

Dosimetria in vivo EPID em Radioterapia

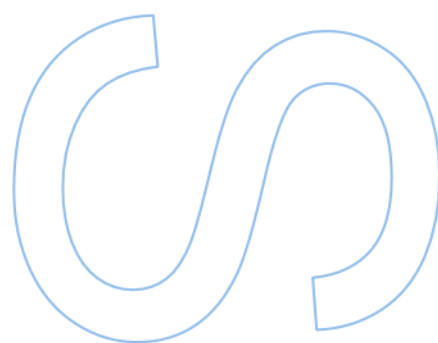
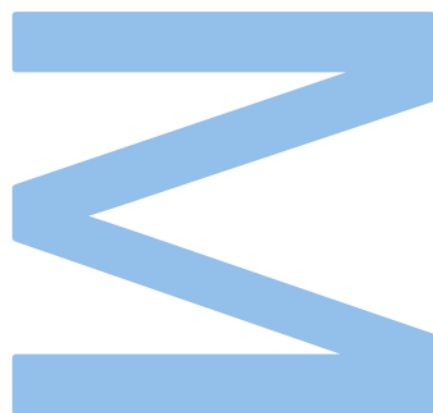
Inês Daniela Teixeira Magalhães

Mestrado em Física Médica

Departamento de Física e Astronomia

Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

2026



Dosimetria in vivo EPID em Radioterapia

Inês Daniela Teixeira Magalhães

Dissertação realizada no âmbito do Mestrado em Física Médica

Departamento de Física e Astronomia
2026

Orientador

Gabriel António Nunes Farinha
Especialista em Física Médica, ULS São João

Coorientadores

Pedro Manuel Peixoto Teles
Professor Auxiliar, Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

Ana Rita Leitão Costa Figueira
Especialista em Física Médica, ULS São João



CUIDADOS
DE SAÚDE PRIMÁRIOS

Agradecimentos

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador Gabriel Farinha pela sua inestimável orientação, disponibilidade e incentivo ao longo do desenvolvimento desta dissertação.

Agradeço também à minha coorientadora Ana Rita Figueira e ao meu coorientador professor Pedro Teles pela ajuda prestada ao longo deste ano.

Gostaria de agradecer à Universidade do Porto e à ULS São João por disponibilizarem as condições necessárias para a realização deste trabalho.

Deixo um sincero agradecimento aos físicos médicos do Serviço de Radioterapia da ULS de São João, nomeadamente Teresa Reis, Mónica Sousa e Margarida Freitas, pela forma acolhedora com que me receberam, bem como ao radioterapeuta Fernando pela ajuda prestada.

Agradeço aos meus amigos, em particular à Maria e à Sofia por todo o apoio e motivação ao longo deste percurso. À minha colega de mestrado, Rafaela, pelos desabafos, trocas de ideias e apoio mútuo constante. À minha prima Mariana pelas conversas motivacionais e pela ajuda na revisão final.

Ao meu namorado, Rui, pelo apoio incondicional e por toda a ajuda na construção desta dissertação.

Por fim, um agradecimento especial aos meus pais, a quem estou eternamente grata pelo apoio e motivação constantes ao longo de todo o meu percurso. À minha irmã, um dos principais pilares da minha vida e a minha maior inspiração. À minha tia Patrocínia, por todo o apoio e carinho. Ao meu tio António, a quem dedico este trabalho, pela sua importância na minha vida e por tudo o que me ensinou.

Resumo

Os Dispositivos Eletrônicos de Imagem Portal (EPIDs) têm-se revelado uma ferramenta essencial na dosimetria *in vivo* em tratamentos de radioterapia, permitindo a monitorização da dose administrada ao paciente. Nesse sentido, este estudo avaliou o desempenho do sistema de garantia de qualidade PerFRACTION (Sun Nuclear Corporation), que operou de forma integrada com dois aceleradores lineares TrueBeam (Varian, Siemens Healthineers) com feixes de fótons de 6 MV.

Foram realizados testes preliminares de sensibilidade com um fantoma de água sólida de 5 cm de espessura, irradiado por um único campo de radiação. Introduziram-se variações controladas no tamanho do campo, no *output* do acelerador linear, na rotação do colimador e na posição das folhas do MLC, de forma a avaliar a resposta do sistema. Foram igualmente investigados cenários mais realistas utilizando o fantoma antropomórfico Rando. Implementaram-se desvios translacionais e rotacionais, bem como alterações anatómicas simuladas com bolus, avaliando-se o respetivo impacto em planos de tratamento 3D-CRT e VMAT previamente desenvolvidos. Todas as variações introduzidas foram analisadas no módulo Fraction n com base nos resultados da análise gama, recorrendo a múltiplos critérios de tolerância.

Na segunda fase do estudo, a dosimetria de trânsito com EPID utilizando o sistema PerFRACTION foi integrada na prática clínica. Foram monitorizados os tratamentos de 45 pacientes, perfazendo um total de 457 frações, através do módulo Fraction n. Os resultados foram posteriormente agrupados por localização anatómica e técnica de tratamento, com o objetivo de definir níveis de tolerância clínica adaptados a cada patologia. Todas as frações que destacaram regiões reprovadas na análise gama foram posteriormente analisadas ao detalhe para identificar a causa subjacente.

Os resultados preliminares demonstraram que o sistema detetou com precisão variações milimétricas no tamanho do campo e no posicionamento das folhas do MLC, bem como pequenos desvios no *output* do acelerador linear e na rotação do colimador. As alterações anatómicas simuladas com bolus no fantoma antropomórfico foram igualmente identificadas com eficácia, originando uma diminuição evidente das taxas de aprovação na análise gama. Contudo, os desvios translacionais e rotacionais aplicados não revelaram um impacto tão expressivo nos resultados.

Para finalizar, foram definidos critérios de tolerância específicos para cada patologia com base nas frações de tratamento analisadas, assegurando uma deteção fiável de erros e mantendo simultaneamente a viabilidade da aplicação do sistema na prática clínica. Este estudo sustenta, assim, a utilização do PerFRACTION como uma ferramenta eficaz para dosimetria de trânsito em radioterapia.

Palavras-chave: EPID, dosimetria *in vivo*, dosimetria de trânsito, radioterapia, verificação da dose

Abstract

Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs) have become an essential tool for *in vivo* dosimetry in radiotherapy, enabling verification of the dose delivered to the patient. This study aimed to evaluate the performance of the PerFRACTION quality assurance system (Sun Nuclear Corporation), integrated into two TrueBeam linear accelerators (Varian, Siemens Healthineers) using 6 MV photon beams.

