm e 35 mm o AAA apresenta maior desvio em relação ao Acuros.

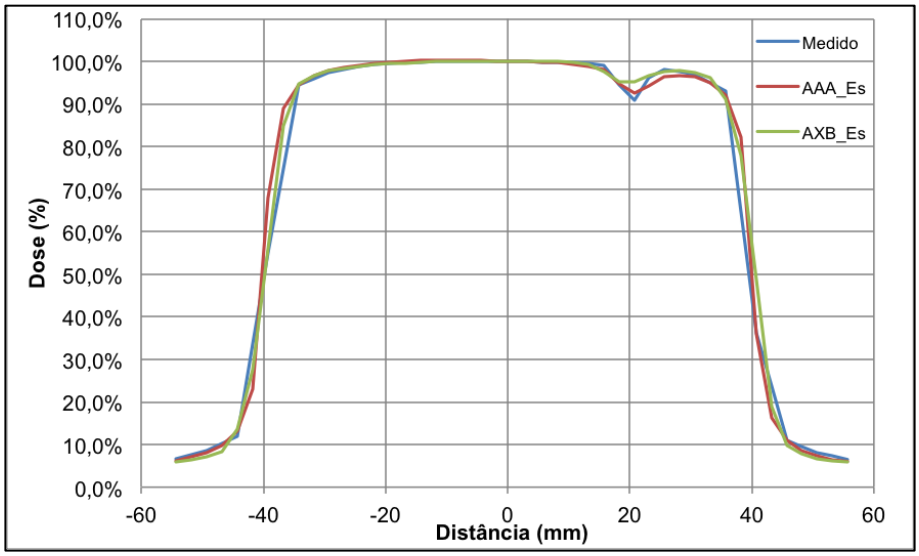

Figura 31: Perfis 6 MV - Aço inoxidável - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius^{TM} (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse^{TM} com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

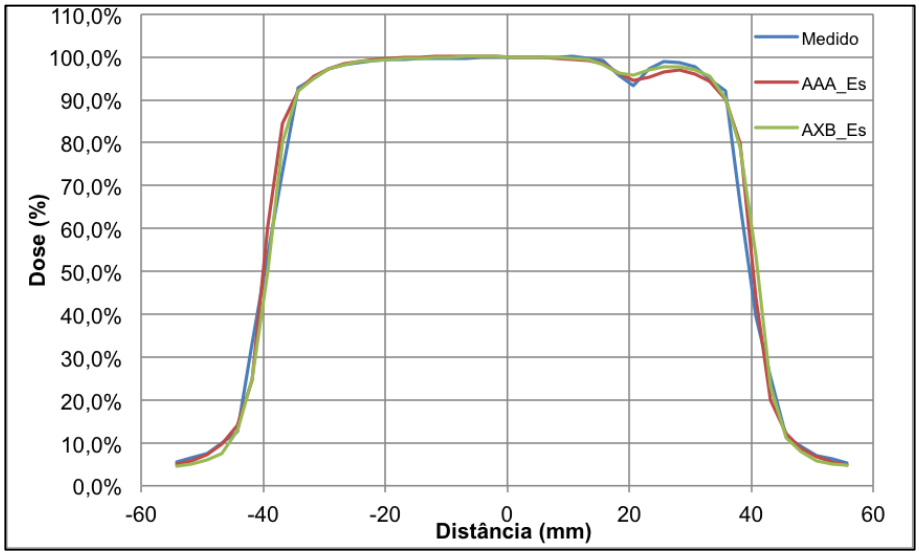

Figura 32: Perfis 10 MV - Aço inoxidável - $CT_{estendida}$. Medidas obtidas com o detector Octavius^{TM} (azul) e os gerados pelo sistema de planejamento Eclipse^{TM} com os algoritmos AAA (vermelho) e AXB (verde).

A Tabela 7 apresenta os desvios médios (δ_3) para a região de interesse nos perfis para os feixes de 6 e 10 MV. Nota-se que os valores médios dos desvios (δ_3) foram menores, assim como os desvios padrão quando a CT estendida foi utilizada. Tal comportamento foi o mesmo para ambos algoritmos e feixes.

Tabela 7: Análise de δ_3 para os perfis com a amostra de Aço inoxidável

Feixe - Algoritmo	Média δ_3 CT_{Pd}	DesvP δ_3 CT_{Pd}	Média δ_3 CT_{Es}	DesvP δ_3 CT_{Es}
6 MV - AAA	0,48%	1,26%	0,05%	0,81%
6 MV - AXB	0,49%	1,11%	-0,26%	0,99%
10 MV - AAA	0,33%	1,03%	-0,18%	0,89%
10 MV - AXB	0,31%	1,00%	0,01%	0,70%

Na Tabela **8** são apresentados os valores dos desvios (δ_3) na posição de 20 mm do raio central para os perfis analisados na presença da amostra de aço inoxidável. Nesta tabela observamos que somente para o algoritmo AAA com a utilização da CT estendida obteve-se valores de desvios menores que 2%, tanto para 6 MV como para 10 MV. Para a situação que se utilizou a CT padrão, todos os valores dos desvios foram maiores que 3%, mostrando-se o cuidado que se deve ter com presença de materiais de alta densidade interposto entre o feixe e o alvo a ser irradiado.

