



UFRJ

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

LORENA DIAS DE OLIVEIRA

**INFLUÊNCIA DA RESOLUÇÃO DA GRADE DE CÁLCULO NA  
DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM UM SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE  
TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA**

Rio de Janeiro

2024

LORENA DIAS DE OLIVEIRA

**INFLUÊNCIA DA RESOLUÇÃO DA GRADE DE CÁLCULO NA  
DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM UM SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE  
TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
apresentado ao Instituto de Física da Univer-  
sidade Federal do Rio de Janeiro como parte  
dos requisitos para obtenção do grau de Ba-  
charel em Física Médica.

Orientador: Dr. Saulo Santos Fortes

Rio de Janeiro

2024

figuras/file.pdf

LORENA DIAS DE OLIVEIRA

**INFLUÊNCIA DA RESOLUÇÃO DA GRADE DE CÁLCULO NA  
DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM UM SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE  
TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
apresentado ao Instituto de Física da Uni-  
versidade Federal do Rio de Janeiro como  
parte dos requisitos para obtenção do grau  
de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em            de            de

BANCA EXAMINADORA:



---

Dra. Simone Coutinho Cardoso  
IF-UFRJ

---

Dr. Roberto Salomon de Souza  
PQRT-INCA

---

Dr. Saulo Santos Fortes (Orientador)  
HUPE/INCA-RJ

*Dedico este trabalho à minha sobrinha Manuela,  
que, há quase 3 anos, tem feito meus dias mais  
alegres e me ensinado o verdadeiro prazer de viver.*

*Mesmo com tão pouco tempo de vida,  
ela me mostrou o que realmente importa,  
trazendo luz e felicidade para cada momento.  
Que sua inocência e energia continuem a me  
inspirar a cada passo da minha jornada.*

## AGRADECIMENTOS

À minha mãe, Roselane, por sempre me dizer que os estudos eram o melhor caminho a se seguir e por sempre se orgulhar de minhas conquistas.

À toda minha família, especialmente às minhas irmãs, Beatriz e Ellen, e ao meu irmão, Diogo, por todo o apoio e incentivo durante minha vida.

Sem eles eu não chegaria até aqui.

A todos os meus amigos, daqueles de longa data até os mais recentes. Em especial, às minhas amigas de infância, Amanda e Yasmin, que estiveram comigo e me apoiaram nas diferentes fases da minha vida, sempre comemorando minhas conquistas. Agradeço por saber que posso contar com vocês em todos os momentos.

A todos os amigos que fiz ao longo dos anos na UFRJ por todos os bons momentos que passamos juntos. Em especial ao Stalin e à Jéssica, que me apoiaram nas dificuldades iniciais da graduação. Agradeço pelas inúmeras horas de estudo compartilhadas, pelos momentos de risada e, principalmente, pelo incentivo constante. Vocês me mostraram, com gestos de amizade, que eu era capaz de seguir em frente e superar os desafios.

A todos os profissionais que me acolheram e ensinaram com dedicação durante os estágios das diferentes áreas pelas quais passei. Em especial, expresso minha gratidão aos físicos médicos dos três estágios de radioterapia que tive a oportunidade de realizar, como o Roberto Salomon, Saulo Fortes, Danilo Copetti e, principalmente, Guilherme Massa e Juan Valani, que sempre responderam com paciência e entusiasmo a todas as minhas inúmeras perguntas, movidas pelo meu desejo de aprender sobre radioterapia. Obrigada por me ajudarem a enxergar o caminho que desejo trilhar a partir de agora.

Ao Saulo Fortes, que, mesmo com seu tempo limitado, aceitou me orientar neste trabalho. Seu conhecimento, empenho, paciência e dedicação foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho.

A todos os professores da UFRJ pelas aulas inspiradoras e pela vontade de compartilhar seus conhecimentos. À professora Josilene Cerqueira, por se tornar um exemplo para mim, por acreditar na minha capacidade e por todos os trabalhos que tivemos a oportunidade de realizar juntas.

Um agradecimento especial ao professor Odair Dias Gonçalves (*in memoriam*), que, desde o meu primeiro período na UFRJ até o momento de sua partida, não mediu esforços para nos motivar a aprender sempre e a manter o espírito da curiosidade. Seus ensina-

mentos, que iam muito além do tema da pesquisa do nosso grupo de Extensão, foram fundamentais para que eu permanecesse e percebesse que a Física Médica era o meu lugar. Agradeço por todo o empenho dedicado e pela constante busca em melhorar o curso.

Ao grupo de Extensão em Comunicação Hospitalar. A troca de ideias, o apoio mútuo e a dedicação de todos tornaram este percurso mais enriquecedor e inspirador. Agradeço pelas amizades que pude fazer no grupo e por todo o aprendizado compartilhado ao longo dessa jornada.

Por fim, agradeço a todos que, mesmo de forma silenciosa, fizeram parte dessa caminhada e que, com suas atitudes e gestos, me motivaram a continuar e a concluir este trabalho.

*"Jamais considere seus estudos como uma obrigação,  
mas como uma oportunidade invejável  
para aprender a conhecer a influência  
libertadora da beleza do reino do espírito,  
para seu próprio prazer pessoal  
e para proveito da comunidade  
à qual seu futuro trabalho pertencer."*

**Albert Einstein**

## RESUMO

A grade de cálculo é um parâmetro variável que influencia a precisão e a distribuição de dose calculada, tanto para estruturas-alvo (PTVs) quanto órgãos em risco (OARs), em sistemas de planejamento de tratamento (TPS) de radioterapia. Este estudo investigou como a resolução da grade de cálculo afeta a distribuição de dose em diferentes cenários de planejamento radioterápico, utilizando objetos simuladores virtuais e um real, com diferentes dimensões e densidades, por meio de técnicas como a Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT) e a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Dado que a resolução de grade de 0,25 cm é padronizada no serviço de radioterapia em que este trabalho foi realizado, a mesma foi utilizada como uma referência relativa para as análises dos resultados. Um intervalo de 0,10 cm a 0,50 cm, com incrementos de 0,05 cm, foi aplicado a planos para a verificação dos efeitos da resolução de grade. Foram analisados parâmetros como doses mínima, média e máxima em PTVs e em OARs, além das unidades monitoras (UM). Os resultados demonstraram que a distribuição de dose, em diferentes volumes, densidades e posicionamentos de estruturas, é influenciada pela resolução da grade de cálculo. Além disso, a grade de cálculo possui um impacto significativo no cálculo da dose para OARs adjacentes ao PTV, indicando que resoluções altas fornecem resultados de doses mais baixos quando comparados a resoluções baixas. Para o OAR, no cenário de teleterapia de próstata, a dose média foi superestimada por até 26,75% quando calculada com uma grade de 0,50 cm de resolução. Já para o PTV, a subestimação do valor de dose mínima chegou a 12,03%, obtida para a dose mínima. Com relação a uma estrutura inserida em uma região de alto gradiente de dose, foi observada uma subestimação de até 7,72%, com uma grade de 0,50 cm, para as doses mínimas registradas. A técnica de IMRT mostrou maior variação nas UM, com superestimação em até 6,25% da dose para uma grade de 0,45 cm, e na cobertura do PTV em comparação à técnica 3D-CRT. Na IMRT, a cobertura do PTV foi diretamente impactada, com grades de maior resolução proporcionando uma cobertura maior à estrutura e grades de pior resolução proporcionando baixa cobertura do PTV na periferia da estrutura. As análises do DVH e das curvas de isodose demonstraram que a resolução de grade é um parâmetro essencial para garantir a qualidade do plano e que, portanto, não deve ser negligenciado durante os planejamentos dos tratamentos de radioterapia.

**Palavras-chave:** Radioterapia, TPS, Resolução da Grade de Cálculo, DVH.

## ABSTRACT

The calculation grid is a variable parameter that influences the accuracy and dose distribution calculated for both target structures (PTVs) and organs at risk (OARs) in radiotherapy treatment planning systems (TPS). This study investigated how the resolution of the calculation grid affects dose distribution in different radiotherapy planning scenarios, using virtual and real phantoms with varying dimensions and densities, through techniques such as Three-Dimensional Conformal Radiotherapy (3D-CRT) and Intensity-Modulated Radiotherapy (IMRT). Given that a grid resolution of 0.25 cm is standardized in the radiotherapy service where this work was conducted, it was used as a relative reference for the analysis of the results. A range from 0,10 cm to 0,50 cm, with increments of 0,05 cm, was applied to plans to evaluate the effects of grid resolution. Parameters such as minimum, mean, and maximum doses in PTVs and OARs, as well as monitor units (MU), were analyzed. The results demonstrated that dose distribution across different volumes, densities, and structure positions is influenced by the calculation grid resolution. Furthermore, the calculation grid significantly impacts the dose calculation for OARs adjacent to the PTV, indicating that higher resolutions yield lower dose results compared to lower resolutions. For the OAR in the prostate teletherapy scenario, the mean dose was overestimated by up to 26,75% when calculated with a 0,50 cm resolution grid. For the PTV, the underestimation of the minimum dose reached 12,03%. Regarding a structure located in a high-dose gradient region, a 7,72% underestimation of the minimum dose was observed with a 0,50 cm grid. The IMRT technique showed greater variation in MU, with an overestimation of up to 6,25% for a 0,45 cm grid resolution, and in PTV coverage compared to the 3D-CRT technique. In IMRT, PTV coverage was directly affected, with higher resolution grids providing greater coverage for the structure, while lower resolution grids resulted in poor PTV coverage at the structure's periphery. The analyses of the DVH and isodose curves demonstrated that grid resolution is an essential parameter for ensuring plan quality and, therefore, should not be overlooked during radiotherapy treatment planning.

**Keywords:** Radiotherapy, TPS, Calculation Grid Resolution, DVH.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Ilustração dos componentes da parte interna de um LINAC. . . . .	6
Figura 2	– Divisão de um feixe largo, componentes da unidade de tratamento. . . . .	12
Figura 3	– Esquema de um DVH cumulativo. . . . .	14
Figura 4	– Objeto simulador possuindo três heterogeneidades de 2 cm de diâmetro cada, onde (a) apresenta um corte coronal e (b) o objeto em perspectiva. . . . .	16
Figura 5	– Distribuição de dose obtida através do campo direto aplicado ao objeto simulador com estruturas de 2,0 cm de diâmetro. . . . .	17
Figura 6	– Objeto simulador possuindo três heterogeneidades de 0,5 cm de diâmetro cada. Onde: a) Corte coronal e b) Visão tridimensional. . . . .	17
Figura 7	– Distribuição de dose obtida através do campo direto aplicado ao objeto simulador com volumes de 0,5 cm de diâmetro. . . . .	18
Figura 8	– Objeto simulador possuindo estruturas representando a próstata e o reto. . . . .	18
Figura 9	– TC do objeto simulador apresentando as estruturas delineadas. . . . .	19
Figura 10	– Angulações de <i>Gantry</i> dispostas em torno do objeto simulador. . . . .	20
Figura 11	– Planejamento de teleterapia aplicado ao objeto simulador. . . . .	22
Figura 12	– Estrutura de pequeno volume inserida em região de alto gradiente de dose. . . . .	23
Figura 13	– Planejamento de teleterapia aplicado ao objeto simulador, incluindo a estrutura inserida. . . . .	23
Figura 14	– DVH resultante para as estruturas com 2 cm de diâmetro, onde a) -500 HU, b) 0 HU e c) 500 HU. . . . .	27
Figura 15	– DVH resultante para as estruturas com 0,5 cm de diâmetro, onde a) -500 HU, b) 0 HU e c) 500 HU. . . . .	28
Figura 16	– DVH resultante da grade de 0,25 cm. . . . .	29
Figura 17	– DVH comparativo no PTV para a variação da grade de cálculo. . . . .	31
Figura 18	– DVH comparativo da pequena estrutura para a variação da grade de cálculo. . . . .	33
Figura 19	– Doses no OAR obtidas em função da resolução da grade de cálculo. . . . .	35
Figura 20	– DVH comparativo do PTV, OAR e estrutura inserida para a variação da grade de cálculo. . . . .	35
Figura 21	– Distribuição de doses para as diferentes resoluções da grade de cálculo. . . . .	36
Figura 22	– DVH comparativo do PTV para a variação da grade de cálculo. . . . .	39
Figura 23	– DVH comparativo da pequena estrutura para a variação da grade de cálculo. . . . .	40
Figura 24	– DVH comparativo do OAR para a variação da grade de cálculo. . . . .	42
Figura 25	– DVH comparativo do PTV, OAR e estrutura inserida para a variação da grade de cálculo. . . . .	42
Figura 26	– Distribuição de doses para as diferentes grade de cálculo, após a fixação das UM. . . . .	43

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Angulação do <i>Gantry</i> para cada campo. . . . .	20
Tabela 2 – Valores de SSD de cada campo. . . . .	21
Tabela 3 – Doses obtidas para estruturas de 2 cm de diâmetro, com diferentes densidades, em função da resolução da grade de cálculo. . . . .	24
Tabela 4 – Doses obtidas para estruturas de 0,5 cm de diâmetro, com diferentes densidades, em função da resolução da grade de cálculo. . . . .	25
Tabela 5 – UM obtidas para cada campo no plano de resolução 0,25 cm. . . . .	30
Tabela 6 – Doses no PTV obtidas em função da resolução da grade de cálculo. . .	31
Tabela 7 – Doses na estrutura obtidas em função da resolução da grade de cálculo. . .	33
Tabela 8 – Doses no OAR obtidas em função da resolução da grade de cálculo. . .	34
Tabela 9 – UM resultantes para as diferentes resoluções da grade de cálculo. . . .	37
Tabela 10 – Doses no PTV obtidas em função da resolução da grade de cálculo após a fixação das UM. . . . .	38
Tabela 11 – Doses na estrutura obtidas em função da resolução da grade de cálculo após a fixação das UM. . . . .	40
Tabela 12 – Doses no OAR obtidas em função da resolução da grade de cálculo após a fixação das UM. . . . .	41

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D-CRT	<i>Radioterapia Conformacional Tridimensional</i>
AAA	<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>
BEV	<i>Beam's eye view</i>
cGy	<i>centigray</i>
Co-60	<i>Cobalto-60</i>
CUCC	<i>Centro Universitário de controle do Câncer</i>
DCAT	<i>Dynamic Conformal Arc Therapy</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DVH	<i>Dose-Volume Histogram</i>
FOV	<i>Field Of View</i>
HU	<i>Hounsfield units</i>
HUPE	<i>Hospital Universitário Pedro Ernesto</i>
ITP	<i>Inverse Treatment Planning</i>
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>
INCA	<i>Instituto Nacional de Câncer</i>
kV	<i>Quilovolt</i>
LINAC	<i>Linear Accelerator</i>
MLC	<i>Multileaf collimator</i>
mAs	<i>Miliampere-segundos</i>
MV	<i>Megavolt</i>
NTCP	<i>Normal tissue complication probability</i>
OAR	<i>Organ At Risk</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PTV	<i>Planning Target Volume</i>

RM	<i>Ressonância Magnética</i>
SBRT	<i>Stereotactic Body Radiation Therapy</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SRS	<i>Stereotactic radiosurgery</i>
SSD	<i>Source-skin distance</i>
TC	<i>Tomografia Computadorizada</i>
TCP	<i>Tumor Control Probability</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
UM	<i>Unidades Monitoras</i>
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>4</b>
2.1	DOSE ABSORVIDA	4
2.2	RADIOTERAPIA	4
2.3	ACELERADORES LINEARES CLÍNICOS	5
2.4	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	6
2.5	TÉCNICAS DE TRATAMENTO	7
2.5.1	Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT)	8
2.5.2	Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)	9
2.6	SISTEMAS DE PLANEJAMENTO (TPS)	10
2.6.1	Algoritmos de cálculo	10
2.6.2	Algoritmo AAA (Anisotropic Analytical Algorithm)	11
2.6.3	Grade de cálculo	11
2.6.4	Histograma de dose-volume (DVH)	13
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>15</b>
3.1	ESTRUTURAS DE 2 CM DE DIÂMETRO	15
3.2	ESTRUTURAS DE 0,5 CM DE DIÂMETRO	16
3.3	CENÁRIO DE TELETERAPIA DE PRÓSTATA	18
3.3.1	Obtenção de imagens de tomografia computadorizada	19
3.3.2	Planejamento com a técnica IMRT	19
3.3.3	Fixando as unidades monitoras	22
3.4	AVALIAÇÃO EM REGIÃO DE ALTO GRADIENTE DE DOSE	22
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>24</b>
4.1	INFLUÊNCIA DO VOLUME E DENSIDADE	24
4.1.1	Estruturas com 2,0 cm de diâmetro	24
4.1.2	Estruturas com 0,5 cm de diâmetro	25
4.1.3	Comparação	26
4.2	CENÁRIO DE TELETERAPIA DE PRÓSTATA E AVALIAÇÃO EM REGIÃO DE ALTO GRADIENTE DE DOSE	28
4.2.1	Alteração da resolução da grade de cálculo	28
4.2.1.1	Variação da dose	29
4.2.1.2	Distribuição das doses	35
4.2.1.3	Variação das unidades monitoras	36

4.2.2	Fixação das UM . . . . .	37
4.2.2.1	Distribuição das doses . . . . .	43
5	CONCLUSÃO . . . . .	44
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS . . . . .	46
	REFERÊNCIAS . . . . .	47

## 1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma técnica de tratamento para pacientes oncológicos que tem sido utilizada há mais de um século. Este método emprega radiações ionizantes para danificar células tumorais, interrompendo seu crescimento e divisão, o que permite o tratamento eficaz de diferentes tipos de câncer [1, 2].

A partir do desenvolvimento dos sistemas de planejamento computadorizados, nas décadas de 1970 e 1980 [3], e da evolução dos aceleradores lineares médicos (LINACs, abreviação em inglês para *Linear Accelerator*), técnicas como a Radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT) e a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT, do inglês *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) puderam ser implementadas. A 3D-CRT utiliza uma reconstrução volumétrica do paciente para realizar uma simulação virtual do tratamento. Deseja-se que a dose seja entregue ao volume alvo de tratamento (PTV, do inglês *Planning Target Volume*) de forma conformada, garantindo minimização de dose nos tecidos sadios. A IMRT é uma técnica realizada através do chamado “planejamento inverso” e com ela é possível administrar uma fluência não uniforme ao PTV através da movimentação dos colimadores multilâminas (MLCs) presentes nos LINACs [4].

O uso de algoritmos de cálculo de dose, implementados em sistemas de planejamento comerciais, é indispensável na radioterapia moderna. Diversos parâmetros associados ao sistema de planejamento influenciam a capacidade de efetuar cálculos da distribuição de dose na imagem com precisão, sendo um deles a resolução da grade de cálculo [5].