Sensitivity tests were initially performed using a 5-cm solid water phantom exposed to a single radiation field. Controlled variations in field size, linear accelerator output, collimator rotation, and multileaf collimator (MLC) leaf positions were introduced to assess the system's sensitivity. More clinically representative scenarios were investigated using the Rando phantom. Translational and rotational setup deviations, together with anatomical changes simulated through bolus modifications, were introduced to assess their impact on 3D-CRT and VMAT treatment delivery. All introduced variations were evaluated in the Fraction n module using gamma analysis under multiple tolerance criteria.

EPID-based transit dosimetry with the PerFRACTION system was then implemented in clinical practice. Treatments from 45 patients, comprising 457 fractions, were monitored using the Fraction n module. The results were grouped by treatment site and delivery technique to establish clinically adapted tolerance levels for each pathology. Fractions exhibiting failed regions in gamma analysis were further investigated to determine underlying causes.

The results demonstrated that the system accurately detects millimetric variations in field size and MLC leaf positioning, as well as small deviations in the linear accelerator output and collimator rotation. Bolus modifications resulted in a significant reduction in gamma passing rates. In contrast, translational and rotational shifts applied to the Rando phantom produced a less pronounced effect.

Clinical implementation of the system enabled the establishment of pathology-specific tolerance levels, ensuring reliable error detection while maintaining feasibility for routine clinical use. These findings support the use of PerFRACTION as an effective tool for transit dosimetry in radiotherapy.

Keywords: EPID, *in vivo* dosimetry, transit dosimetry, radiotherapy, dose verification

Conteúdo

Lista de Tabelas	viii
Lista de Figuras	ix
Lista de Abreviaturas	xvii
1. Introdução.....	1
1.1. Lista de Apresentações	2
2. Enquadramento Teórico.....	3
2.1. Radiação Ionizante.....	3
2.1.1. Classificação da Radiação	3
2.1.2. Descrição Simples de Campos de Radiação	4
2.1.3. Grandezas Dosimétricas	4
2.1.4. Equilíbrio de Partículas Carregadas.....	6
2.1.5. Interação da Radiação Ionizante com a Matéria	7
2.1.5.1. Interação de fótons com a matéria.....	7
2.1.5.2. Interação de partículas carregadas com a matéria.....	15
2.2. Radioterapia	17
2.2.1. Efeitos Radiobiológicos da Radiação Ionizante	18
2.2.2. Radioterapia Externa.....	20
2.2.2.1. Fluxo de Tratamento em Radioterapia	20
2.2.2.2. Técnicas de Tratamento em Radioterapia Externa.....	22
2.2.3. Acelerador Linear	25
3. Tecnologia de Imagem Portal.....	28
3.1. Evolução dos Sistemas de Detecção MV	29
3.1.1. Imagem Portal com Filmes	29
3.1.2. Dispositivos Eletrónicos de Imagem Portal	29
3.1.2.1. Estado da Arte: EPID de Silício Amorfo	33
3.2. Dosimetria com EPID	36
3.2.1. Desafios da Dosimetria com a-Si EPID	38
4. Contexto Clínico.....	41
4.1. Serviço de Radioterapia e Equipamentos.....	41
4.1.1. Serviço de Radioterapia - ULS São João.....	41

4.1.2.	Acelerador Linear TrueBeam	41
4.1.2.1.	Detetor Digital de Megavoltagem - EPID aS1200	42
4.2.	Implementação Clínica de Dosimetria <i>in vivo</i> com EPID	44
4.2.1.	PerFRACTION	44
4.2.2.	Algoritmo de Cálculo de Dose SNC	46
5.	Metodologia	49
5.1.	Calibração Modo Fraction n	49
5.2.	Estudo da Sensibilidade do PerFRACTION	52
5.2.1.	Testes com Fantoma de Água Sólida	52
5.2.2.	Testes com Fantoma Antropomórfico	53
5.3.	Implementação Clínica Em Várias Patologias	57
6.	Resultados e Discussão	59
6.1.	Calibração Modo Fraction n	59
6.2.	Sensibilidade Fraction n, PerFRACTION	59
6.2.1.	Testes com Fantoma de Água Sólida	59
6.2.1.1.	Erros de Máquina	59
6.2.2.	Testes com Fantoma Antropomórfico	62
6.2.2.1.	Erros de Variação Anatômica com bolus	62
6.2.2.2.	Erros de Posicionamento	71
6.3.	CrITÉrios Gama Conforme Patologia	74
6.3.1.	Patologia de Cabeça e Pescoço	74
6.3.2.	Patologia Abdominal e Pélvica	79
6.3.3.	Patologia de Próstata	84
6.3.4.	Patologia Intracraniana	86
6.3.5.	Patologia Mamária	87
6.3.6.	Patologia Pulmonar	99
6.3.7.	Síntese dos CrITÉrios de Tolerância Adotados	102
7.	Conclusões	104
A.	Formalismo Matemático da Análise Gama	106
	Bibliografia	108

Lista de Tabelas

5.1. Posição da <i>gantry</i> na entrega dos campos (1 a 8) dos planos 3D utilizados. .	57
6.1. Critérios utilizados na análise gamma para as patologias estudadas. Todos os critérios foram definidos com análise gama global (NG), à exceção de patologia mamária que apresenta também um valor para normalização local (NL).	103
6.2. Critérios de tolerância de análise gama definidos empiricamente no estudo que constituiu uma das principais referências deste trabalho [29].	103

Lista de Figuras

2.1. Ilustração do TCPE para radiação ionizante indireta. Adaptado de [1].	7
2.2. Importância relativa dos três principais tipos de interações de fótons com a matéria. As curvas representadas indicam os valores de Z e k para os quais dois tipos de interação têm igual importância. Adaptada de [2].	8
2.3. Esquema da Dispersão de Compton. Adaptada de [2]	8
2.4. Secção eficaz eletrónica de KN, e correspondente secção eficaz eletrónica de transferência, em função da energia do fóton primário. Retirada de [3].	10
2.5. Esquema do Efeito fotoelétrico. Adaptada de [2].	11
2.6. Esquema do processo de produção de pares. Adaptada de [2].	12
2.7. Três tipos de colisão de uma partícula carregada com um átomo, dependendo do tamanho relativo do parâmetro de impacto b e do raio atómico a . Adaptada de [3].	16
2.8. Janela terapêutica, definida pelas curvas de probabilidade de controlo tumoral (TCP) e de complicações nos tecidos normais (NTCP), em função da dose absorvida. Adaptada de [4]	19
2.9. Fluxo de trabalho clínico de um tratamento de radioterapia.	20
2.10. Comparação entre 3D-CRT (A) e IMRT (B): planeamento direto versus planeamento inverso. Retirada de [5].	23
2.11. Exemplos de distribuição de dose para (a) 3D-CRT, (b) IMRT e (c) VMAT. O CTV e o PTV são apresentados a rosa e vermelho, respetivamente. Retirada de [6].	24
2.12. Componentes de um acelerador linear. Retirada de [4].	25
2.13. Comparação dos componentes da cabeça da <i>gantry</i> em modo de produção de feixes de eletrões e fótons. Retirada de [7].	27
3.1. Esquema dos primeiros dispositivos eletrónicos de imagem portal. Retirada de [8].	30
3.2. Sistemas EPID com câmara e espelho: a) Sistema iView, da Elekta. b) Sistema Theraview, da Infimed. Adaptada de [8].	31
3.3. EPID de um acelerador linear <i>TrueBeam</i> (Varian) estendido.	33

