



BEATRIZ ALVES RAÇÕES

Licenciatura em Engenharia Física

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE DESVIOS
POSICIONAIS NA DOSE ADMINISTRADA EM
ÓRGÃOS DE RISCO EM TRATAMENTOS DE
RADIOTERAPIA**

MESTRADO EM ENGENHARIA FÍSICA

Universidade NOVA de Lisboa
Dezembro, 2024



ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE DESVIOS POSICIONAIS NA DOSE ADMINISTRADA EM ÓRGÃOS DE RISCO EM TRATAMENTOS DE RADIOTERAPIA

BEATRIZ ALVES RAÇÕES

Licenciatura em Engenharia Física

Orientador: Miguel Sérgio Buchinho Pontes

Físico Responsável, Centro Oncológico Dra. Natália Chaves

Coorientador: João Duarte Neves Cruz

Professor Associado, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade NOVA de Lisboa

Júri

Presidente: Pedro Manuel Cardoso Vieira

Professor Associado, Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade NOVA de Lisboa

Arguente: Ana Isabel Figueiredo de Campos

Especialista em Física Médica, Centro Oncológico Dra. Natália Chaves

Vogal: Miguel Sérgio Bucinho Pontes

Físico Responsável, Centro Oncológico Dra. Natália Chaves

Estudo da Influência de Desvios Posicionais na Dose Administrada em Órgãos de Risco em Tratamentos de Radioterapia

Copyright © Beatriz Alves Rações, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, queria agradecer ao meu orientador Miguel Pontes pela oportunidade e por toda a ajuda durante esta dissertação. Queria também agradecer a todo o departamento de física do Centro Oncológico Dr^a. Natália Chaves por me receberem nos últimos 8 meses, e estarem sempre disponíveis para me ajudar com qualquer coisa. E também pelos almoços e pela companhia. Para além disso queria agradecer ao meu co-orientador, o professor João Cruz.

Quero agradecer aos meus pais pelo apoio incondicional, e ao meu cão Charlie. Ele não ajudou, mas merece ser mencionado.

E por último, mas sem dúvida não menos importante, quero agradecer à Ana, à Lota e ao Diogo por estarem lá durante este período, sim, mas especialmente por estarem lá nos últimos 5 anos. Este curso nunca teria sido a experiência que foi sem vocês.

RESUMO

Tratamento oncológico por radioterapia é uma prática de extrema importância, mas também requer muito cuidado, exigindo um elevado grau de precisão. O paciente será exposto a radiação ionizante com o intuito de eliminar tumores, processo durante o qual a sua segurança tem de estar garantida e, para tal, entre outros aspetos, é necessário assegurar que o seu posicionamento em relação ao ponto de referência se encontra de acordo com o esperado. Caso isto não se verifique, a distribuição de dose calculada no planeamento pode estar comprometida. Pretende-se maximizar a cobertura do tumor quando se está a irradiar o paciente, mas este estará perto de outros tecidos e órgãos de risco que têm de ser protegidos, e é necessário encontrar este equilíbrio. Se existirem desvios na posição do doente, corre-se o risco que a dose passe a cobrir mais destes órgãos de risco do que devido, e isto pode acarretar sérias consequências. No entanto, é impossível colocar o paciente sempre exatamente na mesma posição, desvios posicionais vão sempre acontecer, por mais reduzidos que sejam. Dado à sua dimensão, são difíceis tanto de detetar como de avaliar em termos de gravidade.

Deste modo, esta dissertação estudou a influência dos desvios posicionais na dose administrada em órgãos específicos de risco, reto e medula. Para tal, foram simulados, em vários casos de pacientes de ambas as patologias, desvios em diferentes direções movendo-se o Isocentro da irradiação, com o objetivo de analisar o seu impacto no cálculo e distribuição da dose.

Com isto, pôde-se concluir que a segurança do reto é comprometida para desvios de pelo menos -0,7 cm no eixo z, sendo relevante corrigir a posição do paciente a partir deste ponto, trazendo este um risco de lesão de grau mínimo 2 de até 19 % e de grau mínimo 3 de até 3 %. No caso da medula, concluiu-se que o paciente deve ser reposicionado em desvios no eixo z de cerca de -0,8 cm, sendo o seu risco de mielopatia 6 %. Desvios que cheguem a -1,0 cm em z já apresentam um risco de 50 %.

Palavras-chave: Radioterapia, Desvios, Reto, Medula, Dose

ABSTRACT

Radiotherapy oncology treatment is an extremely important practice, but at the same time it demands a lot of carefulness, demanding a high degree of precision. A patient will be exposed to ionizing radiation with the purpose of eliminating tumors, but their safety must be guaranteed and, for that, amongst other factors, it is necessary to ensure that their physical position in relation to the reference point is according to what is expected. Should this not be the case, the dose distribution of the treatment could be compromised. The intention is to maximize tumor coverage while patient irradiation is occurring, but said tumor will be in the proximity of organs of risk that must be protected, and it is necessary to find that balance. If there are patient set-up errors, there is a risk of the dose covering more of these organs and healthy tissue than it should, which can lead to serious consequences. However, it is impossible to always set up the patient in the same exact position, set-up errors will always occur, no matter how small. Given their dimension, these are hard to evaluate in terms of severity.

This way, this dissertation studied the influence of patient set-up errors in specific organs of risk, the rectum and spinal cord. For this purpose, deviations in different directions were simulated, in several patient cases for both pathologies, by moving the irradiation isocenter, with the objective of analyzing their impact in dose calculation and distribution.

With this, it was possible to conclude that rectal safety is compromised when it comes to set-up errors of at least -0,7 cm in the z axis, making it relevant to correct patient positioning from this point on, resulting in a risk of damage to the organ of a minimum level of 2 of up to 19 % and a minimum level of 3 of up to 3 %. Regarding the spinal cord, it was determined that patients should be repositioned given set-up errors of around -0,8 cm in the z axis, their risk of myelopathy being 6 %. Set-up errors that reach -1,0 cm in z reach a risk of 50 %.

Keywords: Radiotherapy, Patient set-up, Rectum, Spinal cord, Dose

ÍNDICE

Índice de Figuras	vii
Índice de Tabelas	ix
Glossário	xii
Siglas	xiii
1 Motivação e Objetivos	1
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos	2
2 Conceitos Teóricos	3
2.1 Tratamento por radioterapia	3
2.2 Toxicidade nos órgãos	4
2.2.1 Toxicidade no reto	4
2.2.2 Toxicidade na medula	5
2.3 Verificação geométrica	6
2.3.1 Verificação	6
2.3.2 Radioterapia guiada por imagem	6
2.3.3 Erros geométricos	7
3 Estado de Arte	9
4 Procedimento	13
4.1 Seleção de casos	13
4.2 Simulação de desvios e cálculo de dose	14
4.2.1 Eixos de coordenadas	14
4.2.2 Algoritmo de cálculo	15
5 Resultados	17

5.1	Resultados no reto	17
5.2	Resultados na medula	18
6	Análise e Discussão de Resultados	21
6.1	Reto	21
6.1.1	Desvios no sentido positivo	21
6.1.2	Desvios no sentido negativo	23
6.1.3	Risco de toxicidade	25
6.2	Medula	26
6.2.1	Eixo x	27
6.2.2	Eixo y	28
6.2.3	Eixo z	29
6.2.4	Risco de toxicidade	30
7	Tolerância de Desvios	33
7.1	Reto	33
7.2	Medula	34
8	Conclusões	37
	Bibliografia	39
	Anexos	
I	Listas de Pacientes	43
II	Funcionalidades Eclipse	46
III	Anatomia e Áreas de Risco	49
IV	Exemplos de Histogramas de Pacientes	53
V	Resultados Estatísticos no Reto	59
VI	Resultados Estatísticos na Medula	62
VII	Resultados Finais no Reto	66
VIII	Resultados Finais na Medula	71

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Escala Grupo de Radioterapia e Oncologica, (<i>Radiation Therapy Oncology Group</i>) (RTOG)/Organização Europeia para Investigação e Tratamento do Cancro, (<i>European Organization for Research and Treatment of Cancer</i>) (EORTC) no reto. Retirado de [11].	5
3.1	Tabela de limites de dose no reto consoante a sua incidência, e respetiva toxicidade. Adaptado de [27].	11
3.2	Tabela de limites de dose na medula e respetiva probabilidade de mielopatia. Adaptado de [27].	12
4.1	Referencial de eixos usado pelo Eclipse na <i>Gantry</i> . Adaptado de [33].	15
II.1	<i>Software</i> Eclipse, usado para fazer planos de tratamento.	47
II.2	Cálculo dos desvios posicionais através do Eclipse, através de <i>Plan Uncertainty Parameters</i> , aplicados nos eixos x , y e z . É selecionada o tipo de incerteza <i>Patient Setup</i> , de modo a refletir erros na posição do paciente em relação à referência.	48
III.1	Planos do corpo humano. Adaptado de [37].	49
III.2	Listas de estruturas envolvidas no planeamento de tratamentos próstata e Otorrinolaringologia (ORL). Retirado de Eclipse.	50
III.3	Perspetiva do eixo z no plano transversal de uma imagem de Tomografia Axial Computorizada (TAC) de um cancro de próstata. Delimitações de <i>Planning Target Volume</i> (PTV) a vermelho e reto a verde. Pertence ao paciente R6. Adaptado de Eclipse.	50
III.4	Imagens TAC (paciente M65) das três perspetivas analisadas no estudo da medula. Delimitações de PTV a vermelho e medula a azul. Adaptado de Eclipse.	51
III.5	Imagem TAC do plano sagital do paciente M1. Delimitações de PTV a vermelho e medula a azul. Adaptado de Eclipse.	52

IV.1	Histograma Dose-Volume (<i>Dose-Volume Histogram</i>) (DVH)s de tratamentos planejados sem desvios aplicados. Retirados de Eclipse.	53
IV.2	DVHs do tratamento planejado, linha sólida, e dos desvios posicionais aplicados, linha tracejada. Retirados de Eclipse.	54
V.1	Gráfico da evolução do volume de reto irradiado em função da magnitude dos desvios posicionais, no sentido positivo do eixo z	59
V.2	Gráfico da evolução do volume de reto irradiado em função da magnitude dos desvios posicionais, no sentido negativo do eixo z	60
V.3	Gráfico do número de casos, dos 85 analisados, que excedem os limites de segurança em cada dose de referência para os desvios posicionais.	61
VI.1	Gráficos da evolução da distribuição de dose na medula ao longo dos desvios posicionais no eixo x	63
VI.2	Gráficos da evolução da distribuição de dose na medula ao longo dos desvios posicionais no eixo y	64
VI.3	Gráficos da evolução da distribuição de dose na medula ao longo dos desvios posicionais no eixo z	65
VII.1	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z , na Isodose de 50 Gy no reto.	66
VII.2	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z , na Isodose de 60 Gy no reto.	67
VII.3	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z , na Isodose de 65 Gy no reto.	67
VII.4	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z , na Isodose de 70 Gy no reto.	68
VII.5	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z , na Isodose de 50 Gy no reto.	68
VII.6	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z , na Isodose de 60 Gy no reto.	69
VII.7	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z , na Isodose de 65 Gy no reto.	69
VII.8	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z , na Isodose de 70 Gy no reto.	70
VII.9	Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z , na Isodose de 75 Gy no reto.	70
VIII.1	Gráfico da influência dos desvios posicionais em x , na dose máxima na medula.	72
VIII.2	Gráfico da influência dos desvios posicionais em y , na dose máxima na medula.	73
VIII.3	Gráfico da influência dos desvios posicionais em z , na dose máxima na medula.	74

ÍNDICE DE TABELAS

5.1	Parte do DVH do paciente R6 (dose prescrita de 70 Gy) para um tratamento sem desvio de Isocentro aplicado. Interpolação dos valores consecutivos superior e inferior de dose incidente e de volume afetado, para Isodoses de 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy, 70 Gy e 75 Gy, obtendo a percentagem de volume pretendida.	18
5.2	Resultados provenientes do paciente R6 (dose prescrita de 70 Gy). Percentagem de volume do reto irradiado para as doses de 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy, 70 Gy e 75 Gy sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, no eixo z. Células destacadas a vermelho representam os casos nos quais o volume irradiado é superior ao limite de segurança proposto em [27, 30].	19
5.3	Resultados provenientes do paciente M65 (dose prescrita de 69,96 Gy). Dose máxima recebida pela medula sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, nos eixos x , y e z . Células destacadas a verde representam os casos nos quais a dose máxima é menor 50 Gy, a amarelo inferior a 60 Gy, a vermelho inferior a 69 Gy, e a preto os que ultrapassam os 69 Gy, de acordo com os patamares de segurança propostos em [13, 27].	20
6.1	Média da percentagem de volume de reto irradiado em todos os 85 casos analisados consoante os desvios posicionais. Destacados a vermelho os que ultrapassariam os limites de segurança.	22
6.2	Média das variações relativas de volume irradiado em cada desvio positivo do eixo z , na totalidade dos casos analisados, em relação ao original no tratamento planeado.	22
6.3	Média das variações relativas de volume irradiado em cada desvio negativo do eixo z , na totalidade dos casos analisados, em relação ao original no tratamento planeado.	24
6.4	Número de casos, de um total de 85, para cada desvio, que ultrapassam o limite de segurança proposto em cada dose analisada no reto.	25

6.5	Média da dose máxima irradiada na medula em todos os 100 casos analisados consoante os desvios posicionais.	26
6.6	Número de casos, de um total de 100, em que os diversos desvios ultrapassam cada dose máxima de referência proposta na medula, nos eixos x , y e z	27
6.7	Média das variações relativas da dose máxima recebida em cada desvio, na totalidade dos 100 casos analisados, em relação ao original no tratamento planeado.	28
7.1	Desvios no eixo z do reto a partir dos quais são excedidos limites de segurança para cada dose de referência e respetivo risco de lesão.	33
7.2	Equações de volume irradiado no reto em função do desvio posicional. Nas equações, a variável x representa o desvio em centímetros e a variável y representa a percentagem de volume irradiado.	34
7.3	Desvios nos eixos x , y e z , em ambos os sentidos, da medula a partir dos quais podem ser excedidos limites de segurança para cada dose de referência e respetivo risco de mielopatia.	34
7.4	Equações da dose máxima na medula em função do desvio posicional. Nas equações, a variável x representa o desvio em centímetros e a variável y representa a dose máxima recebida pela medula.	35
I.1	Lista dos pacientes cujos planos de tratamento de próstata foram utilizados no estudo do reto e a respetiva dose total prescrita a cada um.	44
I.2	Lista dos pacientes cujos planos de tratamento ORL foram utilizados no estudo da medula e a respetiva patologia que cada um trata, assim como a sua dose total prescrita (CN - Cavidade Nasal; GS - Glândula Salivar; CO - Cavidade Oral).	45
IV.1	Resultados provenientes do paciente R31 (dose prescrita de 70 Gy). Percentagem de volume do reto irradiado para as doses de 50, 60, 65, 70 e 75 Gy sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, no eixo z . Células destacadas a vermelho representam os casos nos quais o volume irradiado é superior ao limite de segurança proposto em [27, 30].	55
IV.2	Resultados provenientes do paciente R63 (dose prescrita de 70 Gy). Percentagem de volume do reto irradiado para as doses de 50, 60, 65, 70 e 75 Gy sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, no eixo z . Células destacadas a vermelho representam os casos nos quais o volume irradiado é superior ao limite de segurança proposto em [27, 30].	56

IV.3	Resultados provenientes do paciente M91 (dose prescrita de 63 Gy). Dose máxima recebida pela medula sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, nos eixos x , y e z . Células destacadas a verde representam os casos nos quais a dose máxima é menor 50 Gy, de acordo com os patamares de segurança propostos em [13, 27].	57
IV.4	Resultados provenientes do paciente M43 (dose prescrita de 69,96 Gy). Dose máxima recebida pela medula sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, nos eixos x , y e z . Células destacadas a verde representam os casos nos quais a dose máxima é menor 50 Gy e a amarelo inferior a 60 Gy, de acordo com os patamares de segurança propostos em [13, 27].	58
V.1	Porcentagem de casos, dos 85 totais, em que o limite de segurança é ultrapassado, no sentido negativo de z	60

GLOSSÁRIO

Bunker	Sala num departamento de radioterapia na qual se encontra o acelerador. Tem como objetivo a isolação da radiação, de modo a impedir fugas para o exterior por proteção (p. 38)
D_{max}	Dose máxima que incide num alvo. (pp. 11, 18)
Eclipse	Sistema fornecido pela <i>Varian Medical Systems, Inc.</i> no qual se criam os planos de tratamento de radioterapia. (pp. vi–viii, 14, 15, 37, 46–48, 50–54)
Gantry	Parte rotativa do acelerador, a partir da qual é emitida radiação. Pode girar 360° à volta do paciente enquanto este se encontra deitado. (pp. vii, 3, 14, 15)
Isocentro	Ponto de referência num plano de radioterapia, no qual os eixos de movimento da <i>gantry</i> e de irradiação se cruzam. (pp. iii, ix, 2, 3, 14, 17, 18, 21, 23, 27, 29, 30, 37)
Isodose	Zona de igual dose de radiação. (pp. viii, ix, 4, 18, 21, 23–25, 27, 29, 30, 33, 34, 37, 66–70)
Monoplegia	Paralisia de um membro, normalmente um braço [2]. (p. 5)
Paraplegia	Paralisia dos membros inferiores [3]. (p. 5)
Quadriplegia	Paralisia do corpo do pescoço para baixo [4]. (p. 5)

SIGLAS

3D CRT	Radioterapia Conformacional Tridimensional, (<i>Three Dimensional Conformal Radiation Therapy</i>) (p. 3)
AAA	Algoritmo Analítico Anisotrópico, (<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>) (p. 15)
Acuros XB	<i>Acuros External Beam Algorithm</i> (p. 38)
CBCT	Tomografia Computorizada de Feixe Cónico, (<i>Cone-beam Computed Tomography</i>) (p. 6)
CDC	<i>Cone Dose Calculation Algorithm</i> (p. 38)
CONC	Centro Oncológico Dr. ^a Natália Chaves (pp. 2, 11, 13, 14)
CTV	<i>Clinical Target Volume</i> (p. 9)
DVH	Histograma Dose-Volume (<i>Dose-Volume Histogram</i>) (pp. viii, ix, 10, 13, 14, 17, 18, 37, 53, 54)
EORTC	Organização Europeia para Investigação e Tratamento do Cancro, (<i>European Organization for Research and Treatment of Cancer</i>) (pp. vii, 4, 5, 25, 33)
EUD	Dose Equivalente Uniforme, (<i>Equivalent Uniform Dose</i>) (p. 26)
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagem (<i>Image-Guided Radiotherapy</i>) (p. 6)
NTCP	Probabilidade de Complicação de Tecidos Saudáveis (<i>Normal Tissue Complication Probability</i>) (p. 10)
ORL	Otorrinolaringologia (pp. vii, x, 13, 14, 18, 29, 30, 38, 45, 50)
PTV	<i>Planning Target Volume</i> (pp. vii, 3, 9, 10, 13, 21, 23, 27, 29, 35, 38, 50–52)
QUANTEC	<i>Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic</i> (p. 10)

RTOG	Grupo de Radioterapia e Oncologica, (<i>Radiation Therapy Oncology Group</i>) (pp. vii, 4, 5, 25, 33)
SGRT	<i>Surface Guided Radiation Therapy</i> (p. 38)
TAC	Tomografia Axial Computorizada (pp. vii, 9, 50–52)
VMAT	Arcoterapia Modulada Volumetricamente, (<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>) (p. 3)

MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

1.1 Motivação

Segundo o despacho do Diário da República do final do ano de 2023 sobre a estratégia nacional de luta contra o cancro, doenças oncológicas representam a principal causa de morte prematura em Portugal, tendo sido registados mais de 50 000 novos casos de cancro a nível nacional em 2018, sendo registados em 2019 mais quase 58 000 [5]. Desta forma, o acesso a tratamentos oncológicos é de extrema importância, como, nomeadamente, a radioterapia, e é igualmente importante garantir a sua qualidade [5, 6].

Um dos cuidados mais prevalentes no que toca a radioterapia, de modo a garantir então a administração dos tratamentos da melhor forma possível, centra-se no posicionamento dos pacientes durante o tratamento. Este tratamento é administrado consoante um plano que é criado recorrendo a um ponto de referência, e é à volta deste que são calculadas as distribuições de dose. No entanto, dado que a radioterapia é uma técnica de tratamento fracionada em diversas sessões, garantir o mesmo posicionamento exato do paciente de acordo com as condições de referência em todas as sessões é essencialmente impossível.

Isto leva a uma das principais fontes de erro no que toca à administração de dose, uma vez que haverá sempre pequenos desvios, por mais minúsculos que sejam, na posição do paciente em relação ao projetado, o que vai levar a variações na distribuição da dose que este recebe. Dependendo da severidade destas variações, a eficácia do tratamento do paciente pode ser afetada, assim como podem ser postos em risco tecidos saudáveis envolventes.

Deste modo, é importante entender as consequências dos desvios posicionais dos pacientes durante o tratamento e, para tal, é necessário estudar como vão afetar a distribuição da dose. Em cada sessão de radioterapia é adquirida uma imagem do posicionamento do paciente, de modo que é possível saber quais os desvios típicos de cada um ao longo do processo. Para averiguar se estes são problemáticos, é preciso então compreender a sua influência no planeamento.

1.2 Objetivos

Deste modo, foi proposto pelo departamento de Radioterapia do Centro Oncológico Dr.^a Natália Chaves (CONC) um projeto que procura quantificar o impacto dosimétrico proveniente dos desvios posicionais em pacientes com o âmbito de facilitar uma análise posterior da sua relevância clínica.

Para este propósito, pretende-se analisar casos de tratamentos oncológicos de patologias específicas. Para este estudo, foram selecionados o reto e a medula como os órgãos a averiguar e, para tal, são tidas em causa patologias relativas à próstata e à cabeça e pescoço, respetivamente, visto estes serem os órgãos de maior risco associados a estas patologias.

É feito um levantamento de planos de tratamento de pacientes que satisfaçam estes parâmetros, com o objetivo de aplicar diferentes desvios ao Isocentro de emissão da radiação em cada um. Isto leva a um novo cálculo da distribuição de dose no paciente.

As alterações verificadas são registadas num Histograma Dose-Volume, que representa como esta dose está a afetar tanto o tumor que se pretende tratar, como as estruturas saudáveis de risco. Através da análise estatística dos dados, pretende-se identificar as consequências clínicas dos desvios posicionais, assim como estabelecer um protocolo que inclua tabelas de tolerância para esses mesmos desvios.

Com isto espera-se contribuir para o aperfeiçoamento de margens geométricas aplicadas aos volumes-alvo (tumores).

Este trabalho tem como áreas de foco a operação de equipamentos de simulação de tratamentos de radioterapia e medição, assim como análise estatística.

CONCEITOS TEÓRICOS

2.1 Tratamento por radioterapia

O tratamento oncológico por radioterapia foca-se na eliminação de células cancerígenas através de exposição do paciente à radiação ionizante [7, 8]. O seu principal desafio está em encontrar o equilíbrio ideal entre a cobertura ampla do tumor e a proteção dos tecidos e órgãos que o rodeiam, estando a sua taxa de sucesso dependente da sensibilidade do tumor a essa radiação e da tolerância das células saudáveis.

A técnica mais frequente em radioterapia é o *External Beam* (feixe externo), no qual o paciente é deitado numa mesa de tratamento e irradiado por uma fonte externa, direcionada a uma parte específica do corpo [7]. De modo a garantir que a radiação é aplicada corretamente, respeitando as condições em cima referidas, existe uma fase de planeamento. É nesta que serão definidos os campos que vão guiar a administração de radiação. Estes campos conduzem o movimento da *Gantry* durante o tratamento, a parte móvel do acelerador que é a responsável pela administração da dose prescrita, através da emissão de feixes individuais de fótons - Radioterapia Conformacional Tridimensional, (*Three Dimensional Conformal Radiation Therapy*) (3D CRT) - ou de emissão contínua - Arcoterapia Modulada Volumetricamente, (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) (VMAT). Na técnica 3D CRT são usados campos fixos, sendo administrado o feixe apenas quando a *Gantry* se encontra nessa posição, enquanto que em VMAT o feixe é emitido continuamente à medida que o acelerador roda em torno do paciente, sendo este modulado à forma do *Planning Target Volume* (PTV) ao longo do arco (rotação). O planeamento é levado a cabo, caso geral, por profissionais na área da física ou dosimetria, que têm como função criar um plano de tratamento que siga a prescrição médica e, simultaneamente, respeite todos os limites e parâmetros estabelecidos, de modo a garantir a segurança dos pacientes.

A rotação da cabeça do acelerador ocorre consoante um eixo horizontal, rodando o feixe emitido num plano vertical. No ponto em que se dá o cruzamento entre o eixo horizontal e o plano vertical define-se o Isocentro, que é utilizado como ponto de referência para cálculo da dose. Por esta razão, é necessário garantir que o Isocentro se encontra no centro, ou aproximadamente, do volume a irradiar, PTV [9]. O desvio deste Isocentro vai

resultar na deslocação das Isodoses aplicadas em relação ao previsto e, possivelmente, resultar na deposição de dose nos órgãos de risco, dependendo da gravidade do desvio.