A grade de cálculo é um parâmetro que está relacionado com a quantidade de *voxels* utilizados para o cálculo de dose, afetando a precisão com que a dose é apresentada nos histogramas dose-volume (DVH, do inglês *dose-volume histogram*) do alvo e dos órgãos em risco (OAR, do inglês *organs at risk*) [6]. O tamanho da grade de cálculo é variável e pode ser escolhido de acordo com a necessidade de cada tratamento individual. Geralmente, os sistemas de planejamento fornecem uma faixa de 1 a 10 mm de tamanho de grade. A grade de 2,5 mm é frequentemente padronizada em serviços de radioterapia, por apresentar um bom compromisso entre tempo de cálculo e exatidão [7].

Rosewall, T. et al. [5] indicaram a alta dependência das dimensões do OAR e do gradiente de dose em relação à grade de cálculo utilizada. Além disso, ressaltaram a importância da grade de cálculo na precisão do DVH para órgãos posicionados em região de penumbra, ou seja, em regiões de alto gradiente de dose. Os autores avaliaram o efeito da resolução da grade de dose nos cálculos do DVH da parede da bexiga para planos de IMRT da próstata de 15 pacientes através do TPS Pinnacle, versão 9.0, da Elekta. Os incrementos da grade de dose testados foram de 1, 1,5, 2, 2,5, 3, 4, 5, 7 e 10 mm e a grade de 1 mm foi usada como referência do estudo em comparação com as outras resoluções de grade.

Em um estudo de caso clínico de SRS (*stereotactic radiosurgery*) calculado pelo algoritmo AAA e tratado com a técnica VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*), KIM, J.; CHU, A.; XU, Z. [8] observaram uma dose mínima (ponto frio) menor e uma dose máxima (ponto quente) maior em um plano com alta resolução (0,10 cm) em comparação a uma resolução de 0,25 cm. Os autores relataram que a dose média do PTV pode variar consideravelmente e a distribuição de dose em planos de radioterapia pode ser afetada significativamente pela escolha da resolução da grade de cálculo.

PARK, J.-Y. et al. [9], com o objetivo de determinar o conjunto ótimo de valores do tamanho da grade de cálculo e incremento angular, avaliaram distribuições de dose calculadas pelo algoritmo AAA para planos de SBRT (*Stereotactic Body Radiation Therapy*) pulmonares usando DCAT (*Dynamic Conformal Arc Therapy*) no TPS Eclipse. Nesse estudo, a otimização utilizada forçava o sistema a cobrir, pelo menos, 95% do volume alvo com 100% da dose prescrita. Após um teste com PTV de 2 cm e grades de 2, 3 e 4 mm, as linhas do DVH do PTV se deslocaram para a direita, ou seja, para a faixa de dose mais alta, à medida que a resolução de grade diminuía.

SRIVASTAVA, S. P. et al. [7] investigaram os efeitos do tamanho da grade na dosimetria e precisão do cálculo de dose no planejamento de tratamento para câncer de cabeça e pescoço. Planos de 10 pacientes, calculados pelo algoritmo AAA no TPS Eclipse e tratados com IMRT, foram avaliados com o intervalo de grade variando de 1 a 5 mm para cada paciente. Em seu estudo, esses autores relataram que as variações nas UM não foram significativas ao ajustar a grade de cálculo de 1 mm para 5 mm, mesmo mantendo os parâmetros dosimétricos na mudança de resolução. Além disso, os autores relataram que a maior diferença observada em seu estudo está na cobertura da dose do PTV e no OAR. O “ombro” obtido no DVH do PTV para a grade de 5 mm indicou a existência de uma região subdosada em comparação ao plano de grade de 1 mm, onde 95% do PTV recebeu 100% da dose prescrita para a grade de 1 mm, enquanto 95% do PTV recebeu apenas 96,5% da dose prescrita para a grade de 5 mm.

KAREN, C. S. et al. [10] avaliaram as diferenças dosimétricas e a precisão do cálculo usando a técnica VMAT em SRS da coluna vertebral. Foram incluídos 50 pacientes no estudo. Os planos foram otimizados no TPS Eclipse e a distribuição final de dose foi calculada usando o algoritmo de cálculo AAA. A otimização aplicada aos planos garantia que a dose prescrita cobrisse, pelo menos, 95% do volume-alvo. Cada plano foi recalculado com MU fixas para um tamanho de grade de 1, 1,5 e 2,5 mm, a fim de avaliar os efeitos do tamanho da grade. Para grades de 0,15 cm e 0,25 cm, a dose recebida, no volume correspondente a 10% da medula, aumentou em 7,8% e 13%, em comparação com o tamanho de grade de 0,10 cm, respectivamente. Portanto, os autores relataram que a resolução da grade pode afetar a dose exibida e os valores de dose usados para avaliar as estruturas do plano. Isso é especialmente observado em áreas de altos gradientes de dose e estruturas pequenas como o OAR.

Muito se discute na literatura a resolução de cálculo ideal, e ainda não se chegou a um consenso. São sugeridos diferentes valores, influenciados por fatores como o tipo de tratamento ao qual o paciente será submetido, o gradiente de dose esperado e a dimensão do órgão a ser tratado.

Portanto, este trabalho tem como objetivo geral avaliar como a resolução da grade de cálculo afeta a distribuição de dose-volume calculada pelo sistema de planejamento de radioterapia. Especificamente, busca investigar a influência da grade no cálculo da dose para diferentes densidades, tamanhos de PTV em campos diretos e em um cenário de simulação de IMRT para tratamento de próstata.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida,  $D$ , pode ser definida como a quantidade de energia que a radiação ionizante transfere para a matéria em um determinado ponto,  $P$ , por unidade de massa. Ela é relevante para todos os tipos de radiação, direta ou indiretamente ionizante, e é representada pela seguinte equação:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.1)$$

onde  $d\varepsilon$  é o valor da energia transmitida para um volume infinitesimal  $dv$  e  $dm$  é a massa em  $dv$ . A dose absorvida representa a energia que permanece no material para produzir quaisquer efeitos atribuíveis à radiação, que podem ser proporcionais ou depender de maneira mais complexa da dose. A unidade de dose absorvida é o gray (Gy), onde  $1\text{Gy} = 1\text{J/Kg}$  [11].

### 2.2 RADIOTERAPIA

A radioterapia é um dos três principais métodos utilizados no tratamento de neoplasias malignas, sendo os outros dois a cirurgia e a quimioterapia [12], podendo ser utilizada de forma exclusiva ou combinada a outros métodos, tanto para casos curativos quanto para paliativos. Na radioterapia, doses calculadas e planejadas de radiação ionizante são entregues a uma região limitada do corpo do paciente. Esse método consiste em destruir células neoplásicas ou limitar e inibir o crescimento desregulado das mesmas, garantindo que os tecidos sadios adjacentes sejam preservados. Leva-se em consideração o tipo, a localização e o tamanho do volume alvo [13].

Duas categorias de radioterapia são utilizadas nos tratamentos de pacientes: a braquiterapia e a teleterapia.

Diferentemente da teleterapia, a braquiterapia utiliza pequenas fontes de radionuclídeos encapsuladas como tecnologia de administração de dose. Durante o tratamento, essas fontes são posicionadas dentro ou muito próximas ao PTV [12].

No tratamento de teleterapia são utilizadas fontes de radiação a muitos centímetros de distância do paciente, tipicamente 100 cm. Durante a irradiação, feixes úteis são enquadrados ao PTV, eles são descritos como a parte do feixe que é essencialmente utilizada nos tratamentos radioterápicos. Os feixes úteis são obtidos através da limitação dos feixes pelos colimadores primários presentes nos LINACs [14].

### 2.3 ACELERADORES LINEARES CLÍNICOS

Os primeiros equipamentos utilizados para o tratamento de tumores profundos surgiram da necessidade de empregar doses mais baixas à superfície do corpo dos pacientes. Portanto, foi difundido o uso de equipamentos de teleterapia baseados em elementos radioativos emissores de fótons mais penetrantes [15].

Surgindo no início dos anos 1950, o equipamento de telecobaltoterapia foi amplamente utilizado nos serviços de radioterapia. A fonte radioativa associada ao equipamento é o Cobalto 60 (Co-60). O Co-60 emite fótons com energia média de 1,25 MeV (além de partículas beta com energia máxima de 0,32 MeV), que apresentam o ponto de dose máxima ( $D_{máx}$ ) a 0,5 cm de profundidade [4, 12].

No entanto, também na década de 1950, a modificação de aceleradores lineares para uso médico trouxe um significativo progresso nas técnicas de tratamento em radioterapia. As unidades de cobalto foram, então, ofuscadas pelos LINACs, que apresentam feixes mais penetrantes, como, por exemplo,  $D_{máx}$  a 1,5 cm de profundidade para feixes de 6 MV. Os LINACs passaram por cinco gerações, cada vez mais sofisticadas, e se tornaram a fonte de radiação mais amplamente utilizada na radioterapia moderna [12, 15].

Os LINACs são equipamentos constituídos por diversos componentes que permitem entregar as doses planejadas ao volume de tratamento. Por meio de feixes de elétrons ou feixes de fótons, esses equipamentos proporcionam a realização de tratamentos com uma ampla gama de energias [12].

Nesses equipamentos, ondas eletromagnéticas de alta frequência são utilizadas para acelerar elétrons a grandes velocidades (4 MeV a 25 MeV) em um tubo com vácuo. Para tratar tumores superficiais, os elétrons acelerados são direcionados a uma folha espalhadora, produzindo o feixe de elétrons que atingem o PTV. No tratamento de tumores profundos, os elétrons acelerados colidem com um alvo metálico de alto número atômico, como o tungstênio. Essa colisão resulta na geração de feixes de fótons de alta energia, que podem assumir valores de 4 MV a 25 MV [4, 15].

O *gantry*, uma parte essencial do LINAC, é responsável por direcionar o feixe de radiação ao paciente. Ele é projetado para girar em torno de um eixo horizontal, permitindo que o feixe seja entregue de diversos ângulos. O ponto de interseção entre o eixo do colimador e o eixo de rotação do *gantry* é conhecido como isocentro. O *gantry* moderno é capaz de girar 360 graus em torno do paciente, otimizando a distribuição da dose ao redor da área-alvo [4].

O cabeçote do LINAC é composto por uma série de componentes que influenciam a produção, modelagem, localização e monitoramento dos feixes clínicos. Os componentes principais encontrados no cabeçote típico de um LINAC moderno incluem:

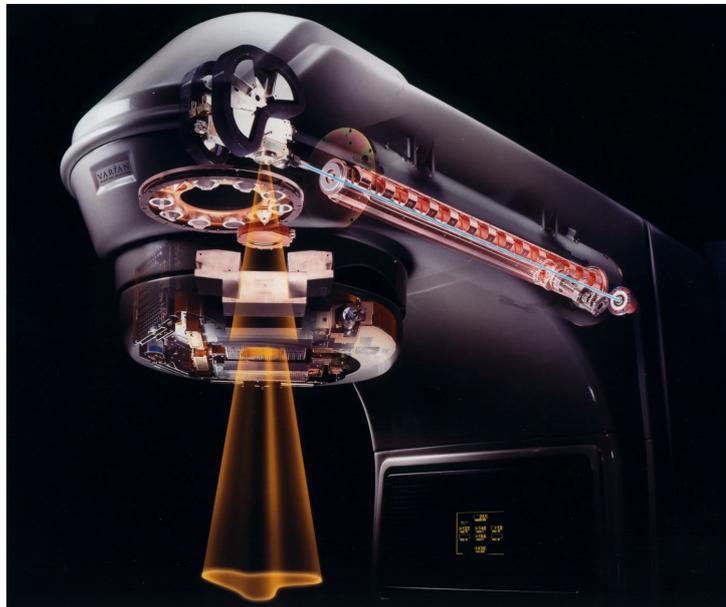
- Vários alvos de raios X retráteis;

- Filtros achatadores e folhas de dispersão de elétrons (também chamados de filtros de dispersão);
- Colimadores primários e secundários ajustáveis;
- Duplas câmaras de ionização de transmissão;
- Luz de definição de campo e localizador de alcance;
- Cunhas retráteis opcionais ou cunhas dinâmicas completas;
- MLC.

As câmaras de ionização são utilizadas no monitoramento da dose entregue ao paciente pelo feixe de fótons ou elétrons. Com o objetivo de assegurar a entrega de dose correta, geralmente o sistema de dosimetria do LINAC é composto por duas câmaras independentes. No caso de falha da câmara primária, a irradiação será interrompida pela câmara secundária [16]. As câmaras fornecem leituras de unidades monitoras (UM) que, em um sistema de monitoramento de dose, é uma unidade arbitrária utilizada para exibir uma quantidade que pode ser convertida na dose absorvida correspondente [17].

Um esquema da configuração de um LINAC pode ser verificado na Figura 1.

Figura 1 – Ilustração dos componentes da parte interna de um LINAC.



Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEM [18].

## 2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O desenvolvimento dos primeiros equipamentos de tomografia computadorizada (TC), a partir dos anos 1960, foi baseado na possibilidade de reproduzir um objeto tridimensional-

mente a partir de um conjunto de projeções. Uma contribuição matemática fundamental para resolver o problema da reconstrução dessas imagens foi realizada por Allan Cormack, físico e matemático. Cormack estudava a distribuição dos coeficientes de atenuação do corpo, buscando formas de melhorar a precisão do direcionamento da radioterapia ao tumor (alvo). Seu trabalho permitiu avanços significativos na qualidade das imagens médicas, proporcionando uma base teórica para a criação dos primeiros equipamentos de TC. Esses equipamentos, por sua vez, transformaram o campo do diagnóstico por imagem e da radioterapia, possibilitando tratamentos mais eficazes e personalizados [19].

Para obter imagens de TC, são realizadas múltiplas projeções de diferentes ângulos do corpo, permitindo que a imagem seja interpretada de forma anatômica. As imagens digitalizadas são representadas como matrizes bidimensionais, onde cada elemento da matriz, chamado de pixel, é atribuído a um valor numérico conhecido como número de TC [20]. Esse número, expresso em Unidades Hounsfield (HU), está diretamente relacionado ao coeficiente linear médio de atenuação do volume que o pixel representa, chamado de *voxel*. As densidades radiológicas nas imagens são mapeadas na escala de Hounsfield, onde, por definição, a água corresponde a 0 HU. O ar, que possui um coeficiente de atenuação muito baixo, é definido com um valor de -1000 HU. Tecidos moles, como gordura, músculo e outros tecidos corporais, têm valores que variam de -100 HU a 60 HU. Já os ossos corticais, que são mais atenuantes, apresentam valores que variam de 250 HU a mais de 1000 HU [21, 22].

A resolução de uma imagem de TC é influenciada pela capacidade do sistema em diferenciar detalhes anatômicos e diferenças na densidade de tecidos próximos. A resolução é dividida em dois tipos: a resolução espacial, que mede a nitidez dos detalhes estruturais, e a resolução de baixo contraste, que avalia a capacidade de diferenciar pequenas variações de atenuação entre os tecidos. Fatores como a espessura do corte, o tamanho do *voxel*, o campo de visão (FOV, do inglês *Field Of View*) e o algoritmo de reconstrução utilizado afetam a resolução espacial. Por outro lado, a resolução de baixo contraste depende da escolha da janela de contraste e da redução da radiação espalhada [22]. O ajuste correto desses parâmetros é importante para a obtenção de imagens de alta qualidade, garantindo visualização clara e facilitando o delineamento preciso de estruturas anatômicas nos softwares de radioterapia.

## 2.5 TÉCNICAS DE TRATAMENTO

As imagens de TC, diferentemente do que ocorre nos planejamentos mais modernos, não eram empregadas como uma etapa dos planejamentos de radioterapia. Os planejamentos dos tratamentos eram realizados manualmente utilizando imagens radiográficas de seções transversais do local de tratamento. Imagens radiográficas foram utilizadas em técnicas de tratamento bidimensionais (2D) por um curto período, quando começaram

a ser implementadas as técnicas de tratamentos tridimensionais (3D). O progresso na radioterapia, combinado com inovações tecnológicas e na informática, levou à criação de técnicas de tratamento como a IMRT, que permite maior conformação da dose aos volumes alvos [1].

### 2.5.1 Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT)

A 3D-CRT é baseada no uso de informações anatômicas 3D e de campos de tratamento que se conformam o mais próximo possível ao PTV. Essa técnica proporciona um melhor controle tumoral quando comparada à técnica 2D, permitindo a administração de uma dose maior ao tumor e garantindo um nível aceitável de complicações nos tecidos normais. Portanto, a distribuição de dose conformacional visa maximizar a probabilidade de controle do tumor (TCP) e minimizar a probabilidade de complicações no tecido normal (NTCP). Assim, a técnica 3D-CRT abrange tanto razões físicas quanto biológicas para alcançar os resultados clínicos desejados para o paciente [4, 12].

Os alvos de tratamento em radioterapia podem ser localizados utilizando imagens anatômicas e funcionais, como TC, ressonância magnética (RM), tomografia por emissão de fóton único (SPECT), tomografia por emissão de pósitrons (PET) e ultrassonografia [12]. A definição do PTV deve considerar fatores como o movimento do paciente, o volume do tumor, a proximidade de órgãos críticos e a utilização de marcas fiduciais externas durante as fases de imagem, simulação e tratamento, pois esses fatores podem introduzir erros sistemáticos e aleatórios. O PTV final deve basear-se nos dados de imagem fornecidos e em outros estudos diagnósticos, além da experiência clínica obtida no manejo da doença [4].

A simulação do tratamento começa comumente com a aquisição de uma imagem de TC da área a ser tratada. Cortes finos são utilizados para garantir precisão, sendo tipicamente 0,5–1 cm para o tórax, 0,5 cm para a pelve e 0,3 cm para a cabeça e pescoço. Durante a simulação virtual, o paciente é colocado na mesa do simulador na mesma posição que será usada durante as sessões do tratamento. Marcadores fiduciais radio-opacos são colocados para definir um isocentro de referência como a origem de um sistema de coordenadas. A posição real do isocentro de tratamento pode ser determinada através de deslocamentos da mesa. Nas imagens adquiridas pela simulação, as estruturas-alvo e órgãos críticos são delineados de acordo com as particularidades anatômicas de cada paciente. Essa característica é uma grande vantagem quando a técnica 3D-CRT é aplicada em um tratamento, pois permite que as informações anatômicas individuais dos pacientes sejam utilizadas na determinação dos parâmetros dos campos [12].

O planejamento da 3D-CRT é realizado com técnicas de planejamento direto, que projetam feixes de intensidade uniforme moldados à geometria do PTV. As técnicas de administração de dose podem variar do uso de feixes coplanares regulares e uniformes ao uso de feixes não coplanares modulados em intensidade produzidos com os MLCs [12]. Os MLCs são um componente essencial dos LINACs modernos, correspondendo a, tipicamente,

60 a 80 pares de lâminas. As lâminas são compostas por tungstênio, possuindo largura de 1 cm ou menos e espessura ao longo da direção do feixe variando de 6 cm a 7,5 cm, dependendo do tipo de acelerador [4]. Cada lâmina é motorizada individualmente e controlada por computador, permitindo posicionamentos com precisão melhor que 1 mm e geração de campos de radiação irregulares, moldados para conformar-se à seção transversal do alvo na visão do feixe (BEV, do inglês *Beam's eye view*) [12].