3.4. Configuração de detecção indireta. Retirada de [9].	34
3.5. Esquematização de um único píxel do painel a-Si: 1) <i>data line</i> , 2) <i>bias line</i> , 3) fotodíodo, 4) TFT, 5) <i>gate line</i> . Retirada de [9].	35
3.6. Diagrama da matriz de píxeis: 1) amplificadores de carga (ASIC), 2) V_{bias} , 3) linhas da matriz, 4) <i>gate driver</i> . Retirada de [9].	35
3.7. Tipos de dosimetria de acordo com a presença ou ausência de meio atenuante.	37
3.8. Métodos de projeção direta e de retroprojeção.	38
4.1. Detetor MV – <i>Varian DMI</i> : 1) matriz de fotodíodos (área sensível), 2) circuito de leitura, 3) <i>gate driver</i> para ativação dos TFT. Retirada de [9].	43
5.1. Configurações de calibração Fraction n: (a) 30 cm de água sólida; (b) 10 cm de água sólida; (c) Em ar	51
5.2. Representação visual (no External Beam, ARIA) dos erros introduzidos: (a) variação do tamanho de campo; (b) rotação do colimador; (c) deslo- camento de uma folha central do MLC; (d) deslocamento de duas folhas centrais do MLC.	53
5.3. Preparação do fantoma Rando para aquisição de TC: (a) sem colocação de bolus; (b) com bolus na região mamária; (c) com bolus na região abdominal.	54
5.4. Comparação de imagens de TC com diferentes configurações de bolus: (a) sem bolus; (b) bolus na região mamária; (c) bolus na região abdominal. .	55
5.5. Planos de tratamento para a região abdominal.	56
5.6. Planos de tratamento para a região mamária.	56
6.1. Análise PerFRACTION com variação do tamanho de campo: (a) campo com aumento do tamanho de campo de 4 mm e respetivo mapa de aná- lise gama com critério 3 %/3 mm; (b) taxas de aprovação para diferentes critérios gama.	60
6.2. Análise PerFRACTION com rotação do colimador: (a) campo com rota- ção do colimador de 2° e respetivo mapa de análise gama com critério 3 %/3 mm; (b) taxas de aprovação para diferentes critérios gama.	60
6.3. Análise PerFRACTION com variação do <i>output</i> do LINAC: taxas de apro- vação gama conforme o critério gama.	61

6.4. Análise PerFRACTION com deslocamento de uma folha central do MLC: (a) campo com deslocamento de uma folha do MLC de 5 mm e respetivo mapa de análise gama com critério 3 %/3 mm; (b) taxas de aprovação para vários critérios gama.	61
6.5. Análise PerFRACTION deslocamento de duas folhas centrais do MLC: (a) campo com deslocamento de 2 mm de duas folhas centrais do MLC e mapa de análise gama com critério 2 %/2 mm; (b) taxas de aprovação para vários critérios gama.	62
6.6. Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos dois campos do plano 2, em situação normal (com bolus) e com a remoção do bolus da zona abdominal irradiada.	63
6.7. Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo CCW do plano 2, com parâmetros gama 3 %/3 mm.	63
6.8. Taxas de aprovação, conforme critério gama, correspondentes aos oito campos do plano 4, em situação normal (sem bolus) e com a introdução do bolus na zona abdominal irradiada.	64
6.9. Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo 1, antero-posterior, do plano 4, com parâmetros gama 2 %/2 mm, com taxa de aprovação de 79.4 %.	65
6.10. Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo 3, postero-anterior, do plano 4, com parâmetros gama 2 %/2 mm, com taxa de aprovação de 68.26 %.	65
6.11. Taxas de aprovação de análise gama global e local, conforme critério gama, dos quatro campos do plano 5, na situação de referência (com bolus) e com a remoção do bolus da zona mamária irradiada.	66
6.12. Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 5, com parâmetros gama 5 mm/5 %.	67
6.13. Análise gama local, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 5, com parâmetros gama 5 mm/5 %.	67
6.14. Taxas de aprovação, conforme critério gama, correspondentes aos dois campos do plano 6, em situação normal (com bolus) e sem bolus na zona mamária irradiada.	68

6.15. Análise gama local, Fraction n, PerFRACTION: campo CCW do plano 6, com parâmetros gama 3 %/3 mm.	68
6.16. Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos dois campos do plano 7, em situação normal (sem bolus) e com a colocação do bolus na zona mamária irradiada.	69
6.17. Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 7, com parâmetros gama 5 %/5 mm.	69
6.18. Análise gama local, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 7, com parâmetros gama 5 %/5 mm.	70
6.19. Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos dois campos do plano 1, em situações de posicionamento correto e com introdução de desvios rotacionais (<i>roll</i>) do fantoma.	71
6.20. Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 1, com desvio de 2° <i>roll</i> introduzido, com parâmetros gama 3 %/3 mm.	72
6.21. Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos quatro campos do plano 3, em situações de posicionamento correto e com introdução de desvios translacionais.	72
6.22. Análise gama com critério gama 3 %/3 mm do campo B com desvio vertical de 5 mm aplicado.	73
6.23. Análise gama com critério gama 3 %/3 mm do campo A com desvio lateral de 5 mm aplicado.	73
6.24. Análise gama com critério gama 3 %/3 mm do campo A com desvio longitudinal aplicado.	74
6.25. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia de cabeça e pescoço.	74
6.26. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, dos nove pacientes analisados.	75
6.27. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento relativas aos quatro pacientes com frações reprovadas.	76
6.28. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Sobreposição das imagens de CBCT e TC de planeamento, visualizada no Offline Review, ARIA; (c) Ampliação da região cervical do paciente.	76