O processo de irradiação é repetido em várias frações, de acordo com a prescrição do médico, ao longo de um determinado período de tempo, sendo a dose total prescrita dividida entre as sessões de tratamento.

2.2 Toxicidade nos órgãos

Tratamentos oncológicos por radiação, apesar de uma grande mais valia para a cura de cancro e tumores, apresentam o seu risco como anteriormente mencionado. Este tipo de tratamento pode pôr em causa a segurança dos órgãos e tecidos saudáveis do paciente, que inevitavelmente também receberão radiação residual. Os danos que podem ser sofridos pelos tecidos saudáveis são referidos como toxicidade.

Este risco vem da natureza ionizante da radiação administrada, que pode levar à perda de células quando irradiadas. Isto deve-se à ionização de água presente nas células e criação de radicais livres, assim como danos irreversíveis causados ao ADN nuclear e mitocondrial [8].

Dependendo da dose recebida pelo paciente, a toxicidade nos órgãos manifesta-se com diferentes graus de gravidade. De modo a delimitar estratégias e guias para a irradiação dos diferentes órgãos, e assim garantir que o processo de tratamento é o mais seguro possível, é necessário compreender o risco associado a esta toxicidade. Tratamentos de radioterapia guiam-se pela *Late Morbidity Scoring Criteria*, escala que categoriza as suas possíveis consequências em 6 graus, de 0 a 5. Este sistema de classificação é proveniente inicialmente da colaboração do Grupo de Radioterapia e Oncológica, (*Radiation Therapy Oncology Group*) (RTOG) com diversos médicos, e foi adotada também pela Organização Europeia para Investigação e Tratamento do Cancro, (*European Organization for Research and Treatment of Cancer*) (EORTC), sendo referida como a escala RTOG/EORTC [10].

Dos 6 graus existentes, a gravidade dos danos aos tecidos normais em si é avaliada de 1 a 4, sendo que o grau 0 representa uma ausência total de consequências no pacientes ligadas à radiação e o grau 5 significa que estas levaram à sua morte [10].

2.2.1 Toxicidade no reto

A escala de avaliação de mortalidade RTOG/EORTC especifica os efeitos associados a cada grau para os diferentes órgãos de risco que se tem em conta quando se realiza o planeamento, incluindo para a zona inferior gastrointestinal, na qual se encontra o reto [10]:

- i) O grau 1 refere-se a efeitos pouco incómodos que não requerem medicação, como variações na frequência ou qualidade do movimentos intestinais;
- ii) O grau 2 apresenta dor abdominal ou no reto que necessita de analgésicos, assim como diarreia e expelição de muco;

iii) No grau 3 a diarreia e expelição de muco são severas, podendo também incluir sangue, e verifica-se uma distensão do abdómen;

iv) No grau 4 ocorrem hemorragias graves que requerem recorrer-se a transfusão; obstrução, fístula ou perfuração; e necessidade de intervenção cirúrgica.

	Grade				
	0	I	2	3	4
Early Lower GI including pelvis	No change	Increased frequency or change in quality of bowel habits not requiring medication; rectal discomfort not requiring analgesics	Diarrhoea requiring parasympholytic drugs (eg Lomotil)/mucus discharge not necessitating sanitary pads; rectal or abdominal pain requiring analgesics	Diarrhoea requiring parental support; severe mucus or blood discharge necessitating sanitary pads; abdominal distention (flat plate radiograph demonstrates distended bowel loops)	Acute or subacute obstruction, fistula or perforation; GI bleeding requiring transfusion; abdominal pain or tenesmus requiring tube decompression or bowel diversion

Figura 2.1: Escala RTOG/EORTC no reto. Retirado de [11].

2.2.2 Toxicidade na medula

A escala RTOG/EORTC classifica a toxicidade na medula consoante os seguintes parâmetros [10]:

- i) O grau 1 manifesta-se como Síndrome *L'Hermitte* leve;
- ii) No grau 2 esta apresenta-se como grave;
- iii) O grau 3 resulta em problemas neurológicos objetivos na zona irradiada;
- iv) O grau 4 leva a Monoplegia, Paraplegia e Quadriplegia.

Síndrome *L'Hermitte* é um nome atribuído a uma lesão temporária na medula [12].

Nos artigos analisados mais à frente (capítulo 3), toxicidade na medula é avaliada através da probabilidade de desenvolvimento de mielopatia. Kirpatrick *et al.* consideram mielopatia, no seu estudo, como uma mielite de grau mínimo 2 na escala RTOG/EORTC [13].

Mielite transversal aguda é uma síndrome na qual ocorre uma inflamação da medula, que resulta em problemas neurológicos como perda de sentidos, disautonomia (problemas no sistema nervoso autónomo) e fraqueza, e pode ocorrer como consequência de exposição à radiação ionizante [14]. Estes efeitos devem-se à perturbação das vias neuroanatômicas [15].

Mielopatias consistem em transtornos sofridos pela medula derivados da sua compressão. Esta compressão pode ser uma consequência de fatores como degeneração de tecidos ou ligamentos das vértebras, ou crescimento espontâneo de osso no canal medular [16], e podem resultar numa variedade de sintomas, que podem ir de perturbações no equilíbrio e destreza a paralisia [17].

2.3 Verificação geométrica

2.3.1 Verificação

Na primeira edição do documento "*On target*", verificação é definida como o processo que permite garantir que o volume do tumor está a ser tratado como planeado. Verificação divide-se nos campos de verificação dosimétrica e geométrica, a segunda a qual o documento explora e na qual este trabalho se baseia. Verificação geométrica é descrita como o modo de garantir a precisão geométrica do tratamento dentro dos limites traçados durante o planeamento. De uma forma simples, verificação prende-se com a comparação entre o planeado e o obtido [18].

A verificação pode ocorrer antes, durante ou após a administração do tratamento [19]. É uma etapa de extrema importância para garantir o seu sucesso, reduzindo ao máximo os efeitos secundários.

2.3.2 Radioterapia guiada por imagem

A Radioterapia Guiada por Imagem (*Image-Guided Radiotherapy*) (IGRT) corresponde a um conjunto de técnicas de obtenção de qualquer tipo de imagens para guiar o processo do tratamento, desde a utilização de imagens para determinar áreas alvo como para avaliar erros de posicionamento do paciente [20].

Esta avaliação de erros é normalmente conseguida ao comparar as imagens obtidas imediatamente antes do momento de tratamento com imagens de referência. Este processo é conhecido como Verificação de Tratamento *Online* [18, 20]. As imagens de referência são utilizadas na fase de planeamento, demonstrando assim a geometria da distribuição dos campos empregados relativamente à anatomia do paciente [18]. Quaisquer erros detetados podem ser corrigidos antes de se dar início à irradiação.

Por outro lado, pode-se recorrer a uma verificação *Offline*. Neste caso, as imagens de referência são comparadas com imagens obtidas após o tratamento estar concluído, ou seja, a posição é avaliada posteriormente. Quaisquer erros que sejam detetados durante este processo podem ser corrigidos antes da próxima sessão de tratamento [20].

Apesar de todos os cuidados, este processo não é infalível e haverá sempre inevitavelmente erros residuais. Maioritariamente, são provenientes de fontes como, por exemplo, incertezas na delimitação de volumes de referência, ou movimento tanto de pacientes como das suas estruturas internas [18, 20].

Uma técnica popular de correção é conhecida como *No action level* [21], nesta é selecionado um certo tratamento número N no qual é avaliada e medida a posição do paciente, e é posteriormente aplicada a correção no tratamento número $(N + 1)$ [19].

Outra técnica importante neste processo trata-se de Tomografia Computorizada de Feixe Cónico, (*Cone-beam Computed Tomography*) (CBCT). Para verificar a posição do paciente, esta usa um feixe cónico para obter as imagens do tratamento e, quando ocorrem

divergências em relação à referência, a dose depositada no alvo será reduzida, numa tentativa de garantir a segurança [22].

2.3.3 Erros geométricos

Erros geométricos são descritos na segunda edição do documento “*On target*” como qualquer discrepância entre as posições desejadas e realmente verificadas. Isto pode verificar-se em erros grosseiros, sistemáticos e aleatórios [19, 20]. Erros grosseiros são erros de larga escala que se consideram inaceitáveis [18, 20], e estatisticamente não são relevantes [20]. Tanto erros sistemáticos como aleatórios podem ser verificados num nível individual ou populacional. Um erro sistemático individual corresponde à média de erros de um único paciente, enquanto populacional reflete o desvio padrão da distribuição de erros médios num grupo de pacientes. Por sua vez, erros aleatórios a um nível individual dizem respeito ao desvio padrão dos erros medidos para esse paciente específico ao longo do tratamento e para uma população corresponde à média de erros individuais nesse grupo [18].

Em radioterapia, estes erros são mais frequentes na forma de erros de posicionamento e de forma do alvo, e de posicionamento de pacientes. No caso de erros aleatórios, os mais relevantes para este trabalho, problemas com o posicionamento e forma do volume alvo derivam de alterações que possam ocorrer entre frações. Já erros de posicionamento de pacientes provêm pequenas mudanças imprevisíveis na sua posição entre cada fração [18, 19].

Este trabalho irá focar-se na simulação destes erros, com o intuito de estudar o seu impacto na distribuição de dose, que poderá acarretar consequências graves.

ESTADO DE ARTE

A radioterapia é uma técnica crucial para o tratamento de cânceros. Visto que os pacientes são expostos a elevados níveis de radiação, é necessário garantir a sua segurança. Isto é relevante uma vez que, ao irradiar um tumor, todos os tecidos saudáveis adjacentes se encontram em risco dado a sua proximidade, estando também sujeitos à dose.

Deste modo, é de extrema importância garantir que a sua distribuição é exata e metódica, respeitando ao máximo o plano de tratamento. Qualquer erro nesta administração, não importa o quão pequeno, pode apresentar riscos para o paciente [6].

Por esta razão, cada plano de tratamento é personalizado ao paciente, sendo criado a partir das suas imagens de Tomografia Axial Computorizada (TAC) [20]. É sobre estas imagens que são realizados também os cálculos relativos à distribuição da dose. Para assegurar a replicabilidade do tratamento ao longo das várias sessões, é necessário que as condições se mantenham idênticas em todas e, para isso, recorre-se ao processo de verificação (secção 2.3). Isto vai permitir, entre outras coisas, alinhar a posição do paciente com a de referência. Este processo procura eliminar ao máximo desvios posicionais no tratamento. Existem várias fontes de erro que podem afetar a eficácia de um tratamento de radioterapia. Desvios na posição do paciente tratam-se, geralmente, de erros aleatórios, mas que podem, na mesma, impactar a distribuição de dose [18].

A. Bharati *et al.* no seu estudo de erros posicionais determinam que, em erros ao longo de uma única direção, desvios de magnitudes até 0,2 cm não apresentam problemas relevantes na distribuição de dose, sendo que a partir deste valor a probabilidade de serem violados limites de segurança vai aumentar com o aumento da magnitude do desvio [23].

B. Krahelj no seu estudo relativo ao *Clinical Target Volume* (CTV) na próstata determinou margens de segurança nos eixos x , y e z para a irradiação do reto de 0,9 cm, 0,95 cm e 7 cm, respetivamente [24]. T. C. Frøseth *et al.* analisaram cânceros no reto e daí definiram uma média vetorial de desvios das três direções de 0,58 cm na sua mostra de pacientes [25]. Por outro lado, I. Kaur *et al.* obtiveram uma média de desvios de 0,09 cm, 0,12 cm e 0,09 cm em x , y e z , respetivamente, na sua amostra de pacientes [26].

A alteração da dose recebida pelo paciente será problemática por duas razões principais: diminuição de cobertura do PTV ou aumento da dose recebida por tecidos saudáveis.

De modo a perceber as consequências da irradiação de tecidos saudáveis foi necessário estabelecer limites de tolerância, especialmente tendo em conta que, antes do desenvolvimento de planeamento 3D, a seleção de campos/doses era feita sem critérios precisos [27]. Para este efeito, Emami *et al.* procuraram em 1991 reunir o seu conhecimento e experiência coletivos relativamente a tolerâncias de dose, com o objetivo de traçar algum tipo de guia [28]. Foram posteriormente publicados os estudos *Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic* (QUANTEC), que resumem e aperfeiçoam as conclusões de Emami *et al.* [27].

A análise QUANTEC procura rever e ir atualizando as diretrizes proporcionadas por Emami *et al.*, refletindo uma compilação do conhecimento clínico mais recente no tópico de doses e a sua interação com tecidos saudáveis [29]. Num conjunto de artigos publicados em 2010, L. B. Marks *et al.* procuraram fornecer um guia para aplicar a informação recolhida através de QUANTEC de um ponto de vista clínico. Apresentam assim uma tabela que estabelece valores limites de dose em função do volume irradiado em vários órgãos de risco, assim como os efeitos que estes podem sofrer consoante a exposição a níveis problemáticos [27]. No entanto, é reconhecido que a informação fornecida não será infalível e que, por esta razão, deve ser aplicada com a devida consideração. L. B. Mark *et al.* apresentam no seu estudo várias limitações a ter em conta, relativamente aos diferentes métodos de previsão e cálculo de distribuições de dose, incluindo as associadas à representação destas distribuições num Histograma Dose-Volume (*Dose-Volume Histogram*) (DVH). Isto é particularmente relevante para teste trabalho visto que DVHs serão utilizados para a análise.

L. B. Marks *et al.* referem no seu artigo estudos individuais dos diferentes órgãos de risco presentes na tabela de limites fornecida e incentivam que estes sejam tidos em conta, de modo a compreender as nuances específicas de cada um [27]. Pretende-se, neste trabalho, analisar o impacto de desvios posicionais na distribuição de dose especificamente no reto e na medula, de modo que os artigos referentes a estes órgãos, de J. M. Michalski *et al.* e J. P. Kirkpatrick *et al.* [13, 30] também são importantes para este estudo.

J. M. Michalski *et al.* definem que o valor V50 no reto (volume que recebe 50 Gy) tem que ser menor que 50 % e, assumindo fracionamento convencional até 78 Gy, os valores V60, V65, V70 e V75 têm limites de 35 %, 25 %, 20 % e 15 %, respetivamente. Atribuem a estes limites uma probabilidade de lesão no reto de grau mínimo 2 menor que 15 % e de grau mínimo 3 de menor que 10 %. Recomendam, mesmo assim, que se tente reduzir os valores V70 e V75 abaixo do referido, desde que não seja comprometida a cobertura do PTV, uma vez que uma redução de apenas 5 % a 10 % tem um elevado impacto na Probabilidade de Complicação de Tecidos Saudáveis (*Normal Tissue Complication Probability*) (NTCP). Por outro lado, reduções no V50 tão grandes como de 45 % a 50 % não verificam resultados muito significativos [27, 30]. A tabela presente na Figura 3.1 apresenta os valores limites referentes ao reto.

C. Vargas *et al.* afirmam existir um maior risco de toxicidade retal para doses a partir dos 50 Gy, e apresentam uma relação entre fatores de risco de toxicidade no reto com dose

recebida pelo órgão mais específica. Um V60 menor que 35 %, entre 35% e 55 % e maior que 55 % têm um risco de desenvolver toxicidade de grau mínimo 2 de 9 %, 20 % e 31 % e de grau mínimo 3 de 0,7 %, 5 % e 8 %, respetivamente. Para um V70 menor que 25 %, entre 25 % e 40 % e maior que 40 %, o fator de risco de toxicidade de grau mínimo 2 é 9 %, 19 % e 24 %, e de grau mínimo 3 é 2 %, 3% e 8 %, respetivamente [31]. É também apresentada informação relativamente a V80, mas este não é relevante para este estudo.

Já J. P. Kirkpatrick *et al.*, no estudo especializado da medula [13], apresentam limites compostos por valores objetivos, relacionando-os com a probabilidade de ocorrência de mielopatia. Uma dose D_{max} igual a 50 Gy, 60 Gy e 69 Gy tem como efeito uma probabilidade de mielopatia de 0,2 %, 6 % e 50 %, respetivamente [13, 27]. Isto para irradiação completa da medula. Ao abordar uma irradiação parcial, uma D_{max} de 13 Gy numa única fração (ou 20 Gy disperso por três frações) vai apresentar uma probabilidade inferior a 1 % [13, 27]. Mas, como se pode aferir pelos valores referidos acima, e é também salientado por J. P. Kirkpatrick *et al.*, danos na medula como resultado de radioterapia, apesar de severos, são estatisticamente raros. A tabela presente na Figura 3.2 apresenta os valores referentes à medula.

De qualquer forma, estes valores de limite [13, 27, 30] são, geralmente, vistos como clinicamente aceitáveis. Assim, é importante tê-los em conta quando se está a realizar o planeamento e, mesmo que estejam a ser respeitados a um nível teórico no planeamento, erros na fase de tratamento, como os desvios posicionais, podem pô-los em causa.

Estes valores são os utilizados no Centro Oncológico Dr.^a Natália Chaves (CONC) como guia de planeamento. Desta forma, será através deles que será feito o estudo deste trabalho, sendo usados como termo de comparação para os resultados obtidos, de modo a analisar como os desvios posicionais vão afetar a distribuição de dose e a toxicidade nos órgãos de risco.

Organ	Volume segmented	Endpoint	Dose (Gy), or dose/volume parameters [†]	Rate (%)
Rectum	Whole organ	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V50 <50%	<15
		Grade \geq 3 late rectal toxicity		<10
	Whole organ	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V60 <35%	<15
		Grade \geq 3 late rectal toxicity		<10
	Whole organ	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V65 <25%	<15
		Grade \geq 3 late rectal toxicity		<10
Whole organ	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V70 <20%	<15	
Whole organ	Grade \geq 3 late rectal toxicity	V75 <15%	<15	
			<10	

Figura 3.1: Tabela de limites de dose no reto consoante a sua incidência, e respetiva toxicidade. Adaptado de [27].

Organ	Volume segmented	Endpoint	Dose (Gy), or dose/volume parameters [†]	Rate (%)
Spinal cord	Partial organ	Myelopathy	Dmax = 50	0.2
	Partial organ	Myelopathy	Dmax = 60	6
	Partial organ	Myelopathy	Dmax = 69	50
	Partial organ	Myelopathy	Dmax = 13	1
	Partial organ	Myelopathy	Dmax = 20	1

Figura 3.2: Tabela de limites de dose na medula e respetiva probabilidade de mielopatia. Adaptado de [27].

PROCEDIMENTO

Neste capítulo são apresentados os métodos usados para o levantamento dos dados relevantes para o projeto, assim como o procedimento de trabalho que foi levado a cabo no CONC.

4.1 Seleção de casos

As simulações foram realizadas em planos de tratamento reais de pacientes, e para tal foi necessário fazer uma seleção dos casos relevantes. Foram selecionados 85 planos de PTVs de Próstata e 100 planos de Otorrinolaringologia (ORL), com o objetivo de estudar a distribuição de dose no reto e na medula, respetivamente. Estas localizações anatómicas foram escolhidas visto que influenciam diretamente os órgãos a examinar, sendo as que proporcionam a análise mais direta de cada um. Os planos utilizados foram recolhidos da base de dados de radioterapia do CONC, com os planos de próstata correspondendo a casos de 2020 a 2023 e os de ORL a casos de 2022. Nas Tabelas I.1 e I.2, pode-se encontrar um registo dos planos dos pacientes usados.

Tratamentos de radioterapia são realizados de forma faseada, podendo ter, geralmente, entre 1 e 3 fases. Para o propósito deste trabalho, decidiu-se recorrer somente a planos que possuíssem apenas uma única fase. Isto deve-se a limitações inerentes ao *software* de planeamento utilizado. Este *software* representa a distribuição de dose num DVH, sendo possível somar num único DVH as doses máximas de cada fase de modo a obter a distribuição referente a todo o tratamento. No entanto, não permite somar diferentes histogramas entre si. Isto significa que não é possível somar os DVHs com os desvios incluídos, e assim somar as doses associadas aos diferentes desvios em várias fases. Para contornar este problema seria necessário somar individualmente a contribuição de todos os desvios, ou seja, retirar de cada DVH toda a distribuição de dose de cada desvio em cada fase. Isto, para além de pouco eficiente, poderia resultar em valores incorretos, uma vez que fases posteriores à primeira são prescritas doses mais baixas, que poderiam perder informação devido a arredondamentos feitos pelo sistema no cálculo da dose. Assim, para uma melhor representação do processo de tratamento, assim como por uma questão de

simplicidade, foram estudados exclusivamente casos com apenas uma fase.

Este facto é a razão pela qual o número de casos analisados referentes ao reto ser menor que os de medula, uma vez que tratamentos de cancro de próstata recorrem maioritariamente a mais que uma fase de planeamento. Assim, havia uma menor disponibilidade de planos para estudo. Enquanto os planos ORL usados são todos do mesmo ano, de modo a ter uma amostra estatística significativa os planos de próstata tiveram que ser levantados de vários anos. Para evitar tratamentos que ainda estivessem em curso, não foram utilizados planos correspondentes ao ano de 2024 e, sendo 2020 o ano mais antigo disponível a acesso na base de dados, o grupo de estudo de reto ficou limitado a apenas 85 casos.

4.2 Simulação de desvios e cálculo de dose

Os dados deste trabalho foram obtidos através do *software* Eclipse (Figura II.1), programa através do qual são criados os planos de tratamento no CONC.

Após seleccionados os pacientes a avaliar, foram realizadas simulações de desvios da posição do paciente quando deitados para o tratamento. Para tal, são aplicadas ao Isocentro de irradiação variações de coordenadas, tanto em magnitude como direção. Recorre-se à funcionalidade *Plan Uncertainty Parameters* (Parâmetros de Incerteza do Plano) do Eclipse para realizar estas simulações, sendo calculada uma nova distribuição de dose para cada um dos casos (Figura II.2). As alterações na distribuição de dose recebida pelos órgãos de risco provenientes destes desvios são registadas no DVH, gráfico que apresenta a percentagem do total volume de uma estrutura irradiado em função da dose recebida, quer percentualmente quer absolutamente (Figuras IV.1 e IV.2).

Os DVHs utilizados neste trabalho são cumulativos, de modo que representam qual o volume que recebe dose maior ou igual à indicada no referencial. Isto é em contraste a DVHs diferenciais, que demonstram o volume a receber apenas a dose correspondente à indicada [32].

Este processo foi repetido para cada um dos planos em estudo.

Os DVHs resultantes são guardados num formato de ficheiro *.txt* que lista em forma de tabela os valores do intervalo de dados relevante com uma escala ampla, de modo a permitir uma análise mais rigorosa. Recorre-se a este método visto que uma análise direta a partir da representação gráfica do DVH seria muito menos precisa no que toca a recolher valores específicos.

4.2.1 Eixos de coordenadas

O sistema Eclipse aplica os desvios posicionais consoante o referencial de três dimensões de eixos x , y e z , como se vê na Figura 4.1. O referencial usado baseia-se no posicionamento mais comum do paciente, no qual este é deitado no acelerador com a cabeça orientada para a *Gantry*.

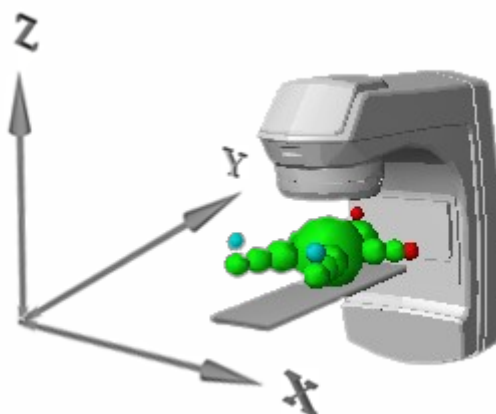


Figura 4.1: Referencial de eixos usado pelo Eclipse na *Gantry*. Adaptado de [33].

Tendo em conta os planos anatómicos utilizados para representar o corpo humano, presentes na Figura III.1:

- i) O eixo x é perpendicular ao plano sagital, atravessando o corpo do ombro direito ao ombro esquerdo;
- ii) O eixo y é perpendicular ao plano transversal, atravessando o corpo dos pés à cabeça;
- iii) O eixo z é perpendicular ao plano frontal, atravessando o corpo das costas para o peito.

Os planos anatómicos também podem ser observados no Eclipse nas Figuras II.1 e III.4.

4.2.2 Algoritmo de cálculo

A simulação da distribuição da dose é realizada pelo Eclipse consoante o algoritmo de cálculo selecionado. Neste trabalho foi utilizado o Algoritmo Analítico Anisotrópico, (*Anisotropic Analytical Algorithm*) (AAA), com a opção de correção de heterogeneidade ativada e uma resolução de cálculo de 0,125 cm.

AAA, referido como *Triple A*, é designado como um algoritmo 3D de sobreposição que aplica modelos derivados de Monte Carlo para determinar a contribuição da dose proveniente de diferentes fontes de radiação num feixe, como fótons principais, e fótons e elétrons dispersos. Este recorre a seis curvas exponenciais para poder modelar a deposição de dose. As equações físicas utilizadas pelo algoritmo permitem reduzir o tempo de simulação computacional através de uma convolução analítica [34].