O formato dos campos devem considerar características do feixe e do meio absorvedor como, por exemplo, perfil, penumbra, equilíbrio eletrônico lateral e densidade do meio. Portanto, margens suficientes devem ser dadas entre o contorno do PTV e o limite dos campos para garantir que a dose adequada seja entregue ao PTV em cada sessão de tratamento. Após a definição dos parâmetros de tratamento, o sistema de planejamento de tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*) realiza o cálculo da distribuição de dose em todas as estruturas delineadas. A otimização de um plano de tratamento deve ser avaliada não apenas em termos de distribuição de dose (por exemplo, DVH), mas também em termos de características de resposta à dose da doença e dos tecidos saudáveis irradiados [4, 12].

### 2.5.2 Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

O processo de modificação dos perfis de intensidade do feixe, a fim de atender objetivos clínicos de um plano, é chamado de modulação de intensidade. A IMRT consiste em uma técnica em que feixes de fluência não uniforme são direcionados ao volume alvo durante os tratamentos. Os feixes podem ser entregues através de campos estáticos, distribuídos em diferentes angulações, ou em arcos contínuos [4].

A IMRT é atualmente uma das formas mais avançadas de radioterapia. Portanto, permite aumentar a TCP enquanto diminui a NTCP. Além disso, diferentemente da 3D-CRT, alvos de anatomia côncava podem ser tratados de forma conformada e gradientes de dose acentuados fora dos limites do alvo podem ser obtidos [4, 12].

Assim como a 3D-CRT, a IMRT depende da obtenção de imagens volumétricas dos pacientes e do processo de simulação de tratamento para que as estruturas sejam delineadas e, posteriormente, as distribuições de dose sejam calculadas [12].

Técnicas de planejamento inverso de tratamento (ITP, do inglês *Inverse Treatment Planning*) são aplicadas para que mapas de feixes de intensidade modulada sejam determinados. Os critérios de tratamento escolhidos para a otimização do plano são especificados pelo planejador. Os arquivos de fluência gerados pelo ITP são enviados eletronicamente para o acelerador linear, que é operado por computador, equipado com software e hardware necessários para entregar precisamente os feixes de intensidade modulada conforme planejado. Portanto, a implementação clínica da IMRT requer dois sistemas [4, 12]:

- Um sistema de planejamento de tratamento capaz de calcular mapas de fluência não

uniformes para múltiplos feixes vindos de diferentes direções a fim de maximizar a dose no volume alvo e minimizá-la em tecidos saudáveis;

- Um sistema para entregar as fluências não uniformes conforme planejado.

Durante a otimização do plano, o TPS divide cada feixe em um grande número de subfeixes (*beamlets*) e determina a configuração de suas fluências ou pesos. Os pesos ou intensidades dos subfeixes são ajustados para satisfazer os critérios de dose predefinidos para o plano. Com relação à avaliação de um plano de tratamento de IMRT, são feitas as mesmas considerações aplicadas aos planos de 3D-CRT [4].

## 2.6 SISTEMAS DE PLANEJAMENTO (TPS)

Como visto, a elaboração de um plano de tratamento é uma etapa fundamental para um tratamento de radioterapia. O desenvolvimento dos TPS, que consistem em um pacote de *software*, sua plataforma de *hardware* e dispositivos periféricos associados, possibilitou que procedimentos específicos de tratamentos fossem desenvolvidos para pacientes individuais. Esses sistemas permitem trabalhar com parâmetros como o delineamento dos volumes de tratamento em imagens volumétricas; a especificação da energia; direção e modelagem do feixe; o cálculo e a combinação das distribuições de dose; o cálculo das UM, para atingir a dose prescrita com base nos dados de calibração, e a geração de relatórios de saída claros e precisos, incluindo a distribuição de isodose em formato gráfico [15, 17, 23].

### 2.6.1 Algoritmos de cálculo

Os TPS são baseados em algoritmos avançados de cálculo para determinar a distribuição volumétrica da dose no paciente [15]. A qualidade e a eficiência do TPS são influenciadas diretamente pelo tipo de algoritmo utilizado.

Um algoritmo pode ser entendido como uma sequência de instruções que processa dados de entrada, convertendo-os em resultados de saída úteis. No contexto do planejamento de radioterapia, o algoritmo de cálculo de dose é particularmente importante, pois estima a dose em diferentes pontos do paciente, de maneira que características específicas do feixe de radiação e do próprio paciente sejam levadas em consideração [24].

Os algoritmos de cálculo vêm evoluindo desde a década de 1950. Para técnicas como a 3D-CRT e IMRT, esse fato é particularmente importante, pois distribuições de doses são avaliadas em vários planos ou volumes, além de levar em consideração os recursos dinâmicos da colimação com MLC nos casos de IMRT. Portanto, é essencial que o algoritmo disponha de velocidade e precisão aceitáveis (dentro de  $\pm 3\%$  para tecidos homogêneos e  $\pm 5\%$  para tecidos heterogêneos, como o pulmão) e que esses parâmetros sejam bem equilibrados para garantir a eficácia dos tratamentos. Os algoritmos são divididos em três categorias, podendo ser baseados em correção, baseados em modelos ou por Monte Carlo [4].

### 2.6.2 Algoritmo AAA (Anisotropic Analytical Algorithm)

Um dos modelos de cálculo de distribuição de dose disponível no TPS *Eclipse*<sup>®</sup> (*Varian Medical System*) é o Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA, do inglês *Anisotropic Analytical Algorithm*). O AAA é um algoritmo rápido de convolução/superposição 3D baseado em Monte Carlo. Esse algoritmo permite calcular com precisão a dose de fótons corrigida para heterogeneidades complexas [25].

O AAA modela separadamente os componentes do feixe, incluindo fótons primários, fótons extra-focais espalhados, e elétrons de contaminação. Ele utiliza funções de densidade de deposição de energia e espalhamento de kernels de fótons, ambos definidos para cada feixe individual e ajustados aos dados medidos dos feixes clínicos. O AAA é configurado usando parâmetros físicos determinados por simulações de Monte Carlo, que são então ajustados para coincidir com os dados clínicos reais. Ele oferece suporte para diferentes acessórios de modificação de feixe e assegura que a distribuição de dose seja adequada para todos os tipos de tratamentos de feixe externo [25].

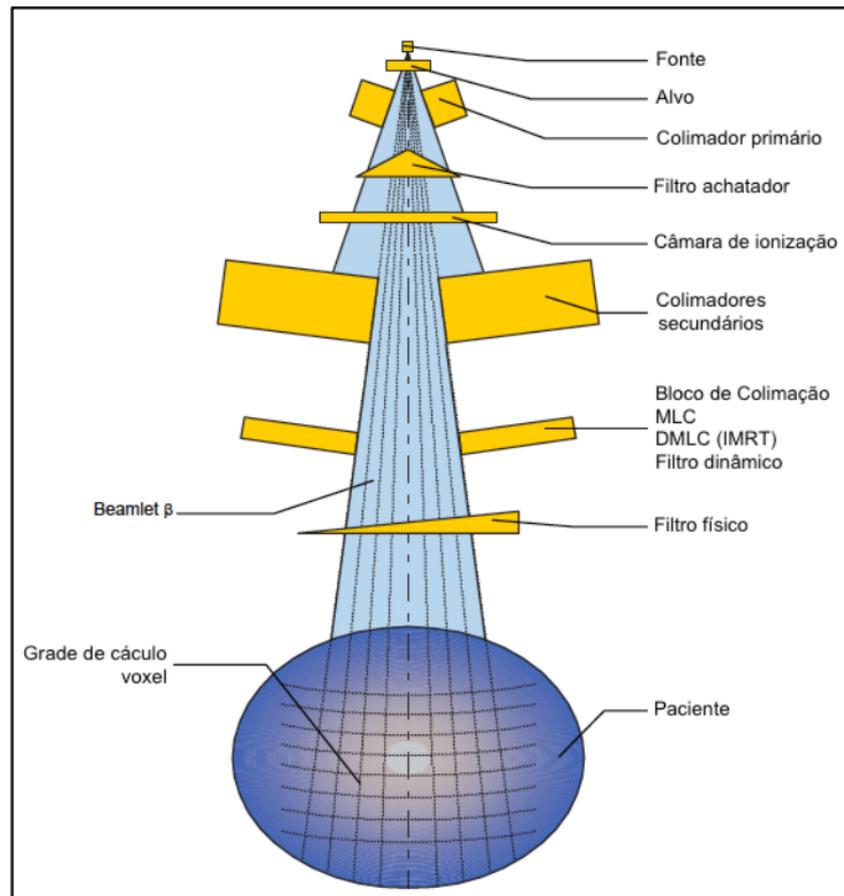
O feixe clínico é dividido em *beamlets*  $\beta$  de tamanhos finitos e em partes separadas com componentes de fótons e elétrons, onde cada um possui uma intensidade de *beamlet*  $\phi\beta$ . Para que a distribuição volumétrica de dose seja determinada, o volume do corpo do paciente é dividido em uma matriz tridimensional de *voxels* de cálculo, conforme a grade de cálculo escolhida, isso pode ser observado no esquema da Figura 2. A grade de *voxels* de cálculo é divergente, o que alinha o sistema de coordenadas com as linhas do feixe. Cada *voxel* é associado a uma densidade eletrônica média,  $\rho$ , que é determinada a partir das imagens de TC do paciente usando uma curva de calibração específica definida pelo usuário [25, 26].

### 2.6.3 Grade de cálculo

A grade de cálculo é um parâmetro frequentemente negligenciado no planejamento do tratamento. No entanto, é um dos fatores, junto à correção da heterogeneidade da densidade do tecido, ao algoritmo de cálculo de dose e aos dados da imagem, que influenciam a precisão do cálculo da dose no TPS. Essa influência é especialmente visível para OAR posicionados na região da penumbra [5, 7]. Quando uma grade de cálculo de menor resolução (aproximadamente 5 mm) é usada na região da penumbra, a dose calculada pode diferir em mais de 2% da dose real, implicando erros no DVH resultante. Como resultado, pode haver subestimação na região de alta dose e superestimação na região de baixa dose [5].

Existe um consenso sobre a utilização de correções de densidade tecidual e a precisão dos algoritmos comuns de cálculo de dose. No entanto, determinar a resolução de grade ideal para matrizes de cálculo 3D de dose é uma questão complexa que frequentemente exige compromissos. A seleção da resolução de grade mais adequada para o cálculo do

Figura 2 – Divisão de um feixe largo, componentes da unidade de tratamento.



Fonte: ANDERSON (2017) [26].

DVH depende de fatores como o gradiente de dose previsto, o tamanho do órgão em questão e o erro máximo aceitável [5].

A grade de cálculo de dose é diferente da grade que o algoritmo do TPS aplica na otimização do plano. Enquanto a grade de cálculo de dose divide os dados 3D do paciente em um grande número de *voxels* a fim de calcular a dose diretamente, a grade de otimização é empregada na otimização do planejamento inverso e sua configuração pode variar conforme o sistema. Além disso, o tamanho dos pixels da imagem de TC, que são dependentes do sistema de imagem e possuem tipicamente  $2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ , também são diferentes do tamanho da grade de cálculo e tem o seu valor alterado pelo usuário [7].

O tamanho dos *voxels* é crucial para obter um cálculo de dose preciso e uma estimativa correta do volume, impactando diretamente a forma do DVH. Quando uma resolução da grade é escolhida como, por exemplo, 3 mm, a dose é calculada em intervalos de 3 mm. Para observar o valor da dose em algum ponto dentro desse intervalo, o sistema interpola os valores de dose, o que oferece uma precisão menor no cálculo do que grades de maior resolução [5, 7]. Em regiões de alto gradiente de dose, a interpolação das doses baseadas em grades de menor resolução prevêm doses mais baixas do que as doses baseadas em

grades de maior resolução [9].

A obtenção de uma dose precisa em cada *voxel*, especialmente em órgãos pequenos, é fundamental em diversos tratamentos, principalmente em técnicas de IMRT, onde há altos gradientes de dose (até  $\pm 20\%/mm$ ). Isso é particularmente importante para os OAR que estão próximos ou parcialmente sobrepostos aos PTVs e atuam como limitadores de dose [7]. Para estruturas menores, pequenas variações na estimativa do volume representam uma grande fração do volume da estrutura, resultando em um efeito de média de volume [10]. Além disso, cálculos precisos em volumes altamente irregulares exigem resoluções de grade maiores (por exemplo, 1–2 mm) porque o *voxel* é cúbico, mas o contorno da superfície dos volumes geralmente são curvos [6].

Os TPS fornecem uma faixa de resolução da grade de cálculo que pode variar de 1 a 10 mm, dependendo do fabricante. O tamanho da grade utilizada em um tratamento é escolhido de forma a garantir que o tempo de computação e a precisão do cálculo da dose sejam equilibrados [7], a fim de maximizar a qualidade do plano enquanto se minimiza o tempo de planejamento. Uma vez que tamanhos de grade menores oferecem cálculos de dose mais precisos e conformais, especialmente em regiões de alto gradiente de dose, cálculos de dose usando tamanhos de grade mais finos exigem um tempo computacional mais longo, embora o avanço da tecnologia, especialmente a computação de alto desempenho, esteja tornando esse fator menos limitante [6, 9, 10].

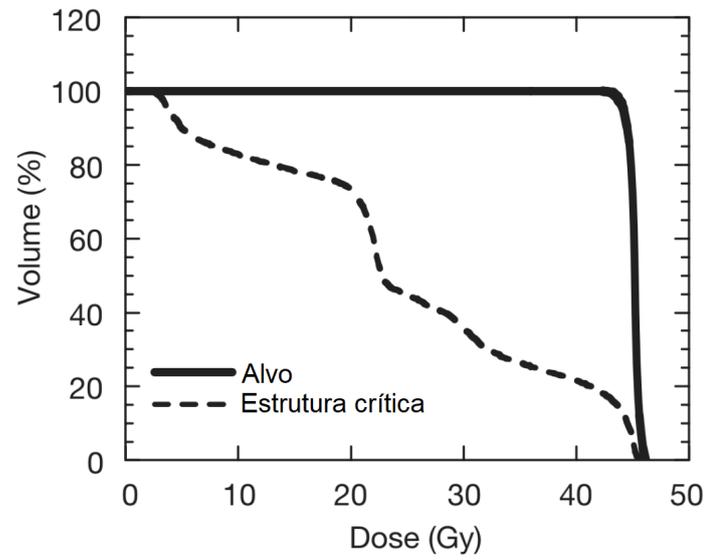
#### 2.6.4 Histograma de dose-volume (DVH)

O DVH é uma ferramenta que permite avaliar de forma quantitativa os planos de tratamento. Isso é feito através de uma representação gráfica da distribuição de frequência dos valores de dose dentro de um volume definido, tanto para os PTVs quanto para os OAR. Os DVH são geralmente apresentados na forma de “porcentagem do volume em relação ao volume total” e “dose” no eixo vertical e no eixo horizontal, respectivamente [4, 12].

A forma de DVH considerada mais útil e que é a mais comumente usada para avaliar um determinado plano ou comparar planos concorrentes é o DVH cumulativo. Essa forma apresenta o volume de uma estrutura que recebe uma certa dose, como função da dose. Ela resume toda a distribuição de dose em uma única curva para cada estrutura anatômica de interesse [4].

Como parte da avaliação dos planos, a exibição da distribuição de dose na forma de curvas ou superfícies de isodose complementa os DVH, mostrando regiões de dose uniforme, alta ou baixa, e sua localização anatômica e extensão [4]. O exemplo de um típico DVH cumulativo é apresentado na Figura 3.

Figura 3 – Esquema de um DVH cumulativo.



Fonte: Adaptado de PODGORSK (2005) [12].

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta pesquisa foi realizada no Centro Universitário de Controle do Câncer (CUCC), unidade do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). O TPS utilizado nos testes foi o *Eclipse*<sup>®</sup> na versão 16.1, da empresa *Varian Medical Systems*. O algoritmo de cálculo disponível foi o AAA na versão 15.6.06. Em todos os testes da pesquisa foram utilizados feixes com energia de 6 MV.

Em relação à resolução da grade de cálculo, o valor padronizado e utilizado no cálculo da dose para todos os planejamentos do serviço é de 0,25 cm. Portanto, as medidas obtidas para a resolução de 0,25 cm serão utilizadas como a medida de referência para os testes realizados. O TPS utilizado neste estudo permite que o físico médico defina valores de resolução da grade de cálculo dentro da faixa de 0,10 cm a 0,50 cm para seus planejamentos.

#### 3.1 ESTRUTURAS DE 2 CM DE DIÂMETRO

Para avaliar a influência da grade de cálculo em diferentes densidades foi produzido um objeto simulador virtual tridimensional simétrico e em formato cilíndrico através do TPS. **O objeto simulador possuía 15 cm de altura e 15 cm de diâmetro, além de uma densidade de 0 HU, que representa a água na escala de Hounsfield.** A resolução de corte do objeto simulador era de 0,1 cm. No interior do objeto simulador foram inseridas três estruturas com diferentes valores de HU, representando heterogeneidades, possuindo 2 centímetros de diâmetro e 5 centímetros de altura cada. Foram atribuídos a elas valores de -500, 0 e 500 HU. Esses valores de HU foram escolhidos com o objetivo de estudar uma faixa ampla de variação, sem correspondência imediata a algum material específico. As estruturas foram categorizadas no TPS como PTV.

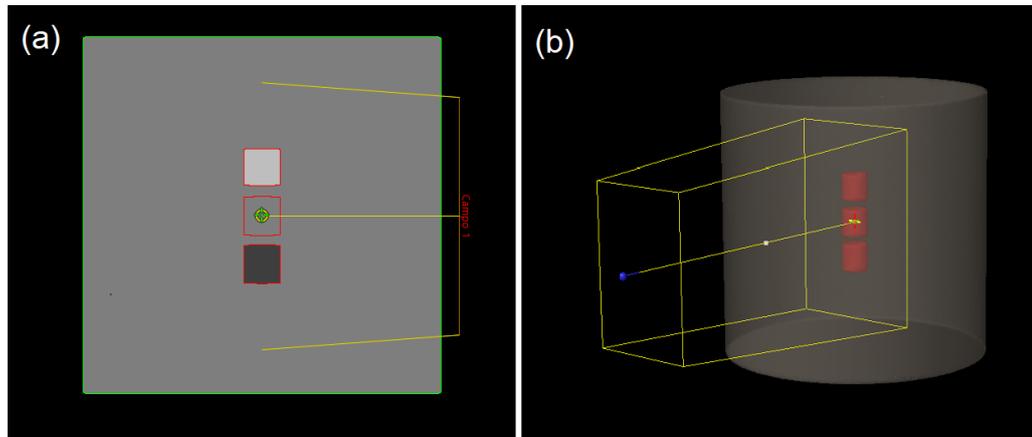
A Figura 4 apresenta o objeto simulador virtual produzido.