6.29. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 2: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) Sobreposição de CBCT e TC, observada no Offline Review, ARIA.	77
6.30. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 4: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) Sobreposição de CBCT e TC, observada no Offline Review, ARIA.	78
6.31. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 8: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) Sobreposição de CBCT e TC, observada no Offline Review, ARIA.	78
6.32. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia abdominal e pélvica.	79
6.33. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, de dez dos onze pacientes incluídos.	80
6.34. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento relativas aos três pacientes com frações reprovadas.	80
6.35. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 2: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e estruturas da TC de planeamento no Offline Review, ARIA.	81
6.36. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 8: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e estruturas da TC de planeamento no Offline Review, ARIA.	82
6.37. Fração reprovada: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e TC de planeamento no Offline Review, ARIA.	83
6.38. Fração reprovada: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo anteroposterior visualizado no External Beam, ARIA; (c) CBCT adquirido antes da administração da fração.	84
6.39. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia de próstata.	85
6.40. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, dos sete pacientes incluídos.	85
6.41. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia intracraniana	86

6.42. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, dos seis pacientes incluídos.	87
6.43. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas, por critério gama, com normalização global e patamar de aprovação de: (a) 95 %; (b) 90 %.	88
6.44. Taxas de aprovação correspondentes para cada campo de tratamento, nas 5 frações administradas à paciente 1, com critério gama 6 %/6 mm.	89
6.45. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1 - Campo ATE.0: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo ATE.0, visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro (volume mamário foi omitido).	89
6.46. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1 - Campo ATI.0: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo ATI.0, visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro (volume mamário foi omitido).	90
6.47. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1 - Campo ATI: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo ATI, visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro (volume mamário foi omitido).	90
6.48. Gráficos de monitorização respiratória (amplitude anterior-posterior) da paciente 1 numa das frações administradas.	91
6.49. Evolução das taxas de aprovação da paciente 2, por campo terapêutico, nas frações relativas à primeira fase de tratamento à esquerda, e nas frações do <i>boost</i> à direita.	92
6.50. Análise do campo que reprovou em duas frações do paciente 2: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul claro e PTV mamário a vermelho.	92
6.51. Evolução das taxas de aprovação da paciente 3, por campo terapêutico, em cada fração.	93
6.52. Análise do campo ASTE reprovado da paciente 3: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul e PTV mamário a vermelho.	93

6.53. Análise do campo ATI reprovado da paciente 3: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul e PTV mamário a vermelho.	94
6.54. Análise do campo ATE reprovado da paciente 3: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul e PTV mamário a vermelho.	94
6.55. Evolução das taxas de aprovação das pacientes 4, 5, 6 e 7, por campo terapêutico, em cada fração.	95
6.56. Evolução das taxas de aprovação da paciente 8, por campo terapêutico, em cada fração.	95
6.57. Análise do campo BTE reprovado da paciente 8: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro e PTV mamário a vermelho.	96
6.58. Análise do campo BTI reprovado da paciente 8: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro e PTV mamário a vermelho.	96
6.59. Evolução das taxas de aprovação da paciente 9, por campo terapêutico, em cada fração.	97
6.60. Análise de um campo que reprovou em algumas frações da paciente 9: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA.	97
6.61. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas, por critério gama, com normalização local e patamar de aprovação de: (a) 95 %; (b) 90 %.	98
6.62. Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para vários critérios gama na patologia pulmonar.	99
6.63. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, de três pacientes.	100
6.64. Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento relativas aos dois pacientes com frações reprovadas.	100
6.65. Análise de uma das frações reprovadas do paciente 3: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e TC de planeamento no Offline Review, ARIA.	101

6.66. Análise de uma fração do paciente 3 após replaneamento: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e TC de planeamento no Offline Review, ARIA.	102
A.1. Representação geométrica da análise gama. Adaptada de [10].	107

Lista de Abreviaturas

3D-CRT	Radioterapia Tridimensional Conformada (<i>3D Conformal Radiation Therapy</i>)
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
AMFPI	Painel Plano de Matriz Ativa (<i>Active Matrix Flat Panel Imager</i>)
a-Si	Silício Amorfo (<i>Amorphous Silicon</i>)
ASIC	Circuito Integrado de Aplicação Específica (<i>Application Specific Integrated Circuit</i>)
CBCT	Tomografia Computorizada de Feixe Cónico (<i>Cone Beam Computed Tomography</i>)
CPE	Equilíbrio de Partículas Carregadas (<i>Charged Particle Equilibrium</i>)
CSDA	Aproximação de Perda de Energia Contínua (<i>Continuous Slowing-Down Approximation</i>)
CTV	Volume Clínico Alvo (<i>Clinical Target Volume</i>)
DICOM	Comunicações de Imagens Digitais em Medicina (<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
DMI	Detetor Digital de Megavoltagem (<i>Digital Megavolt Imager</i>)
DQE	Eficiência Quântica de Detecção (<i>Detective Quantum Efficiency</i>)
DTA	Distância de Concordância (<i>Distance-to-Agreement</i>)
DVH	Histograma Dose-Volume (<i>Dose-Volume Histogram</i>)
EPID	Dispositivo Eletrónico de Imagem Portal (<i>Electronic Portal Imaging Device</i>)
FET	Transístor de Efeito de Campo (<i>Field-Effect Transistor</i>)
FFF	Feixes sem Filtro Aplanador (<i>Flattening Filter Free</i>)
GTV	Volume Tumoral Macroscópico (<i>Gross Tumor Volume</i>)
HU	Unidades Hounsfield (<i>Hounsfield Units</i>)