Este algoritmo apresenta uma evolução relativamente a algoritmos anteriores no que toca à adaptação a modelação de zonas de heterogeneidade de tecidos [34], as quais apresentam uma maior dificuldade na simulação de distribuição de dose, como por exemplo nos pulmões, dada a elevada presença de ar.

RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados recolhidos no âmbito do trabalho relativos ao reto e à medula. Para cada um destes, como já referido em 4.2, é adquirido um histograma por paciente que representa a distribuição de dose no tratamento planeado, assim como quando afetado por desvios posicionais do doente. Os desvios simulados tratam-se de incrementos sucessivos de 0,1 cm em relação à posição de referência do Isocentro até um desvio total de 1,0 cm. Dado os efeitos que já são provocados por desvios de até 1,0 cm, e tendo em consideração os desvios destacados na literatura no capítulo 3, assim como o rigor com que pacientes são posicionados na prática corrente, não foi considerado necessário a extensão da análise para desvios de maior magnitude. Estes são medidos em ambos os sentidos de uma direção, criando uma escala entre -1,0 cm e +1,0 cm.

5.1 Resultados no reto

Devido à posição minimamente regular de patologias que afetam a próstata, foi decidido, no estudo do reto, analisar apenas desvios no eixo z (Figuras 4.1 e III.3).

Como referido no capítulo 3 e ilustrado na Figura 3.1, os limites de segurança no reto baseiam-se na dose recebida por secções de volume. Ao serem aplicados os desvios posicionais aos planos de tratamento, foram levantados os valores das percentagens de volume de reto que recebiam 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy, 70 Gy e 75 Gy para cada um. Dado que, em maior parte dos casos, o DVH não apresentava os valores de dose exatos procurados, foi feita uma interpolação dos dados, como se pode observar na Tabela 5.1.

A interpolação foi feita segundo a equação 5.1:

$$y = y_1 + \left[\left(\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} \right) (y_2 - y_1) \right] \quad (5.1)$$

Nesta, x representa o valor de dose de referência, sendo x_1 e x_2 os valores imediatamente anterior e posterior a esta referência, respetivamente. As variáveis de y_1 e y_2 referem-se à percentagem de volume irradiado atribuída a x_1 e x_2 , respetivamente. O valor de y obtido será a percentagem de volume pretendida, que está associada à dose de referência.

Tabela 5.1: Parte do DVH do paciente R6 (dose prescrita de 70 Gy) para um tratamento sem desvio de Isocentro aplicado. Interpolação dos valores consecutivos superior e inferior de dose incidente e de volume afetado, para Isodoses de 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy, 70 Gy e 75 Gy, obtendo a percentagem de volume pretendida.

Dose referência (Gy)	50	60	65	70	75
Dose registada (Gy)	49,98	59,99	64,96	70,00	74,97
	50,05	60,06	65,03		75,04
Volume irradiado registado (%)	28,1408	18,5560	13,3417	6,1717	0
	28,0769	18,4844	13,2696		0
Volume irradiado pretendido (%)	28,1225	19,0000	13,3005	6,1717	0

Caso o DVH apresentasse o valor pretendido, este era aplicado diretamente, sem ser necessária interpolação de dados (V70, Tabela 5.1).

Os valores finais, após os cálculos necessários, da percentagem de volume irradiado de cada dose limite foram depois compilados, para todos os casos em análise, e comparados com o recomendado por L. B. Marks *et al.* [27], de modo a determinar o seu nível de segurança. A Tabela 5.2, assim como as Tabelas IV.1 e IV.2, apresentam exemplos desta distribuição de dose num paciente consoante os desvios posicionais referidos.

5.2 Resultados na medula

No caso do estudo da medula, foram analisadas a três direções, sendo aplicados os desvios nos eixos x , y e z (Figuras 4.1 e III.4). Isto deve-se à maior variedade de patologias na localização anatómica considerada, tendo planos ORL várias sub-regiões que podem ser o foco da irradiação, ao contrário do que se verifica com planos de próstata.

Como se pode observar na Figura 3.2, os padrões de segurança da medula são determinados em relação à dose máxima que esta recebe na irradiação. Assim, para cada desvio calculado, foi recolhido o valor máximo de dose D_{max} registado e comparado diretamente com os limites de 50 Gy, 60 Gy e 69 Gy estipulados. Esta foi também comparada com a dose máxima original, no plano de tratamento sem desvios aplicados. Na Tabela 5.3, assim como nas Tabelas de IV.3 e IV.4, podem-se observar exemplos dos dados recolhidos de dose máxima incidente na medula no plano de um paciente, consoante os desvios aplicados nos três eixos.

Tabela 5.2: Resultados provenientes do paciente R6 (dose prescrita de 70 Gy). Percentagem de volume do reto irradiado para as doses de 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy, 70 Gy e 75 Gy sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, no eixo z. Células destacadas a vermelho representam os casos nos quais o volume irradiado é superior ao limite de segurança proposto em [27, 30].

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
0,0	34,27580	25,96343	21,20394	14,54587	0
0,1	25,06150	15,74199	10,98591	4,28596	0
0,2	21,95090	13,07524	8,867157	2,62476	0
0,3	18,90700	10,64754	7,026251	1,22511	0
0,4	15,97930	8,515653	5,36753	0,285143	0
0,5	13,21060	6,701266	3,823261	0,009325	0
0,6	10,64850	5,081034	2,482813	0	0
0,7	8,40875	3,594001	1,357750	0	0
0,8	6,65340	2,312296	0,514916	0	0
0,9	5,13793	1,243781	0,066421	0	0
1,0	3,75542	0,428437	0	0	0
-0,1	31,40020	21,59150	15,84144	8,07244	0
-0,2	34,55140	24,66170	18,45860	10,27860	0
-0,3	37,62780	27,74513	21,14233	12,74750	0
-0,4	40,61910	30,81497	23,87444	15,34670	0
-0,5	43,50160	33,86876	26,62274	18,03470	0
-0,6	46,28760	36,90039	29,36500	20,80970	0
-0,7	48,91310	39,84289	32,05547	23,62100	0,000535
-0,8	51,31180	42,65046	34,65626	26,40800	0,005833
-0,9	53,53270	45,30344	37,15757	29,16070	0,018542
-1,0	55,57320	47,74979	39,53423	31,85640	0,041945

Tabela 5.3: Resultados provenientes do paciente M65 (dose prescrita de 69,96 Gy). Dose máxima recebida pela medula sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, nos eixos x , y e z . Células destacadas a verde representam os casos nos quais a dose máxima é menor 50 Gy, a amarelo inferior a 60 Gy, a vermelho inferior a 69 Gy, e a preto os que ultrapassam os 69 Gy, de acordo com os patamares de segurança propostos em [13, 27].

Desvio (cm)		0,0	Dmáx (Gy)		44,0252
x		y		z	
Desvio (cm)	Dmáx (Gy)	Desvio (cm)	Dmáx (Gy)	Desvio (cm)	Dmáx (Gy)
0,1	44,7399	0,1	44,4540	0,1	43,0246
0,2	45,1687	0,2	45,1687	0,2	42,1670
0,3	46,1692	0,3	46,0263	0,3	41,0234
0,4	47,5986	0,4	47,7416	0,4	40,3087
0,5	49,3139	0,5	49,5998	0,5	39,0223
0,6	52,4585	0,6	53,0303	0,6	37,7358
0,7	55,8891	0,7	56,6038	0,7	36,7353
0,8	59,8914	0,8	60,0343	0,8	36,0206
0,9	64,6083	0,9	63,8937	0,9	34,4483
1,0	70,3259	1,0	67,1812	1,0	32,7330
-0,1	43,7393	-0,1	43,5963	-0,1	46,0263
-0,2	43,4534	-0,2	43,8822	-0,2	49,0280
-0,3	44,3110	-0,3	43,5963	-0,3	52,0297
-0,4	46,3122	-0,4	43,1675	-0,4	55,1744
-0,5	48,0274	-0,5	42,1670	-0,5	60,7490
-0,6	50,1715	-0,6	42,1670	-0,6	66,3236
-0,7	52,3156	-0,7	41,5952	-0,7	71,7553
-0,8	55,1744	-0,8	41,3093	-0,8	78,4734
-0,9	57,7473	-0,9	40,8805	-0,9	84,3339
-1,0	60,7490	-1,0	40,5946	-1,0	88,0503

ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

6.1 Reto

De modo a permitir uma análise dos vários casos em estudo, foi realizada uma média do volume irradiado por valor de dose para os diferentes desvios posicionais para cada um dos patamares de dose apresentados por L. B. Marks *et al.* nos 85 pacientes (Tabela 6.1).

6.1.1 Desvios no sentido positivo

Como seria expectável, quanto maior o desvio posicional em relação ao planeado, maior a variação de dose registada no reto. Estando o PTV localizado na próstata, este encontra-se acima do reto no eixo z (Figura III.3), de modo a que oscilações neste eixo que ocorram no sentido positivo resultam num afastamento do Isocentro do reto. Deste modo, quanto maior esse desvio, menor dose será recebida pelo reto, e mais seguro este estará. Em todos os casos analisados foi verificada esta diminuição, não tendo ocorrido nenhum incidente em que não se verificasse. Assim, não houve nenhum caso em que limites de segurança fossem ultrapassados.

Apesar da segurança do reto não ser posta em causa, foi registada a variação do volume irradiado em relação ao originalmente planeado, de modo a melhor compreender a influência destes desvios. Fazendo uma média das variações registadas em todos os casos estudados, foi possível averiguar como estas evoluem, de um modo geral, com o aumento da magnitude do desvio, assim como com o aumento da Isodose incidente (Tabela 6.2 e Figura V.1).

A diminuição de volume irradiado ocorre de forma aproximadamente linear com o aumento da magnitude do desvio. A partir de 0,6 cm de desvio é possível verificar uma diminuição de mais de 50 % na irradiação do reto numa Isodose de 50 Gy, enquanto que para 60 Gy, 65 Gy e 70 Gy esta mesma queda ocorre a partir dos 0,5 cm, 0,4 cm e 0,2 cm, respetivamente. Para 70 Gy, um desvio de 0,4 cm já representa uma diminuição de mais que 80 %. Isto deve-se ao facto de que esta Isodose é a menos incidente no reto num plano de tratamento (Tabelas 5.2, IV.1 e IV.2) com a exceção da de 75 Gy, logo, não só será

Tabela 6.1: Média da percentagem de volume de reto irradiado em todos os 85 casos analisados consoante os desvios posicionais. Destacados a vermelho os que ultrapassariam os limites de segurança.

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
0,1	24,31539	14,36124	9,232468	2,953922	0
0,2	21,72251	12,21494	7,539886	1,995934	0
0,3	19,21075	10,20408	5,980920	1,267344	0
0,4	16,79618	8,342517	4,574757	0,750515	0
0,5	14,49637	6,646498	3,338108	0,430784	0
0,6	12,32238	5,126404	2,312791	0,240258	0
0,7	10,28983	3,809280	1,506420	0,131655	0
0,8	8,327103	2,669676	0,911755	0,072241	0
0,9	6,719779	1,822580	0,534213	0,040663	0
1,0	5,229998	1,169810	0,301177	0,023647	0
-0,1	29,71006	19,02432	13,01444	5,477552	8,31E-05
-0,2	32,47492	21,5160	15,04662	7,005279	0,000285
-0,3	35,26491	24,09185	17,07902	8,686828	0,000732
-0,4	38,06684	26,73181	19,36389	10,49958	0,002297
-0,5	40,86905	29,42695	21,61156	12,56198	0,006286
-0,6	43,65248	32,16005	23,93024	14,42406	0,014624
-0,7	46,40467	34,92033	26,23192	16,51341	0,029614
-0,8	49,10628	37,68075	28,70529	18,66968	0,052378
-0,9	51,74071	40,42496	31,13297	20,86907	0,089357
-1,0	54,28871	43,13755	33,57384	23,10304	0,140431

Tabela 6.2: Média das variações relativas de volume irradiado em cada desvio positivo do eixo z, na totalidade dos casos analisados, em relação ao original no tratamento planeado.

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
0,1	-9,04%	-12,12%	-15,30%	-32,25%	0,00%
0,2	-18,73%	-25,33%	-30,96%	-56,02%	0,00%
0,3	-28,08%	-37,59%	-45,16%	-72,99%	0,00%
0,4	-37,01%	-48,78%	-57,64%	-83,90%	0,00%
0,5	-45,48%	-58,86%	-68,41%	-90,07%	0,00%
0,6	-53,42%	-67,78%	-77,14%	-93,40%	0,00%
0,7	-60,79%	-75,39%	-83,87%	-95,03%	0,00%
0,8	-67,90%	-81,95%	-88,70%	-95,79%	0,00%
0,9	-73,57%	-86,65%	-91,60%	-96,13%	0,00%
1,0	-78,83%	-90,23%	-93,34%	-96,30%	0,00%

a sua variação estatisticamente mais significativa, mas em vários casos esta é eliminada por completo, deixando de contribuir de todo para a irradiação do reto nos desvios mais acentuados. Isto é comprovado pela diminuição de mais de 95 % de média registada a partir de 0,7 cm. Esta Isodose é, assim, a que verifica uma variação percentual mais significativa, e esta variação vai diminuindo gradualmente para cada patamar de dose inferior, registando todas quedas acima dos 90 % a certo ponto, exceto 50 Gy. Como a Isodose originalmente mais incidente, a de 50 Gy não chega a exibir uma queda maior de 80 % em desvios até 1,0 cm. A Isodose de 75 Gy foi excluída da análise por não ser estatisticamente relevante, uma vez que não era recebida de todo pelo reto nos planos iniciais, não sofrendo assim qualquer alteração após o processo de simulação. Nos raros casos em que dose de 75 Gy era detetada originalmente, a sua presença era tão reduzida que após apenas 0,1 cm de desvio era anulada por completo. Isto pode ser constatado através da Tabela 6.1, na qual os 75 Gy se encontram nulos para todas as magnitudes de desvios posicionais positivos em z.

Através da Tabela 6.1 é possível também comprovar a diminuição de irradiação no reto em geral ao longo da escala de desvios, atingindo, para desvios de 1,0 cm, valores quase insignificantes, muito menores do que qualquer limite de segurança.

Tendo isto tudo em conta, pode ser afirmado que desvios positivos na posição do paciente em relação ao eixo z proporcionam uma maior segurança do ponto de vista do reto. No entanto, ao afastar as Isodoses do reto, também, por consequência, se estará a afastá-las do PTV. Deste modo, a segurança no reto virá ao custo da eficácia do tratamento do PTV, o que é a primeira prioridade no que toca a radioterapia. Por isso, apesar da sua aparente segurança nesta situação específica, há que ter em conta que não pode ser tomada como solução ou prática segura.

6.1.2 Desvios no sentido negativo

Em oposição aos desvios positivos, desvios no sentido negativo do eixo z vão levar a um aumento do volume de reto irradiado à medida que o desvio vai aumentando em magnitude. Isto verifica-se pois, ao desviar o Isocentro neste sentido, o ponto de aplicação das Isodoses está a ser aproximado do reto, devido ao seu posicionamento (Figura III.3). Deste modo, a sua irradiação será mais abrangente, recebendo tanto mais dose em geral, como doses de maior intensidade. Enquanto que desvios no sentido positivo não produzem resultados que ponham em risco a segurança do órgão em questão, para desvios no sentido negativo este já não é o caso, sendo limites de segurança excedidos repetidamente. Compilou-se na Tabela 6.3 a média da variação de irradiação no reto em todos os planos, agora para os desvios negativos.

Neste caso, a Isodose de 75 Gy já não se encontra completamente inexistente (Tabela 6.1), uma vez que, em planos com doses prescritas mais elevadas, passou a ser ocasionalmente registada no reto em desvios mais consideráveis. Sendo este um fenómeno raro, não deixa de ser estatisticamente insignificante quando comparado com o resto dos dados, dando

Tabela 6.3: Média das variações relativas de volume irradiado em cada desvio negativo do eixo z, na totalidade dos casos analisados, em relação ao original no tratamento planejado.

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
-0,1	11,30%	16,98%	21,19%	55,18%	0,00%
-0,2	21,81%	32,71%	41,22%	99,45%	0,00%
-0,3	32,50%	49,10%	61,92%	149,14%	0,00%
-0,4	43,28%	66,00%	84,87%	203,82%	0,00%
-0,5	54,11%	83,39%	107,58%	264,94%	0,00%
-0,6	64,91%	101,15%	131,42%	334,47%	0,00%
-0,7	75,64%	119,19%	155,61%	395,90%	0,01%
-0,8	86,22%	137,36%	181,18%	488,66%	0,02%
-0,9	96,58%	155,52%	206,76%	598,24%	0,07%
-1,0	106,66%	173,60%	232,69%	738,01%	0,30%

uma média de aumento de volume menor que 1 % para um desvio de -1,0 cm (Tabela 6.3).

Verifica-se uma evolução aproximadamente linear do volume irradiado com o aumento do desvio aplicado (Figura V.2) para as diferentes Isodoses. Com a exceção da de 75 Gy, todas as Isodoses duplicam, a certo ponto, a sua presença inicial, excedendo aumentos de 100 %. A Isodose de 50 Gy é a única que só atinge um aumento de 100 % para o maior desvio considerado, de -1,0 cm, aumentando em 50 % a partir dos -0,5 cm. Esta é a dose originalmente mais incidente (Tabelas 5.2, IV.1, IV.2), sendo a que tem o limite de segurança mais elevado, de modo que apresenta uma variação percentual menor quando comparada com as restantes. Entre as Isodoses de 60 Gy e 65 Gy não se encontram diferenças muito drásticas, sendo ultrapassado o aumento de 50 % depois de -0,3 cm e -0,2 cm, e de 100 % depois de -0,6 cm e -0,4 cm, respetivamente.

Mais uma vez, ao ser a menos incidente originalmente (com a exceção de 75 Gy), a Isodose de 70 Gy apresenta a maior variação percentual, dado que o seu aumento apresenta um maior peso estatístico. Um desvio de apenas -0,1 cm leva imediatamente a um aumento de 50 % de irradiação, passando a 100 % após os -0,2 cm. Entre -0,3 cm e -0,8 cm, cada milímetro de desvio representa um aumento subsequente de mais de 50 % em relação ao anterior. Posteriormente, de -0,8 cm para -0,9 cm há um aumento de mais de 100 %, e de -0,9 cm para -1,0 cm de quase 150 %. Um desvio de -1,0 cm em relação à posição de referência pode levar a um aumento de mais de 700 % de volume de reto que é irradiado por 70 Gy, sete vezes mais que o originalmente planejado. No entanto, dado que o planejado é relativamente baixo, ao comparar com a Tabela 6.1, é necessário um aumento de quase 600 % para que esta Isodose exceda o seu limite de segurança.

Com o intuito de averiguar quais os desvios que seriam mais prejudiciais, foram registados o número de casos para cada desvio nos quais estes limites foram ultrapassados em cada patamar de dose (Tabelas 6.4 e V.1). Pode-se constatar uma evolução com o aumento da magnitude do desvio (Figura V.3). Na média (Tabela 6.1), a irradiação excede o desejável a partir de -0,9 cm; -0,8 cm; -0,7 cm e -0,9 cm de novo para as Isodoses de 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy e 70 Gy, respetivamente. Comparando com as Tabelas 6.4 e V.1, pode-se

Tabela 6.4: Número de casos, de um total de 85, para cada desvio, que ultrapassam o limite de segurança proposto em cada dose analisada no reto.

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
-0,1	0	0	1	1	0
-0,2	0	1	3	1	0
-0,3	2	4	5	2	0
-0,4	6	8	14	3	0
-0,5	12	18	23	6	0
-0,6	20	34	38	15	0
-0,7	27	45	48	25	0
-0,8	40	53	56	38	0
-0,9	50	63	64	47	0
-1,0	59	69	70	57	0

comprovar que 60 Gy e 65 Gy são as Isodoses mais problemáticas. Não só apresentam complicações mais cedo, mas estas complicações são as mais frequentes, sendo a Isodose de 65 Gy a mais notória. Mais de 80 % dos casos estudados apresentaram excesso de radiação nestas Isodoses para -1,0 cm; -0,8 cm representando um problemas em mais de 60 % dos casos. Desvios abaixo de -0,5 cm têm uma baixa probabilidade trazer complicações, sendo estas pouco ocorrentes. Por volta de -0,6 cm e -0,7 cm é que se começa a verificar uma probabilidade maior de complicação.

6.1.3 Risco de toxicidade

Sendo as Isodoses de 60 Gy e 65 Gy as que se revelaram mais preocupantes, é relevante analisar o que o seu excesso reflete, comparando, para tal, estes resultados com as probabilidades de risco apresentadas na literatura, e o que isto significa na escala RTOG/EORTC. Os resultados em questão são os valores médios de volume obtidos na Tabela 6.1, arredondados à unidade que proporciona o maior intervalo possível.

Os artigos que propõem estes limites [27, 30] atribuem-lhes uma probabilidade de lesão no reto mínima de 15 % e 10 %, para um grau mínimo 2 e 3 na escala RTOG/EORTC, respetivamente.

Segundo C. Vargas *et al.* [31], o V60, a partir de um desvio de -0,8 cm, que varia entre os 37 % e 44 %, corresponde, aproximadamente, a uma probabilidade de lesão do reto de grau mínimo 2 na escala RTOG/EORTC de 17 % e de grau mínimo 3 de 2 %. O V65 a partir de -0,7 cm varia entre 26 % e 34 %, podendo inferir uma probabilidade de lesão de grau mínimo 2 entre 9 % e 19 % e de grau mínimo 3 entre 2 % e 3 %.

Desvios a partir de -0,9 cm revelam-se problemáticos para Isodoses de 50 Gy e 70 Gy. De acordo com C. Vargas *et al.* [31], um V70 entre 20 % e 24 % vai refletir uma probabilidade de lesão de grau mínimo 2 de 9 % e de grau mínimo 3 de 2 %. Este não apresenta valores concretos para V50. No entanto, várias literaturas estudadas referem 50 Gy como a dose a partir da qual o risco de lesão no reto pode começar aumentar significativamente [31, 35, 36]. C. Vargas *et al.* apresenta, no entanto, a probabilidade de lesão para a irradiação

Tabela 6.5: Média da dose máxima irradiada na medula em todos os 100 casos analisados consoante os desvios posicionais.

Desvio (cm)	Dmáx (Gy)		
	x	y	z
0,1	29,1409	29,1015	28,6073
0,2	29,5085	29,2900	28,3891
0,3	30,1297	29,5686	28,3008
0,4	30,9399	29,8942	28,3030
0,5	31,8011	30,2684	28,3319
0,6	32,7998	30,7042	28,4475
0,7	33,3471	30,6824	28,5546
0,8	34,8694	31,5749	28,6609
0,9	35,9226	32,2594	28,7432
1,0	36,9400	32,5705	28,8539
-0,1	29,2503	28,9580	29,6863
-0,2	29,7727	28,9949	30,6439
-0,3	30,4495	29,0316	31,9246
-0,4	31,2630	29,0874	33,4845
-0,5	32,1974	29,0984	35,2258
-0,6	33,1290	29,1474	37,0066
-0,7	33,7151	28,6911	38,9103
-0,8	35,1891	29,0943	40,7792
-0,9	36,1113	29,1173	42,5616
-1,0	37,0035	29,2135	44,4375

de Dose Equivalente Uniforme, (*Equivalent Uniform Dose*) (EUD), ou seja, risco caso todo o reto esteja irradiado por uma dose uniforme, menor que 65 Gy, entre 65 Gy e 68 Gy, e maior que 68 Gy. Uma irradiação EUD de 50 Gy tem uma probabilidade de lesão de grau mínimo 2 de 10 % e de grau mínimo 3 de 2 % [31]. Deste modo, fazendo a comparação com este trabalho, pode-se traçar a relação e propor que V50 terá um possível risco de 10 % e 2 %, mas tendo a noção que esta probabilidade não está diretamente ligada aos desvios aplicados, apesar de não ser completamente imprudente assumi-la para os desvios problemáticos de -0,9 cm e -1,0 cm.

6.2 Medula

Como L. B. Marks *et al.* e J. P. Kirkpatrick *et al.* [13,27] estipulam patamares de segurança na medula através da dose máxima recebida, fez-se a média dessa dose registada em todos os 100 casos em análise ao longo dos desvios posicionais, para os eixos x , y e z , que se encontra na Tabela 6.5.

Para além disso, registou-se o número de casos, dos 100, em que as doses referidas de 50 Gy, 60 Gy e 69 Gy são atingidas, de modo a poder associá-los às probabilidades de mielopatia de cada uma (Tabela 6.6).

Como referido na secção 5.2, ao contrário da análise no reto, o estudo da medula

Tabela 6.6: Número de casos, de um total de 100, em que os diversos desvios ultrapassam cada dose máxima de referência proposta na medula, nos eixos x , y e z .