Tabela 8: Valores de δ_3 na posição de 20 mm do raio central para o Aço inoxidável

Feixe - Algoritmo	Medido	TPS ($CT_{padrão}$)	δ_3 CT_{Pd}	TPS ($CT_{estendida}$)	δ_3 CT_{Es}
6 MV - AAA	90,8%	96,5%	5,9%	92,5%	1,8%
6 MV - AXB	90,8%	95,5%	4,9%	95,2%	4,6%
10 MV - AAA	93,3%	97,3%	4,1%	94,5%	1,3%
10 MV - AXB	93,3%	96,4%	3,2%	95,8%	2,6%

4.4 Controle de qualidade específico por paciente

A Tabela 9 apresenta os valores para as análises gama onde foi adotado o critério de 3% para a diferença de dose, e de 3 mm para a distância de concordância onde se adotou um corte de 10% para o sinal medido. Nesta tabela observa-se que para ambos, algoritmos e feixes, os resultados foram superiores a 95% de pontos aprovados. Nota-se também que para todas as situações o algoritmo AAA, para 6 e 10 MV, os valores foram superiores a 97% de pontos aprovados, e para o Acuros os valores foram inferiores a este patamar.

Tabela 9: Resultados das análises gama com os algoritmos AAA e AXB

Feixe - Algoritmo	Sem Titânio liga	Titânio liga (CT_{Pd})	Titânio liga (CT_{Es})
6 MV - AAA	97,07%	97,30%	97,46%
6 MV - AXB	95,06%	95,80%	95,26%
10 MV - AAA	97,39%	97,83%	97,81%
10 MV - AXB	96,51%	96,61%	95,98%

4.5 Discussão

Neste trabalho observamos que a utilização do número de CT estendido mostrou melhor concordância entre os valores medidos e os obtidos pelo sistema de planejamento. Assim como no trabalho de COOLENS e CHILDS [23], no qual é sugerida que a utilização da escala de HU estendida pode produzir planos de tratamento clinicamente viáveis sem a necessidade de atribuições de valores de HU para implantes metálicos, este estudo apresenta resultados semelhantes.

De modo geral o algoritmo Acuros apresentou desvios menores que para o AAA, resultado que concorda com o trabalho de OJALA et al [24], que verificou a

precisão do algoritmo AXB para planejamentos de pacientes com feixes de radiação atravessando material de alta densidade.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho avaliou-se o desempenho dos algoritmos AAA e AXB do sistema de planejamento computadorizado Eclipse™, da fabricante americana Varian Medical Systems, na presença de materiais de alta densidade.

Para a amostra de alumínio os resultados foram excelentes, sendo que não houve desvios maiores que 2% entre os valores medidos e os calculados. Para o alumínio, que a densidade foi de 2,7 g/cm^3, os algoritmos de cálculo estudados apresentam excelente desempenho. Embora não haja aplicação deste material no corpo humano seu estudo foi relevante pois confirmamos que o sistema de planejamento com os algoritmos AAA e AXB calculam nessa faixa de densidade com desvios inferiores a 2%.

No caso da amostra de liga de titânio, a performance dos algoritmos estudados foi satisfatória. Houve uma situação em que o desvio foi superior à 2%, porém inferior à 3%, para o algoritmo AAA e o feixe de 6 MV. Para todas as demais situações pode-se concluir que os algorítmos possuem ótima performance quando há presença de liga de titânio na interposição do feixe e o local a ser irradiado. Esta conclusão é válida para as duas situações que se realizou o estudo que é a utilização de número de CT máximo de 3071 HU e quando a escala foi estendida para as imagens tomográficas.

O pior caso apresentando neste estudo foi para a amostra de aço inoxidável. A situação mais desfavorável, para todos os algoritmos e feixes, foi quando se utilizou a escala padrão para as imagens de tomografia, com resultados superiores a 3% de desvio na dose na posição do perfil onde estava posicionada a amostra, com o maior valor para o algoritmo AAA com o feixe de 6 MV. Mesmo utilizando a escala estendida nas imagens de tomografia, os resultados obtidos para os desvios não foram satisfatórios. A melhor situação foi para o algoritmo AAA para ambos feixes estudados, com desvios inferiores a 2%.