IDU	Unidade de Detecção de Imagem (<i>Image Detection Unit</i>)
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada (<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>)
ITV	Volume Alvo Interno (<i>Internal Target Volume</i>)
IVD	Dosimetria <i>In Vivo</i> (<i>In Vivo Dosimetry</i>)
KERMA	Energia Cinética Libertada por Unidade de Massa (<i>Kinetic Energy Released per unit Mass</i>)
KN	Klein-Nishina
LET	Transferência Linear de Energia (<i>Linear Energy Transfer</i>)
LINAC	Acelerador Linear (<i>Linear Accelerator</i>)
LNT	Modelo Linear Sem Limiar (<i>Linear Non-Threshold</i>)
MLC	Colimador Multi-Folhas (<i>Multi-Leaf Collimator</i>)
MU	Unidades Monitor (<i>Monitor Units</i>)
NTCP	Probabilidade de Complicações nos Tecidos Normais (<i>Normal Tissue Complication Probability</i>)
OAR	Órgãos de Risco (<i>Organs at Risk</i>)
PDD	Porcentagem de Dose em Profundidade (<i>Percentage Depth Dose</i>)
PTV	Volume Alvo Planeado (<i>Planning Target Volume</i>)
QA	Controlo de Qualidade (<i>Quality Assurance</i>)
SDC	Algoritmo de Cálculo de Dose SNC (<i>SNC Dose Calculator</i>)
SID	Distância Fonte-Imagem (<i>Source-to-Image Distance</i>)
SNR	Razão Sinal-Ruído (<i>Signal-to-Noise Ratio</i>)
SSD	Distância Fonte-Superfície (<i>Source-to-Surface Distance</i>)
TC	Tomografia Computorizada (<i>Computed Tomography</i>)
TCPE	Equilíbrio Transiente de Partículas Carregadas (<i>Transient Charged Particle Equilibrium</i>)
TCP	Probabilidade de Controlo Tumoral (<i>Tumor Control Probability</i>)

TERMA	Energia Total Libertada por Unidade de Massa (<i>Total Energy Released per unit MAss</i>)
TFT	Transístor de Película Fina (<i>Thin-Film Transistor</i>)
TPS	Sistema de Planeamento de Tratamento (<i>Treatment Planning System</i>)
VMAT	Arcoterapia Volumétrica Modulada (<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>)

1. Introdução

Nos últimos anos, tem-se assistido a uma evolução notável na implementação de critérios rigorosos de controlo de qualidade na radioterapia externa. No entanto, garantir que cada campo terapêutico seja administrado exatamente conforme planeado continua a ser um desafio. Isto deve-se ao facto de o tamanho e a forma do tumor poderem alterar-se ao longo do tratamento, bem como a sua posição entre frações, devido a alterações nos órgãos adjacentes, por exemplo, no volume da bexiga, ou durante a própria fração, em consequência de fatores como a respiração. Adicionalmente, podem ocorrer erros de máquina, como desvios na posição das folhas do MLC, ou erros no posicionamento do paciente.

A crescente implementação de planos de radioterapia com técnicas altamente conformadas e moduladas exige elevada precisão na administração da dose ao volume alvo, de forma a assegurar a dose prescrita ao tumor e minimizar a irradiação dos tecidos adjacentes. Tradicionalmente, o controlo de qualidade (QA) na radioterapia externa assenta no QA de pré-tratamento, no qual o plano de tratamento é verificado antes da primeira fração. Este procedimento apresenta, no entanto, limitações, uma vez que avalia a entrega do plano sob condições ideais, sem considerar os fatores mencionados anteriormente, não garantindo, de forma efetiva, que a dose administrada ao paciente corresponda à dose prescrita. Assim, a dosimetria *in vivo* (IVD) com EPID tem vindo a assumir um papel fundamental no controlo de qualidade em radioterapia, permitindo verificar, imediatamente após a administração de uma fração de tratamento, se a dose entregue ao paciente correspondeu à dose planeada.

Neste contexto, este estudo procurou avaliar o desempenho do sistema PerFRACTION, integrado na plataforma de garantia de qualidade SunCHECK, desenvolvida pela Sun Nuclear Corporation. Este sistema permite a realização de dosimetria *in vivo* ao longo das várias frações de tratamento, convertendo a imagem integrada adquirida com EPID em dose planar para comparação posterior com a dose prevista por análise gama.

Os principais objetivos desta dissertação são a implementação de testes de sensibilidade do sistema PerFRACTION, recorrendo a fantomas, e a respetiva integração no fluxo clínico, para verificação de frações e apoio à decisão de eventual replaneamento do tratamento. Como parte do processo de integração clínica, este estudo pretende de-

finir critérios de tolerância de análise gama adaptados à patologia clínica. Este ajuste de critérios é de extrema importância, uma vez que a influência de alterações anatómicas e de desvios de posicionamento varia conforme a região em tratamento, dependendo principalmente da forma como o paciente é imobilizado e da suscetibilidade da região ou dos órgãos adjacentes a movimentos ou variações anatómicas.

Esta dissertação está dividida em 7 capítulos. O presente capítulo apresenta uma introdução ao tema em estudo, destacando os principais objetivos. O capítulo 2 explora os fundamentos teóricos da física das radiações, seguidos de uma breve descrição da radioterapia. O capítulo 3 introduz o conceito de imagem portal e apresenta a sua evolução até ao EPID de silício amorfo, que, por sua vez, é explorado de forma mais aprofundada. O capítulo 4 apresenta o contexto clínico, descrevendo o serviço de radioterapia da ULS São João, onde foi realizado o presente estudo, bem como os respetivos equipamentos. O capítulo 5 descreve a metodologia adotada, nomeadamente a calibração do EPID para dosimetria de trânsito, os testes de sensibilidade implementados e a integração clínica do PerFRACTION. O capítulo 6 apresenta os resultados obtidos e a respetiva discussão. Por último, o capítulo 7 reúne as conclusões do estudo, salientando os aspetos principais e possíveis sugestões para trabalhos futuros.

1.1. Lista de Apresentações

O meu trabalho foi aprovado para apresentação em formato de póster no congresso ECMP 2026 (*European Congress of Medical Physics*), a realizar-se nos dias 23 a 26 de Setembro de 2026, em Valência.

2. Enquadramento Teórico

2.1. Radiação Ionizante

2.1.1. Classificação da Radiação

A radiação classifica-se em duas categorias principais: não ionizante e ionizante, conforme a capacidade de ionizar a matéria. A energia de ionização dos átomos define-se como a energia mínima necessária para ionizar um átomo [3].

1. Radiação não ionizante: não consegue ionizar a matéria porque transporta energia inferior à energia de ionização dos átomos ou moléculas do meio [3]. Luz visível, fótons de infravermelho, micro-ondas e ondas de rádio são exemplos de radiação não ionizante.
2. Radiação ionizante: pode excitar e ionizar a matéria direta ou indiretamente, uma vez que a sua energia excede a energia de ionização dos átomos ou moléculas do meio [3]. A radiação ionizante tem muitas aplicações práticas, mas também apresenta riscos à saúde quando utilizada de forma negligente. Classifica-se em duas categorias distintas de acordo com o modo de ionização:
 - Radiação diretamente ionizante: compreende partículas carregadas (elétrões, prótons, partículas α , iões pesados) que transferem a sua energia através de múltiplas pequenas interações de Coulomb ao longo das suas trajetórias (processo direto) [3] [1];
 - Radiação indiretamente ionizante: compreende partículas neutras (fótons, como raios X e raios γ , e neutrões) que depositam energia no meio através de um processo de duas etapas. As partículas sem carga transferem, primeiramente, a sua energia para as partículas carregadas do meio que, por sua vez, a depositam no meio através dos processos mencionados no ponto anterior [3] [1].