Desvio (cm)	x			y			z		
	50 Gy	60 Gy	69 Gy	50 Gy	60 Gy	69 Gy	50 Gy	60 Gy	69 Gy
0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,2	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0,3	1	0	0	1	0	0	0	0	0
0,4	2	0	0	1	0	0	0	0	0
0,5	3	0	0	2	0	0	0	0	0
0,6	5	0	0	3	0	0	0	0	0
0,7	5	1	0	3	0	0	0	0	0
0,8	6	1	0	3	1	0	1	0	0
0,9	8	2	1	3	1	0	1	0	0
1,0	10	3	1	3	1	0	2	0	0
-0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-0,2	0	0	0	0	0	0	2	0	0
-0,3	0	0	0	0	0	0	4	0	0
-0,4	3	0	0	0	0	0	5	0	0
-0,5	4	0	0	0	0	0	6	3	0
-0,6	5	2	0	0	0	0	11	4	0
-0,7	5	2	1	0	0	0	15	6	2
-0,8	6	2	1	0	0	0	21	7	5
-0,9	9	2	2	0	0	0	27	8	6
-1,0	14	3	2	0	0	0	40	10	6

foi realizado nos três eixos ortogonais do referencial (Figura 4.1). Deste modo, serão analisados cada eixo individualmente, e depois o efeito na medula em geral.

6.2.1 Eixo x

No eixo x demonstra-se uma variação linear da dose máxima recebida com o aumento da magnitude do desvio posicional em ambos os sentidos, com equações de $y=0,3166x-0,0492$ para o positivo e de $y=-0,2963x-0,0341$ para o negativo (Figura VI.1). Tanto um desvio no sentido positivo do eixo como negativo resultam num aumento da dose depositada na medula, sendo o aumento percentual semelhante para ambos os sentidos (Tabela 6.7). Um desvio de $\pm 0,1$ cm resulta num aumento de dose inferior a 1 % do valor inicial e um desvio de $\pm 1,0$ cm resulta num aumento inferior a 30 %.

Como se comprova na Figura III.4, a medula encontra-se, na maioria dos casos, aproximadamente num ponto médio em relação ao PTV, quando observada ao longo do eixo x . Dado que, na maioria das vezes, o Isocentro é colocado algures no centro do PTV na perspetiva do eixo y , um desvio pelo eixo x vai levar a aumentos semelhantes para ambos os sentidos, uma vez que se aproxima as Isodoses da medula da mesma forma.

Esta evolução manifesta-se também na Tabela 6.6. Em x , atingem no máximo 10 casos uma dose máxima de pelo menos 50 Gy, 3 casos uma dose de 60 Gy e 1 único caso 69 Gy, todos para o desvio de 1cm; e 14 casos uma dose de 50 Gy, 3 casos 60 Gy e 2

Tabela 6.7: Média das variações relativas da dose máxima recebida em cada desvio, na totalidade dos 100 casos analisados, em relação ao original no tratamento planeado.

Desvio (cm)	x	y	z
0,1	0,48%	0,24%	-1,35%
0,2	1,76%	0,76%	-2,16%
0,3	3,91%	1,59%	-2,52%
0,4	6,76%	2,60%	-2,57%
0,5	9,79%	3,77%	-2,52%
0,6	13,33%	5,10%	-2,20%
0,7	15,62%	5,18%	-1,89%
0,8	20,56%	7,67%	-1,44%
0,9	24,42%	10,86%	-1,16%
1,0	28,30%	11,03%	-0,91%
-0,1	0,86%	-0,01%	2,36%
-0,2	2,61%	0,28%	5,54%
-0,3	4,92%	0,53%	9,76%
-0,4	7,71%	0,84%	14,99%
-0,5	10,90%	0,95%	20,95%
-0,6	14,09%	1,15%	27,01%
-0,7	16,44%	-0,05%	33,52%
-0,8	21,15%	0,58%	39,77%
-0,9	23,84%	0,86%	45,76%
-1,0	26,38%	1,32%	52,73%

casos 69 Gy, para um desvio de -1,0 cm. O número de casos que excede estes valores de dose é semelhante em ambos os sentidos, refletindo a quase simetria de variação dos gráficos presentes na Figura VI.1. Sendo o aumento de dose máximo registado de apenas aproximadamente 30 %, os valores mais elevados de 60 Gy e 69 Gy são apenas atingidos em casos excepcionais.

6.2.2 Eixo *y*

No eixo *y* registam-se variações mais pequenas de dose comparativamente aos outros (Tabela 6.7). Esta é mais consistente no sentido positivo, no qual se regista um aumento aproximadamente linear de equação $y=0,1256x-0,0203$ (Figura VI.2). Um desvio de -0,1 cm resulta num aumento de dose de 0,24 %, enquanto um desvio de 1,0 cm verifica um aumento de 11,03 %.

Por outro lado, os desvios posicionais negativos apresentam um média de variação irregular. É registado um aumento de dose detetada entre os -0,2 cm e os -0,6 cm; de 0,28 % para 1,15 % respetivamente, sendo este aproximadamente linear. Há uma diminuição de dose para -0,1 cm de 0,01 %, e depois ocorre novamente uma diminuição em -0,7 cm de 0,05 %. Ambas estas diminuições são bastante pequenas, podendo ser quase estatisticamente irrelevantes, dado que todos os outros desvios apresentam variações pelo menos uma ordem grandeza superiores. A partir de -0,8 cm volta-se a registar um novo

aumento até -1,0 cm; de 0,58 % a 1,32 % respetivamente. Este troço específico também é aproximadamente linear, de modo que, ao olhar para o gráfico da Figura VI.2, parecer haver duas zonas distintas de crescimento. Uma muito ligeira diminuição de dose com -0,1 cm e um aumento linear até -0,6 cm; depois uma queda em -0,7 cm em que a dose diminui ligeiramente outra vez e uma nova subida, com aumento linear até -1,0 cm.

É de relembrar que a Tabela 6.7 representa a média das variações registadas ao longo de 100 planos, de modo que nem todos os casos irão demonstrar este tipo de evolução. O facto de haver valores que parecem fugir ao esperado pode significar que houve uma maior dispersão nos vários resultados obtidos, o que é altamente influenciado pela posição do PTV. Como já referido anteriormente, planos ORL abrangem um leque amplo de patologias diferentes (Tabela I.2), que variam na localização do PTV, e este é o eixo mais afetado por este fator quando se engloba todos os dados num só sítio. Se se observar o plano sagital do paciente na Figura III.4, é possível constatar que o PTV percorre quase todo o comprimento da medula, estando alinhado com esta. Neste caso, desvios do Isocentro ao longo de y resultariam num efeito semelhante ao analisado no eixo x (Secção 6.2.1). No entanto, se se tiver em conta o plano presente na Figura III.5, cuja patologia corresponde a uma cavidade nasal, o PTV localiza-se junto à extremidade superior da medula. Para esta situação, desvios positivos em y iriam resultar numa diminuição clara de dose recebida, e desvios negativos num aumento consistente, dado que o Isocentro estaria a aproximar-se desta. Deste modo, a irregularidade de PTVs dentro desta categoria manifesta-se na dispersão dos resultados. Mesmo assim, a maioria dos planos estudados correspondem a patologias de laringe ou cavidade oral, que afetam a área inferior da cabeça e pescoço, colocando os PTVs mais alinhados com a medula, como se vê na Figura III.4. Daí as variações tão baixas, em média, no sentido negativo, dado que o Isocentro acaba por efetivamente estar apenas a descer pela medula.

Em y , 3 casos atingem uma dose máxima de 50 Gy, 1 caso atinge 60 Gy, e nenhum chega a 69 Gy, para 1,0 cm; e em nos desvios negativos não houve nenhum caso que atingisse qualquer uma das doses, em nenhum dos desvios (Tabela 6.6). Isto comprova a variação relativamente baixa de dose nos desvios positivos, e quase nula nos negativos.

6.2.3 Eixo z

No eixo z verifica-se uma evolução de dose semelhante à registada no reto (Secção 6.1).

Consultando a Tabela 6.7, os desvios no sentido negativo deste eixo resultam num aumento linear de dose depositada na medula de equação $y = -0,5737x - 0,0631$ (Figura VI.3). Recorrendo ao plano transversal da Figura III.4, percebe-se que este movimento aproxima as Isodoses da medula, como anteriormente referido. Um desvio de -0,1 cm leva a um aumento de 2,36 % em relação à dose máxima original, e um desvio de -1,0 cm a um aumento de 52,73 %. Este eixo apresenta uma aproximação muito mais clara da medula, fazendo com que a dose aumente mais rapidamente, de modo que esta porção de dados é a que apresenta a variação de maior magnitude percentualmente. O movimento nos

outros dois eixos mantêm o Isocentro à mesma distância em profundidade da medula.

Desvios no sentido positivo apresentam uma diminuição de dose, mas uma variação muito menos acentuada. Esta diminuição não chega a superar os 3 %. Observando o gráfico da Figura VI.3, a diminuição da dose depositada na medula é não-linear, atingindo um pico para -0,4 cm. Um desvio de -0,1 cm resulta, em média, numa diminuição de 1,35 %; de -0,4 cm em 2,57 %; e de -1,0 cm em 0,91 %. Esta dispersão pode dever-se mais uma vez à diversidade de patologias em ORL. Para além disso, nesta perspetiva a curvatura da medula vai resultar numa Isodose com um formato semelhante a um *U* à sua volta, o que pode levar a este pico.

Em *z*, apenas 2 casos atingem a dose máxima de 50 Gy, com um desvio de 1,0 cm; e 40 casos atingem 50 Gy, 10 casos atingem 60 Gy e 6 casos 69 Gy, para -1,0 cm (Tabela 6.6). Isto é validado pelas baixas variações no sentido positivo, mal chegando aos 50 Gy. Por outro lado, no sentido negativo regista-se o maior número de casos que atingem as três doses, sendo que quase metade chegam a 50 Gy. Também verifica até mais uma ordem de grandeza para 60 Gy comparativamente a todos os outros eixos e sentidos, e é a única secção que atinge mais que 2 casos em 69 Gy.

6.2.4 Risco de toxicidade

Como se pode observar na Tabela 6.5, em média, nenhum desvio resulta numa dose máxima superior a 50 Gy (a dose mais baixa dos três patamares apresentados na literatura). A dose máxima recebida pela medula encontra-se aproximadamente entre os 30 Gy e 45 Gy, sendo o valor mais elevado que atinge menor que 45 Gy (44,4375 Gy). Isto é comprovado na Tabela 6.6: não existe nenhuma situação em que mais de metade dos 100 casos analisados excedem uma dessas doses. A dose mais frequentemente atingida, dado ser a mais baixada das três, é 50 Gy. As Isodoses de 60 Gy e 69 Gy raramente são atingidas e requerem desvios significativos para tal acontecer.

Isto deve-se principalmente ao facto de que a dose a prescrita para patologias ORL é, geralmente, mais baixa quando comparada com o reto. Tratamento de patologias ORL colocam em risco muito mais estruturas (Figura III.2), de modo que tem de ser muito rigoroso com a dose que incide em estruturas saudáveis. Pode-se ver nas Figuras IV.1 e IV.2 a diferença entre a distribuição de dose no reto e na medula, estando a medula mais protegida, com um volume irradiado muito menor. Nos dados apresentados por L. B. Marks *et al.* verifica-se também que as estruturas afetadas em planos ORL manifestam efeitos secundários mais graves. Por estas razões, a dose máxima registada na medula originalmente será menor, o que significa que mudanças da posição do Isocentro em relação ao planeado, apesar de afetarem a distribuição de dose, não o fazem o suficiente para que esta fique efetivamente em perigo.

Como já estabelecido, uma dose máxima até 50 Gy vai levar a uma probabilidade de mielopatia de 0,2 %. Doses de 60 Gy e 69 Gy correspondem a probabilidades de 6 % e 50 %, respetivamente. Um aumento de cerca de 10 Gy aumenta esta probabilidade por uma

ordem de grandeza, daí a importância de manter a dose recebida pela medula baixa. Isto reflete positivamente os resultados obtidos quando se considera novamente as Tabelas 6.5 e 6.6. A média da dose máxima registada nunca atinge os 50 Gy, ou seja, em média, desvios posicionais num paciente não levam a uma probabilidade de mielopatia de 0,2 %; o que é essencialmente estatisticamente insignificante. Analisando casos específicos, um máximo de 40 % de casos atingem esta probabilidade de 0,2 % de mielopatia. Apenas um máximo de 10 % de casos atinge uma probabilidade de 6 %. Ambas estas estatísticas apresentam riscos relativamente baixos, e ocorrem para o desvio máximo de -1,0 cm (eixo z).

Attingir a dose máxima de 69 Gy leva a uma probabilidade de mielopatia de 50 %, o que neste estudo ocorreu muito raramente. Esta dose só ocorre a partir de desvios de $\pm 0,7$ cm, nos eixos x e z . Apesar de bastante grave em termos de risco, ocorre em 1 % a 2 % dos casos em x , e 2 % a 6 % em z .

TOLERÂNCIA DE DESVIOS

7.1 Reto

Tendo em conta os resultados obtidos na Tabela 6.1, referentes à cobertura do reto para as Isodoses de referência e como são influenciadas pelos desvios posicionais do paciente, e o respetivo risco desta influência analisado na secção 6.1.3, criou-se uma tabela geral que reúne todos estes dados que possa servir de guia para o tratamento de radioterapia (Tabela 7.1).

Para esta tabela, foram tidos em conta a magnitude desvio a partir da qual a dose recomendada em [27, 30] é excedida na Tabela 6.1 e assumidos como o ponto em que se passa o limite: -0,9 cm, -0,8 cm, -0,7 cm e -0,9 cm para 50 Gy, 60 Gy, 65 Gy e 70 Gy, respetivamente. A Isodose de 75 Gy não foi incluída por não ter obtido resultados significantes.

Estes desvios estão associados à sua probabilidade de lesão de grau mínimo 2 e 3 na escala RTOG/EORTC retirada da literatura.

As Isodoses de 60 Gy e 65 Gy não só são as excedem os seus limites de segurança mais facilmente, requerendo os menores desvios (-0,8 cm e -0,7 cm), mas também apresentam o maior risco de toxicidade associado, especialmente para grau mínimo 2 na escala RTOG/EORTC, podendo chegar a um máximo de 17 % e 19 %, respetivamente. Desta forma, pode-se concluir que, relativamente à segurança do reto, é relevante corrigir a posição do paciente a partir de desvios de -0,7 cm em z.

Para além disso, encontram-se nas Figuras VII.1 a VII.9 gráficos que representam a

Tabela 7.1: Desvios no eixo z do reto a partir dos quais são excedidos limites de segurança para cada dose de referência e respetivo risco de lesão.

Dose		50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy
Desvio		-0,9 cm	-0,8 cm	-0,7 cm	-0,9 cm
Risco	Grau ≥ 2	10 %	17 %	9 % a 19 %	9 %
	Grau ≥ 3	2 %	2 %	2 % a 3 %	2 %

Tabela 7.2: Equações de volume irradiado no reto em função do desvio posicional. Nas equações, a variável x representa o desvio em centímetros e a variável y representa a percentagem de volume irradiado.

	Sentido desvio	
	+	-
50 Gy	$y = -21,388x + 25,706$	$y = -27,459x + 27,055$
60 Gy	$y = -14,804x + 14,779$	$y = -26,947x + 16,091$
65 Gy	$y = -9,9998x + 9,1232$	$y = -22,951x + 10,346$
70 Gy	$y = 6,1296e^{-5,505x}$	$y = -19,727x + 2,9313$
75 Gy		$y = 6E-05e^{-8,302x}$

Tabela 7.3: Desvios nos eixos x , y e z , em ambos os sentidos, da medula a partir dos quais podem ser excedidos limites de segurança para cada dose de referência e respetivo risco de mielopatia.

Dose	50 Gy		60 Gy		69 Gy	
Sentido	+	-	+	-	+	-
x	0,9 cm	-0,9 cm	$\geq 1,0$ cm	$\geq -1,0$ cm	$\geq 1,0$ cm	$\geq -1,0$ cm
Desvio y	$\geq 1,0$ cm	$\gg -1,0$ cm	$\geq 1,0$ cm	$\gg -1,0$ cm	$\gg 1,0$ cm	$\gg -1,0$ cm
z	$\geq 1,0$ cm	-0,6 cm	$\gg 1,0$ cm	-0,8 cm	$\gg 1,0$ cm	-1,0 cm
Risco	0,2 %		6 %		50 %	

influência dos desvios posicionais na distribuição das várias Isodoses de referência. Os declives destes gráficos podem ser usados para calcular como o volume do reto será irradiado para qualquer desvio para além dos 20 analisados (Tabela 7.2). A Isodose de 75 Gy não apresenta nenhuma equação para o sentido positivo dado o discutido na secção 6.1.1.

7.2 Medula

No caso da medula, a abordagem para a criação de uma tabela de guia foi diferente do reto, devido ao facto de que, na média, não houve nenhuma situação em que os valores de referência fossem ultrapassados (Tabela 6.5). Desta forma, a Tabela 7.3, que será a guia, tem como base os resultados obtidos relativos ao número objetivo de casos em que este excesso ocorre (Tabela 6.6).

Para as situações nas quais os desvios resultam em pelo menos 8 % a 10 % dos casos a excederem cada uma das doses de segurança, o seu valor foi registado como o ponto em que se passa o limite. Situações em que menos que esses 8 % a 10 % dos casos atingiram as doses, mas ainda houve uma ocorrência maior que 0 %, foi assumido que este limite estará algures num desvio maior que $\pm 1,0$ cm. Não havendo nenhum caso que atinja alguma das dose para qualquer desvio, o ponto de limite foi assumido como existindo num valor muito maior que $\pm 1,0$ cm. Como L. B. Marks *et al.* e J. P. Kirkpatrick *et al.* já apresentam probabilidades específicas relativas à toxicidade na medula [13, 27], foram assumidas estas diretamente.

Tabela 7.4: Equações da dose máxima na medula em função do desvio posicional. Nas equações, a variável x representa o desvio em centímetros e a variável y representa a dose máxima recebida pela medula.

	Sentido Desvio	
	+	-
Eixo x	$y = 8,9096x + 27,64$	$y = -8,8567x + 27,937$
Eixo y	$y = 3,9296x + 28,43$	
Eixo z	$y = -3,1827x^3 + 6,9105x^2 - 3,8004x + 28,912$	$y = -16,88x + 27,182$

No eixo x começa-se a ter um risco de toxicidade associado para desvios de $\pm 0,9$ cm, mas de apenas 0,2 %. Em y nenhum dos desvios estudados afetam a medula significativamente. Por fim, no eixo z , o mais problemático, começa a haver um risco associado para desvios de -0,6 cm, este risco chega aos 6 % para -0,8 cm e atinge os 50 % para desvios de -1,0 cm.

Assim, na medula pode-se concluir que, em geral:

- i) Desvios em x até $\pm 1,0$ cm apresentam baixo risco de toxicidade. No entanto, se o PTV não se encontrar centrado na cabeça/pescoço, mas estiver numa posição mais lateral, isto pode já não se verificar;
- ii) Desvios em y não influenciam a segurança da medula;
- iii) Em z , desvios entre -0,6 cm e -0,8 cm apresentam baixo risco de toxicidade, disparando a partir desse ponto e podendo apresentar um risco considerável em desvios de -1,0 cm.

Deste modo, no eu toca à proteção da medula, seria importante corrigir a posição do paciente para desvios de, aproximadamente, -0,8 cm no eixo z .

Nas Figuras VIII.1 a VIII.3 estão os gráficos que representam a influência dos desvios posicionais na dose máxima recebida pela medula. De forma semelhante ao referido anteriormente no reto, os declives destes gráficos são importantes pois permitem prever esta influência para qualquer desvio que se queira ter em conta (Tabela 7.4). O sentido negativo do eixo y não tem equação devido a este apresentar resultados irregulares. Esta irregularidade não permite traçar uma linha de tendência entre os dados, como também analisado na secção 6.2.2.

CONCLUSÕES

O objetivo principal deste trabalho era o de avaliar o impacto de desvios posicionais na distribuição de dose no reto e na medula. Isto foi atingido através do desvio do Isocentro de irradiação em simulações realizadas no *software* de planeamento Eclipse. Este sistema acarreta as suas limitações, que impedem a obtenção de resultados mais pormenorizados do que o obtido. Estas prendem-se principalmente com os DVHs gerados. Os histogramas são calculados automaticamente e, apesar de apresentarem um grau elevado de precisão, com pelo menos quatro casas decimais, vão perder dados relativamente a arredondamentos, especialmente para valores perto do zero. Isto reflete-se principalmente na Isodose de 75 Gy no reto, que apresenta níveis muito baixos e é, conseqüentemente, mais difícil de analisar em detalhe. Por outro lado, a impossibilidade de somar DVHs de diferentes fases com desvios aplicados impede um estudo destes tratamentos, o que é particularmente limitante no reto.

É de destacar que este estudo assume que o doente faz sempre o mesmo desvio ao longo de todo o tratamento, tendo-o essencialmente como um erro sistemático. Está a ser basicamente assumido o pior caso possível. Mas, para além disso, durante o processo haverão provavelmente erros aleatórios que o possam afetar.

No entanto, apesar destas restrições foi possível traçar um guia base de desvios limites e o seu efeito nos órgãos de risco em questão, que se encontra no capítulo 7. Sendo o máximo desvio imposto de $\pm 1,0$ cm, nalguns casos, especificamente na medula, não existe um valor exato de limite, mas este seria tão elevado que seria bastante improvável de se manifestar na prática. É de destacar também as divergência de resultados recolhidos na medula devido à variedade de patologias existentes.

De qualquer forma, foi possível obter uma boa percepção da evolução da dose com os desvios posicionais, como era desejado. Foi possível avaliar como esta afetava os parâmetros propostos em [13, 27, 30]. Confirmou-se também a afirmação de A. Bharati *et al.* [23] que desvios até 0,2 cm não apresentam riscos significativos para o paciente. Pôde-se concluir que, em geral, o eixo z é o mais problemático em termos de desvios posicionais, no sentido negativo, sendo as Isodoses mais preocupantes no reto de 60 Gy e 65 Gy. A segurança do reto é mais sensível a desvios posicionais, estando este mais propenso a

variações elevadas, enquanto a medula se encontra mais protegida em geral, tolerando melhor estes desvios.

No que toca a etapas futuras, seria relevante complementar este estudo com resultados provenientes de outros algoritmos de cálculo de dose. Diferentes algoritmos vão variar nas suas reações às interações com as interfaces, podendo assim verificar se estas conclusões se mantêm, ou se ocorrem variações semelhantes nos resultados recolhidos. Outros algoritmos de cálculo a que se pode recorrer são *Acuros External Beam Algorithm* (Acuros XB) ou *Cone Dose Calculation Algorithm* (CDC), por exemplo [34]. Acuros XB adapta-se melhor a heterogeneidades de tecidos, recorrendo à equação de transporte de Boltzmann.

Para além disso, também seria de valor realizar o estudo para tratamentos que envolvam várias fases. Em adição, visto que este trabalho foi limitado ao reto e à medula, uma boa forma de o complementar seria expandir o estudo para outros órgãos que se encontrem frequentemente em risco em tratamentos de radioterapia, particularmente devido a diferentes patologias, assim como analisar a influência dos desvios também no PTV. Mesmo na medula é possível aprofundar mais o estudo, individualizando a análise às diferentes patologias em ORL, dado às diferentes posições que o PTV pode apresentar. Estas não só podem variar ao longo do eixo y , como é visto na secção 6.2.2, mas também no eixo x . O volume pode-se encontrar mais central em relação à medula, mas também pode existir numa posição mais lateral, como numa parótida, por exemplo.

Pode-se adicionalmente alargar ainda mais a amostra de pacientes utilizada.

Um estudo em diferentes instituições também pode possivelmente afetar os resultados, dado que podem existir diferenças entre os seus sistemas de imobilização dos pacientes e, daí, obter diferentes desvios. Outros fatores podem variar entre instituições que podem influenciar os desvios, como, por exemplo, o uso de tatuagens ou *Surface Guided Radiation Therapy* (SGRT) para o controlo da posição do paciente. Para além disso, o próprio sistema de imagem utilizado há de ter as suas incertezas associadas.

Com o estudo realizado, assim como com as adições sugeridas, espera-se poder obter uma melhor compreensão da significância da posição do paciente na eficácia e exatidão do planeamento, bem como atingir um maior nível de segurança em tratamentos de radioterapia.

Saber a partir de que ponto os desvios são problemáticos vai permitir ter a noção de quando não será pertinente corrigi-los. Isto não só permite que o tratamento ocorra sem perdas desnecessárias de tempo, mas também garante que o paciente não fica dentro do *Bunker* mais tempo que o suposto, o que apresentaria riscos acrescidos.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. M. Lourenço. *The NOVAthesis L^AT_EX Template User's Manual*. NOVA University Lisbon. 2021. URL: <https://github.com/joaomlourenco/novathesis/raw/main/template.pdf> (ver p. i).
- [2] J. Seladi-Schulman. *Monoplegia: What it is, causes, symptoms & treatment*. Acedido: 5 de setembro 2024. 2020-01. URL: <https://www.healthline.com/health/monoplegia> (ver p. xii).
- [3] Em: *Dr. Henrique Noronha* (2023). Acedido: 5 de setembro 2024. URL: <https://henriquenoronha.com.br/saiba-tudo-sobre-paraplegia/> (ver p. xii).
- [4] Em: *Cleveland Clinic* (2024-05). Acedido: 5 de setembro 2024. URL: <https://my.clevelandclinic.org/health/symptoms/23974-quadriplegia-tetraplegia> (ver p. xii).
- [5] R. Portuguesa. «Despacho n.º 13227/2023, de 27 de dezembro». Em: *Diário da República n.º 248/2023, Série II de 2023-12-27, páginas 51 - 80* (2023). URL: <https://diariodarepublica.pt/dr/detalhe/despacho/13227-2023-835712442> (ver p. 1).
- [6] J. Malicki. «The importance of accurate treatment planning, delivery, and dose verification». Em: *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 17.2 (2012), pp. 63–65 (ver pp. 1, 9).
- [7] S. Mehta et al. «Radiotherapy: basic concepts and recent advances». Em: *Medical Journal Armed Forces India* 66.2 (2010), pp. 158–162 (ver p. 3).
- [8] D. Ruysscher et al. «Radiotherapy toxicity». Em: *Nature Reviews Disease Primers* 5 (2019-12). DOI: 10.1038/s41572-019-0064-5 (ver pp. 3, 4).
- [9] Â. S. M. Clemente. «Radioterapia adaptativa: utilização do cone-beam computed tomography para o cálculo de dose em radioterapia». Tese de doutoramento. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, 2013 (ver p. 3).