As diferentes densidades podem ser observadas pela escala de cinza disponível na imagem. O tom mais claro corresponde à densidade de 500 HU e o tom mais escuro à -500 HU.

Após a produção do objeto simulador, através do TPS foi aplicado um campo direto com as angulações de *gantry* e colimador selecionadas como 0°. O tamanho de campo escolhido, foi de 10 cm x 15 cm e o isocentro foi localizado no volume de densidade correspondente a 0 HU, que se encontrava aproximadamente no centro do objeto simulador, como mostra a Figura 4. A dose prescrita e a energia do feixe utilizado foram de 100 cGy em 1 fração e 6 MV, respectivamente.

Como mencionado anteriormente, **o valor da grade de cálculo para o serviço é padronizada com uma resolução de 0,25 cm no planejamento dos tratamentos.**

Figura 4 – Objeto simulador possuindo três heterogeneidades de 2 cm de diâmetro cada, onde (a) apresenta um corte coronal e (b) o objeto em perspectiva.



Fonte: A autora.

Com a aplicação do campo de radiação direto e sem a influência do MLC, o TPS forneceu o DVH, onde foi possível observar a distribuição de dose para os 3 volumes inseridos para a grade de cálculo de 0,25 cm.

Após a realização do cálculo de dose para a medida referencial da grade de cálculo, e mantendo as mesmas configurações empregadas ao plano de referência, os valores da grade de cálculo foram alterados para resoluções de 0,10 a 0,50 cm, com intervalos de 0,05 cm. Esse intervalo foi escolhido para permitir uma varredura minuciosa e sensível com a variação da grade, possibilitando uma análise detalhada da sensibilidade dos cálculos a pequenos incrementos na resolução. Além de garantir uma quantidade adequada de medidas, essa escolha também facilita a observação de variações significativas nos resultados entre as diferentes etapas de teste, proporcionando uma avaliação sobre como pequenas alterações na resolução da grade podem impactar os cálculos.

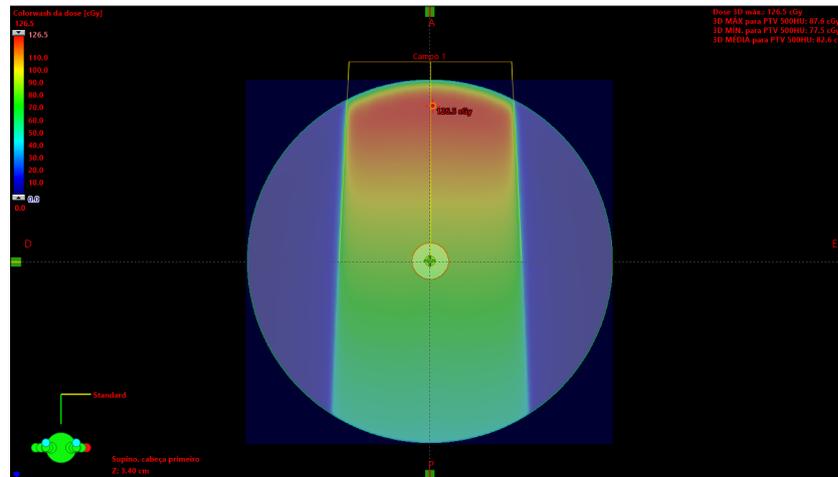
A Figura 5 ilustra a distribuição de dose calculada para o objeto simulador.

A escala de cores, que vai do azul ao vermelho, indica a intensidade da dose recebida pelo objeto, onde a cor azul representa a dose mínima e a cor vermelha corresponde à dose máxima. A dose alta próxima à superfície do objeto é explicada pela atenuação dos feixes de radiação ao penetrarem nos tecidos, que, após atingirem o ponto de dose máxima, ocorre uma diminuição gradual da dose à medida que a profundidade aumenta, conforme previsto pela distribuição de dose em profundidade.

### 3.2 ESTRUTURAS DE 0,5 CM DE DIÂMETRO

Para avaliar a influência da resolução da grade de cálculo na distribuição dose-volume em relação ao tamanho do PTV, novamente foi produzido um objeto simulador virtual tridimensional. Este simulador manteve a mesma dimensão e o mesmo valor de HU

Figura 5 – Distribuição de dose obtida através do campo direto aplicado ao objeto simulador com estruturas de 2,0 cm de diâmetro.

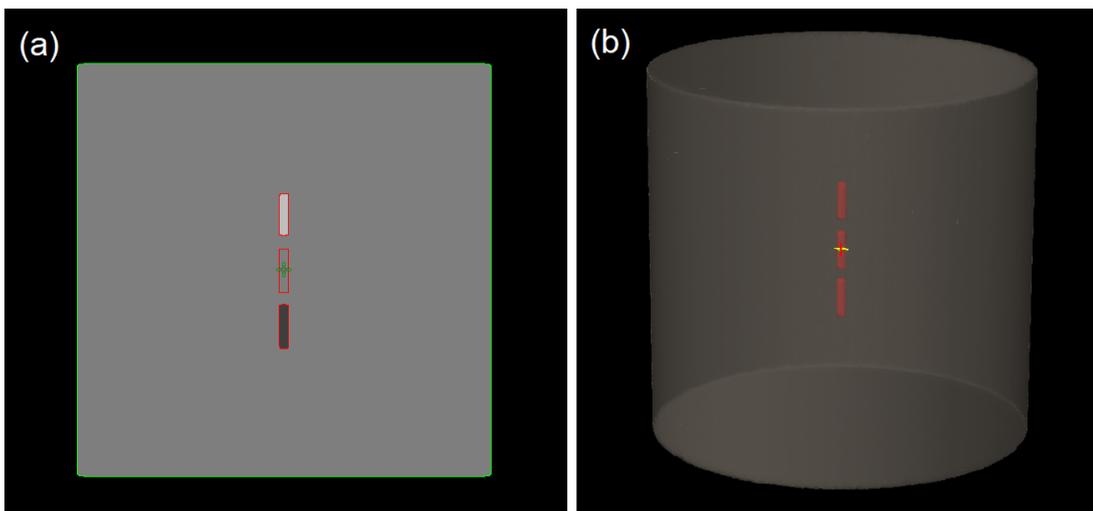


Fonte: A autora.

atribuído às estruturas do modelo anterior, exceto pelas dimensões das estruturas inseridas, que foram escolhidas como 0,5 cm de diâmetro cada.

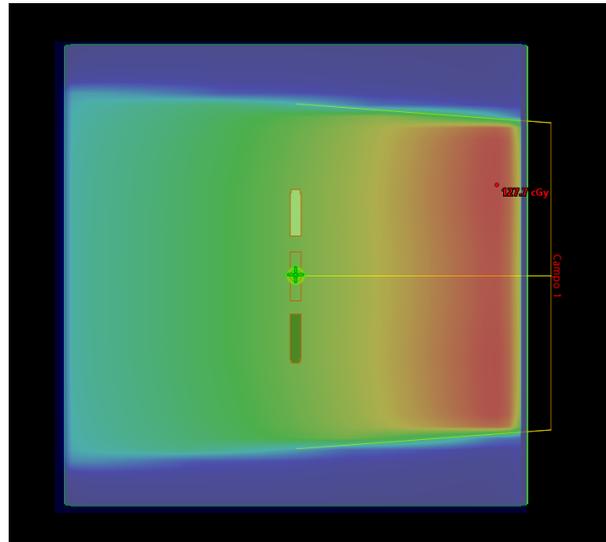
Os valores da resolução da grade de cálculo foram ajustados, assim como na seção 3.1, variando de 0,10 a 0,50 cm, com incrementos de 0,05 cm às medidas. O objeto simulador produzido e a distribuição de dose são mostrados nas Figuras 6 e 7, respectivamente.

Figura 6 – Objeto simulador possuindo três heterogeneidades de 0,5 cm de diâmetro cada. Onde: a) Corte coronal e b) Visão tridimensional.



Fonte: A autora.

Figura 7 – Distribuição de dose obtida através do campo direto aplicado ao objeto simulador com volumes de 0,5 cm de diâmetro.



Fonte: A autora.

### 3.3 CENÁRIO DE TELETERRAPIA DE PRÓSTATA

Para avaliar a influência da grade de cálculo em um cenário de planejamento de tratamento de teleterapia de próstata com a técnica IMRT, foi utilizado um objeto simulador de poliestireno que possui duas estruturas inseridas, uma delas é representada por uma estrutura côncava objetivando simular uma próstata e a outra é representada por uma estrutura cilíndrica, que simula um reto. Esse processo foi dividido em duas fases: obtenção de imagens de tomografia computadorizada e planejamento de IMRT de próstata.

O objeto simulador é apresentado na Figura 8.

Figura 8 – Objeto simulador possuindo estruturas representando a próstata e o reto.



Fonte: A autora.

### 3.3.1 Obtenção de imagens de tomografia computadorizada

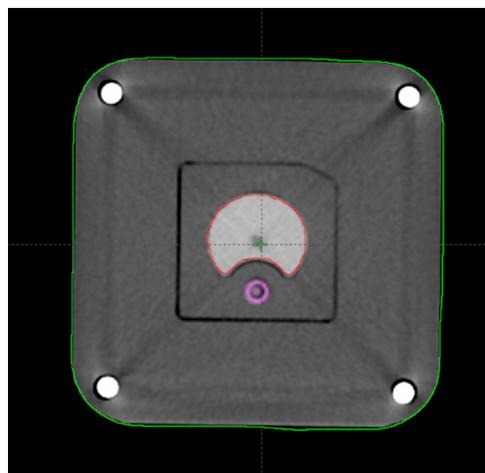
O objeto simulador utilizado neste trabalho, fornecido pelo Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA), é voltado para validação e auditorias externas de técnicas moduladas em diversos serviços no Brasil e países da América Latina. O mesmo possuía 15 cm x 15 cm x 15 cm de dimensão e as estruturas 7 cm e 2 cm de diâmetro para os simuladores de próstata e reto, respectivamente. As imagens de TC foram obtidas através do tomógrafo Revolution ACT™ da GE Healthcare, implementado no CUCC. Utilizou-se uma tensão do tubo de raios X de 120 kV e um produto corrente-tempo de 305 mAs. Foi aplicada uma reconstrução helicoidal nas imagens e a espessura dos cortes e o espaçamento entre eles foi de 2 mm. Após o término do procedimento, as imagens foram enviadas ao software de planejamento de tratamento de radioterapia no formato DICOM (do inglês *Digital Imaging and Communications in Medicine*).

### 3.3.2 Planejamento com a técnica IMRT

A partir da imagem de TC, todas as estruturas presentes no objeto simulador foram delineadas utilizando uma ferramenta de contorno disponível no TPS. Esse processo é essencial para definir os volumes das estruturas e, assim, permitir que o sistema apresente a distribuição de dose entregue em cada uma delas. Isso facilita a visualização das áreas de interesse para o planejamento, destacando as regiões que devem receber a dose prescrita e aquelas que precisam ser protegidas durante a irradiação.

As estruturas delineadas incluem o volume total do objeto simulador, que corresponde ao corpo; o PTV, que representa a próstata; e o OAR, que corresponde ao reto. Na Figura 9, essas estruturas estão apresentadas com o corpo delineado em verde, o PTV em vermelho e o OAR em rosa.

Figura 9 – TC do objeto simulador apresentando as estruturas delineadas.



Fonte: A autora.

Após o procedimento de delineamento, a fase de planejamento foi iniciada. O isocentro foi escolhido de maneira que as coordenadas de localização estivessem posicionadas aproximadamente no centro do PTV, sendo elas  $x = 0$  cm,  $y = 0$  cm e  $z = 0$  cm, ou seja, as medidas foram as mesmas utilizadas na origem da TC.

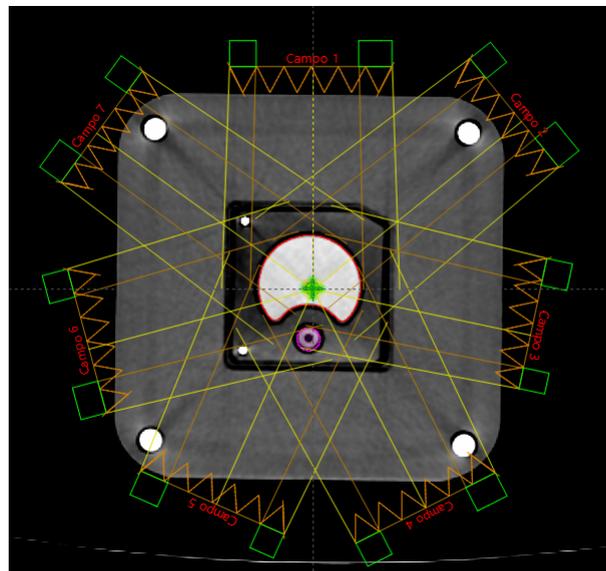
Por ser uma quantidade de campos frequentemente utilizada em planejamentos realizados com a técnica IMRT, foram escolhidos 7 campos com as seguintes angulações apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Angulação do *Gantry* para cada campo.

Campo	Angulação [°]
1	0
2	51
3	102
4	153
5	204
6	255
7	306

As angulações apresentadas na Tabela 1 podem ser observadas na Figura 10.

Figura 10 – Angulações de *Gantry* dispostas em torno do objeto simulador.



Fonte: A autora.

Para a angulação da mesa e dos colimadores, os valores selecionados foram de zero graus para ambos. Além disso, os seguintes valores de SSD (distância fonte-superfície, do inglês *source-skin distance*) foram obtidos para cada um dos campos. Esses valores podem ser observados na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores de SSD de cada campo.

Campo	SSD [cm]
1	92,4
2	90,8
3	92,5
4	91,6
5	91,9
6	92,1
7	90,8

Esses valores são calculados automaticamente e fornecidos na interface do TPS.

A dose total prescrita foi de 400 cGy em duas frações, ou seja, o valor planejado de dose por fração era de 200 cGy. O modelo de cálculo utilizado foi o AAA com a correção de heterogeneidade ativada e o modo de otimização atribuído ao plano foi selecionado de forma que 100% da dose prescrita cobrisse 95% do volume da estrutura-alvo.

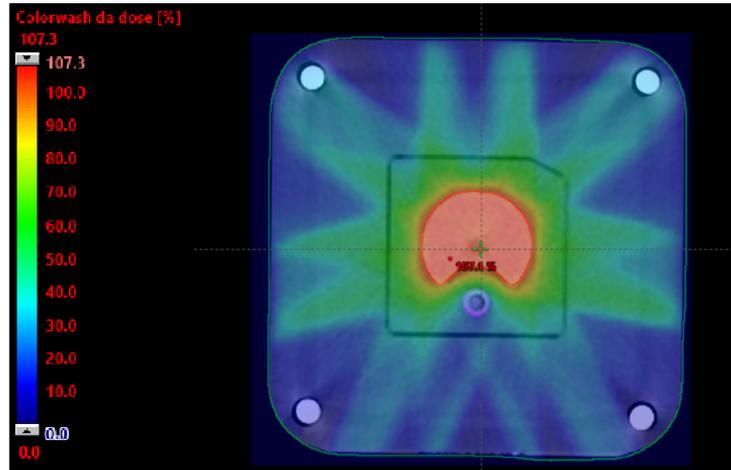
Durante a otimização do planejamento no TPS, a todas as estruturas de interesse são atribuídos objetivos de valores de dose definidos no TPS pelo físico médico, baseados em valores amplamente reconhecidos e aceitos pela comunidade internacional. Para os OAR, os objetivos são definidos de forma que os limites de dose sejam respeitados, garantindo que os PTV não percam a cobertura desejada e que a distribuição de dose seja otimizada. A otimização foi realizada sem a utilização de parâmetros de planejamento específicos para a próstata, visto que a dose aplicada, de 4 Gy, é significativamente menor do que a dose padrão de 78 Gy utilizada em tratamentos clínicos. Embora a dose tenha sido reduzida, os métodos de redução e espalhamento da dose seguiram o mesmo padrão utilizado em casos clínicos reais. Foram mantidos os mesmos critérios adotados em planejamentos clínicos convencionais, de forma que o OAR recebesse a menor quantidade de dose possível.

A distribuição de dose no objeto simulador, obtida através do planejamento com a técnica IMRT para uma resolução de grade de 0,25 cm, é ilustrada na Figura 11. A figura mostra valores de dose que variam de 0 a 107,3% da dose prescrita ao PTV, com uma dose máxima de 429,3 cGy.

Assim como discutido na seção 3.1, a escala de cores no TPS varia do azul ao vermelho, onde o azul representa a dose mínima e o vermelho a dose máxima recebida. Essa representação colorida facilita a identificação das áreas com diferentes níveis de dose e permite uma análise mais intuitiva e eficiente da distribuição de dose nos tratamentos.

Assim como nos objetos simuladores virtuais descritos nas seções 3.1 e 3.2, a resolução da grade de cálculo foi alterada para valores de 0,10 a 0,50 cm, com intervalos de 0,05 cm. Isso permitiu avaliar a influência da alteração de cada medida no DVH para o PTV e para o OAR, bem como nos valores das UM para cada campo.

Figura 11 – Planejamento de teleterapia aplicado ao objeto simulador.



Fonte: A autora.

### 3.3.3 Fixando as unidades monitoras

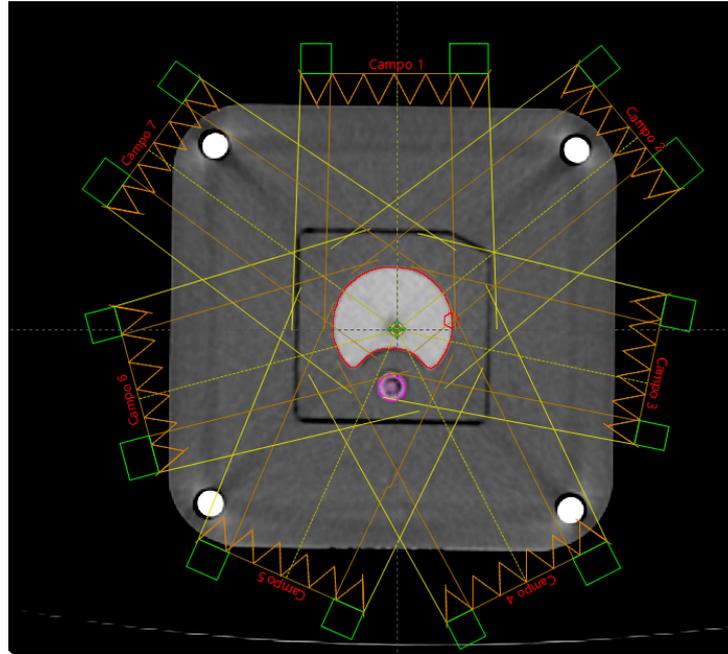
Com o objetivo de manter as características do plano iguais às utilizadas para a validação das técnicas moduladas do serviço, foram mantidos o número de campos, a geometria dos mesmos, a energia do feixe, a fluência e as UM. Portanto, os valores das UM de cada um dos campos foram fixados com os mesmos valores obtidos para o plano referencial. Em seguida, o cálculo dos planos foram repetidos com as UM fixas e alterando apenas a resolução da grade de cálculo em cada um deles. Dessa forma, parâmetros como a distribuição de dose e a cobertura puderam ser avaliados sem a influência da variação das UM.