Na análise da função gama dos planejamentos realizados com a amostra de liga de titânio no objeto simulador, todos os resultados foram superiores a 95% de pontos aprovados com 3%/3mm de critério. Desta forma, tem-se que a presença da amostra no objeto simulador interposta entre o feixe e o volume alvo não prejudicou o resultado da estatística de pontos aprovados. Nota-se também que os resultados para a AAA foram melhores que para o AXB.

De modo geral, conclui-se que para as amostras de alumínio e liga de titânio, os algoritmos estudados apresentam excelente concordância entre os resultados das medições e os cálculos pelo sistema de planejamento. Para o caso da amostra de aço inoxidável, deve-se ter cautela para os casos em que este material aparece nos pacientes, procurando se evitar a incidência direta do feixe através deste material.

Indicamos que todos os resultados e metodologias apresentados neste trabalho devem ser validados pelo usuário do sistema de planejamento que queira aplicar a utilização da escala estendida de tomografia, sendo extremamente prudente obter-se as medidas para cada instituição no processo de comissionamento e validação do TPS.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] GADELHA, M. I. P, WERNECK, M. A. de S., REIS, C. T., et al., Manual de bases técnicas da oncologia - SIA/SUS - Sistema de informações ambulatoriais, 19 ed. Brasília, DF, Brasil, 2015.

[2] DELANEY, G., JACOB, S., FEATHERSTONE, C., BARTON, M., "The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines", Cancer, v. 104, n. 6, pp1129-37, Sep. 2005.

[3] CHEN, W. Z., XIAO, Y., LI, J., "Impact of dose calculation algorithm on radiation therapy", World Journal of Radiology v. 6, n. 11, pp 874-880, Nov. 2014.

[4] ICRU – 24, "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x- or gamma-rays in radiotherapy procedures", International Commission on Radiation Units and Measurement, Report 24, 1976.

[5] PAPANIKOLAOU, N., BATTISTA, J. J., BOYER, A., et al., AAPM Report No. 85: Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Medical Physics Publishing, Madison, EUA, 2004.

[6] PODGORSAK, E. B., Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, AUT, International Atomic Energy Agency, May 2003.

[7] KHAN F., GIBBONS JP., The Physics of Radiation Therapy. 5 ed.. Philadelphia, EUA, Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

[8] OTTO K., "Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc". Medical Physics, v. 35, n. 1, pp 310-314, Jan. 2008.

[9] ANIMESH, R., "Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations". Journal of Cancer Research and Therapeutics, v. 1, n. 1, pp 12-20, 2005.

[10] SIEVINEN J., ULMER W., KAISSL W., AAA photon dose calculation model in Eclipse™, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, EUA, 2005.

[11] FAILLA G. A., WAREING T., ARCHAMBAULT Y., et al., Acuros™ XB advanced dose calculation for the Eclipse ™ treatment planning system, Varian Medical System, Palo Alto, CA, EUA, 2010.

[12] OJALA J., "The accuracy of the Acuros XB algorithm in external beam radiotherapy - a comprehensive review", International Journal of Cancer Therapy and Oncology, v. 2, n. 4, pp 1-12, 2014.

[13] DYK, J. V., The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists, Madison, EUA, Medical Physics Publishing, 1999.

[14] JAMEMA S. V., UPRETI R.R., SHARMA S., et al., "Commissioning and comprehensive quality assurance of commercial 3D treatment planning system using

IAEA Technical Report Series-430", Australasian Physical and Engineering Science in Mediciene, v. 31, n. 3, Sep. 2008.

[15] HEALY B.J., MURRY R.L., "Testing of a treatment planning system with beam data from IAEA TECDOC 1540", Journal of Medical Physics, v. 36, n. 2, pp 107-110, Apr-Jun, 2011.

[16] VENSELAAR J., WELLEWEERD H., "Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting", Radiotherapy & Oncology, v. 60, n. 2, pp 203-213, Aug. 2001.

[17] VENSELAAR J., WELLEWEERD H., MIJNHEER B., "Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems", Radiotherapy & Oncology, v. 60, n. 2, pp 191-201, Aug. 2001.

[18] LOW D., HARMS W.B., MUTIC S., et al., "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions", Medical Physics, v. 25, n. 5, pp 656-661, May 1998.

[19] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR 6834, Alumínio e suas ligas, Set. 1981.

[20] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR ISO 5832-3, Parte 3: liga conformada de titânio, Set. 1997.

[21] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR 13911, Instrumental cirúrgico - material metálico - especificações para tarugos, barras e fios de aço inoxidável, Jul. 1997.

[22] VARIAN MEDICAL SYSTEMS, Eclipse Algorithms Reference Guide, pp 226-227, Palo Alto, CA, EUA, Dec 2011.

[23] 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, pp 1591-1603, May 2013.

[24] OJALA J., KAPANEN M., SIPILÄ P., 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, pp 162-176, May 2014.