- [10] J. D. Cox, J. A. Stetz e T. F. Pajak. «Toxicity criteria of the Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) and the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC)». Em: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 31 5 (1995), pp. 1341–6. URL: [https://www.redjournal.org/article/0360-3016\(95\)00060-C/abstract](https://www.redjournal.org/article/0360-3016(95)00060-C/abstract) (ver pp. 4, 5).
- [11] P. C. O'Brien. «Radiation injury of the rectum». Em: *Radiotherapy and Oncology* 60.1 (2001), pp. 1–14. ISSN: 0167-8140. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(01\)00378-4](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(01)00378-4). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167814001003784> (ver p. 5).
- [12] C. Joynson et al. «Predictive Factors of Acute Transient Cord Injury (L'hermitte Syndrome) in Head and Neck Patients Treated with IMRT». Em: *Clinical oncology (Royal College of Radiologists (Great Britain))* 19 (2007-05), S34–5. DOI: 10.1016/j.clon.2007.01.378 (ver p. 5).
- [13] J. P. Kirkpatrick, A. J. van der Kogel e T. E. Schultheiss. «Radiation Dose–Volume Effects in the Spinal Cord». Em: *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics* 76.3, Supplement (2010). Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic, S42–S49. ISSN: 0360-3016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.04.095>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301609032969> (ver pp. 5, 10, 11, 20, 26, 34, 37, 57, 58).
- [14] A. T. Borchers e M. E. Gershwin. «Transverse myelitis». Em: *Autoimmunity Reviews* 11.3 (2012). Special Issue on Autoimmunity in the nervous system, pp. 231–248. ISSN: 1568-9972. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.autrev.2011.05.018>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1568997211001200> (ver p. 5).
- [15] E. M. Frohman e D. M. Wingerchuk. *Transverse Myelitis*. 2010-08. URL: <https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMcp1001112> (ver p. 5).
- [16] D. C. Baptiste e M. G. Fehlings. «Pathophysiology of cervical myelopathy». Em: *The Spine Journal* 6.6, Supplement (2006). Special Issue on Cervical Myelopathy, S190–S197. ISSN: 1529-9430. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2006.04.024>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943006002221> (ver p. 5).
- [17] C. C. Edwards et al. «Cervical myelopathy: current diagnostic and treatment strategies». Em: *The Spine Journal* 3.1 (2003), pp. 68–81. ISSN: 1529-9430. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1529-9430\(02\)00566-1](https://doi.org/10.1016/S1529-9430(02)00566-1). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1529943002005661> (ver p. 5).
- [18] P. Hoskin et al. *On Target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy*. 2008-01. ISBN: 1-905034-33-8 (ver pp. 6, 7, 9).

- [19] T. Bortfeld, M. Herk e S. Jiang. «When should systematic patient positioning errors in radiotherapy be corrected?» Em: *Physics in medicine and biology* 47 (2003-01), N297–302. DOI: 10.1088/0031-9155/47/23/401 (ver pp. 6, 7).
- [20] H. McNair, K. Franks e M. Herk. «On Target 2: Updated Guidance for Image-guided Radiotherapy». Em: *Clinical Oncology* 34 (2021-10). DOI: 10.1016/j.clon.2021.10.002 (ver pp. 6, 7, 9).
- [21] H. Boer e B. Heijmen. «A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload». Em: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 50 (2001-09), pp. 1350–65. DOI: 10.1016/S0360-3016(01)01624-8 (ver p. 6).
- [22] K. Srinivasan, M. Mohammadi e J. Shepherd. «Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review». Em: *Polish Journal of Radiology* 79 (2014-03). DOI: 10.12659/PJR.890745 (ver p. 7).
- [23] A. Bharati et al. «Evaluation of the effect of random setup errors on dose delivery in Intensity Modulated Radiotherapy». Em: *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* 26 (2020-03), pp. 55–60. DOI: 10.2478/pjmpe-2020-0006 (ver pp. 9, 37).
- [24] B. Kragelj. «Setup error and its effect on safety margin in conformal radiotherapy of the prostate». Em: *Radiology and Oncology* 39 (2005-01), pp. 211–217+231 (ver p. 9).
- [25] T. Frøseth et al. «A randomized study of the effect of patient positioning on setup reproducibility and dose distribution to organs at risk in radiotherapy of rectal cancer patients». Em: *Radiation Oncology* 10 (2015-10). DOI: 10.1186/s13014-015-0524-3 (ver p. 9).
- [26] I. Kaur et al. «Dosimetric impact of setup errors in head and neck cancer patients treated by image-guided radiotherapy». Em: *Journal of Medical Physics* 41 (2016-04), pp. 144–148. DOI: 10.4103/0971-6203.181640 (ver p. 9).
- [27] L. B. Marks et al. «Use of Normal Tissue Complication Probability Models in the Clinic». Em: *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics* 76.3, Supplement (2010). Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic, S10–S19. ISSN: 0360-3016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.07.1754>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S036030160903288X> (ver pp. 10–12, 18–20, 25, 26, 33, 34, 37, 55–58).
- [28] B. Emami et al. «Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation». Em: *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics* 21.1 (1991). Three-Dimensional Photon Treatment Planning Report of the Collaborative Working Group on the Evaluation of Treatment Planning for External Photon Beam Radiotherapy, pp. 109–122. ISSN: 0360-3016. DOI: [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(91\)90171-Y](https://doi.org/10.1016/0360-3016(91)90171-Y). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/036030169190171Y> (ver p. 10).

- [29] S. M. Bentzen et al. «Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC): an introduction to the scientific issues». Em: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 76.3 (2010), S3–S9 (ver p. 10).
- [30] J. M. Michalski et al. «Radiation Dose–Volume Effects in Radiation-Induced Rectal Injury». Em: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 76.3, Supplement (2010). Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic, S123–S129. ISSN: 0360-3016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.03.078>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S036030160903291X> (ver pp. 10, 11, 19, 25, 33, 37, 55, 56).
- [31] C. Vargas et al. «Dose-volume analysis of predictors for chronic rectal toxicity after treatment of prostate cancer with adaptive image-guided radiotherapy». Em: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 62.5 (2005), pp. 1297–1308. ISSN: 0360-3016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2004.12.052>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301605000076> (ver pp. 11, 25, 26).
- [32] K. Sharkey e J. Selvaraj. «Dose-Volume Histogram Calculation in Radiotherapy Treatment Plans Using VTK». Em: *Kitware* (2012) (ver p. 14).
- [33] 2022 © Varian Medical Systems, Inc. All rights reserved. Através de Eclipse (ver p. 15).
- [34] *Eclipse Photons and Electron Algorithms Reference Guide*. Varian Medical Systems, Inc. Capítulo 5, p.97. 2014-03 (ver pp. 15, 38).
- [35] L. J. Boersma et al. «Estimation of the Incidence of Late Bladder and Rectum Complications After High-Dose (70–78 Gy) Conformal Radiotherapy for Prostate Cancer, Using Dose–Volume Histograms 11Presented at the 39th annual meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Orlando, FL, 1997.» Em: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 41.1 (1998), pp. 83–92. ISSN: 0360-3016. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(98\)00037-6](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(98)00037-6). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301698000376> (ver p. 25).
- [36] W. Smit et al. «Late radiation damage in prostate cancer patients treated by high dose external radiotherapy in relation to rectal dose». Em: *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 18.1 (1990), pp. 23–29. ISSN: 0360-3016. DOI: [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(90\)90262-I](https://doi.org/10.1016/0360-3016(90)90262-I). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/036030169090262I> (ver p. 25).
- [37] YassineMrabet. *English: Planes of human anatomy*. File: nomeimagem. jpg. 2008. URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_anatomy_planes.svg (ver p. 49).

I

LISTAS DE PACIENTES

Tabela I.1: Lista dos pacientes cujos planos de tratamento de próstata foram utilizados no estudo do reto e a respetiva dose total prescrita a cada um.

Paciente	Dose Prescrita (Gy)	Paciente	Dose Prescrita (Gy)
R1	68	R44	70
R2	70	R45	70
R3	70	R46	70
R4	70	R47	66
R5	72	R48	70
R6	70	R49	70
R7	70	R50	70
R8	70	R51	70
R9	70	R52	70
R10	70	R53	70
R11	70	R54	70
R12	70	R55	70
R13	70	R56	70
R14	70	R57	70
R15	70	R58	70
R16	70	R59	70
R17	70	R60	70
R18	70	R61	70
R19	70	R62	70
R20	70	R63	70
R21	70	R64	70
R22	70	R65	70
R23	70	R66	66
R24	72	R67	70
R25	70	R68	70
R26	70	R69	70
R27	70	R70	70
R28	70	R71	70
R29	46	R72	70
R30	70	R73	70
R31	70	R74	70
R32	70	R75	70
R33	70	R76	70
R34	70	R77	70
R35	70	R78	70
R36	70	R79	70
R37	70	R80	70
R38	70	R81	70
R39	72	R82	70
R40	70	R83	70
R41	66	R84	70
R42	70	R85	70
R43	70		

Tabela I.2: Lista dos pacientes cujos planos de tratamento ORL foram utilizados no estudo da medula e a respetiva patologia que cada um trata, assim como a sua dose total prescrita (CN - Cavidade Nasal; GS - Glândula Salivar; CO - Cavidade Oral).

Paciente	Patologia	Dose		Paciente	Patologia	Dose		Paciente	Patologia	Dose	
		Prescrita (Gy)	60,00			Prescrita (Gy)	60,00			Prescrita (Gy)	60,00
M1	CN	30,00		M26	CO	69,96		M51	Laringe	69,96	
M2	Laringe	60,00		M27	Orofaringe	69,96		M52	Hipofaringe	20,00	
M3	Laringe	60,00		M28	CO	60,00		M53	CO	66,00	
M4	GS	50,00		M29	Outro	60,00		M54	CO	60,00	
M5	Mandíbula	30,00		M30	Orofaringe	69,96		M55	Laringe	65,25	
M6	Laringe	69,96		M31	CO	66,00		M56	Laringe	69,96	
M7	Laringe	69,96		M32	CO	50,00		M57	Outro	66,00	
M8	Outro	45,00		M33	Outro	60,00		M58	Outro	66,00	
M9	Laringe	60,00		M34	Língua	66,00		M59	CO	66,00	
M10	Língua	60,00		M35	Laringe	69,96		M60	GS	66,00	
M11	Outro	30,00		M36	CO	66,00		M61	Orofaringe	69,96	
M12	Laringe	69,96		M37	CN	66,00		M62	Laringe	69,96	
M13	CO	30,00		M38	Outro	60,00		M63	Orofaringe	69,96	
M14	CN	69,96		M39	CO	60,00		M64	Outro	66,00	
M15	Língua	60,00		M40	Outro	66,00		M65	GS	69,96	
M16	Outro	60,00		M41	Língua	60,00		M66	Nasofaringe	69,96	
M17	Outro	66,00		M42	Orofaringe	19,08		M67	Língua	66,00	
M18	CN	69,96		M43	Hipofaringe	69,96		M68	Laringe	69,96	
M19	CO	69,96		M44	Laringe	69,96		M69	Língua	66,00	
M20	CO	60,00		M45	CO	60,00		M70	CO	60,00	
M21	Laringe	66,00		M46	Outro	60,00		M71	Laringe	69,96	
M22	CN	60,00		M47	Nasofaringe	70,00		M72	Hipofaringe	66,00	
M23	Língua	69,96		M48	Hipofaringe	70,00		M73	Laringe	60,00	
M24	Língua	60,00		M49	Outro	66,00		M74	CO	66,00	
M25	Hipofaringe	66,00		M50	CO	60,00		M75	Laringe	60,00	
								M76	Outro	60,00	
								M77	Laringe	69,96	
								M78	Orofaringe	69,96	
								M79	Língua	60,00	
								M80	CO	60,00	
								M81	Orofaringe	69,96	
								M82	Laringe	69,96	
								M83	Laringe	66,00	
								M84	CN	66,00	
								M85	Outro	66,00	
								M86	CO	66,00	
								M87	Outro	60,00	
								M88	CO	66,00	
								M89	CN	60,00	
								M90	Outro	60,00	
								M91	Laringe	63,00	
								M92	Outro	66,00	
								M93	Laringe	69,96	
								M94	Laringe	50,00	
								M95	Outro	69,96	
								M96	Outro	69,96	
								M97	Orofaringe	30,00	
								M98	Laringe	69,96	
								M99	GS	60,00	
								M100	CO	60,00	

II

FUNCIONALIDADES ÉCLIPSE

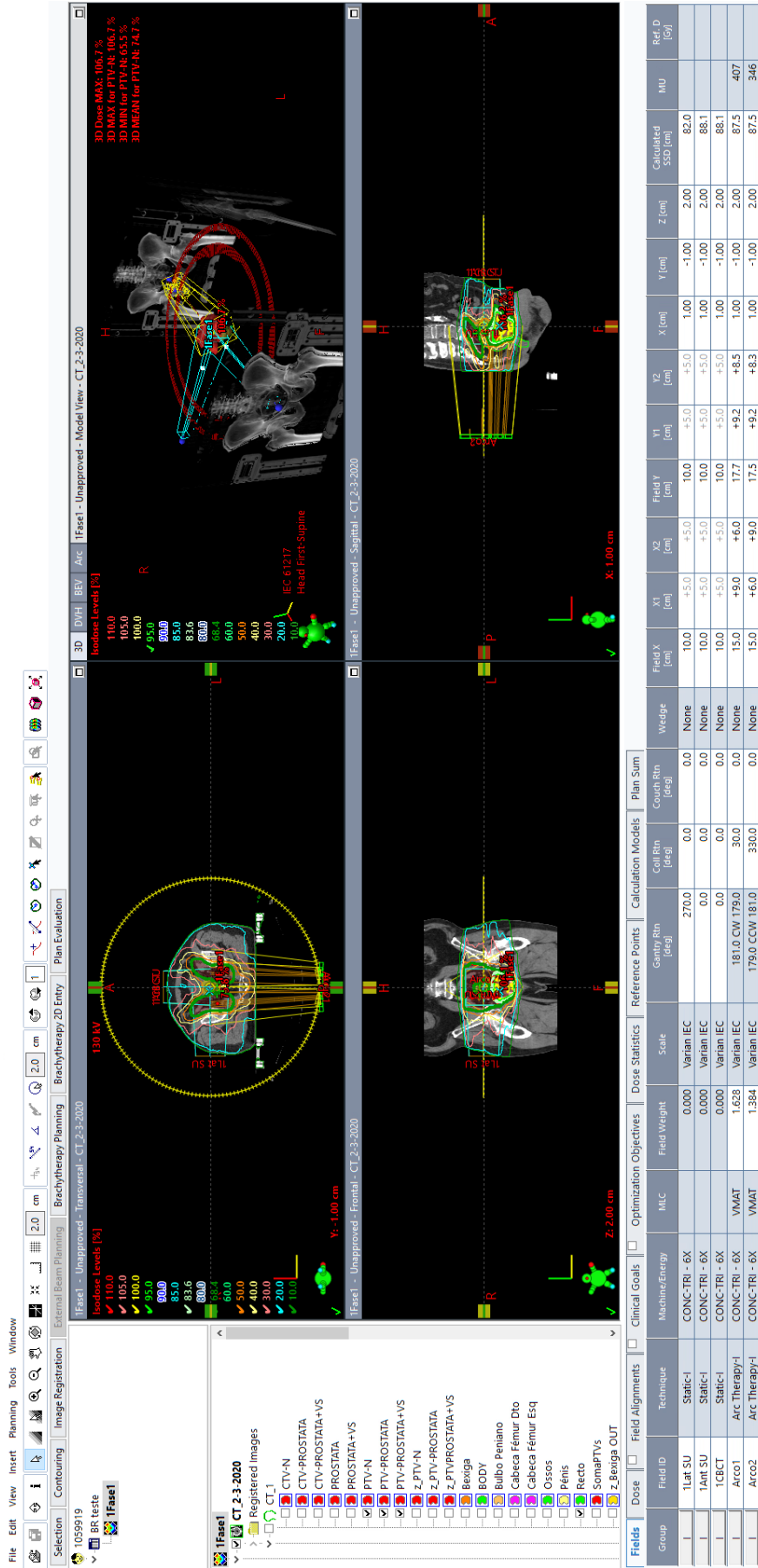


Figura II.1: Software Eclipse, usado para fazer planos de tratamento.

Plan Uncertainty Parameters ✕

Generate Photon Uncertainty Parameters

Isocenter shift: [cm]

Calibration curve error: [%]

Uncertainty Type

Patient Setup

Target Shift

Patient Setup Error: Estimates how a change in patient setup may affect the dose distribution.
Target Shift: Estimates the effect on the dose distribution if the target moves in relation to other structures.

Plan Uncertainty Parameters

Isocenter shift coordinates are expressed in the planning coordinate system selected in RT Administration.

ID	Patient Setup Error			Curve Error [%]	Calculation Status	Remove
	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]			
U1	+0.10	0.00	0.00	0.00	Calculated	Remove
U2	-0.10	0.00	0.00	0.00	Calculated	Remove
U3	0.00	+0.10	0.00	0.00	Calculated	Remove
U4	0.00	-0.10	0.00	0.00	Calculated	Remove
U5	0.00	0.00	+0.10	0.00	Calculated	Remove
U6	0.00	0.00	-0.10	0.00	Calculated	Remove
U7	+0.20	0.00	0.00	0.00	Calculated	Remove
U8	-0.20	0.00	0.00	0.00	Calculated	Remove
U9	0.00	+0.20	0.00	0.00	Calculated	Remove
U10	0.00	-0.20	0.00	0.00	Calculated	Remove
U11	0.00	0.00	+0.20	0.00	Calculated	Remove
U12	0.00	0.00	-0.20	0.00	Calculated	Remove
U13	+0.30	0.00	0.00	0.00	Calculated	Remove
U14	-0.30	0.00	0.00	0.00	Calculated	Remove
U15	0.00	+0.30	0.00	0.00	Calculated	Remove
U16	0.00	-0.30	0.00	0.00	Calculated	Remove
U17	0.00	0.00	+0.30	0.00	Calculated	Remove

Plan Uncertainty Dose Calculation

Calculate automatically after nominal dose calculation

Calculate after clicking OK

Plan uncertainty doses are calculated for each parameter set. Memory consumption may affect the performance of your computer.

Figura II.2: Cálculo dos desvios posicionais através do Eclipse, através de *Plan Uncertainty Parameters*, aplicados nos eixos x , y e z . É selecionada o tipo de incerteza *Patient Setup*, de modo a refletir erros na posição do paciente em relação à referência.

ANATOMIA E ÁREAS DE RISCO

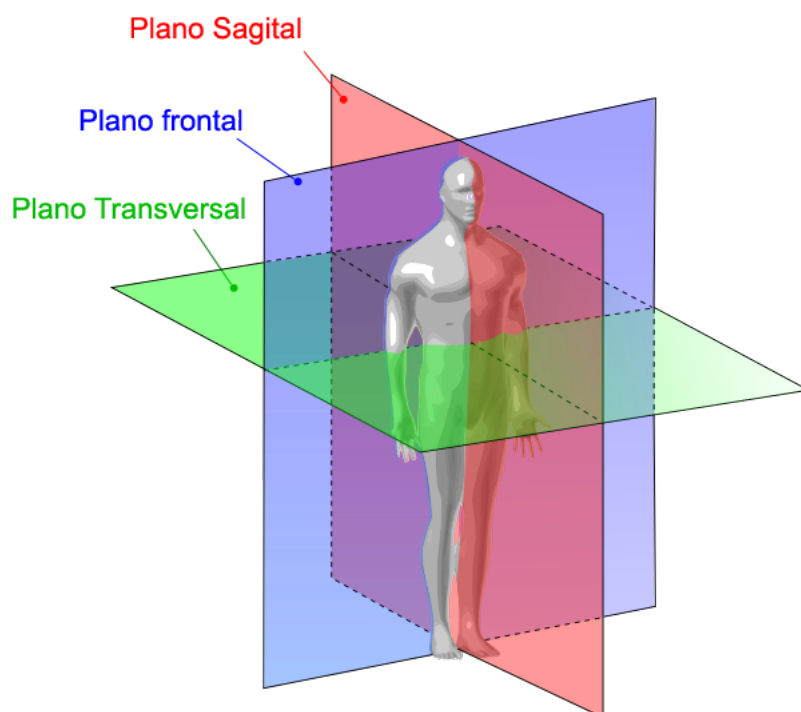


Figura III.1: Planos do corpo humano. Adaptado de [37].

Show DVH	Structure
<input type="checkbox"/>	Bexiga
<input type="checkbox"/>	BODY
<input type="checkbox"/>	Bulbo Peniano
<input type="checkbox"/>	Cabeça Fémur Dto
<input type="checkbox"/>	Cabeça Fémur Esq
<input type="checkbox"/>	Ossos
<input type="checkbox"/>	Pénis
<input checked="" type="checkbox"/>	Recto

(a) Estruturas num plano de Próstata.

Show DVH	Structure
<input type="checkbox"/>	Cristalino Drt
<input type="checkbox"/>	Cristalino Esq
<input type="checkbox"/>	Esófago
<input type="checkbox"/>	Lábios
<input type="checkbox"/>	Mandíbula
<input checked="" type="checkbox"/>	Medula
<input type="checkbox"/>	Medula PRV
<input type="checkbox"/>	NOD
<input type="checkbox"/>	NOD PRV
<input type="checkbox"/>	NOE
<input type="checkbox"/>	NOE PRV
<input type="checkbox"/>	Olho Drt
<input type="checkbox"/>	Olho Esq
<input type="checkbox"/>	Ossos
<input type="checkbox"/>	Parótida Esq
<input type="checkbox"/>	Tronco
<input type="checkbox"/>	Tronco PRV

(b) Estruturas num plano de ORL.

Figura III.2: Listas de estruturas envolvidas no planeamento de tratamentos próstata e ORL. Retirado de Eclipse.