## 3.4 AVALIAÇÃO EM REGIÃO DE ALTO GRADIENTE DE DOSE

Utilizando o mesmo objeto simulador do cenário de teleterapia de próstata e mantendo as mesmas configurações do planejamento aplicadas a ele, uma estrutura de pequena dimensão foi inserida com o objetivo de simular uma pequena estrutura presente em uma região de alto gradiente de dose. A estrutura foi inserida virtualmente através da ferramenta de contorno, sem atribuição de valor de HU, e possuía 0,5 cm de diâmetro e 2,0 cm de altura.

Com relação à posição da estrutura inserida, como mostra a Figura 12, a localização foi escolhida de maneira que a mesma estivesse posicionada em uma região que sofresse alterações significativas na distribuição de dose de acordo com as mudanças dos parâmetros do plano. A região em questão é a borda do PTV, que sofre essas alterações devido à capacidade de cobertura de dose em cada plano pelo TPS. Através disso, é possível analisar a cobertura da estrutura para os diferentes valores de grade de cálculo atribuídos ao planejamento.

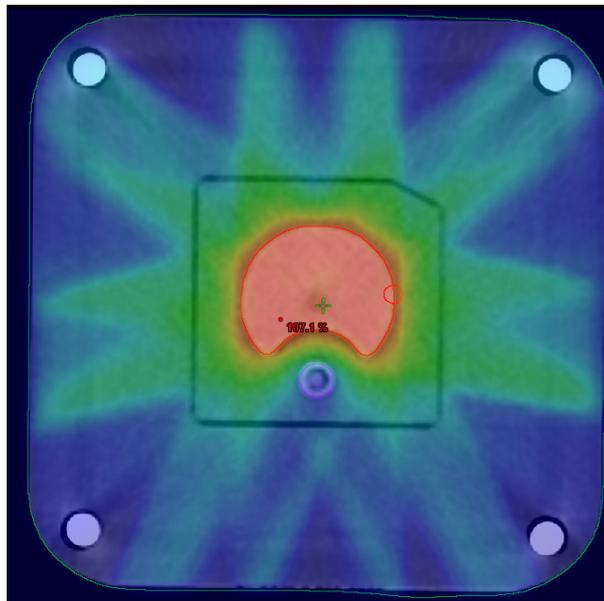
Figura 12 – Estrutura de pequeno volume inserida em região de alto gradiente de dose.



Fonte: A autora.

A distribuição de dose no objeto simulador junto à estrutura inserida, para uma resolução de grade de 0,25 cm, é ilustrada na Figura 13.

Figura 13 – Planejamento de teleterapia aplicado ao objeto simulador, incluindo a estrutura inserida.



Fonte: A autora.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 INFLUÊNCIA DO VOLUME E DENSIDADE

#### 4.1.1 Estruturas com 2,0 cm de diâmetro

Conforme discutido na Seção 3.1, através do TPS foram geradas três estruturas com diâmetro de 2,0 cm e valores de densidade correspondentes a -500, 0 e 500 HU. As doses mínima, média e máxima para cada uma dessas estruturas foram calculadas e são apresentadas na Tabela 3 em função da grade de cálculo selecionada, acompanhadas da diferença percentual em relação ao valor de dose da resolução de referência.

Tabela 3 – Doses obtidas para estruturas de 2 cm de diâmetro, com diferentes densidades, em função da resolução da grade de cálculo.

Diâmetro: 2 cm									
Resolução [cm]	Dose [cGy]								
	-500 HU			0 HU			500 HU		
	Mín. (Dif. %)	Méd. (Dif. %)	Máx. (Dif. %)	Mín. (Dif. %)	Méd. (Dif. %)	Máx. (Dif. %)	Mín. (Dif. %)	Méd. (Dif. %)	Máx. (Dif. %)
0,10	79,70 (0,13%)	83,60 (0,60%)	87,40 (0,46%)	78,70 (0,00%)	82,90 (0,00%)	87,30 (-0,11%)	77,80 (0,13%)	82,90 (-0,24%)	88,00 (-0,23%)
0,15	79,50 (-0,13%)	83,40 (0,36%)	87,40 (0,46%)	78,60 (-0,13%)	82,90 (0,00%)	87,40 (0,00%)	77,60 (-0,13%)	82,90 (-0,24%)	88,00 (-0,23%)
0,20	79,50 (-0,13%)	83,20 (0,12%)	87,20 (0,23%)	78,60 (-0,13%)	83,00 (0,12%)	87,40 (0,00%)	77,70 (0,00%)	83,10 (0,00%)	88,30 (0,11%)
<b>0,25</b>	<b>79,60</b>	<b>83,10</b>	<b>87,00</b>	<b>78,70</b>	<b>82,90</b>	<b>87,40</b>	<b>77,70</b>	<b>83,10</b>	<b>88,20</b>
0,30	79,60 (0,00%)	82,80 (-0,36%)	86,90 (-0,11%)	78,70 (0,00%)	82,90 (0,00%)	87,30 (-0,11%)	77,60 (-0,13%)	83,20 (0,12%)	88,20 (0,00%)
0,35	79,60 (0,00%)	82,60 (-0,60%)	86,70 (-0,34%)	78,70 (0,00%)	82,90 (0,00%)	87,20 (-0,23%)	77,80 (0,13%)	83,20 (0,12%)	88,30 (0,11%)
0,40	79,40 (-0,25%)	82,50 (-0,72%)	86,90 (-0,11%)	78,60 (-0,13%)	83,00 (0,12%)	87,70 (0,34%)	77,20 (-0,64%)	83,40 (0,36%)	88,90 (0,79%)
0,45	79,60 (0,00%)	82,30 (-0,96%)	86,90 (-0,11%)	78,70 (0,00%)	83,00 (0,12%)	87,50 (0,11%)	77,70 (0,00%)	83,40 (0,36%)	88,50 (0,34%)
0,50	79,70 (0,13%)	82,10 (-1,20%)	86,30 (-0,80%)	78,70 (0,00%)	83,00 (0,12%)	87,30 (-0,11%)	78,00 (0,39%)	83,50 (0,48%)	88,50 (0,34%)

Como mencionado na seção 3, a resolução de grade referencial adotada para as medidas é de 0,25 cm. No entanto, este valor de resolução de grade não necessariamente representa o valor verdadeiro da dose absorvida, mas sim uma referência relativa.

É possível verificar a partir da Tabela 3 que, para a estrutura de -500 HU, doses mínimas permanecem estáveis em diferentes tamanhos de grade, com variações de até 0,13% em resoluções altas (0,10 cm) e -0,25% em resoluções baixas (0,40 cm). Já para as

doses médias, os valores apresentam pequenas oscilações, com uma leve superestimação de 0,60% em 0,10 cm e uma subestimação de -1,20% em 0,50 cm. As doses máximas também apresentam certa oscilação dos valores de dose influenciados pelo tamanho de grade, com uma ligeira superestimação nas resoluções mais altas e uma subestimação de -0,80% para a grade de 0,50 cm.

Para a estrutura de densidade correspondente a 0 HU, as doses mínimas e médias permaneceram com pouca variação, apresentando diferenças percentuais próximas a 0% para todas as resoluções. Com relação à dose máxima, os valores apresentaram baixas variações para as diferentes resoluções, exceto para a resolução de 0,40 cm, que apresentou uma leve superestimação de 0,34% na dose.

Para a estrutura de densidade correspondente a 500 HU, as doses médias e máximas tendem a uma leve subestimação nas resoluções mais altas e superestimação em resoluções mais baixas.

#### 4.1.2 Estruturas com 0,5 cm de diâmetro

Assim como demonstrado na seção 4.1.1, os valores de dose foram obtidos para as estruturas de 0,5 cm de diâmetro. Esses valores são exibidos na Tabela 4.

Tabela 4 – Doses obtidas para estruturas de 0,5 cm de diâmetro, com diferentes densidades, em função da resolução da grade de cálculo.

Diâmetro: 0,5 cm									
Resolução [cm]	Dose [cGy]								
	-500 HU			0 HU			500 HU		
	Mín. (Dif. %)	Méd. (Dif. %)	Máx. (Dif. %)	Mín. (Dif. %)	Méd. (Dif. %)	Máx. (Dif. %)	Mín. (Dif. %)	Méd. (Dif. %)	Máx. (Dif. %)
0,10	81,90 (0,49%)	82,90 (0,85%)	83,60 (0,00%)	81,60 (-0,37%)	82,60 (-0,24%)	83,60 (-0,36%)	81,70 (-0,49%)	83,10 (-0,24%)	84,20 (-0,36%)
0,15	81,80 (0,36%)	82,60 (0,49%)	83,50 (-0,12%)	81,70 (-0,24%)	82,70 (-0,12%)	83,70 (-0,24%)	81,80 (-0,37%)	83,10 (-0,24%)	84,20 (-0,36%)
0,20	81,70 (0,25%)	82,40 (0,24%)	83,40 (-0,24%)	81,80 (-0,12%)	82,80 (0,00%)	83,80 (-0,12%)	82,00 (-0,12%)	83,30 (0,00%)	84,40 (-0,12%)
<b>0,25</b>	<b>81,50</b>	<b>82,20</b>	<b>83,60</b>	<b>81,90</b>	<b>82,80</b>	<b>83,90</b>	<b>82,10</b>	<b>83,30</b>	<b>84,50</b>
0,30	81,50 (0,00%)	82,30 (0,12%)	83,60 (0,00%)	81,70 (-0,24%)	82,70 (-0,12%)	83,70 (-0,24%)	82,10 (0,00%)	83,50 (0,24%)	84,60 (0,12%)
0,35	81,20 (-0,37%)	82,20 (0,00%)	83,40 (-0,24%)	81,80 (-0,12%)	82,70 (-0,12%)	83,70 (-0,24%)	82,00 (-0,12%)	83,30 (0,00%)	84,30 (-0,24%)
0,40	81,50 (0,00%)	82,40 (0,24%)	83,50 (-0,12%)	81,90 (0,00%)	82,80 (0,00%)	83,90 (0,00%)	82,10 (0,00%)	83,20 (-0,12%)	84,60 (0,12%)
0,45	81,90 (0,49%)	82,60 (0,49%)	83,30 (-0,36%)	81,80 (-0,12%)	82,80 (0,00%)	83,60 (-0,36%)	82,00 (-0,12%)	83,30 (0,00%)	84,20 (-0,36%)
0,50	81,60 (0,12%)	82,40 (0,24%)	83,20 (-0,48%)	81,70 (-0,24%)	82,70 (-0,12%)	83,60 (-0,36%)	81,90 (-0,24%)	83,00 (-0,36%)	84,20 (-0,36%)

Pela Tabela 4 é possível verificar que a estrutura de -500 HU apresentou tendência à superestimação em doses mínimas e médias em resoluções mais altas. Em contrapartida, as doses máximas apresentaram tendência à subestimação das doses para as diferentes resoluções mais baixas.

As estruturas de 0 HU e 500 HU apresentaram tendência à subestimação das doses para as diferentes resoluções, com as maiores subestimações observadas sendo de -0,36% e -0,49% para 0 HU e 500 HU, respectivamente.

### 4.1.3 Comparação

Ao comparar as Tabelas 3 e 4, que avaliam a dose em estruturas de 2 cm e 0,5 cm de diâmetro com diferentes densidades (-500 HU, 0 HU, 500 HU) e resoluções variáveis, é possível verificar se há padrões em como o tamanho das estruturas influencia a distribuição da dose com relação à variação da resolução.

De acordo com as tabelas mencionadas, estruturas maiores tendem a ter doses apresentando desvios de menor magnitude, sendo ligeiramente menos sensíveis à variação da resolução. As resoluções baixas começam a ter um impacto, mas de forma moderada. As estruturas menores são mais sensíveis à variação de resolução, como esperado. Variações das doses mínima e média são relativamente maiores, refletindo a dificuldade de calcular a dose com precisão em estruturas pequenas para diferentes resoluções de grade. Este comportamento também foi observado por Rosewall, T. et al. [5], que indicaram a alta dependência das dimensões do OAR e do gradiente de dose em relação à grade de cálculo utilizada.

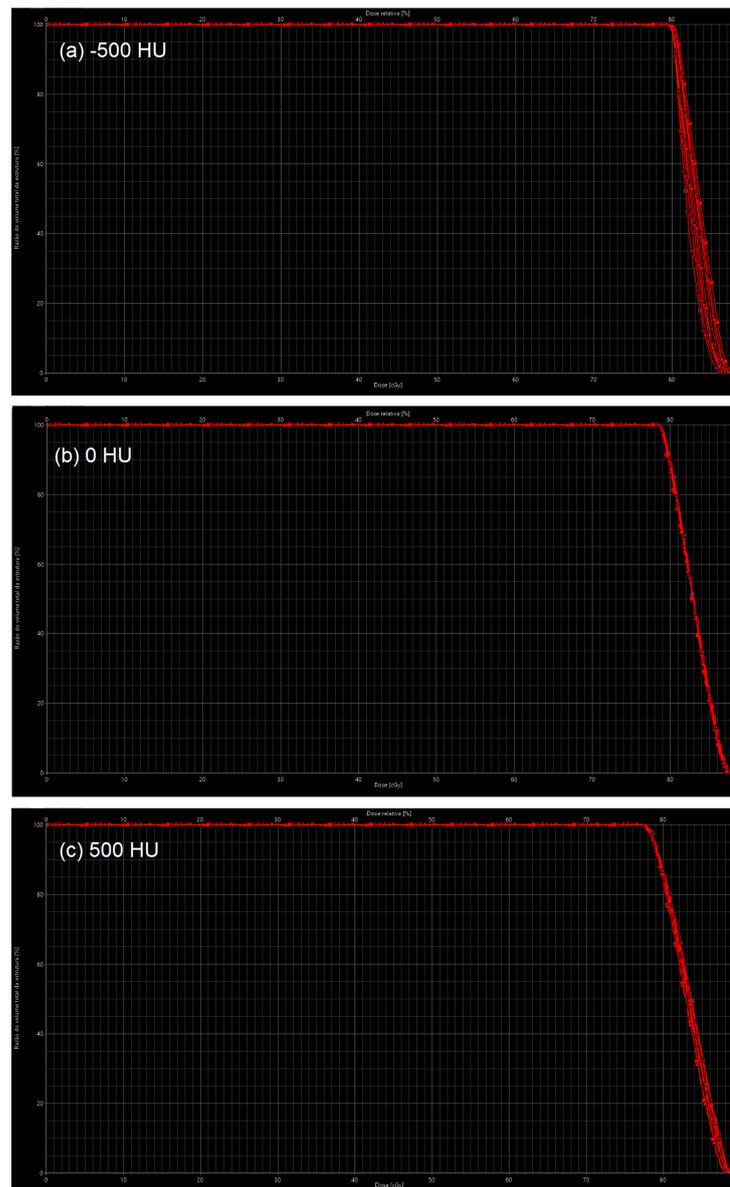
Uma vez que foram aplicados somente campos diretos aos objetos simuladores, as variações nos valores de dose são de baixa magnitude, inferiores a 1%. Estruturas menores se tornam mais desafiadoras para o TPS estimar a distribuição de dose em seus volumes porque os efeitos da interpolação ou suavização são mais pronunciados, o que leva a uma maior variação na dose.

As estruturas de densidade mais alta, em particular, mostram um comportamento mais variado, com tendências a subestimação em estruturas menores, enquanto as de densidade mais baixa tendem a subestimar menos as doses. Isso pode ser explicado pela própria natureza da interação da radiação com o meio. Há uma tendência de maior deposição de dose em meios com maiores HU. Esse efeito de superestimação, nas estruturas de 2 cm, pode ser proveniente da baixa sensibilidade dessa grade definir o volume, fazendo com que maiores doses sejam computadas neste meio.

Os valores de dose mínima, média e máxima foram extraídos do DVH. Deve-se considerar que as doses reportadas podem diferir ligeiramente da dose real devido à falta de precisão estatística que um único *voxel* fornece. Uma alternativa a olhar valores pontuais de dose é avaliar o DVH como um todo, observando a diferença de cobertura de dose nas estruturas através das curvas.

As Figuras 14 e 15 apresentam o DVH das diferentes resoluções de grade aplicadas ao objeto simulador com estruturas de 2 cm e 0,5 cm de diâmetro, respectivamente, onde (a) corresponde à distribuição de dose para a densidade de -500 HU, (b) para 0 HU, e (c) para 500 HU obtidas para as diferentes grades de cálculo.

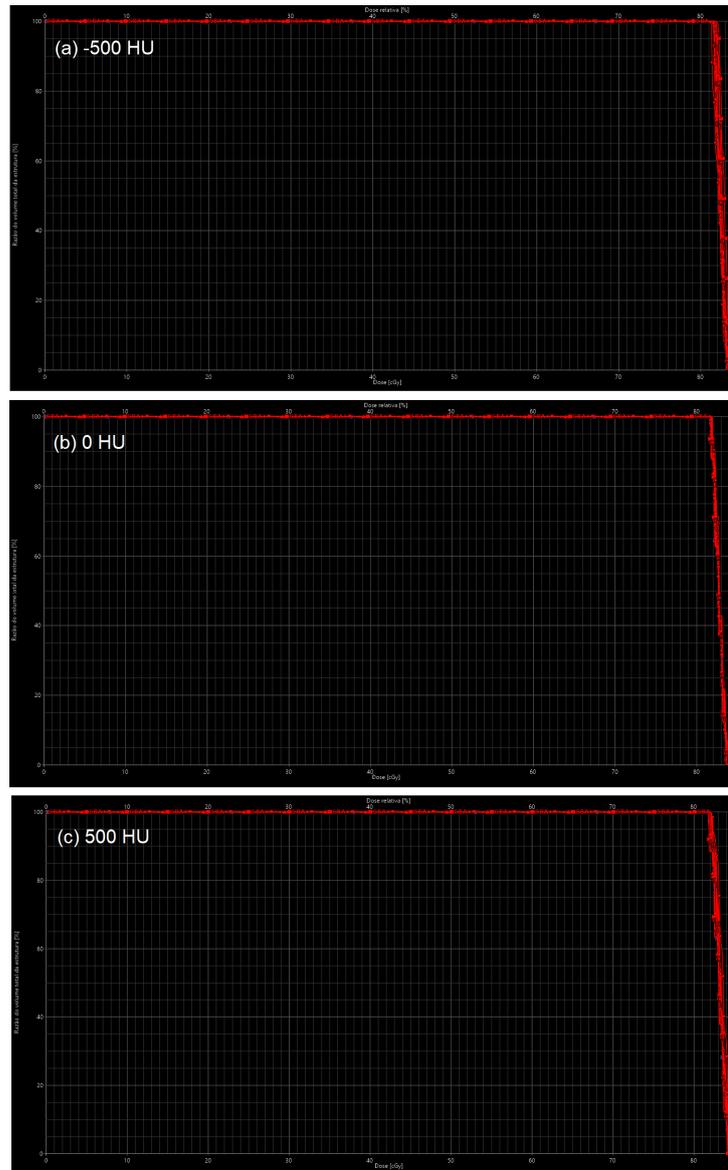
Figura 14 – DVH resultante para as estruturas com 2 cm de diâmetro, onde a) -500 HU, b) 0 HU e c) 500 HU.