A física médica baseia-se, em grande parte, mas não exclusivamente, no estudo e na utilização de radiação ionizante na medicina, como acontece na radioterapia.

2.1.2. Descrição Simples de Campos de Radiação

A natureza da interação da radiação ionizante com a matéria é aleatória. Contudo, as grandezas mais comuns e úteis para descrever os campos de radiação ionizante e as suas interações com a matéria são todas não estocásticas [1].

- Fluência, Φ , é o quociente do número de partículas dN que incidem numa esfera de área de secção transversal dA

$$\Phi = \frac{dN}{dA}. \quad (2.1)$$

- Taxa de fluência, φ , é a fluência de partículas no intervalo de tempo dt

$$\varphi = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN}{dA} \right) = \frac{d\Phi}{dt}. \quad (2.2)$$

- Fluência de energia, Ψ , é o quociente da energia radiante dR que incide numa esfera de área de secção transversal dA

$$\Psi = \frac{dR}{dA} = \Phi E. \quad (2.3)$$

A segunda igualdade é válida apenas para feixes monoenergéticos ($R = EN$).

- Taxa de fluência de energia, ψ , é a fluência de energia no intervalo de tempo dt

$$\psi = \frac{d}{dt} \left(\frac{dR}{dA} \right) = \frac{d\Psi}{dt} = \varphi E. \quad (2.4)$$

A última igualdade é válida mais uma vez para feixes monoenergéticos.

2.1.3. Grandezas Dosimétricas

Kerma

A energia transferida, ε_{tr} , num volume V , é definida como

$$\varepsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q, \quad (2.5)$$

onde $(R_{in})_u$ é a energia radiante das partículas não carregadas que entram no volume, $(R_{out})_u^{nonr}$ é a energia radiante das partículas não carregadas que saem do volume, ex-

cluindo perdas radiativas de energia cinética por partículas carregadas no interior do volume, e $\sum Q$ representa a energia líquida derivada da massa em repouso no volume [1].

O KERMA (do inglês *Kinetic Energy Released per unit Mass*), K , é definido por

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm}, \quad (2.6)$$

onde ε_{tr} é a energia transferida (Equação 2.5) e dm é a massa no volume infinitesimal dv [1]. No Sistema Internacional de Unidades, o K é expresso em Gray (Gy), que corresponde a $J \cdot kg^{-1}$. O kerma pode ser interpretado como o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas, por unidade de massa, num ponto de interesse, incluindo a energia de perdas radiativas, mas excluindo a energia transferida entre partículas carregadas.

O kerma pode ser decomposto em dois componentes, kerma de colisão, K_c e kerma radiativo, K_r , tal que

$$K = K_c + K_r. \quad (2.7)$$

O kerma de colisão corresponde ao valor esperado da energia líquida transferida para as partículas carregadas, por unidade de massa, num ponto de interesse, excluindo a energia associada às perdas radiativas

$$K_c = \frac{d\varepsilon_{tr}^n}{dm}, \quad (2.8)$$

em que ε_{tr}^n é a energia líquida transferida, que pode ser definida para um volume V como

$$\varepsilon_{tr}^n = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} - R'_u + \sum Q = \varepsilon_{tr} - R'_u, \quad (2.9)$$

sendo R'_u a energia radiante emitida sob a forma de perdas radiativas pelas partículas carregadas originadas dentro do volume [1].

Dose Absorvida

A energia absorvida, ε_{abs} , por uma massa m , num volume finito V , é

$$\varepsilon_{abs} = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q, \quad (2.10)$$

tal que $(R_{out})_u$ é a energia radiante de toda a radiação não carregada que sai do volume, $(R_{in})_c$ é a energia radiante das partículas carregadas que entram no volume, e $(R_{out})_c$ é a energia radiante das partículas carregadas que saem de volume [1]. A origem das partículas não é relevante.

A dose absorvida, D , está relacionada com a energia absorvida, ε_{abs} , pela relação

$$D = \frac{d\varepsilon_{abs}}{dm}. \quad (2.11)$$

Esta grandeza representa o valor esperado da energia depositada na matéria por unidade de massa num dado ponto, e possui a mesma unidade SI que o kerma (Gy) [1].

2.1.4. Equilíbrio de Partículas Carregadas

O equilíbrio de partículas carregadas (CPE) é um conceito fundamental na dosimetria de feixes de fótons. Admite-se que existe CPE num volume ν quando, em termos de valores esperados, cada partícula carregada de um dado tipo e energia que sai desse volume é compensada por uma partícula do mesmo tipo e energia que nele entra. Para tal, o volume tem que ser maior que o alcance das partículas carregadas. Nestas condições tem-se que $(R_{in})_c = (R_{out})_c$, pelo que a energia absorvida iguala a energia líquida transferida, resultando numa equivalência entre a dose absorvida e kerma de colisão [1].

$$D \stackrel{\text{CPE}}{=} K_c \quad (2.12)$$

No entanto, na prática, o CPE nem sempre ocorre. Quando um feixe de fótons incide numa superfície de um dado material, o perfil de dose em profundidade (PDD) caracteriza-se pela existência de uma região de *build-up*, em que a dose aumenta até ao seu valor máximo D_{max} , passando depois a decrescer com a profundidade. Na região de *build-up* a dose aumenta devido ao número crescente de eletrões secundários, resultantes das interações dos fótons primários, que depositam a sua energia no meio. Após o alcance do valor máximo, a dose começa a decrescer devido a efeitos de atenuação do feixe primário, não se estabelecendo CPE mas sim o chamado Equilíbrio Transiente (ou parcial) de Partículas Carregadas (TCPE), em que passa a haver uma proporcionalidade

entre a dose absorvida e o kerma de colisão [1].

$$D \stackrel{\text{TCPE}}{\propto} K_c \quad (2.13)$$

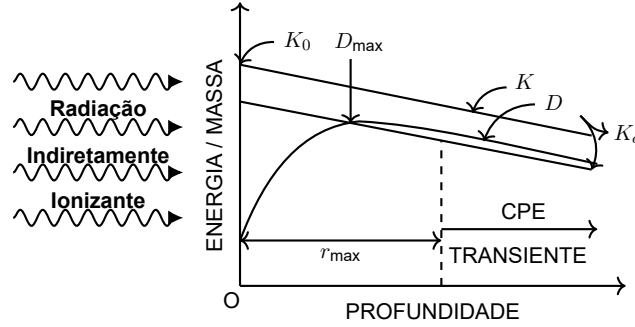


Figura 2.1: Ilustração do TCPE para radiação ionizante indireta. Adaptado de [1].