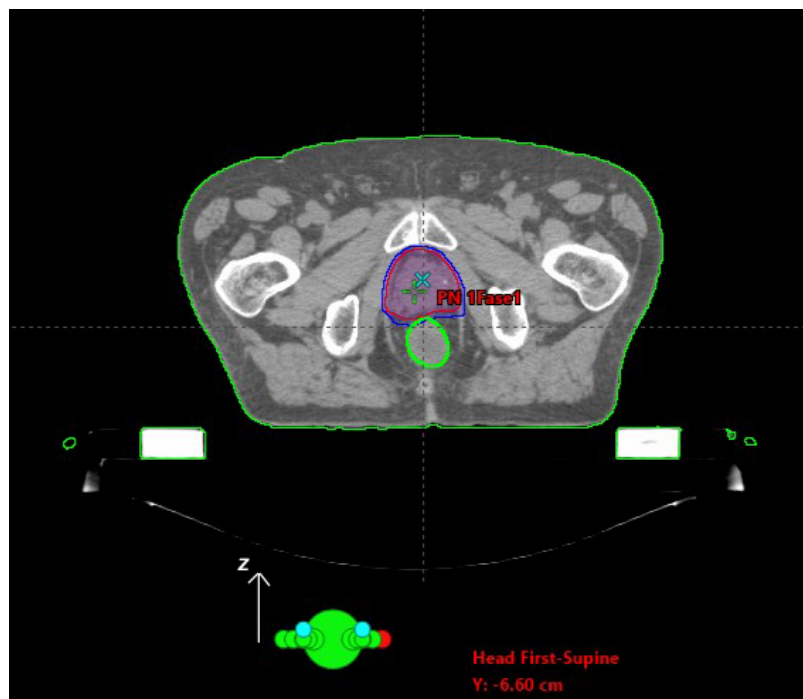
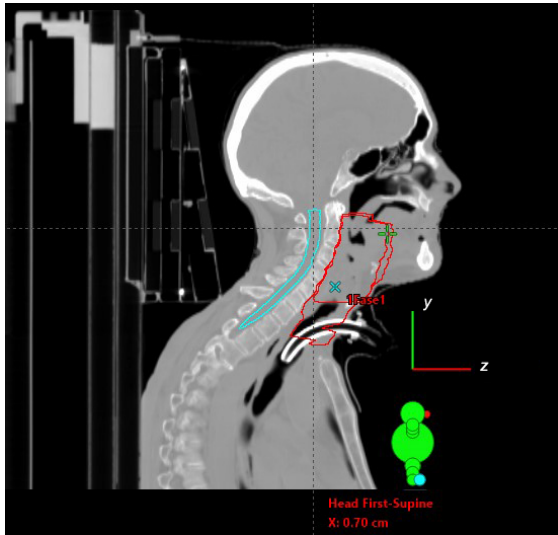
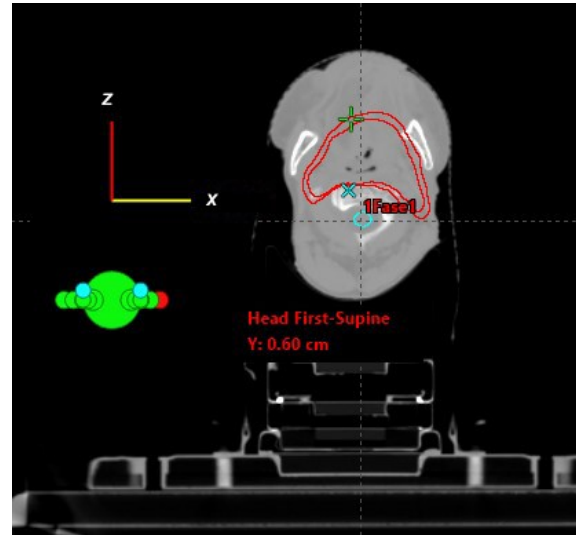


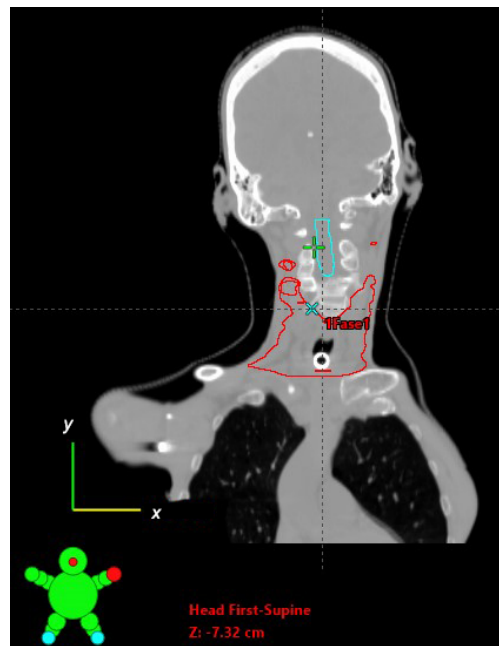
Figura III.3: Perspetiva do eixo z no plano transversal de uma imagem de TAC de um cancro de próstata. Delimitações de PTV a vermelho e reto a verde. Pertence ao paciente R6. Adaptado de Eclipse.



(a) Plano sagital, corte ao longo do eixo x.



(b) Plano transversal, corte ao longo do eixo y.



(c) Plano frontal, corte ao longo do eixo z.

Figura III.4: Imagens TAC (paciente M65) das três perspectivas analisadas no estudo da medula. Delimitações de PTV a vermelho e medula a azul. Adaptado de Eclipse.

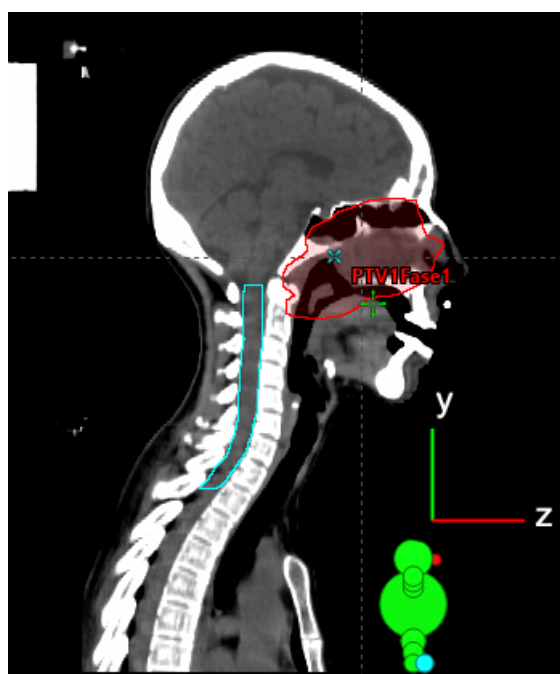
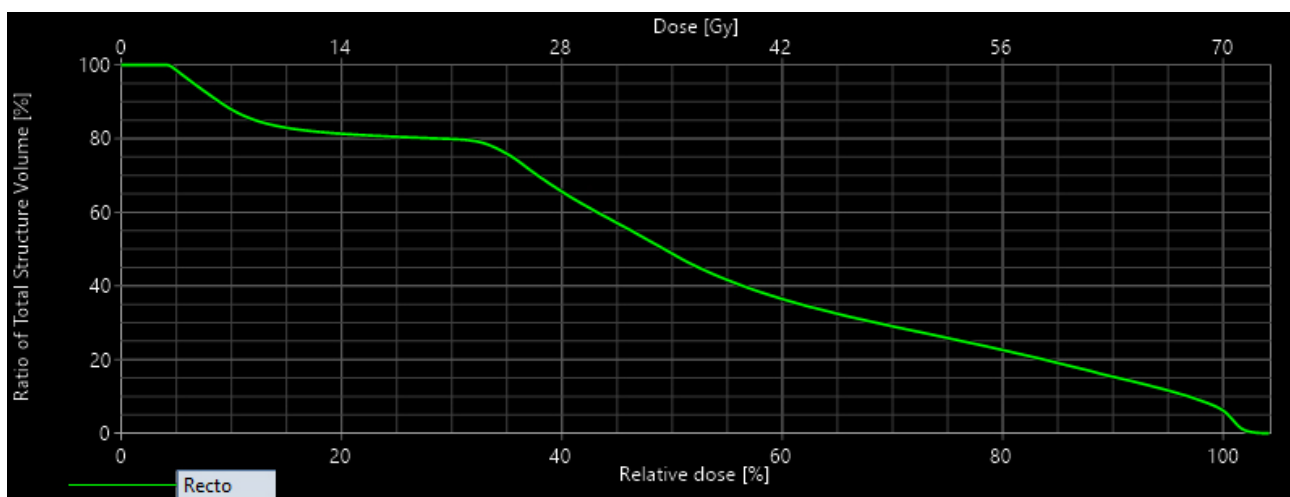
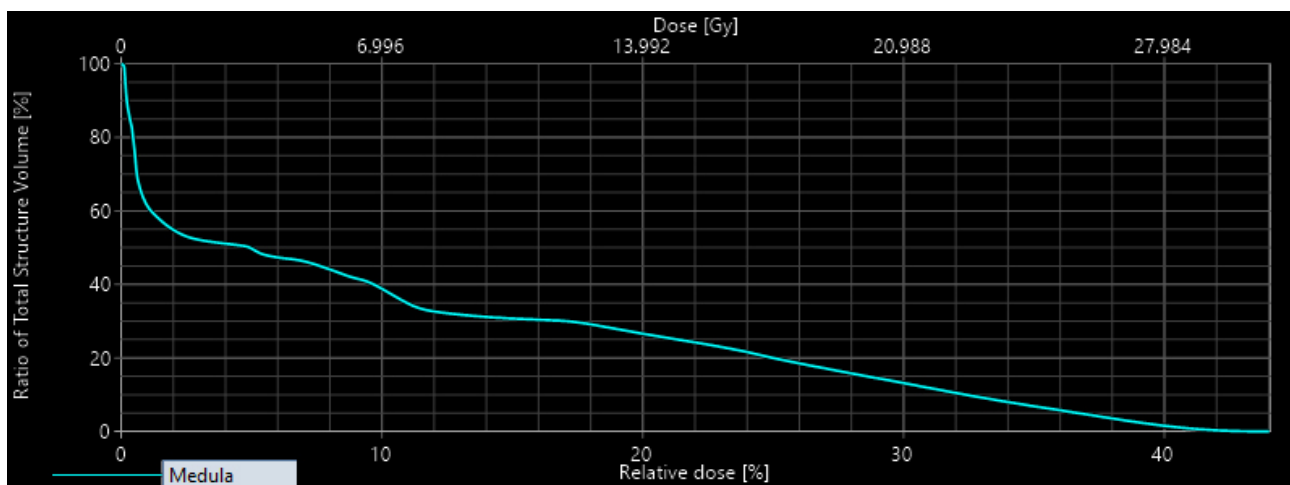


Figura III.5: Imagem TAC do plano sagital do paciente M1. Delimitações de PTV a vermelho e medula a azul. Adaptado de Eclipse.

EXEMPLOS DE HISTOGRAMAS DE PACIENTES

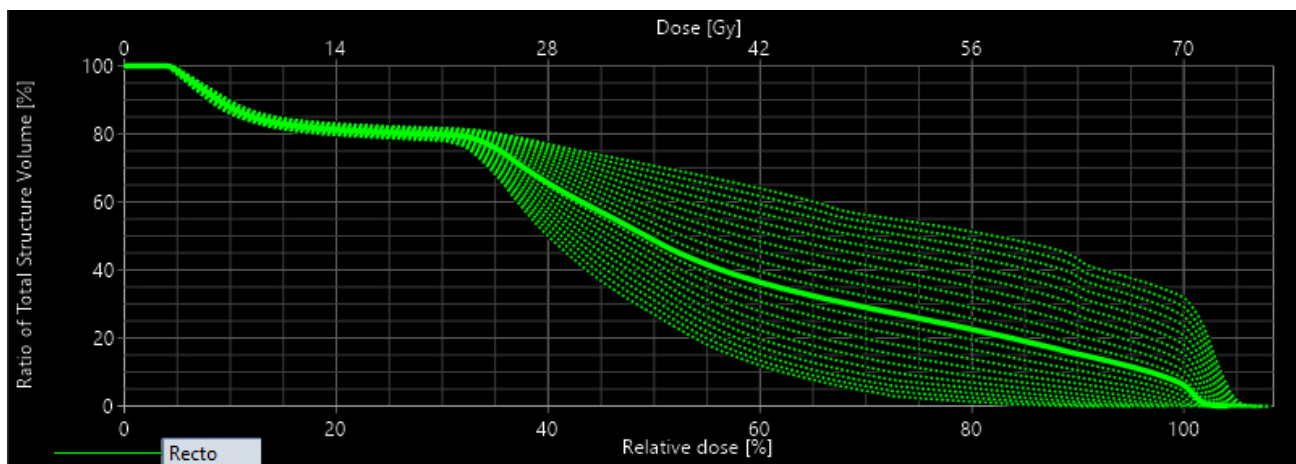


(a) DVH no reto (Paciente R6 - dose prescrita 70 Gy).

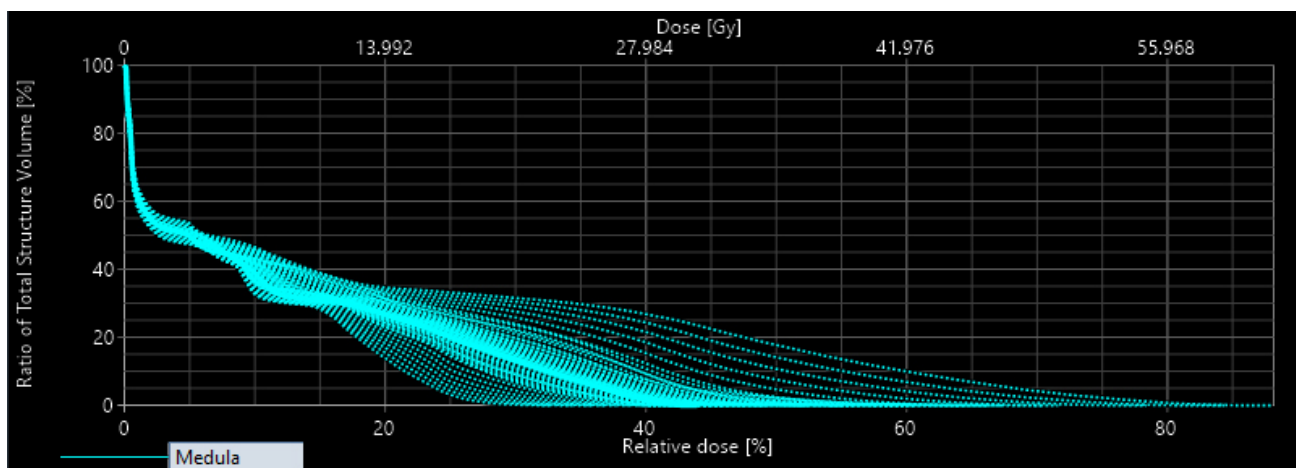


(b) DVH na medula (Paciente M65 - dose prescrita 69,96 Gy).

Figura IV.1: DVHs de tratamentos planejados sem desvios aplicados. Retirados de Eclipse.



(a) DVH no reto (Paciente R6 - dose prescrita 70 Gy).



(b) DVH na medula (Paciente M65 - dose prescrita 69,96 Gy).

Figura IV.2: DVHs do tratamento planejado, linha sólida, e dos desvios posicionais aplicados, linha tracejada. Retirados de Eclipse.

Tabela IV.1: Resultados provenientes do paciente R31 (dose prescrita de 70 Gy). Percentagem de volume do reto irradiado para as doses de 50, 60, 65, 70 e 75 Gy sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, no eixo z. Células destacadas a vermelho representam os casos nos quais o volume irradiado é superior ao limite de segurança proposto em [27, 30].

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 (Gy)
0,0	29,95400	19,82283	13,38753	3,667560	0
0,1	27,59150	17,65910	11,42827	2,550640	0
0,2	25,24500	15,50846	9,519271	1,615190	0
0,3	22,93700	13,43470	7,739677	0,887272	0
0,4	20,67630	11,44014	6,087349	0,381414	0
0,5	18,48020	9,555169	4,601251	0,087033	0
0,6	16,35180	7,793519	3,326677	0,006422	0
0,7	14,24950	6,155769	2,216053	0	0
0,8	12,21330	4,665744	1,267741	0	0
0,9	10,24720	3,329954	0,523960	0	0
1,0	8,38544	2,200390	0,076632	0	0
-0,1	32,35960	22,08613	15,48386	5,00236	0
-0,2	34,80170	24,38647	17,65026	6,60181	0
-0,3	37,27910	26,71947	19,88919	8,44306	0
-0,4	39,77840	29,06914	22,16109	10,46340	0
-0,5	42,25410	31,42144	24,44420	12,56120	0
-0,6	44,74180	33,84864	26,77463	14,78390	0
-0,7	47,22030	36,34909	29,14733	17,10780	0
-0,8	49,68850	38,86753	31,53407	19,41360	0
-0,9	52,13430	41,43507	33,92834	21,71450	0
-1,0	54,51800	43,98834	36,28543	23,98090	0

Tabela IV.2: Resultados provenientes do paciente R63 (dose prescrita de 70 Gy). Percentagem de volume do reto irradiado para as doses de 50, 60, 65, 70 e 75 Gy sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, no eixo z. Células destacadas a vermelho representam os casos nos quais o volume irradiado é superior ao limite de segurança proposto em [27, 30].

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
0,0	21,9000	13,05073	9,605010	5,197870	0
0,1	19,2676	11,14221	7,895026	3,747360	0
0,2	16,8103	9,342820	6,308113	2,608990	0
0,3	14,4725	7,648810	4,858084	1,713610	0
0,4	12,3061	6,091103	3,596129	0,990220	0
0,5	10,3340	4,682517	2,543210	0,416204	0
0,6	8,45683	3,459634	1,625153	0,094098	0
0,7	6,75700	2,428806	0,873468	0,004743	0
0,8	5,22040	1,540327	0,308263	0	0
0,9	3,93819	0,800842	0,040488	0	0
1,0	2,83232	0,282799	0	0	0
-0,1	24,6159	15,06000	11,37030	6,76248	0
-0,2	27,3994	17,23429	13,21004	8,41951	0
-0,3	30,2330	19,55194	15,13661	10,1661	0
-0,4	33,0928	21,98500	17,11727	11,9669	0
-0,5	36,0125	24,56156	19,19920	13,8680	0
-0,6	38,8962	27,20831	21,29597	15,8100	0
-0,7	41,7652	29,97769	23,44816	17,8183	0
-0,8	44,5915	32,82350	25,64069	19,8824	0
-0,9	47,3895	35,70249	27,86243	21,9672	0,000383
-1,0	50,1667	38,62866	30,13364	24,0777	0,002279

Tabela IV.3: Resultados provenientes do paciente M91 (dose prescrita de 63 Gy). Dose máxima recebida pela medula sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, nos eixos x , y e z . Células destacadas a verde representam os casos nos quais a dose máxima é menor 50 Gy, de acordo com os patamares de segurança propostos em [13, 27].

Desvio (cm)		0,0	Dmáx (Gy)		14,616
x		y		z	
Desvio (cm)	Dmáx (Gy)	Desvio (cm)	Dmáx (Gy)	Desvio (cm)	Dmáx (Gy)
0,1	14,364	0,1	14,994	0,1	14,301
0,2	14,679	0,2	15,183	0,2	13,986
0,3	15,624	0,3	15,687	0,3	13,797
0,4	16,632	0,4	15,939	0,4	13,545
0,5	17,640	0,5	16,569	0,5	13,356
0,6	19,593	0,6	16,821	0,6	13,104
0,7	21,168	0,7	17,262	0,7	12,915
0,8	22,743	0,8	17,829	0,8	12,789
0,9	24,255	0,9	18,396	0,9	12,600
1,0	26,586	1,0	19,089	1,0	12,411
-0,1	15,120	-0,1	14,364	-0,1	15,120
-0,2	15,624	-0,2	14,175	-0,2	15,687
-0,3	16,254	-0,3	14,301	-0,3	16,380
-0,4	16,947	-0,4	14,112	-0,4	18,270
-0,5	18,270	-0,5	14,238	-0,5	21,672
-0,6	19,971	-0,6	14,112	-0,6	25,893
-0,7	22,113	-0,7	13,923	-0,7	30,177
-0,8	23,625	-0,8	13,734	-0,8	35,217
-0,9	24,948	-0,9	13,608	-0,9	40,698
-1,0	26,838	-1,0	13,419	-1,0	46,053

Tabela IV.4: Resultados provenientes do paciente M43 (dose prescrita de 69,96 Gy). Dose máxima recebida pela medula sem desvios posicionais aplicados (0,0 cm), e para os intervalos de desvios de 0,1 cm a 1,0 cm e de -0,1 cm a -1,0 cm, nos eixos x , y e z . Células destacadas a verde representam os casos nos quais a dose máxima é menor 50 Gy e a amarelo inferior a 60 Gy, de acordo com os patamares de segurança propostos em [13, 27].

Desvio (cm)		0,0	Dmáx (Gy)		34,0006
x		y		z	
Desvio (cm)	Dmáx (Gy)	Desvio (cm)	Dmáx (Gy)	Desvio (cm)	Dmáx (Gy)
0,1	34,2804	0,1	34,0705	0,1	32,9512
0,2	34,6302	0,2	33,7907	0,2	32,1116
0,3	34,9100	0,3	33,7907	0,3	31,4120
0,4	35,6796	0,4	33,4409	0,4	30,2227
0,5	36,0994	0,5	33,1610	0,5	29,4532
0,6	36,5191	0,6	33,0911	0,6	28,6136
0,7	37,0088	0,7	33,0211	0,7	27,4943
0,8	37,4286	0,8	33,1610	0,8	26,5848
0,9	38,1282	0,9	33,3010	0,9	25,1856
1,0	38,5480	1,0	34,2804	1,0	25,1856
-0,1	34,0006	-0,1	34,2804	-0,1	35,4697
-0,2	34,4203	-0,2	34,2804	-0,2	37,0788
-0,3	34,7701	-0,3	34,2804	-0,3	38,4780
-0,4	35,3998	-0,4	34,2804	-0,4	41,0665
-0,5	35,9594	-0,5	34,5602	-0,5	43,6550
-0,6	36,3792	-0,6	34,6302	-0,6	46,4534
-0,7	37,1488	-0,7	34,3504	-0,7	48,4123
-0,8	39,1076	-0,8	34,2804	-0,8	51,0008
-0,9	40,5768	-0,9	34,2104	-0,9	52,6799
-1,0	42,2558	-1,0	34,1405	-1,0	54,0091

RESULTADOS ESTATÍSTICOS NO RETO

Variação de volume irradiado sentido positivo

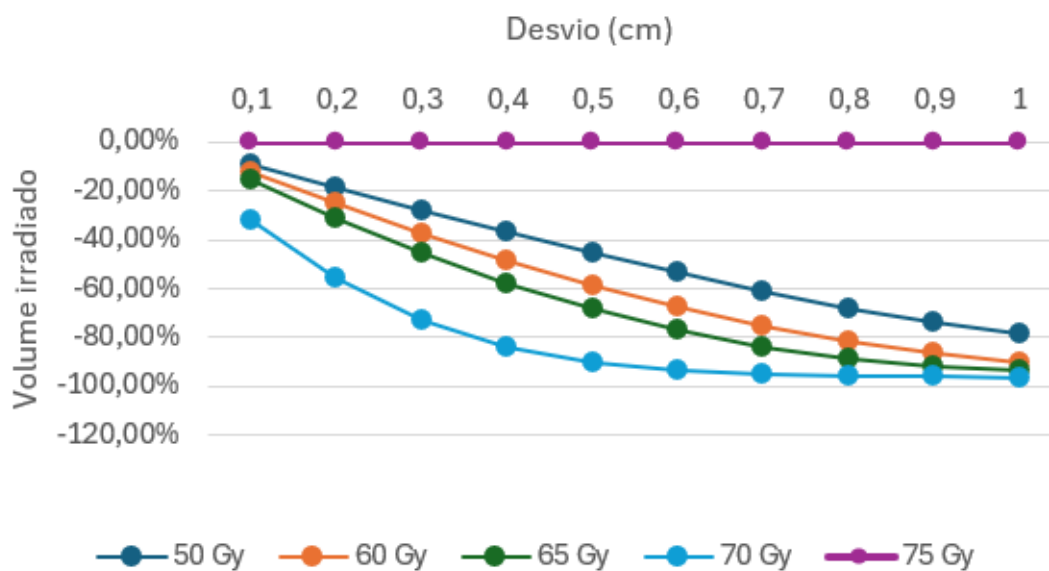


Figura V.1: Gráfico da evolução do volume de reto irradiado em função da magnitude dos desvios posicionais, no sentido positivo do eixo z.

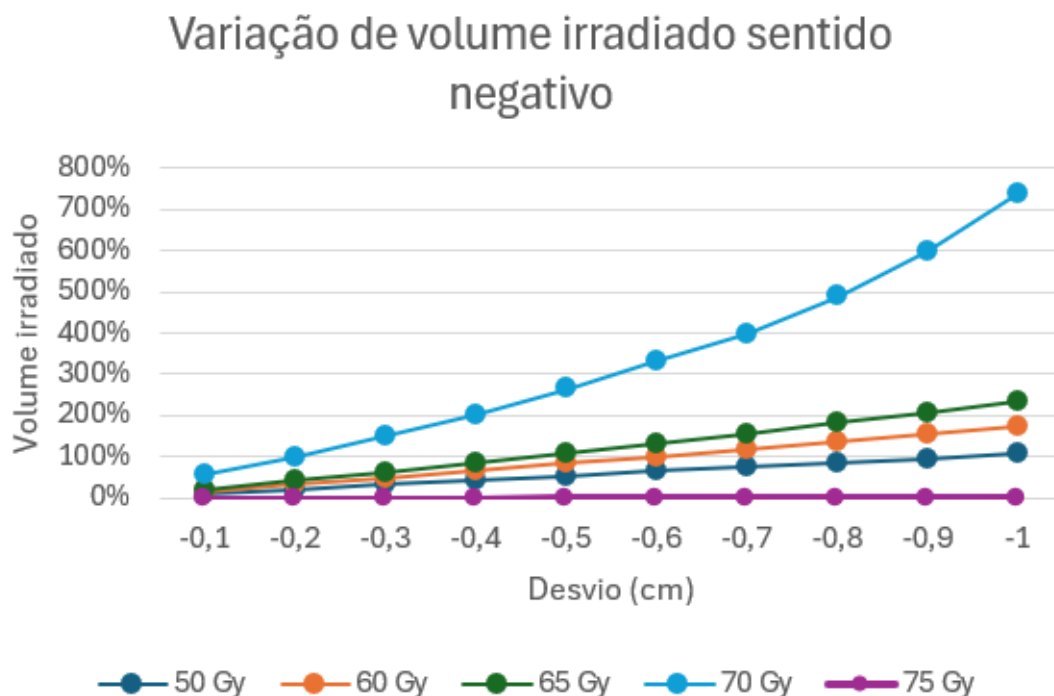


Figura V.2: Gráfico da evolução do volume de reto irradiado em função da magnitude dos desvios posicionais, no sentido negativo do eixo z.

Tabela V.1: Percentagem de casos, dos 85 totais, em que o limite de segurança é ultrapassado, no sentido negativo de z.