Fonte: A autora.

É possível observar que, em ambas as figuras, a cobertura dos alvos variou de forma menos significativa para a densidade correspondente a 0 HU. Em contrapartida, foram observadas variações mais expressivas para a densidade correspondente a -500 HU, especialmente para a estrutura de diâmetro correspondente a 2 cm. Além disso, observa-se que o gradiente de dose é menos elevado para estruturas de 0,5 cm, caracterizado pela queda mais acentuada das curvas, isso é devido ao pequeno volume dessas estruturas.

Figura 15 – DVH resultante para as estruturas com 0,5 cm de diâmetro, onde a) -500 HU, b) 0 HU e c) 500 HU.



Fonte: A autora.

Nesta etapa da pesquisa, também foram avaliadas as UM, e verificou-se que as variações relativas nas UM em função do tamanho da grade de cálculo foram mínimas, se mantendo praticamente constante para todas as grades aplicadas.

## 4.2 CENÁRIO DE TELETERAPIA DE PRÓSTATA E AVALIAÇÃO EM REGIÃO DE ALTO GRADIENTE DE DOSE

### 4.2.1 Alteração da resolução da grade de cálculo

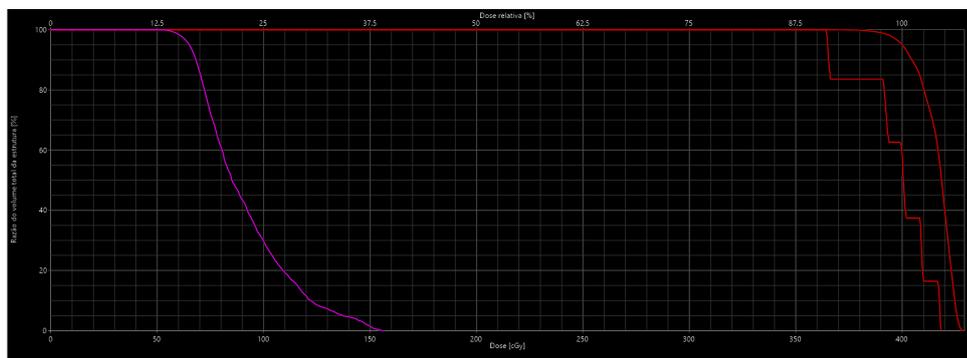
As seções seguintes apresentam os resultados obtidos a partir da variação na resolução da grade de cálculo, utilizando o plano referencial como base inicial para comparações. As

características desse plano são exibidas na seção 4.2.1.1, servindo como ponto de partida para a análise das mudanças subsequentes.

#### 4.2.1.1 Variação da dose

A Figura 16 apresenta o DVH resultante para o plano calculado com a resolução de grade referencial (0,25 cm). Na figura pode-se observar duas curvas da cor vermelha, que representam o resultado da distribuição de dose no PTV e na pequena estrutura inserida, e uma curva da cor rosa, que representa a distribuição no OAR.

Figura 16 – DVH resultante da grade de 0,25 cm.



Fonte: A autora.

A curva que representa o PTV no DVH apresenta uma queda acentuada; que representa um DVH típico de volume alvo, com um ombro bem definido e boa verticalidade; mostrando valores de dose mínima, média e máxima de 354,9 cGy, 416,4 cGy e 429,3 cGy, respectivamente, correspondendo a 88,73%, 104,1% e 107,33% da dose prescrita.

A curva correspondente à estrutura inserida exibe um padrão que se assemelha a uma escada, caracterizado por quedas mais abruptas e discretas entre os níveis. Esse padrão se deve à combinação do pequeno volume, resolução inadequada e variação de dose dentro do mesmo. A estrutura apresentou valores de dose mínima, média e máxima de 364,0 cGy, 397,6 cGy e 418,2 cGy, respectivamente, correspondendo a 91,0%, 99,4% e 104,55% da dose prescrita.

Como esperado, a curva correspondente ao OAR apresenta valores de dose significativamente menores em comparação às curvas das estruturas-alvo. Isso ocorre porque, sendo uma estrutura onde se busca limitar a dose para minimizar os efeitos da radiação, o sistema consegue reduzir de forma eficaz a quantidade de dose recebida. Os valores para a dose mínima, média e máxima obtidos foram de 51,4 cGy, 91,2 cGy e 156,6 cGy, respectivamente, que correspondem a 12,85%, 22,8% e 39,15% da dose prescrita.

A Tabela 5 apresenta os valores das UM resultantes para cada um dos campos do plano calculado com a grade de 0,25 cm de resolução.

Tabela 5 – UM obtidas para cada campo no plano de resolução 0,25 cm.

Campo	UM
1	112
2	63
3	94
4	85
5	95
6	85
7	66

Após a execução dos cálculos no sistema de planejamento, considerando as diferentes resoluções da grade de cálculo, foram obtidos os valores das doses mínima, máxima e média para as estruturas analisadas neste tópico da pesquisa. As Tabelas 6, 7 e 8 mostram esses valores para o PTV, a estrutura inserida e o OAR, respectivamente, juntamente com as diferenças percentuais em relação ao valor de referência.

Pela Tabela 6, é possível observar que a dose mínima no PTV apresenta maior sensibilidade à variação da resolução. Para resoluções melhores, como 0,10 cm, a dose mínima é 2,59% maior do que a referência (0,25 cm). No entanto, com a diminuição da resolução para 0,45 cm, a dose mínima apresenta uma subestimação de -7,13% da dose. Isso indica que grades de resolução mais alta tendem a fornecer uma dose mínima mais alta no PTV, enquanto grades de baixa resolução subestimam a dose mínima, influenciando a cobertura do volume alvo.

A dose média apresentou desvios menores em função das variações da resolução do que a dose mínima. As diferenças percentuais variam de -1,08% (em 0,10 cm) a 3,22% (em 0,45 cm). O impacto da resolução na dose média é mais equilibrado, com uma tendência de superestimação nas doses para grades de menor resolução e subestimação para grades de maior resolução.

A dose máxima mostra um comportamento semelhante ao da dose média, com diferenças percentuais variando de -1,02% (em 0,10 cm) a 4,59% (em 0,45 cm). Grades com piores resoluções tendem a superestimar a dose máxima no PTV.

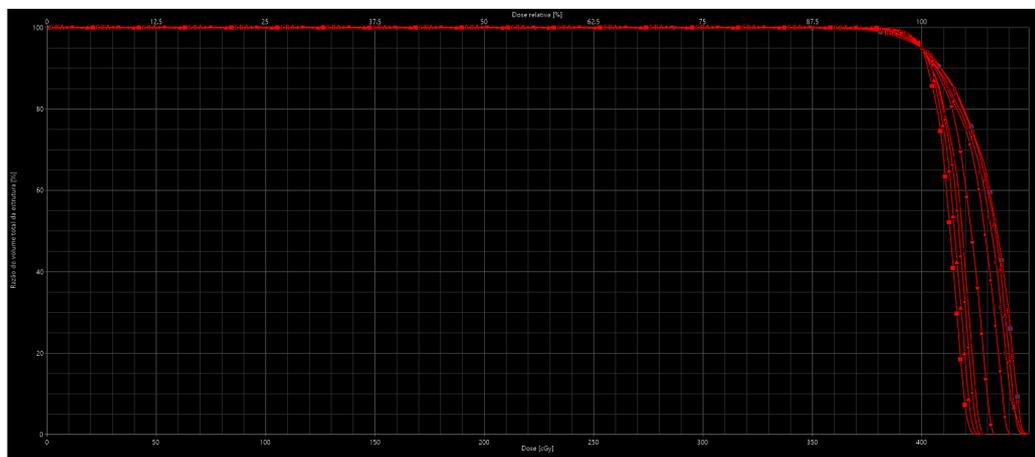
Comparando os resultados obtidos para as doses médias e máximas com o estudo de PARK, J.-Y. et al. [9], pode-se dizer que a tendência de variação das doses apresentadas na Tabela 6 era esperada, uma vez que os resultados desses autores indicaram o deslocamento das curvas para a faixa de dose mais alta do DVH para o PTV à medida que grades de pior resolução eram aplicadas aos planos.

Vale ressaltar que, como exibido na Figura 17, todas as curvas se intersectam em um ponto comum devido à otimização aplicada. Essa otimização força o sistema a garantir uma cobertura de 95% do PTV com, no mínimo, 100% da dose prescrita, assegurando que essa dose mínima seja alcançada independentemente da resolução utilizada.

Tabela 6 – Doses no PTV obtidas em função da resolução da grade de cálculo.

Resolução [cm]	Dose no PTV [cGy]		
	Mín. (Dif.%)	Méd. (Dif.%)	Máx. (Dif.%)
0,10	364,10 (2,59%)	411,90 (-1,08%)	424,90 (-1,02%)
0,15	354,50 (-0,11%)	413,70 (-0,65%)	427,10 (-0,51%)
0,20	356,30 (0,39%)	415,30 (-0,26%)	427,80 (-0,35%)
<b>0,25</b>	<b>354,90</b>	<b>416,40</b>	<b>429,30</b>
0,30	352,00 (-0,82%)	420,20 (0,91%)	433,90 (1,07%)
0,35	336,80 (-5,10%)	425,10 (2,09%)	441,80 (2,91%)
0,40	335,70 (-5,41%)	428,90 (3,00%)	447,20 (4,17%)
0,45	329,60 (-7,13%)	429,80 (3,22%)	449,00 (4,59%)
0,50	349,80 (-1,44%)	427,60 (2,69%)	448,50 (4,47%)

Figura 17 – DVH comparativo no PTV para a variação da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

O DVH comparativo para as diferentes resoluções de grade evidencia a influência desse parâmetro nos resultados de cobertura de dose para o PTV. KIM, J.; CHU, A.; XU, Z. [8] observaram uma dose mínima (ponto frio) menor e uma dose máxima (ponto quente) maior em um plano com alta resolução (0,10 cm) em comparação a uma resolução de 0,25 cm. É necessário frisar que o cenário tratado pelos autores apresenta diferenças em relação ao analisado neste estudo. Portanto, o comportamento das variações de dose torna-se diferente devido às otimizações realizadas pelo TPS. No entanto, ambos os estudos

concordam que a dose média do PTV pode variar consideravelmente e a distribuição de dose em planos de radioterapia pode ser afetada significativamente pela escolha da resolução da grade de cálculo.

Resultados reportados por PARK, J.-Y. et al. [9] apresentaram semelhanças ao comportamento observado em relação ao DVH resultante do PTV para as variações da grade de cálculo deste estudo, onde as linhas do DVH se deslocaram para a direita quando grades de menor resolução foram aplicadas ao plano.

Através da Tabela 7, é possível observar que, para a estrutura inserida, a diferença percentual com relação à dose referencial variou de -7,25% a 2,58%, apresentando subestimações e superestimações de dose tanto para grades de maior resolução como para grades de menor resolução. Portanto, a dose mínima não segue uma tendência com a resolução, apresentando variações tanto positivas quanto negativas para os diferentes tamanhos de grade. A dose média da estrutura apresentou desvios menores, quando comparados à dose mínima, os valores variaram de -1,03% a 2,87%. Assim como observado para a dose mínima, os valores de dose média não seguiram uma tendência, apresentando variações positivas e negativas para as grades. Isso pode ser explicado pela localização da estrutura, que se encontra em uma região de alta variação de dose.

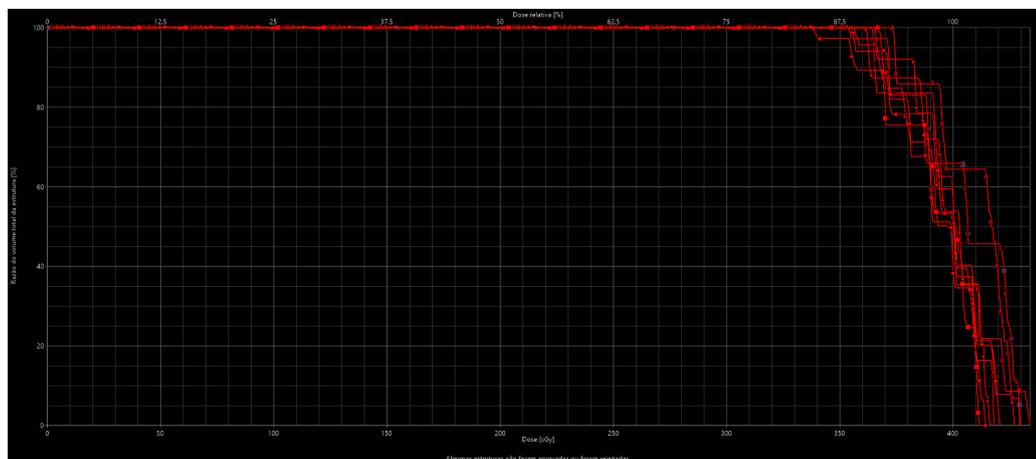
Em grades de melhor resolução, a dose máxima na estrutura inserida tende a ser levemente inferior à referência, com diferenças percentuais variando de -1,60% a -0,43%, isso indica que resoluções melhores podem subestimar a dose máxima na estrutura. A dose máxima aumenta conforme a resolução da grade diminui, chegando a 3,75% em 0,45 cm e 2,77% em 0,50 cm, indicando que a escolha de grades de menor resolução resultam em uma superestimação da dose máxima. Essas observações apontam que, assim como no PTV, a resolução da grade de cálculo tem um impacto importante na distribuição da dose. Usar uma grade de resolução inadequada pode comprometer a qualidade do plano de tratamento, especialmente em estruturas pequenas. Esse resultado concorda com o descrito por Rosewall, T. et al. [5], que ressaltaram a importância da grade de cálculo na precisão do DVH para órgãos posicionados em região de penumbra, ou seja, em regiões de alto gradiente de dose.

A Figura 18 apresenta a influência da resolução de grade na cobertura de dose da estrutura inserida ao plano. A localização dessa estrutura em uma região de gradiente de dose elevado confere ao DVH um padrão de escada, característico de áreas com grande variação de dose. Como observado na figura a seguir, esse padrão torna mais difícil distinguir as diferentes curvas obtidas para cada grade de cálculo. Além disso, por não se tratar de uma estrutura alvo, diferentemente do DVH gerado para o PTV, as curvas referentes à estrutura não se interceptam em um ponto comum, pois não foi estabelecido um objetivo de cobertura de dose específico para a mesma.

Tabela 7 – Doses na estrutura obtidas em função da resolução da grade de cálculo.

Resolução [cm]	Dose na estrutura [cGy]		
	Mín. (Dif.%)	Méd. (Dif.%)	Máx. (Dif.%)
0,10	367,00 (0,82%)	393,70 (-0,98%)	411,50 (-1,60%)
0,15	337,60 (-7,25%)	393,50 (-1,03%)	414,60 (-0,86%)
0,20	361,10 (-0,80%)	397,70 (0,03%)	416,40 (-0,43%)
<b>0,25</b>	<b>364,00</b>	<b>397,60</b>	<b>418,20</b>
0,30	354,80 (-2,53%)	394,80 (-0,70%)	421,00 (0,67%)
0,35	365,30 (0,36%)	399,90 (0,58%)	427,10 (2,13%)
0,40	373,40 (2,58%)	409,00 (2,87%)	429,50 (2,70%)
0,45	356,10 (-2,17%)	397,50 (-0,03%)	433,90 (3,75%)
0,50	353,60 (-2,86%)	405,60 (2,01%)	429,80 (2,77%)

Figura 18 – DVH comparativo da pequena estrutura para a variação da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

Pela Tabela 8 é possível observar desvios com o comportamento semelhante para as doses mínima, média e máxima no OAR, onde as diferenças percentuais crescem com a medida que os tamanhos de grade se distanciam do valor de referência. Os valores variaram de -5,45% a 17,90% para a dose mínima, -9,10% a 26,75% para a dose média e -9,51% a 18,90% para a dose máxima. As grades de maior resolução apresentaram a tendência de subestimar os valores das doses, enquanto resoluções menores superestimaram as doses. **Posto isso, pode-se observar que, assim como no PTV e na estrutura inserida,**

a resolução da grade de cálculo tem um impacto importante na distribuição da dose de um OAR próximo ao PTV, apresentando diferenças percentuais ainda mais significativas com a mudança de resolução.

Tabela 8 – Doses no OAR obtidas em função da resolução da grade de cálculo.

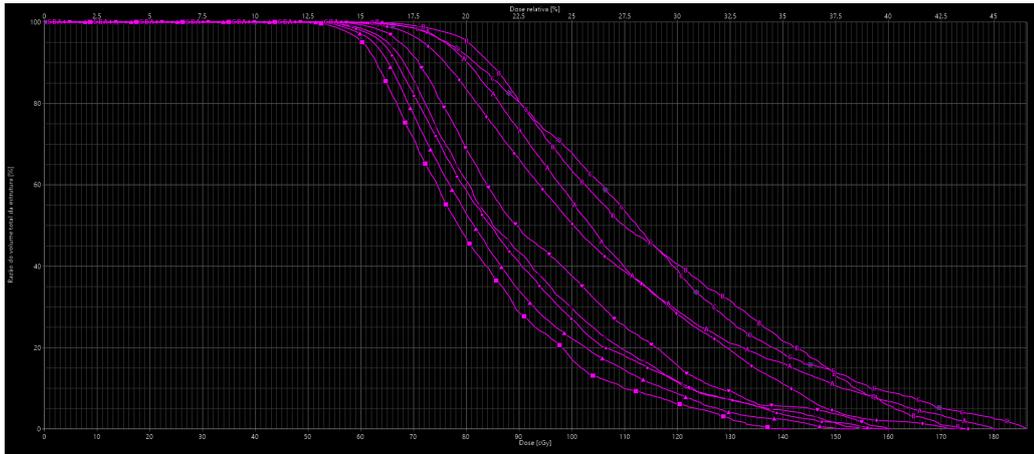
Resolução [cm]	Dose no OAR [cGy]		
	Mín. (Dif.%)	Méd. (Dif.%)	Máx. (Dif.%)
0,10	48,60 (-5,45%)	82,90 (-9,10%)	141,70 (-9,51%)
0,15	49,40 (-3,89%)	86,30 (-5,37%)	153,80 (-1,79%)
0,20	51,10 (-0,58%)	89,90 (-1,43%)	160,00 (2,17%)
<b>0,25</b>	<b>51,40</b>	<b>91,20</b>	<b>156,60</b>
0,30	55,40 (7,78%)	95,60 (4,82%)	160,90 (2,75%)
0,35	55,90 (8,75%)	105,10 (15,24%)	175,60 (12,13%)
0,40	58,30 (13,42%)	109,50 (20,07%)	181,00 (15,58%)
0,45	60,60 (17,90%)	115,30 (26,43%)	174,60 (11,49%)
0,50	59,10 (14,98%)	115,60 (26,75%)	186,20 (18,90%)

A Figura 19 apresenta o DVH comparativo obtido para as diferentes resoluções de grade no OAR. Assim como no caso da estrutura inserida, não foi estabelecido um objetivo de cobertura de dose, uma vez que o OAR não representa uma estrutura alvo. Observa-se que a variação da grade de cálculo influenciou significativamente os resultados de cobertura de dose para o OAR, evidenciando o impacto desse parâmetro no cálculo de dose em estruturas adjacentes ao PTV.