2.1.5. Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

2.1.5.1 Interação de fótons com a matéria

Os fótons, devido à sua natureza neutra, depositam energia no meio de forma indireta. Existem, portanto, cinco tipos de interações dos fótons com a matéria que devem ser considerados em física radiológica: dispersão de Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares, dispersão de Rayleigh (coerente) e interações fotonucleares [1]. Os três primeiros processos são os mais importantes, uma vez que resultam na transferência de energia para partículas carregadas, que, por sua vez, a depositam na matéria [1]. A difusão de Rayleigh é um processo elástico e as interações fotonucleares só são significativas para fótons com energias superiores a alguns MeV, podendo originar problemas de proteção radiológica [1]. A Figura 2.2 ilustra a significância relativa da dispersão de Compton, do efeito fotoelétrico e da produção de pares, em função da energia do fóton incidente ($k = h\nu$) e do número atômico do meio (Z).

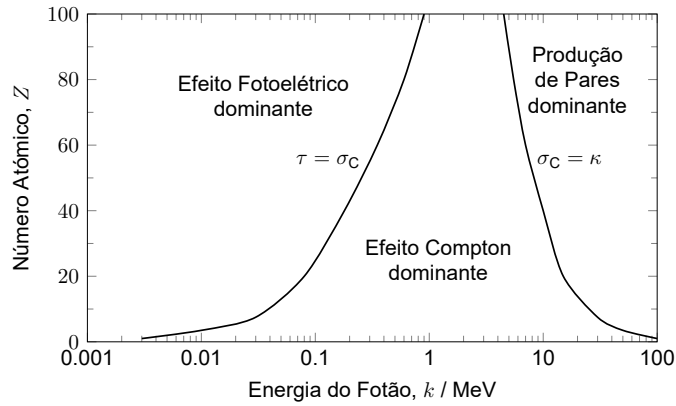


Figura 2.2: Importância relativa dos três principais tipos de interações de fótons com a matéria. As curvas representadas indicam os valores de Z e k para os quais dois tipos de interação têm igual importância. Adaptada de [2].

Observa-se que o efeito Compton prevalece num amplo intervalo de energias para os tecidos biológicos, caracterizados por um baixo número atômico efetivo (Z_{ef}), revelando-se a interação dominante na radioterapia externa.

Dispersão de Compton

A difusão de Compton, também conhecida como difusão incoerente, acontece quando um fóton, de energia $k = h\nu$, interage com um eletrão considerado livre (energia de ligação desprezável). O eletrão recebe uma fração da energia do fóton incidente e é espalhado numa direção ϕ , enquanto o fóton é disperso, com uma energia inferior $k' = h\nu'$, numa direção θ , como esquematizado na Figura 2.3 [1, 2].

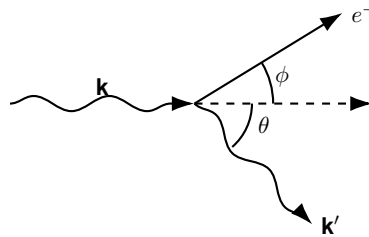


Figura 2.3: Esquema da Dispersão de Compton. Adaptada de [2]

Por conservação de energia e momento total, é possível chegar à seguinte relação

$$k' = \frac{k}{1 + \frac{k}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)}, \quad (2.14)$$

equivalente a

$$\lambda' = \lambda + \lambda_C (1 - \cos \theta), \quad (2.15)$$

em que $\lambda_C = \frac{h}{m_e c}$ é o chamado comprimento de onda de Compton.

Aplicando o limite clássico, $\frac{k}{m_e c^2} \ll 1$, na Equação 2.14, obtém-se que $k' \approx k$, o que indica que o eletrão praticamente não recebe energia cinética na interação. Consequentemente, se o fóton incidente for de baixa energia ($k < 0.01\text{MeV}$) a interação Compton torna-se quase elástica, convergindo para a difusão de Thomson [1].

A probabilidade de um fóton sofrer uma interação de Compton ao atravessar o meio é descrita pela secção eficaz eletrónica total de Klein-Nishina (KN), ${}_e\sigma_C^{\text{KN}}$, representada pela curva superior da Figura 2.4. Esta grandeza assume que os eletrões do meio são livres, aproximação esta que se adequa ao cenário da radioterapia com feixes de megavoltagem, cujos fótons incidentes têm uma energia significativamente superior à energia de ligação dos eletrões atómicos [1].

A correspondente secção eficaz de KN por unidade de massa, σ_C/ρ , designada por coeficiente de atenuação mássico de Compton, é dada por

$$\frac{\sigma_C}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} \cdot {}_e\sigma_C^{\text{KN}}, \quad (2.16)$$

em que N_A é a constante de Avogadro, Z é o número atómico, A é o número de gramas por mol do material e ρ é a respetiva densidade [1]. Com exceção do hidrogénio, para o qual $Z/A = 1$, o quociente Z/A varia apenas entre 0,5 e 0,4, tendendo a diminuir lentamente com o aumento de Z , representando uma variação pouco significativa [1, 3].

Em cada colisão, a energia do fóton incidente é partilhada entre o fóton espalhado e o eletrão secundário ejetado. É, então, importante conhecer a fração de k efetivamente cedida aos eletrões, uma vez que contribuirá localmente para a dose absorvida. Neste sentido, a secção eficaz eletrónica de transferência de KN, ${}_e\sigma_{tr}^{\text{KN}}$, é um conceito importante e encontra-se representada pela curva inferior da Figura 2.4 [1, 3].

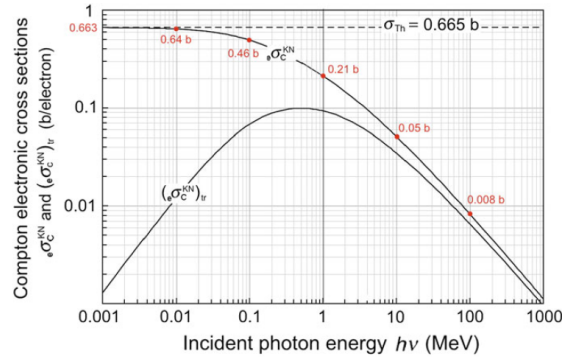


Figura 2.4: Secção eficaz eletrónica de KN, e correspondente secção eficaz eletrónica de transferência, em função da energia do fóton primário. Retirada de [3].