Desvio (cm)	50 Gy	60 Gy	65 Gy	70 Gy	75 Gy
-0,1	0,00%	0,00%	1,18%	1,18%	0,00%
-0,2	0,00%	1,18%	3,53%	1,18%	0,00%
-0,3	2,35%	4,71%	5,88%	2,35%	0,00%
-0,4	7,06%	9,41%	16,47%	3,53%	0,00%
-0,5	14,12%	21,18%	27,06%	7,06%	0,00%
-0,6	23,53%	40,00%	44,71%	17,65%	0,00%
-0,7	31,76%	52,94%	56,47%	29,41%	0,00%
-0,8	47,06%	62,35%	65,88%	44,71%	0,00%
-0,9	58,82%	74,12%	75,29%	55,29%	0,00%
-1,0	69,41%	81,18%	82,35%	67,06%	0,00%

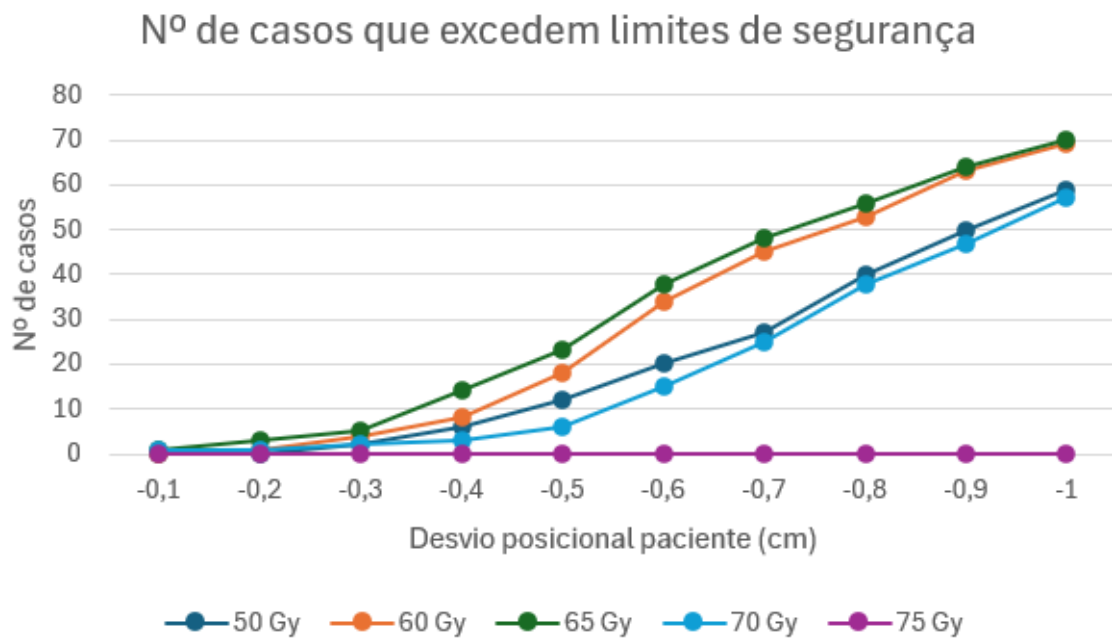
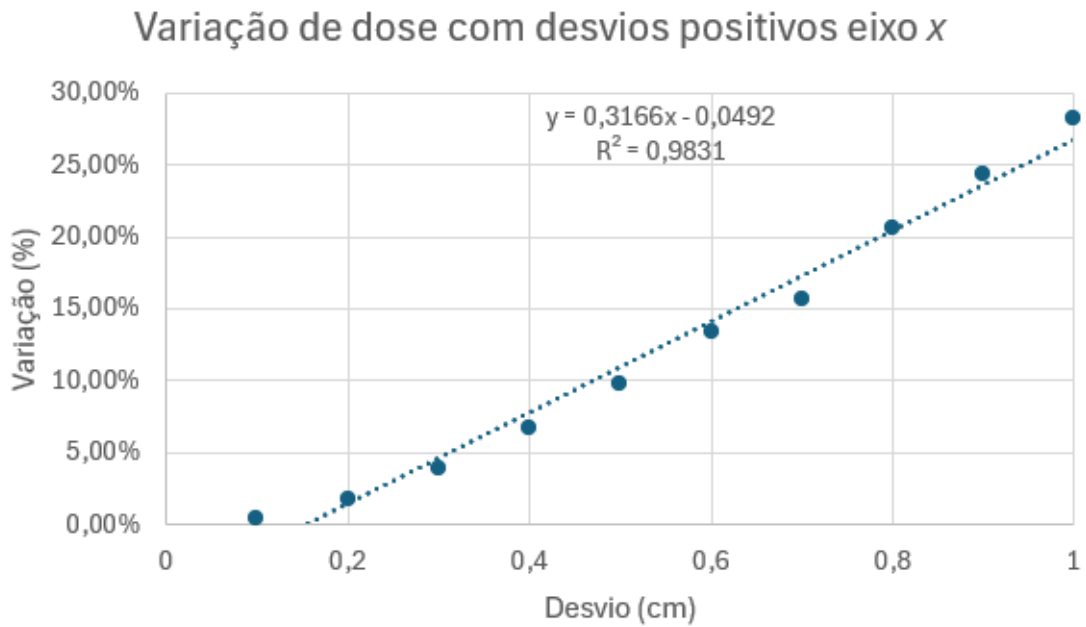


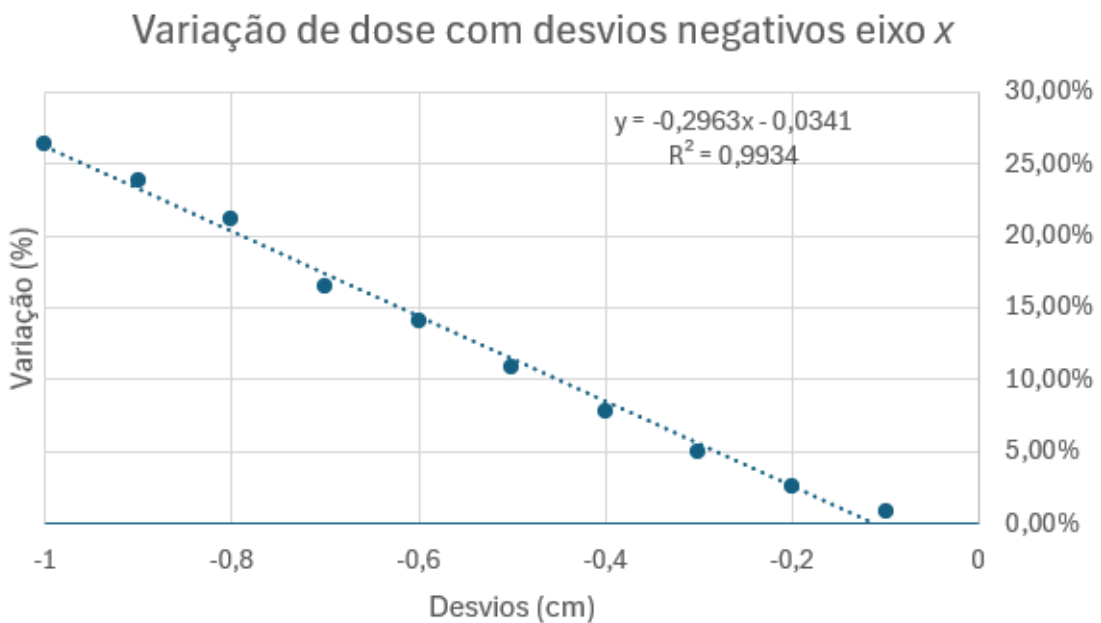
Figura V.3: Gráfico do número de casos, dos 85 analisados, que excedem os limites de segurança em cada dose de referência para os desvios posicionais.

| VI

RESULTADOS ESTATÍSTICOS NA MEDULA



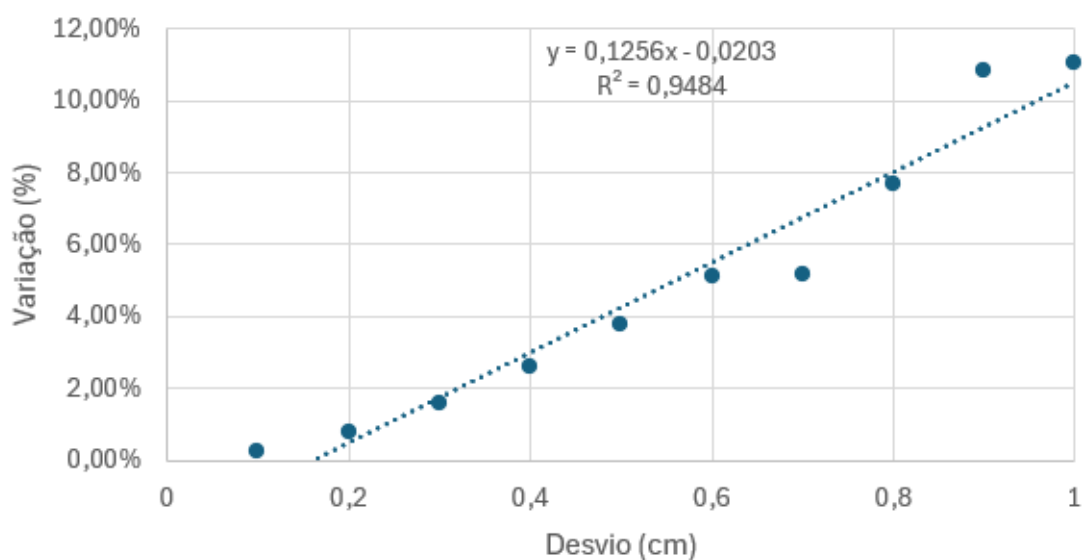
(a)



(b)

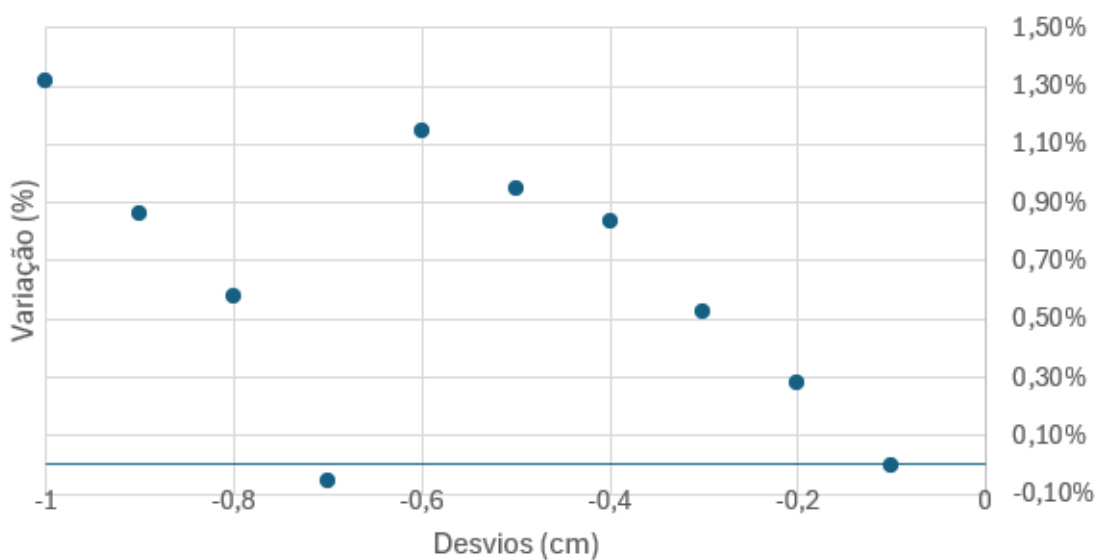
Figura VI.1: Gráficos da evolução da distribuição de dose na medula ao longo dos desvios posicionais no eixo x.

Varição de dose com desvios positivos eixo y



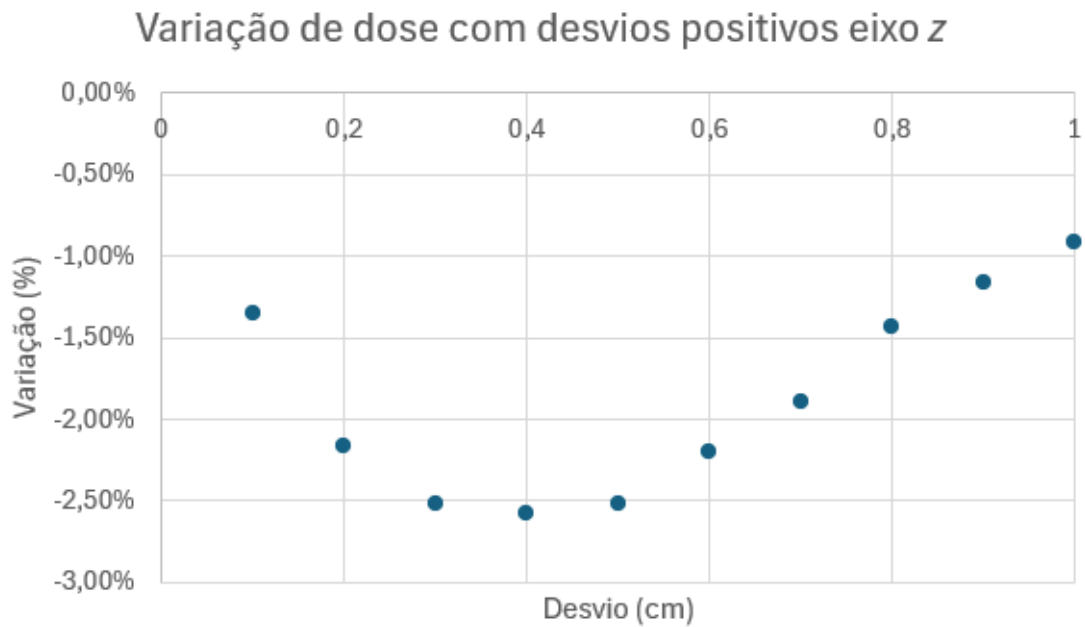
(a)

Varição de dose com desvios negativos eixo y

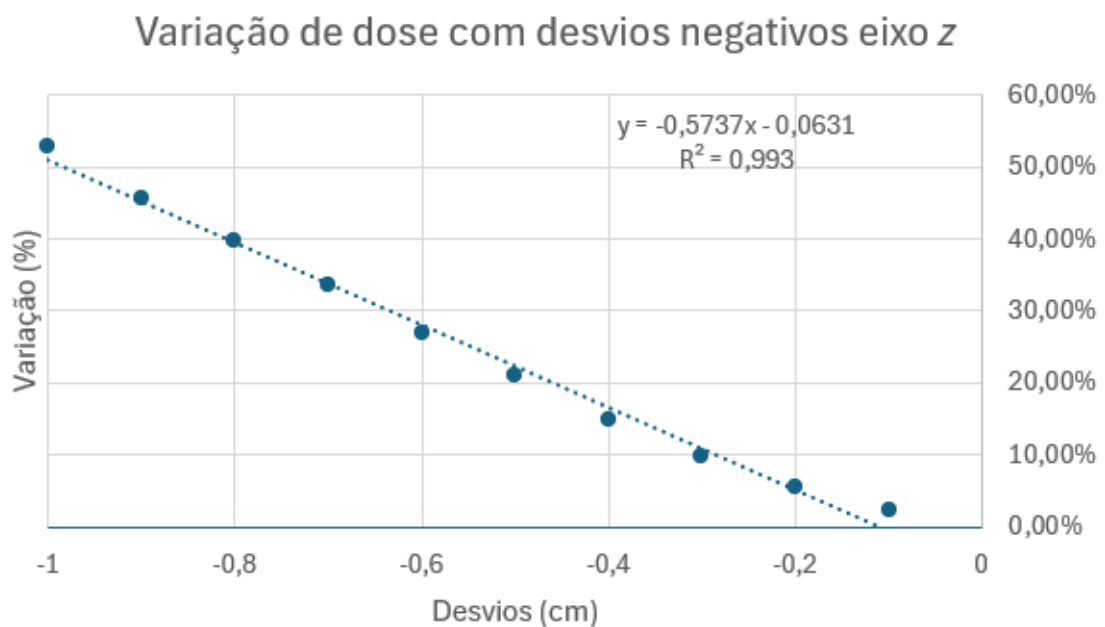


(b)

Figura VI.2: Gráficos da evolução da distribuição de dose na medula ao longo dos desvios posicionais no eixo y.



(a)



(b)

Figura VI.3: Gráficos da evolução da distribuição de dose na medula ao longo dos desvios posicionais no eixo z.

RESULTADOS FINAIS NO RETO

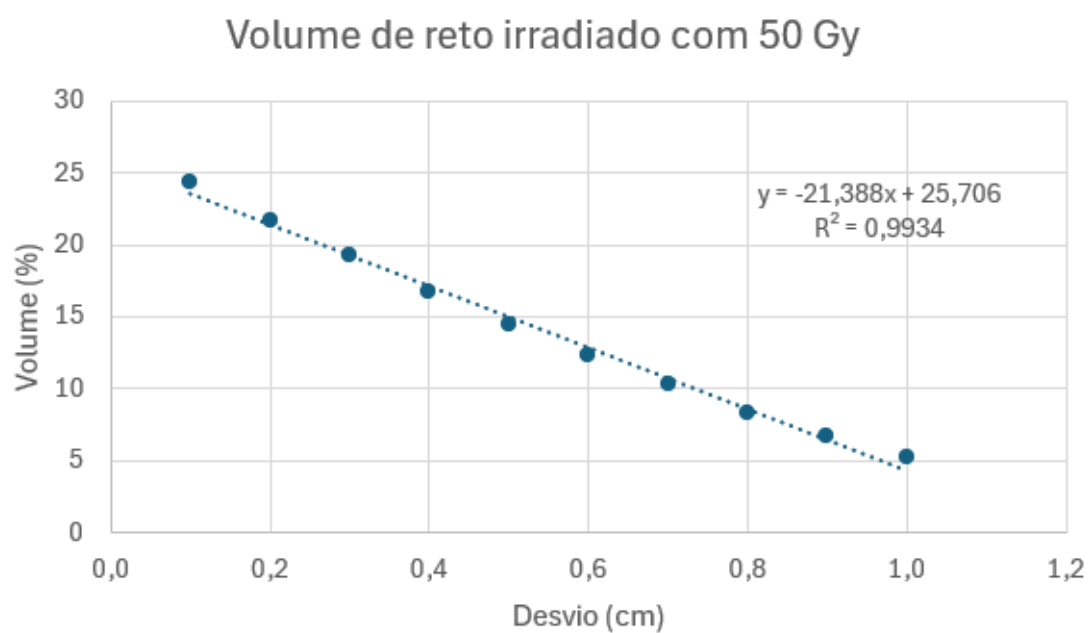


Figura VII.1: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z, na Isodose de 50 Gy no reto.

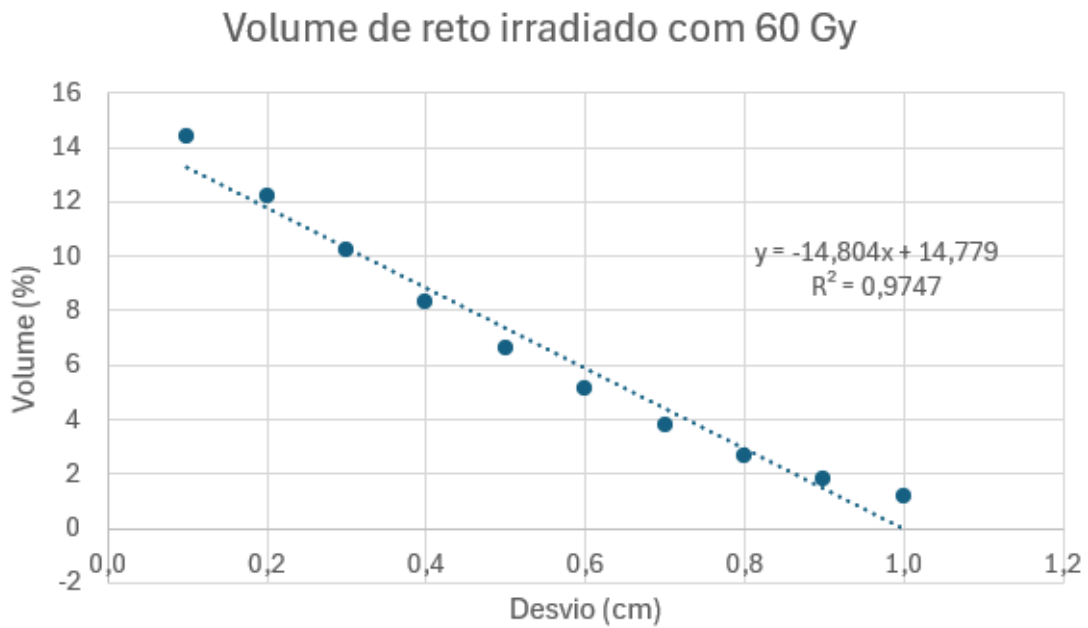


Figura VII.2: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z, na Isodose de 60 Gy no reto.

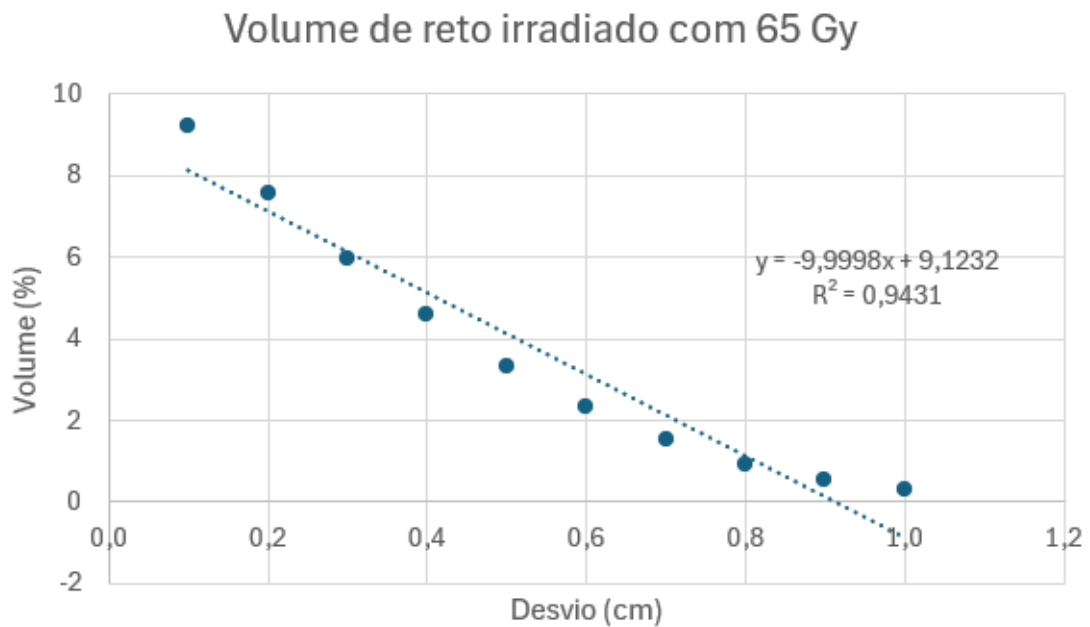


Figura VII.3: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z, na Isodose de 65 Gy no reto.

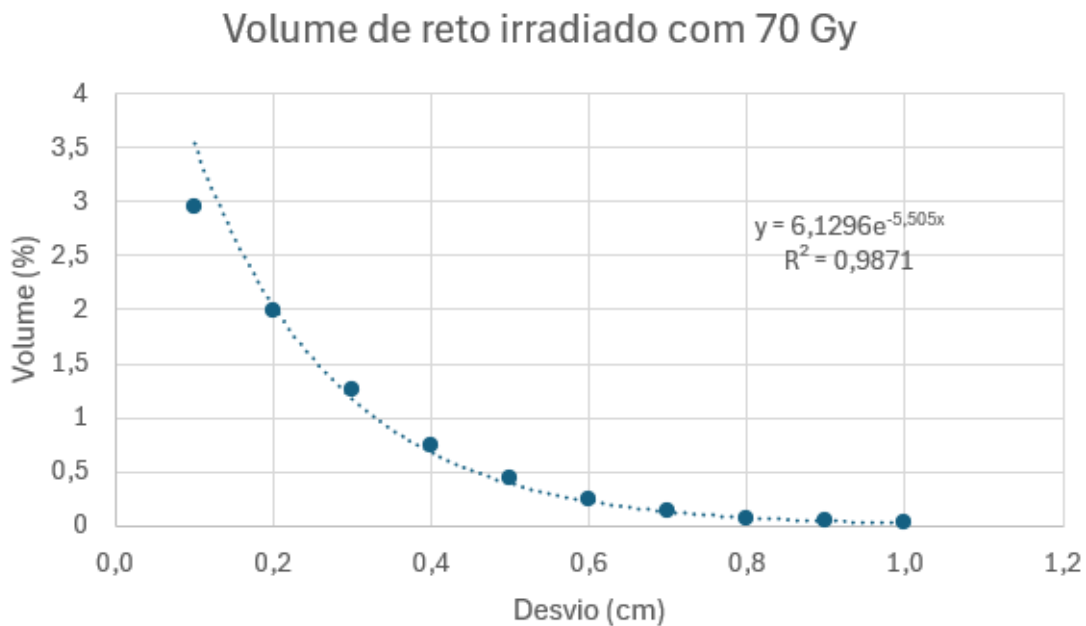


Figura VII.4: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido positivo de z, na Isodose de 70 Gy no reto.