Analisando a Figura 19 é possível concluir que as doses no OAR são superestimadas à medida que a resolução de grade se torna pior.

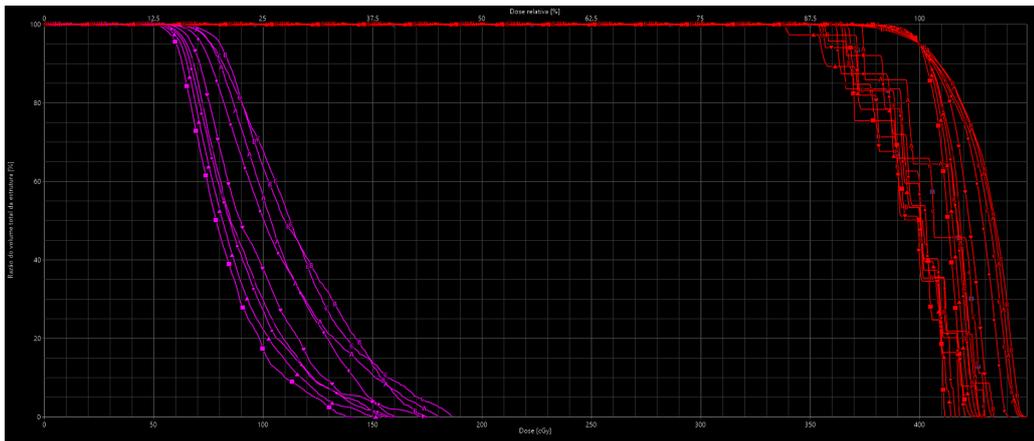
O DVH comparativo resultante de todas as estruturas avaliadas pode ser visualizado na Figura 20.

Figura 19 – Doses no OAR obtidas em função da resolução da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

Figura 20 – DVH comparativo do PTV, OAR e estrutura inserida para a variação da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

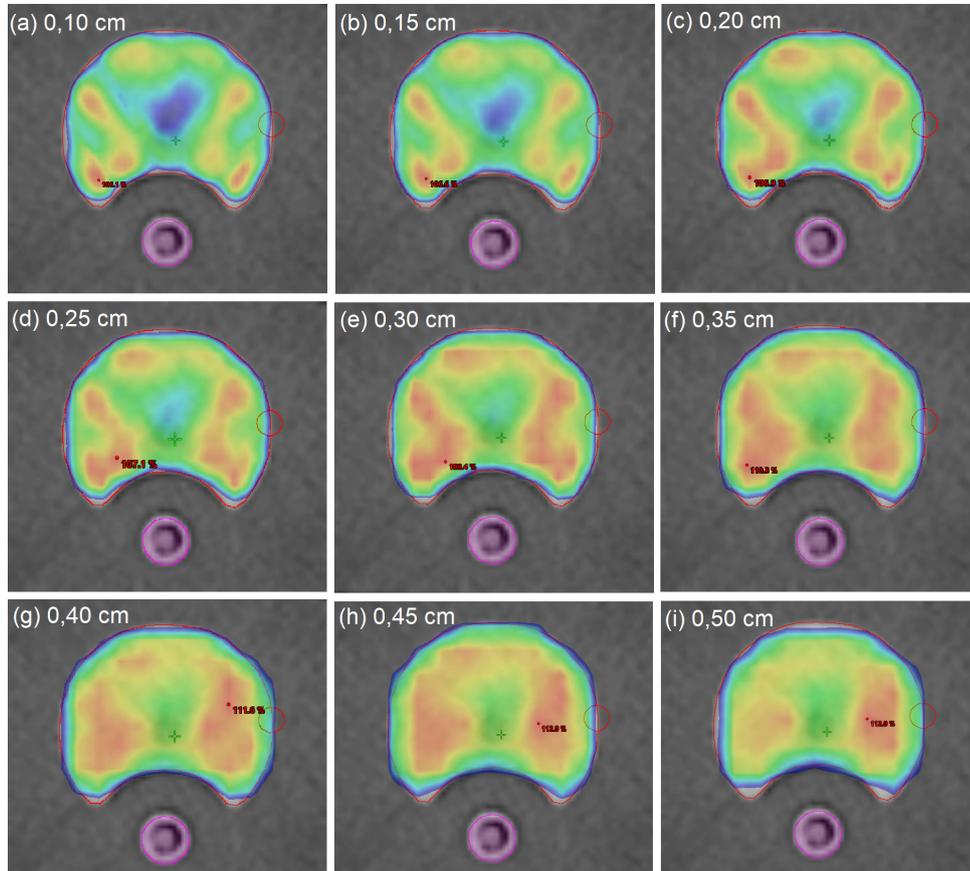
#### 4.2.1.2 Distribuição das doses

Conforme mencionado anteriormente, além da análise pelo DVH, a qualidade dos planos produzidos pelos físicos médicos pode ser avaliada por meio das curvas de isodose aplicadas à imagem de TC. A Figura 21 ilustra as distribuições de dose de 100% da dose prescrita até a dose máxima obtida para cada grade de cálculo selecionada. Quando se utiliza uma escala de 0 a 100% de dose, o gradiente não é efetivamente visualizado; por esse motivo, costuma-se avaliar a distribuição das doses superiores a 100% no PTV, permitindo identificar possíveis áreas de “*hot spots*” (regiões de alta dose) indesejadas.

A análise da figura revela que grades de cálculo com resolução mais alta tendem a subestimar a dose na região central do PTV, enquanto grades de pior resolução comprometem a cobertura na periferia do PTV de forma levemente mais acentuada. Outro ponto observado é que não há incidência de dose acima de 100% no OAR, uma vez que essa é uma estrutura a ser evitada na administração de dose, e a

técnica IMRT permite conformar a dose com precisão à anatomia do PTV, minimizando a exposição do OAR.

Figura 21 – Distribuição de doses para as diferentes resoluções da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

#### 4.2.1.3 Variação das unidades monitoras

Como visto anteriormente, a alteração da resolução da grade de cálculo afeta diversos aspectos do planejamento, sendo o valor das UM um deles. Isso ocorre porque a resolução da grade determina a precisão com que a dose é calculada em diferentes regiões do volume tratado, influenciando diretamente a distribuição da dose. Quando a grade de cálculo é ajustada para uma resolução mais alta, o sistema realiza cálculos mais precisos em áreas com gradientes de dose elevados, o que pode alterar os parâmetros do plano, como a quantidade de UM necessária para entregar a dose prescrita.

Por outro lado, resoluções piores tendem a suavizar as transições de dose, resultando em um cálculo menos detalhado e possivelmente alterando a quantidade de UM necessária para atingir a cobertura de dose adequada nos volumes-alvo e ao mesmo tempo proteger os órgãos de risco.

O resultado da variação do valor das UM para os planos com resolução de 0,10 cm a 0,50 cm de grade, junto à diferença percentual em relação ao plano referencial, é exibido na Tabela 9.

Tabela 9 – UM resultantes para as diferentes resoluções da grade de cálculo.

Resolução [cm]		Campo						
		1	2	3	4	5	6	7
0,10	UM	110	62	92	83	93	83	65
	Dif. %	-1,79%	-1,59%	-2,13%	-2,35%	-2,11%	-2,35%	-1,51%
0,15	UM	111	62	93	84	94	84	65
	Dif. %	-0,89%	-1,59%	-1,06%	-1,18%	-1,05%	-1,18%	-1,51%
0,20	UM	112	62	94	85	95	85	65
	Dif. %	0,00%	-1,59%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	-1,51%
<b>0,25</b>	<b>UM</b>	<b>112</b>	<b>63</b>	<b>94</b>	<b>85</b>	<b>95</b>	<b>85</b>	<b>66</b>
0,30	UM	114	64	96	86	97	86	67
	Dif. %	1,79%	1,59%	2,13%	1,18%	2,11%	1,18%	1,51%
0,35	UM	116	65	98	88	99	88	68
	Dif. %	3,57%	3,17%	4,26%	3,53%	4,21%	2,53%	3,03%
0,40	UM	118	66	99	89	100	89	69
	Dif. %	5,36%	4,76%	5,32%	4,71%	5,26%	4,71%	4,54%
0,45	UM	119	66	99	90	100	90	69
	Dif. %	6,25%	4,76%	5,32%	5,88%	5,26%	5,88%	4,54%
0,50	UM	118	66	99	90	100	90	69
	Dif. %	5,36%	4,76%	5,32%	5,88%	5,26%	5,88%	4,54%

Pela Tabela 9, observa-se para todos os campos que há uma tendência de redução nas UM, com variações percentuais negativas em praticamente todas as resoluções abaixo de 0,25 cm. A partir de 0,30 cm, o TPS calcula valores maiores para as UM, com variações percentuais positivas que crescem com o aumento do tamanho da grade. Além disso, grades de maior resolução apresentam diferenças percentuais menores, de até -2,35%, em relação à medida referencial. Em contrapartida, grades de menor resolução apresentam diferenças de até 6,25%. Esses dados revelam a importância da escolha da resolução mais adequada na entrega da dose nas estruturas consideradas. Uma vez que as UM são utilizadas para controlar a entrega da dose, cálculos precisos das UM são essenciais para evitar subdosagem ou sobredosagem do volume alvo e, conseqüentemente, resultados insatisfatórios do tratamento.

#### 4.2.2 Fixação das UM

Como discutido nas seções anteriores, a alteração da resolução da grade de cálculo resultou em mudanças nos valores das UM de cada campo. Para manter a consistência e possibilitar uma análise comparativa mais precisa, foi decidido fixar os valores das UM com base no plano referencial (vide a Tabela 5). Esse procedimento permitiu observar

exclusivamente o impacto da resolução da grade na distribuição da dose e nos parâmetros associados, sem interferências de variações nas UM, garantindo uma análise mais clara e comparativa entre os diferentes valores de resolução. Os resultados da fixação das UM nos valores das doses mínima, média e máxima para o PTV, a estrutura e o OAR podem ser observados nas Tabelas 10, 11 e 12, respectivamente.

Tabela 10 – Doses no PTV obtidas em função da resolução da grade de cálculo após a fixação das UM.

Resolução [cm]	Dose no PTV [cGy]		
	Mín. (Dif.%)	Méd. (Dif.%)	Máx. (Dif.%)
0,10	371,60 (4,71%)	420,40 (0,96%)	433,60 (1,00%)
0,15	359,00 (1,16%)	418,90 (0,60%)	432,60 (0,77%)
0,20	358,30 (0,96%)	417,50 (0,26%)	430,10 (0,19%)
<b>0,25</b>	<b>354,90</b>	<b>416,40</b>	<b>429,30</b>
0,30	346,40 (-2,40%)	413,50 (-0,70%)	427,00 (-0,54%)
0,35	325,30 (-8,34%)	410,60 (-1,39%)	426,70 (-0,61%)
0,40	319,60 (-9,95%)	408,40 (-1,92%)	425,70 (-0,84%)
0,45	312,20 (-12,03%)	407,10 (-2,23%)	425,30 (-0,93%)
0,50	332,40 (-6,34%)	406,30 (-2,43%)	426,10 (-0,75%)

Segundo a Tabela 10, a dose mínima varia de forma significativa no PTV conforme a resolução da grade de cálculo, apresentando um aumento de até 4,71%, para 0,10 cm, em relação à referência. As variações para as grades de 0,15 cm e 0,20 cm são menores (1,16% e 0,96%, respectivamente), sugerindo que essas resoluções aproximam-se mais da referência, mas ainda resultam em uma leve superestimação. Para grades de pior resolução foi observada uma subestimação de até 12,03%, em 0,45 cm.

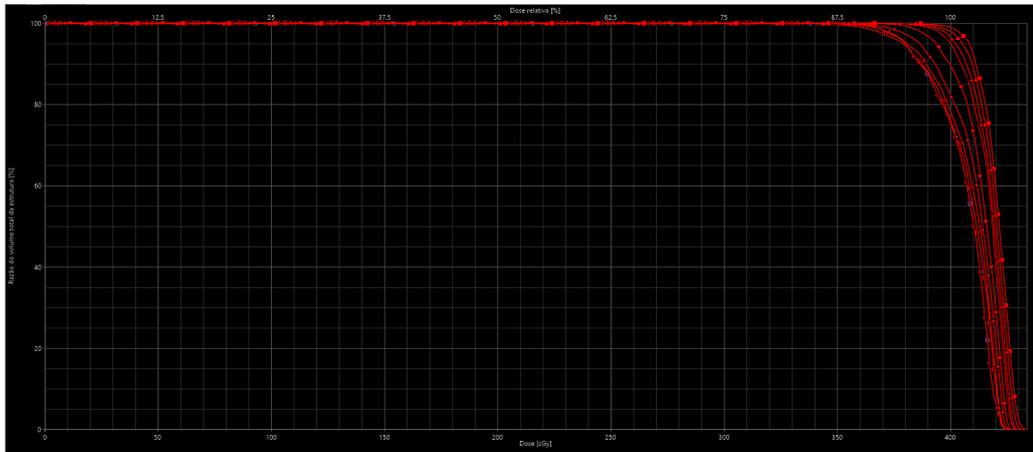
Com relação à dose média, também são observadas variações, mas de forma mais controlada quando comparadas à dose mínima. Grades de resolução mais alta apresentaram um aumento de até 0,96% (em 0,10 cm) e grades de menor resolução tendem a subestimar a dose média, com quedas que variam entre -0,70% e -2,43%.

A dose máxima apresentou diferenças percentuais de -0,93% (grades de menor resolução) a 1,00% (grades de maior resolução). Em vista disso, a tendência geral para o PTV foi a superestimação das doses em função do aumento da resolução e, por outro lado, a subestimação das doses para resoluções menores da grade de cálculo.

Após a fixação das UM, os valores de dose mínima para o PTV mostraram subestimação mais acentuada para grades de pior resolução e superestimação mais expressiva para grades de melhor resolução, em comparação com os valores de dose obtidos para o PTV antes da fixação das UM. No caso das doses médias e máximas, antes da fixação das UM, havia uma tendência à subestimação para grades de melhor resolução e à superestimação para grades de pior resolução. Entretanto, após a fixação das UM, essa tendência se inverteu, e as variações percentuais observadas foram de menor magnitude.

A variação da resolução de grade, junto à fixação das UM, influenciou significativamente a cobertura de dose no PTV. É possível observar que, pela Figura 22, à medida que são aplicadas resoluções melhores ao plano, a curva no DVH se desloca para a direita e a cobertura de dose no alvo aumenta. Esse resultado é semelhante ao encontrado por SRIVASTAVA, S. P. et al. [7], que compararam DVH para tamanhos de grade de 1 mm e 5 mm e relataram que a maior diferença observada em seu estudo está na cobertura da dose do PTV e no OAR. O “ombro” obtido no DVH do PTV para a grade de 5 mm indicou a existência de uma região subdosada em comparação ao plano de grade de 1 mm, onde 95% do PTV recebeu 100% da dose prescrita para a grade de 1 mm, enquanto 95% do PTV recebeu apenas 96,5% da dose prescrita para a grade de 5 mm.

Figura 22 – DVH comparativo do PTV para a variação da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

A dose mínima na estrutura inserida em região de alto gradiente, pela Tabela 11, apresenta superestimação de 2,88%, em 0,10%, em relação ao valor de referência. Resoluções de 0,15 a 0,50 tendem a subestimar a dose mínima, com a maior diferença observada em 0,50 cm (-7,72%).

Com relação às doses média e máxima na estrutura, em ambas há a tendência de superestimação de dose em resoluções melhores e subestimação em resoluções menores. Além disso, observa-se que a variação do tamanho de grade afetou de forma menos significativa as diferenças percentuais na dose máxima, que variou de -2,34% a 0,43%.

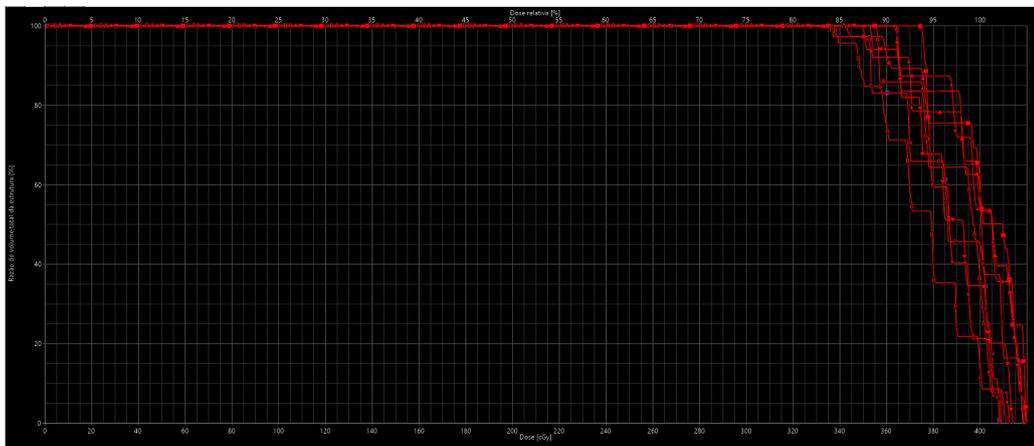
Tabela 11 – Doses na estrutura obtidas em função da resolução da grade de cálculo após a fixação das UM.

Resolução [cm]	Dose na estrutura [cGy]		
	Mín. (Dif.%)	Méd. (Dif.%)	Máx.] (Dif.%)
0,10	374,50 (2,88%)	401,80 (1,06%)	420,00 (0,43%)
0,15	341,90 (-6,07%)	398,50 (0,23%)	419,90 (0,40%)
0,20	363,10 (-0,25%)	399,90 (0,58%)	418,70 (0,12%)
<b>0,25</b>	<b>364,00</b>	<b>397,60</b>	<b>418,20</b>
0,30	349,10 (-4,09%)	388,50 (-2,29%)	414,40 (-0,91%)
0,35	352,80 (-3,08%)	386,30 (-2,84%)	412,60 (-1,34%)
0,40	355,50 (-2,34%)	389,40 (-2,06%)	409,00 (-2,20%)
0,45	337,30 (-7,34%)	376,60 (-5,28%)	411,00 (-1,72%)
0,50	335,90 (-7,72%)	385,40 (-3,07%)	408,40 (-2,34%)

Para a estrutura, após a fixação das UM, houve uma tendência a desvios maiores nos valores de dose mínima, especialmente em grades de pior resolução. Observou-se também que, inicialmente, as doses eram subestimadas em grades de melhor resolução e superestimadas em grades de pior resolução. No entanto, essa tendência foi invertida após a fixação das UM.