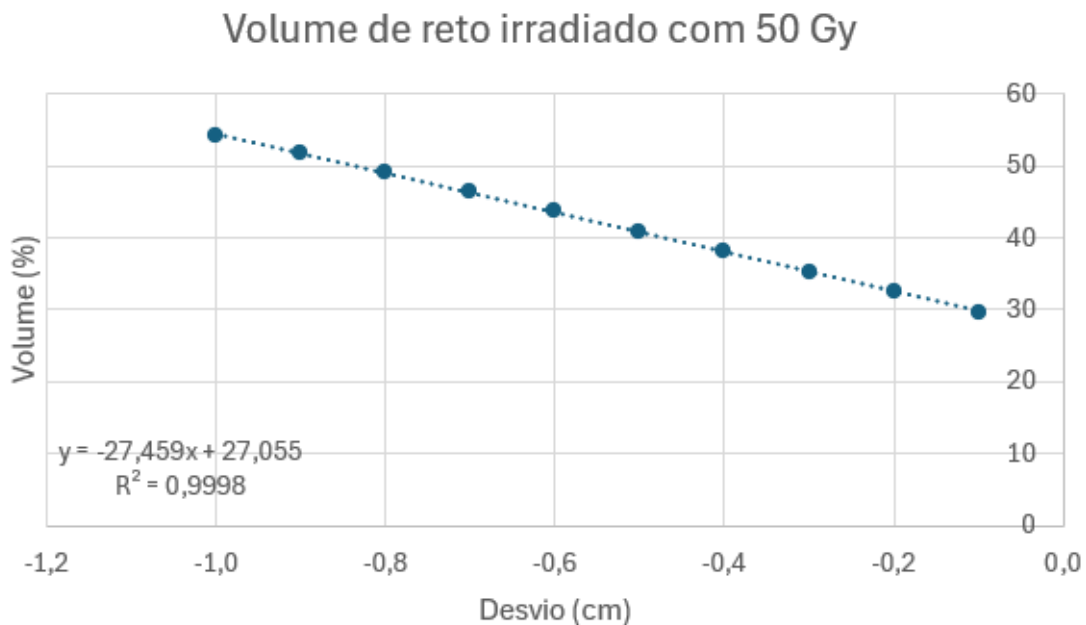


Figura VII.5: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z, na Isodose de 50 Gy no reto.

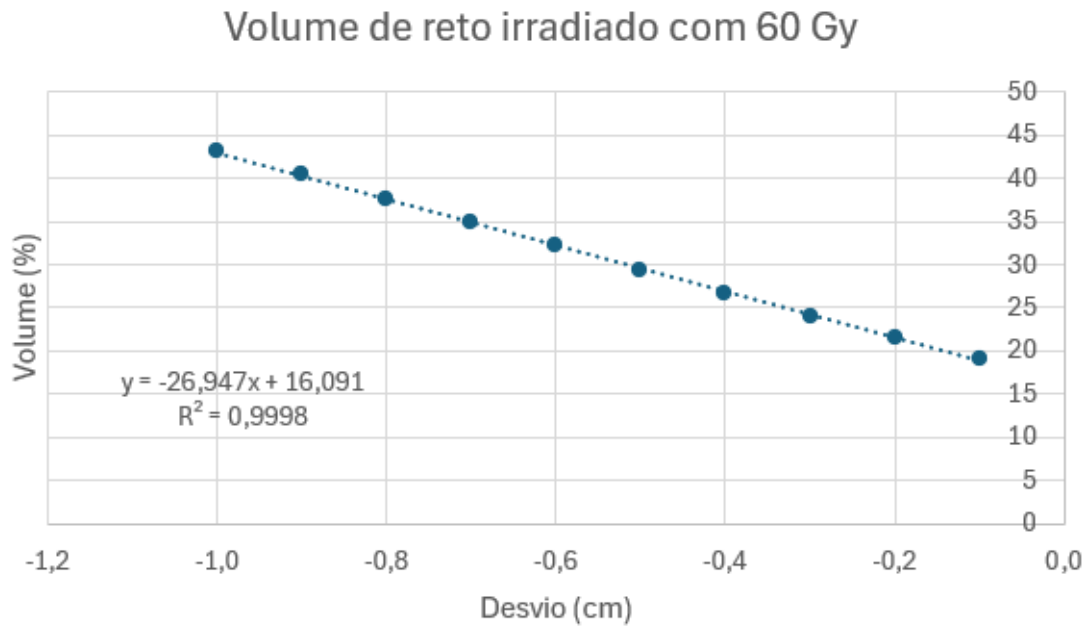


Figura VII.6: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z, na Isodose de 60 Gy no reto.

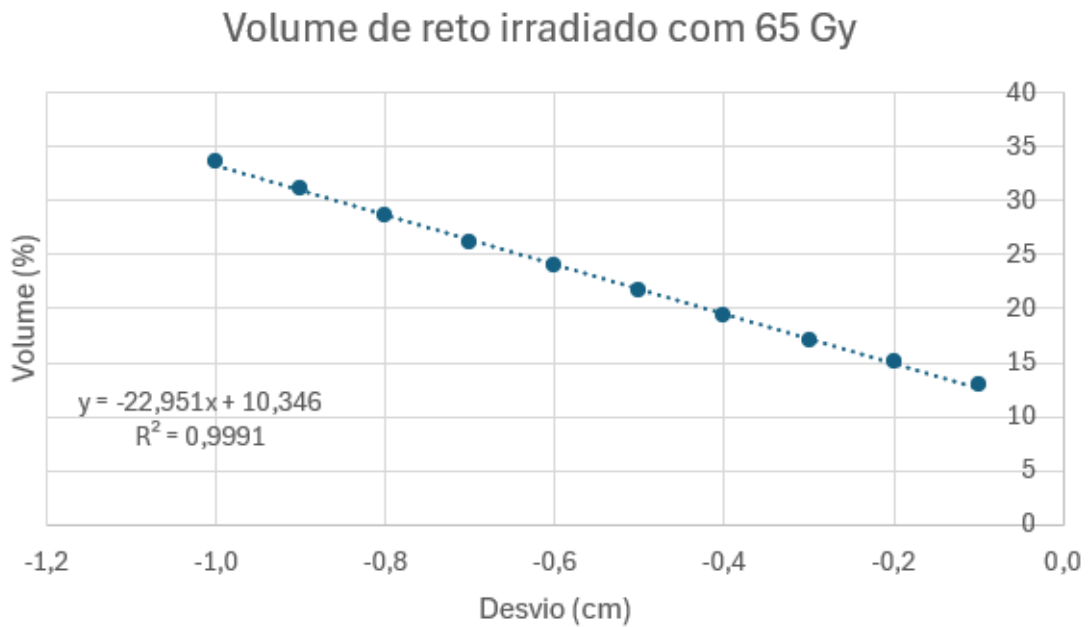


Figura VII.7: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z, na Isodose de 65 Gy no reto.

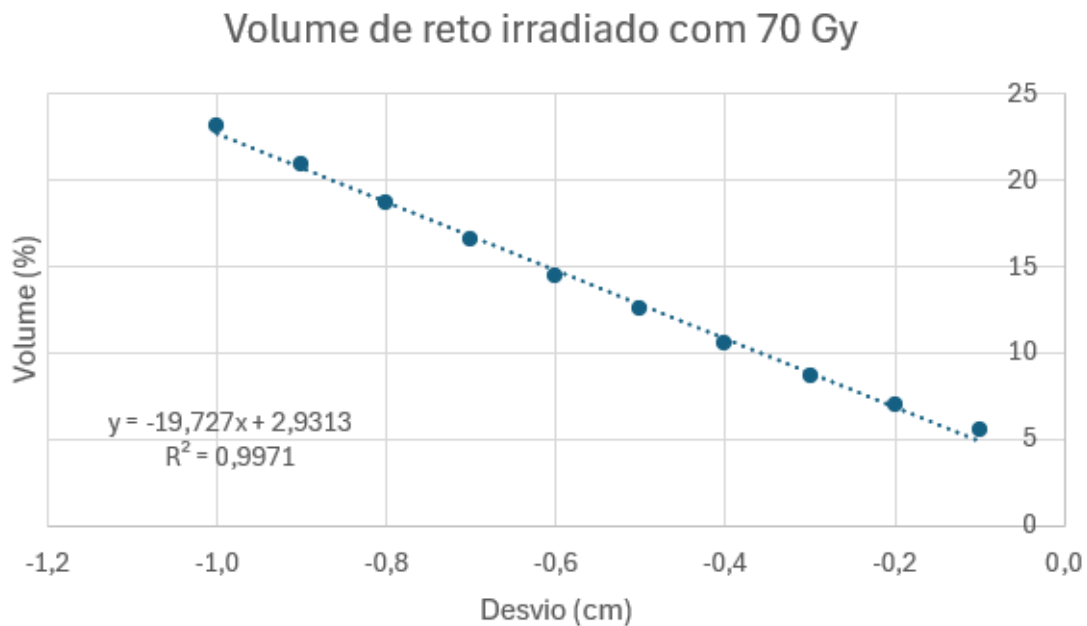


Figura VII.8: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z, na Isodose de 70 Gy no reto.

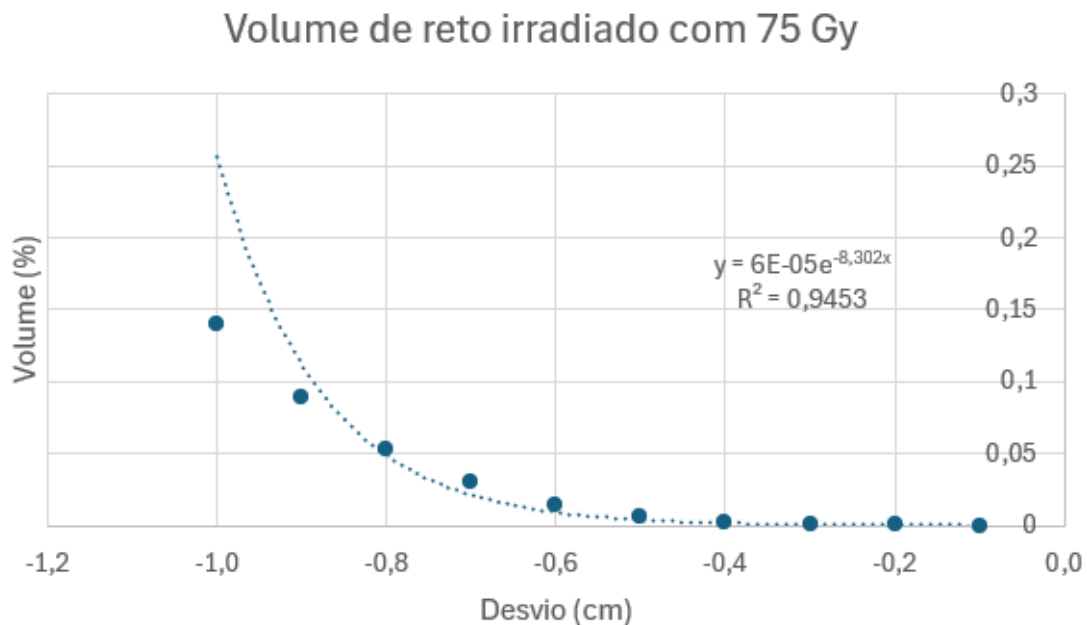
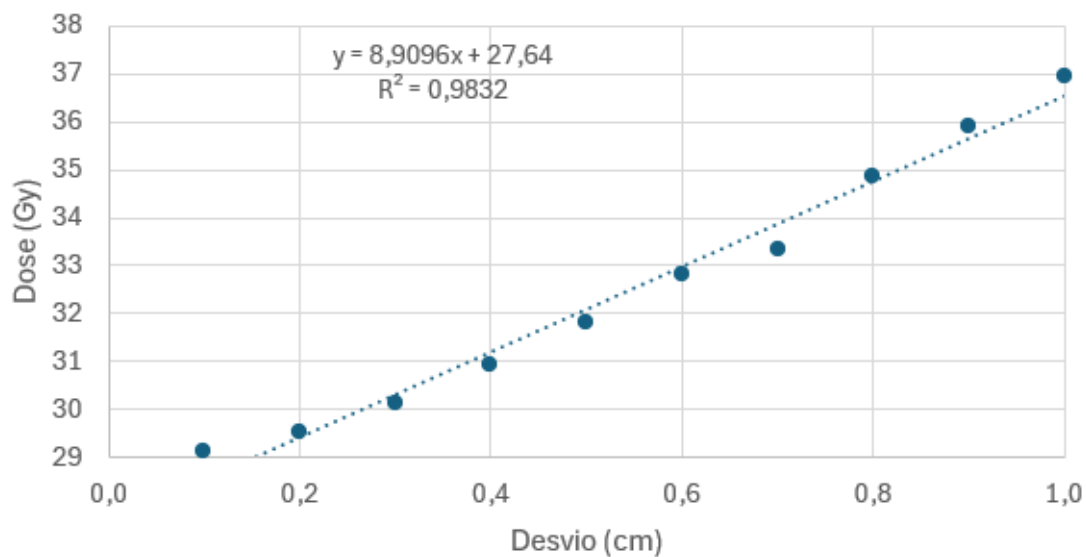


Figura VII.9: Gráfico da influência dos desvios posicionais no sentido negativo de z, na Isodose de 75 Gy no reto.

VIII

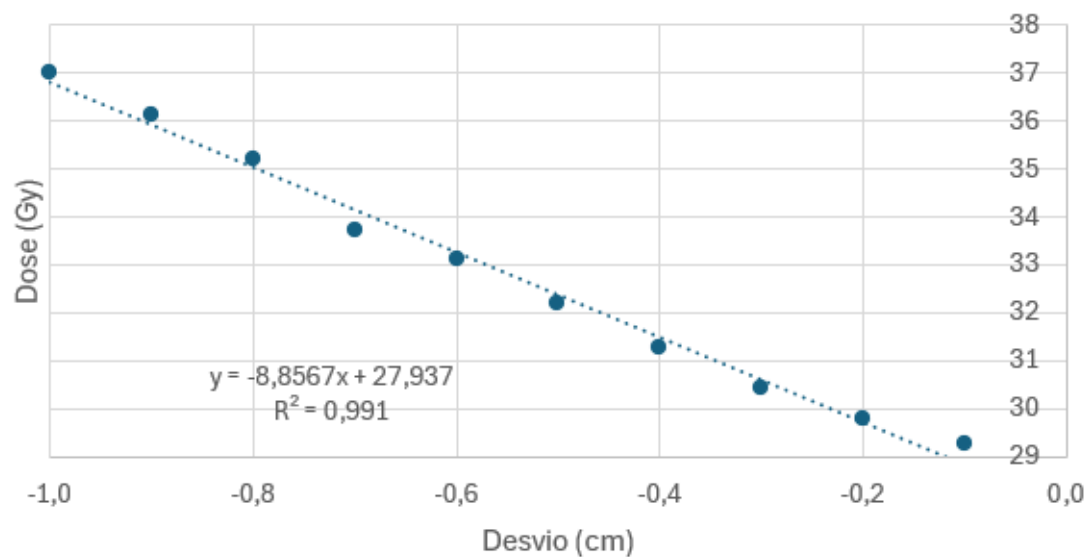
RESULTADOS FINAIS NA MEDULA

Dose máxima na medula em x



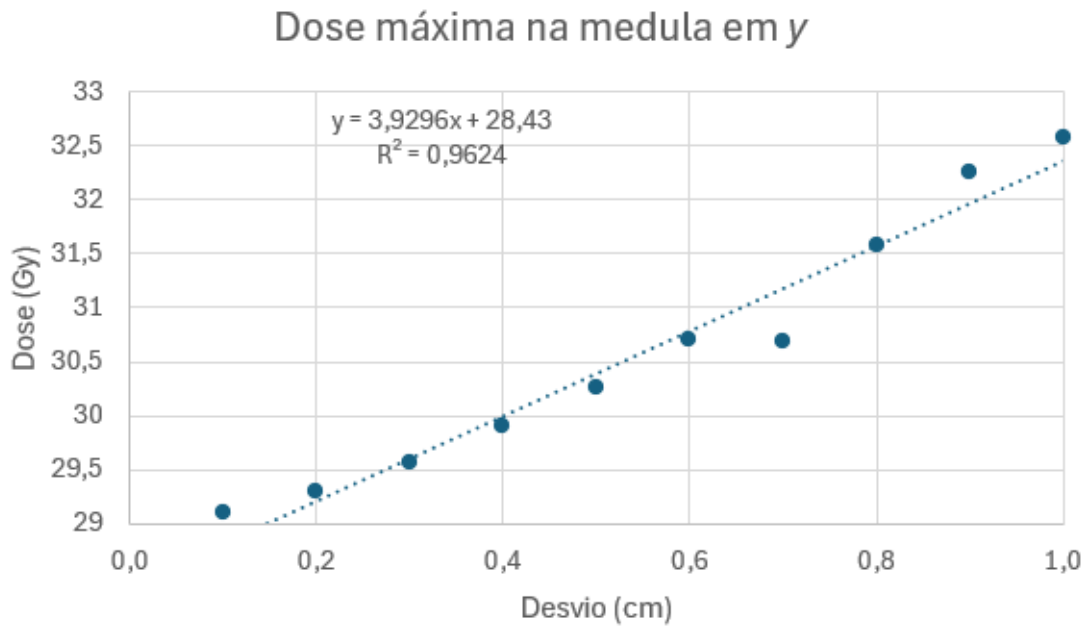
(a)

Dose máxima na medula em x

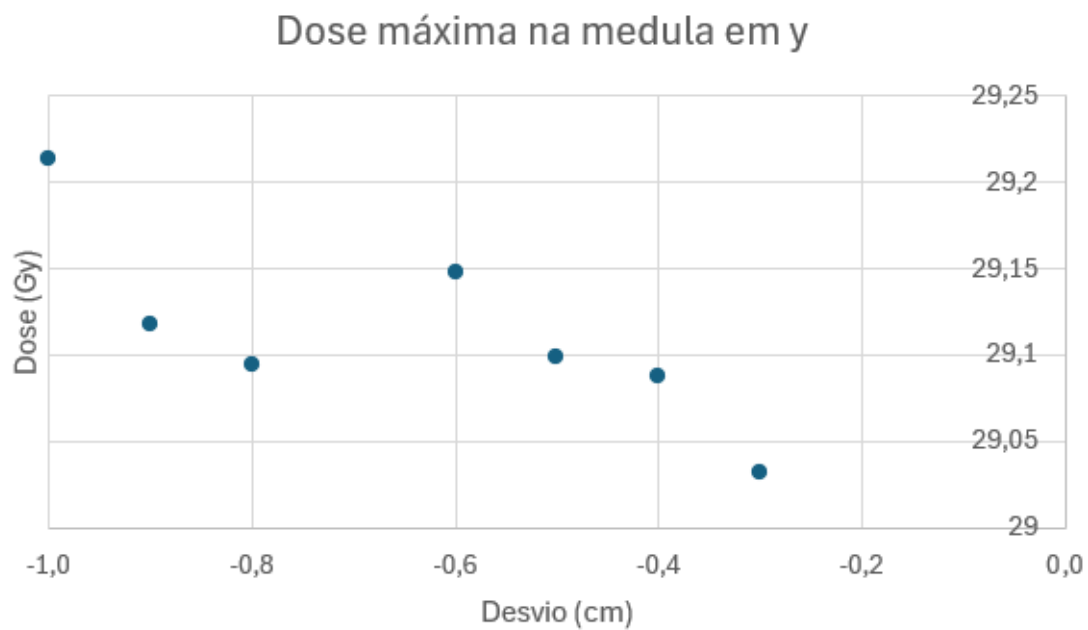


(b)

Figura VIII.1: Gráfico da influência dos desvios posicionais em x, na dose máxima na medula.

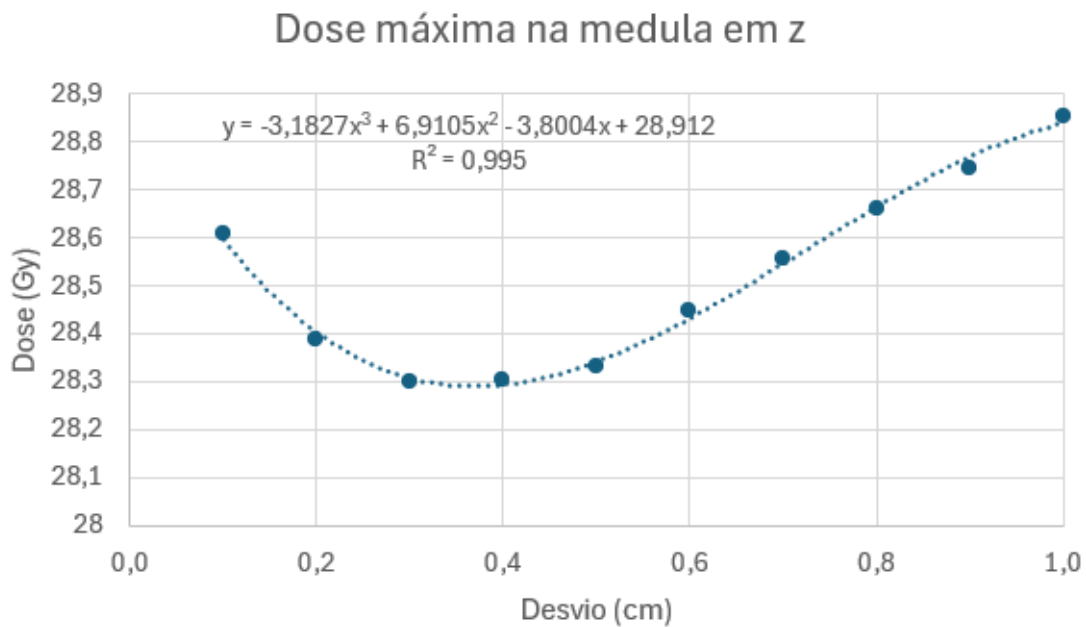


(a)

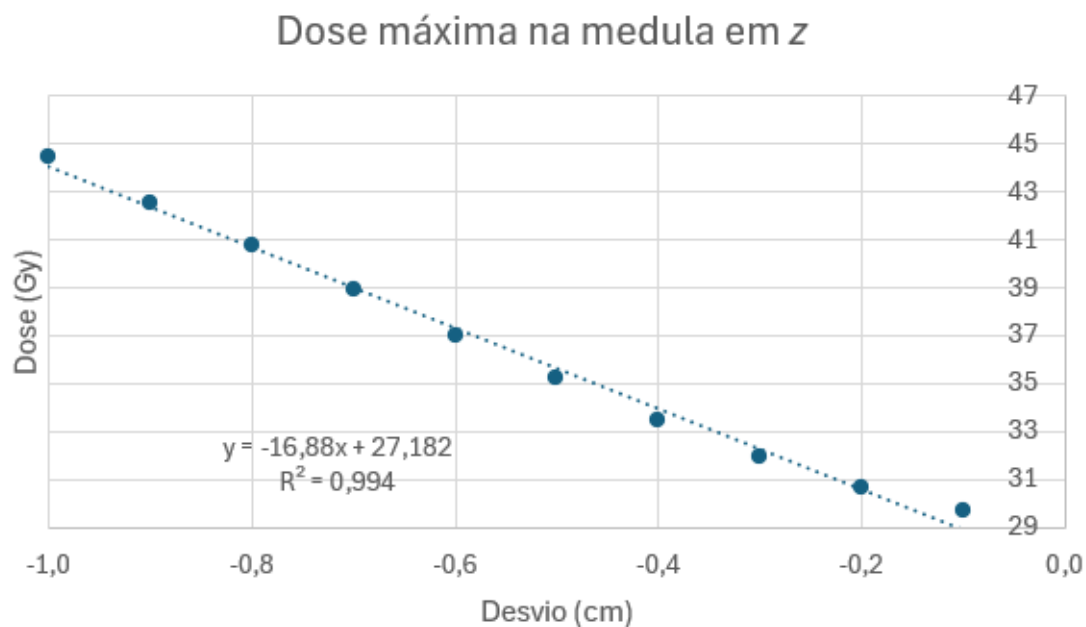


(b)

Figura VIII.2: Gráfico da influência dos desvios posicionais em y , na dose máxima na medula.



(a)



(b)

Figura VIII.3: Gráfico da influência dos desvios posicionais em z, na dose máxima na medula.



2024

Estudo da Influência de Desvios Posicionais na Dose Administrada em Órgãos de Risco em Tratamentos de Radioterapia

Beatriz Rações



NOVA

UNIVERSITY OF LISBON

NOVA FCSH

NOVA FCT

NOVA FEF

NOVA FEP

NOVA FES

NOVA FGE

NOVA FGY

NOVA FIM

NOVA FISI

NOVA FMA

NOVA FMM

NOVA FNM

NOVA FOT

NOVA FQ

NOVA FARM

NOVA FEN

NOVA FENEC

NOVA FENGE

NOVA FENGE

NOVA FENGE

NOVA FENGE