A Figura 23 apresenta o resultado da cobertura de dose dessa estrutura.

Figura 23 – DVH comparativo da pequena estrutura para a variação da grade de cálculo.



Fonte: A autora.

É possível observar que, assim como antes da fixação das UM, o DVH resultante apresenta curvas com padrão de escada e de difícil distinção, causado pela localização da estrutura em região de alto gradiente.

A Tabela 12 apresenta as diferenças de dose obtidas para o OAR após a fixação das UM.

Tabela 12 – Doses no OAR obtidas em função da resolução da grade de cálculo após a fixação das UM.

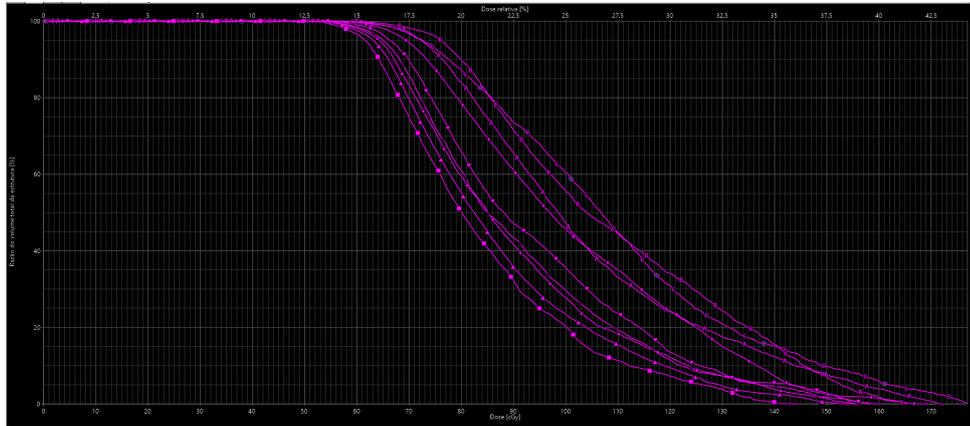
Resolução [cm]	Dose no OAR [cGy]		
	Mín. (Dif.%)	Méd. (Dif.%)	Máx. (Dif.%)
0,10	49,60 (-3,50%)	84,60 (-7,24%)	144,60 (-7,66%)
0,15	50,10 (-2,53%)	87,40 (-4,17%)	155,70 (-0,57%)
0,20	51,30 (-0,19%)	90,40 (-0,89%)	160,80 (2,68%)
<b>0,25</b>	<b>51,40</b>	<b>91,20</b>	<b>156,60</b>
0,30	54,50 (6,03%)	94,10 (3,18%)	158,40 (1,15%)
0,35	54,00 (5,05%)	101,50 (11,29%)	169,60 (8,30%)
0,40	55,50 (8,00%)	104,30 (14,36%)	172,30 (10,03%)
0,45	57,70 (12,26%)	109,20 (19,74%)	165,40 (5,62%)
0,50	56,10 (9,14%)	109,80 (20,39%)	176,90 (12,96%)

Ao contrário das variações de dose observadas no PTV e na estrutura em região de alto gradiente de dose (Tabelas 10 e 11, respectivamente), a Tabela 12 mostra que, após a fixação das UM, no OAR, grades de resolução alta tendem a subestimar a dose, enquanto grades de pior resolução promovem uma superestimação. Essas diferenças chegam a 20,39% para a dose média, evidenciando a alta sensibilidade da dose no OAR em relação à mudança de resolução, com resoluções maiores resultando em superestimação acentuada. Os valores de doses mínima, média e máxima no OAR apresentaram desvios menos expressivos, tanto na subestimação para resoluções altas quanto na superestimação para resoluções baixas, quando comparados aos valores antes da fixação das UM. No entanto, apesar de menos pronunciados, esses desvios permanecem significativos devido à magnitude dos valores envolvidos.

Resultados obtidos por KAREN, C. S. et al. [10] corroboram os achados deste trabalho, em que as distribuições de dose obtidas para o OAR foram diretamente afetadas pela

variação da grade de cálculo. A Figura 24 evidencia essa influência através do DVH comparativo obtido para o OAR.

Figura 24 – DVH comparativo do OAR para a variação da grade de cálculo.

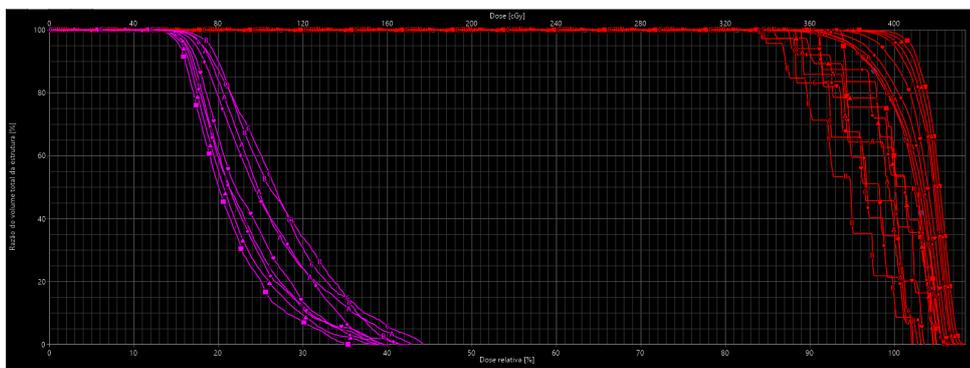


Fonte: A autora.

Mesmo não estando posicionado em uma região de alta dose ou em um gradiente de dose significativo, a magnitude da variação observada no OAR, que atingiu até 26,75% antes da fixação das UM e 20,39% após a fixação, chamou atenção. Embora fosse esperado que a dimensão reduzida da estrutura aumentasse a influência da resolução da grade, a magnitude dessa variação foi surpreendente, considerando que o OAR está a uma certa distância do PTV. Além disso, as curvas do OAR no DVH apresentaram deslocamento considerável à esquerda e oscilaram significativamente entre si. Esse comportamento reforça a necessidade de atenção especial ao estudar a influência da grade de cálculo, já que, embora o foco principal geralmente seja a região de altas doses, particularmente na periferia do PTV, estruturas menores e mais distantes também podem ser significativamente afetadas.

O DVH comparativo resultante de todas as estruturas avaliadas pode ser visualizado na Figura 25.

Figura 25 – DVH comparativo do PTV, OAR e estrutura inserida para a variação da grade de cálculo.

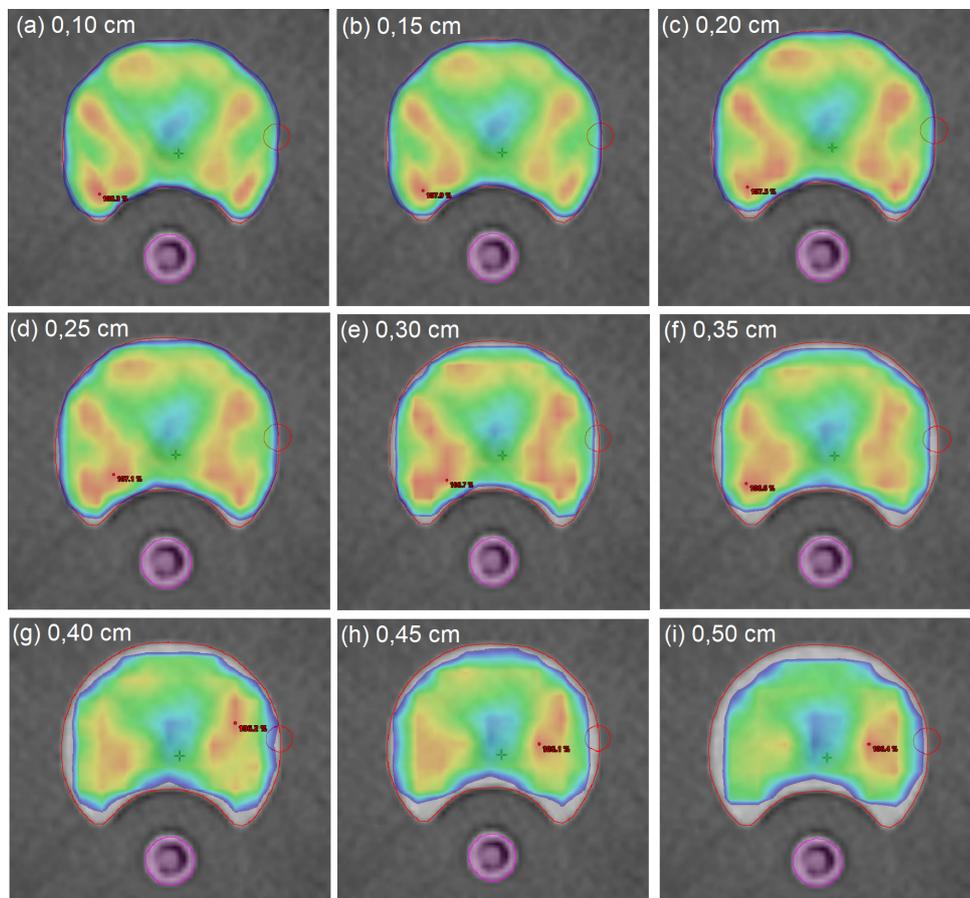


Fonte: A autora.

#### 4.2.2.1 Distribuição das doses

Após a fixação das UM, a distribuição de dose apresenta um padrão distinto do obtido para os cálculos com UM fixas. A Figura 26 evidencia que, com grades de resolução mais alta, há uma tendência de melhor cobertura nas bordas do PTV. Contudo, à medida que o tamanho da grade aumenta, essa cobertura nas bordas diminui de forma mais acentuada. A distribuição de dose apresenta-se diferente do observado na Figura 21, pois anteriormente havia sido aplicada uma otimização que garantia que pelo menos 95% do volume fosse atingido pela dose prescrita. Sem essa otimização, a perda de cobertura torna-se evidente, permitindo notar de forma clara a influência da resolução da grade no resultado final.

Figura 26 – Distribuição de doses para as diferentes grade de cálculo, após a fixação das UM.



Fonte: A autora.

## 5 CONCLUSÃO

Este estudo investigou a influência da resolução da grade de cálculo nos resultados de dose em estruturas simuladas, destacando a relevância deste parâmetro no planejamento radioterápico. Observou-se que estruturas menores são mais sensíveis às variações de resolução, enquanto estruturas de menor densidade apresentaram subestimações de doses menos expressivas. Além disso, técnicas de intensidade modulada, como a IMRT, mostraram variações mais significativas nas doses em comparação às técnicas conformacionais, como a 3D-CRT. A análise das UM revelou que as variações foram mais significativas para a IMRT, especialmente antes da fixação das UM, onde grades de baixa resolução resultaram em doses mais altas para o PTV. Após a fixação, grades de alta resolução proporcionaram melhor cobertura do PTV, evidenciando o impacto direto da escolha da resolução no planejamento.

O DVH resultante para a estrutura localizada em uma região de alto gradiente de dose mostrou que essas regiões são altamente influenciadas pela resolução da grade. Além disso, os valores de dose não seguiram uma tendência com a resolução, apresentando variações tanto positivas quanto negativas para os diferentes tamanhos de grade. Isso reforça a necessidade de atenção especial a órgãos que sobrepõem o PTV, dado o potencial impacto na distribuição de dose.

**As doses observadas no OAR demonstraram que essa estrutura é altamente sensível às variações da grade, com grades de alta resolução subestimando e grades de baixa resolução superestimando as doses. Esses desvios foram significativos, destacando a importância de considerar a resolução da grade ideal para estruturas críticas.**

As distribuições de dose apresentadas na Figura 21 também evidenciaram a influência da resolução, com regiões de subestimação mais pronunciadas em grades de alta resolução antes da fixação das UM. Esses achados reforçam a relevância de avaliar cuidadosamente a escolha da resolução da grade de cálculo, especialmente em tratamentos que utilizam técnicas avançadas como a IMRT.

Embora este estudo tenha se limitado à análise de variações de resolução sem incluir irradiações reais, os resultados mostram que a escolha da grade é um parâmetro fundamental que afeta diretamente a qualidade do planejamento. Não foi possível determinar uma grade ideal, pois não existe uma resolução específica que se adeque a todos os casos clínicos. Recomenda-se conhecer as especificidades do TPS utilizado para escolher uma grade adequada para cada cenário. A definição da grade também depende da medição e comparação dos valores de dose absorvida nas estruturas-alvo, além de características particulares de cada caso clínico. Assim, é crucial avaliar individualmente cada situação para garantir o melhor tratamento ao paciente.

Em resumo, os resultados obtidos nesta pesquisa evidenciam que a resolução da grade de cálculo exerce uma influência significativa na distribuição de dose calculada pelo TPS. Isso reforça a importância de considerar cuidadosamente a escolha da grade como um dos parâmetros críticos no planejamento radioterápico. Dependendo da necessidade e do cenário de uso do TPS, medidas experimentais e técnicas específicas podem ser incorporadas para otimizar o planejamento, garantindo maior precisão e qualidade na entrega da dose aos pacientes. Essa abordagem personalizada permite alinhar os resultados dos cálculos à realidade clínica, contribuindo para a segurança e eficácia dos tratamentos.

## 6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este estudo evidencia a importância da resolução da grade de cálculo no planejamento radioterápico, abrindo caminho para novas investigações que aprofundem esse tema. Um possível desdobramento seria a análise comparativa das variações de grade entre diferentes versões de um mesmo algoritmo de cálculo. Essa abordagem permitiria identificar melhorias ou alterações nas atualizações dos sistemas e avaliar a consistência dos resultados ao longo do tempo.

Além disso, outro enfoque relevante seria a comparação entre diferentes algoritmos de cálculo, considerando as particularidades de cada método na distribuição de dose e sua resposta às variações de resolução. Tal análise poderia fornecer uma visão abrangente sobre as limitações e pontos fortes de cada algoritmo.

Outro possível desdobramento deste trabalho seria a avaliação da influência da grade de cálculo em cenários que considerem heterogeneidades representadas por valores de HU atribuídos a tecidos reais.

Por fim, trabalhos futuros poderiam explorar a comparação das variações de grade em sistemas de planejamento desenvolvidos por diferentes fabricantes. Esse estudo ampliaria o entendimento sobre as divergências entre sistemas.

## REFERÊNCIAS

- [1] HUH, H. D.; KIM, S. History of radiation therapy technology. *Progres in Medical Physics*, v. 31, n. 3, p. 124–134, 2020.
- [2] GIANFALDONI, S. et al. An overview on radiotherapy: from its history to its current applications in dermatology. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, v. 5, n. 4, p. 521–525, 2017.
- [3] FONSECA GABRIEL P., B. M.; YORIYAZ, H. Sistemas de planejamento em radioterapia. *Revista Brasileira de Física Médica*, 2019.
- [4] KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [5] ROSEWALL, T. et al. The effect of dose grid resolution on dose volume histograms for slender organs at risk during pelvic intensity-modulated radiotherapy. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, v. 45, n. 3, p. 204–209, 2014.
- [6] CHOW, J. C.; JIANG, R.; MARKEL, D. Dosimetric variations in calculation grid size in prostate vmat: a dose-volume histogram analysis using the gaussian error function. *Journal of Radiotherapy in Practice*, v. 17, n. 2, p. 162–170, 2018.
- [7] SRIVASTAVA, S. P.; CHENG, C.-W.; DAS, I. J. The dosimetric and radiobiological impact of calculation grid size on head and neck imrt. *Practical Radiation Oncology*, v. 7, n. 3, p. 209–217, 2017.
- [8] KIM, J.; CHU, A.; XU, Z. Dose uncertainty from calculation grid resolution and its alignment with mlc. *Medical Dosimetry*, v. 44, n. 3, p. e1–e7, 2019.
- [9] PARK, J.-Y. et al. Optimal set of grid size and angular increment for practical dose calculation using the dynamic conformal arc technique: a systematic evaluation of the dosimetric effects in lung stereotactic body radiation therapy. *Radiation Oncology*, v. 9, p. 1–12, 2014.
- [10] KAREN, C. S. et al. Investigating the dosimetric effects of grid size on dose calculation accuracy using volumetric modulated arc therapy in spine stereotactic radiosurgery. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, v. 4, n. 4, p. 303, 2017.
- [11] ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1986.
- [12] PODGORSKAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. [S.l.: s.n.], 2005.

- [13] Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. *Curso para técnicos em radioterapia*. 2000. Rio de Janeiro: INCA.
- [14] SCAFF, L. A. *Física da Radioterapia*. [S.l.: s.n.], 1997.
- [15] Instituto Nacional de Câncer - INCA. *Atualização para Técnicos em Radioterapia*. 2010. Rio de Janeiro.
- [16] PODGORŠAK, E. B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2006. v. 745.
- [17] VATNITSKY, S. *Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems*. [S.l.]: IAEA, 2007.
- [18] Varian Medical Systems. *Image Gallery*. 2024. Acesso em: 17 nov. 2024. Disponível em: <<https://www.varian.com/pt-br/about-varian/newsroom/image-gallery>>.
- [19] CARVALHO, A. C. P. História da tomografia computadorizada. *Rev Imagem*, v. 29, n. 2, p. 61–66, 2007.
- [20] NóbREGA, A. I. D. *Técnicas de imagem por tomografia computadorizada*. [S.l.: s.n.], 2014.
- [21] HSIEH, J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. [S.l.]: SPIE Press, 2003.
- [22] CARLOS, M. T. *Tomografia computadorizada: Formação da imagem e radioproteção*. [S.l.]: LNMRI, IRD/CNEN, 2002.
- [23] Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. *TEC DOC - 1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia*. 2000. Rio de Janeiro: INCA.
- [24] SINGH, S.; RAINA, P.; GURJAR, O. P. Point dose measurement for verification of treatment planning system using an indigenous heterogeneous pelvis phantom for clarkson, convolution, superposition, and fast superposition algorithms. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, v. 9, n. 6, p. 613, 2019.
- [25] SIEVINEN, J.; ULMER, A.; KAISS, W. *AAA photon dose calculation model in Eclipse*. [S.l.]: Varian Medical Systems, 2005. 2894 p. Palo Alto, CA.
- [26] ANDERSON, E. *Avaliação de diferentes algoritmos de cálculo empregados no sistema de planejamento de tratamento radioterapêutico Eclipse considerando o seu desempenho de alta densidade*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2017. Orientador: Dr. Luiz Ribeiro da Rosa.