Com o aumento da energia do fóton incidente começa a haver uma diminuição da secção eficaz eletrónica de KN e da secção eficaz eletrónica de transferência porque outros fenómenos começam a ocorrer além da difusão de Compton. A baixas energias, o comportamento aproximadamente constante da curva de $e\sigma_C^{KN}$ corresponde ao limite de Thomson (linha a tracejado no gráfico), em que a secção eficaz não depende da energia. A diferença vertical entre as duas curvas representa a secção eficaz de KN para a energia transportada pelos fótons espalhados, $e\sigma_s^{KN}$, tal que[1]

$$e\sigma^{KN} = e\sigma_{tr}^{KN} + e\sigma_s^{KN}. \quad (2.17)$$

Esta componente de fótons dispersos é gerada continuamente no interior do paciente por dispersão de Compton. Por consequência, constitui um dos maiores desafios na dosimetria *in vivo*, uma vez que a radiação dispersa atingirá o EPID, em conjunto com o feixe primário atenuado, exigindo algoritmos de correção com elevada complexidade e robustez.

O contributo do efeito Compton para o coeficiente mássico de transferência de energia é

$$\frac{\sigma_{tr}}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} e\sigma_{tr}^{KN}. \quad (2.18)$$

Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é a interação com a matéria mais importante para fótons de baixa energia e caracteriza-se pela absorção completa de um fóton incidente (de energia k) ao interagir com um eletrão fortemente ligado (como os eletrões das camadas mais internas do átomo), com a consequente ejeção de um eletrão do átomo [1, 2]. Para que o momento

total seja conservado, o átomo sofre um pequeno recuo. A interação está ilustrada na Figura 2.5.

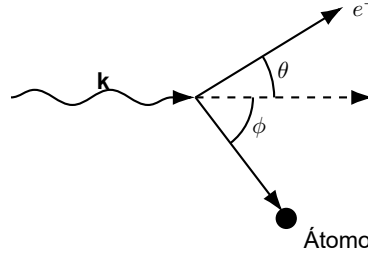


Figura 2.5: Esquema do Efeito fotoelétrico. Adaptada de [2].

A energia cinética do elétron ejetado (T), desprezando a energia cinética de recuo do átomo, é

$$T = k - U_B, \quad (2.19)$$

onde $k = h\nu$ é a energia do fóton e U_B é a energia de ligação do elétron ligado. Esta interação só ocorre se a energia do fóton incidente for superior a U_B .

Na região de energias onde o efeito fotoelétrico ganha predominância ($h\nu \cong 0.1\text{MeV}$ e inferiores), a sua secção eficaz de interação por átomo, ${}_a\tau$, integrada sobre todos os ângulos de emissão do elétron, pode ser escrita como

$${}_a\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3}. \quad (2.20)$$

Consequentemente, o coeficiente de atenuação mássico torna-se [1]

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \left(\frac{Z}{h\nu} \right)^3 \quad (2.21)$$

desprezando a variação do quociente Z/A [1].

Em materiais de baixo número atómico, o coeficiente de atenuação mássico fotoelétrico varia suavemente com a energia. Em contrapartida, em materiais de elevado número atómico, este coeficiente apresenta descontinuidades (*absorption edges*) associadas às energias de ligação das diferentes camadas eletrónicas. Além disso, para a mesma energia do fóton incidente, pode assumir valores várias ordens de grandeza superiores aos observados em materiais de baixo Z , refletindo a forte dependência deste efeito no número atómico [1].

Após a ejeção do elétron, a lacuna deixada é preenchida por eletrões provenientes

de níveis energéticos superiores, originando emissão de raios X de fluorescência ou, alternativamente, elétrons de Auger [1].

O coeficiente mássico de transferência de energia pode então ser expresso como

$$\frac{\tau_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \frac{\bar{E}_{tr}^{ef}}{k}, \quad (2.22)$$

tal que $\bar{E}_{tr}^{ef}$ é a energia média efetivamente transferida às partículas carregadas

$$\bar{E}_{tr}^{ef} = k - \sum_j P_j Y_j h\nu_j, \quad (2.23)$$

onde P_j é a probabilidade de interação na camada j e Y_j o respetivo rendimento fluo-rescente [3].

Devido à dependência cúbica em Z e no inverso da energia, o efeito fotoelétrico é o mecanismo essencial na radiologia de diagnóstico (que usa feixes de kilovoltagem), viabilizando a existência de contraste entre tecidos moles e ossos. Porém, no contexto da radioterapia externa, que utiliza feixes de megavoltagem, a probabilidade de ocorrência deste efeito é essencialmente residual.

Produção de Pares

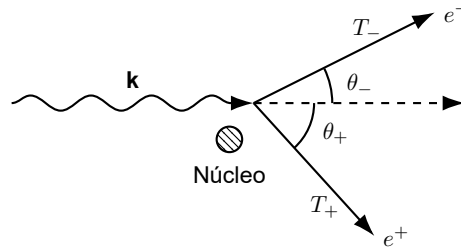


Figura 2.6: Esquema do processo de produção de pares. Adaptada de [2].

A produção de pares ocorre quando um fóton origina um par elétron-positrão. Este processo só acontece, geralmente, na presença de um campo de Coulomb de um núcleo atómico ou, com menos probabilidade, no campo de um elétron atómico (produção de tripletos) [1].

Para que a interação ocorra, o fóton tem de possuir uma energia mínima de $2m_e c^2 \approx 1.022 \text{ MeV}$ (ou $4m_e c^2$ para produção de tripletos).

Neste processo, a energia do fóton é distribuída entre o eletrão e o positrão

$$k = 2m_e c^2 + T_+ + T_- . \quad (2.24)$$

O positrão, após perder energia em interações com o meio, acaba eventualmente por aniquilar-se com um eletrão, gerando dois fótons de 0.511 MeV emitidos em direções opostas.

A secção eficaz atómica para este processo é dada por

$$_a\kappa = \alpha r_0^2 Z^2 \bar{P}(k, Z), \quad (2.25)$$

onde α é a constante de estrutura fina, r_0 o raio clássico do eletrão e $\bar{P}(k, Z)$ depende da energia do fóton k e do número atómico Z [1, 3].

O coeficiente mássico de atenuação corresponde a

$$\frac{\kappa}{\rho} = \frac{N_A}{A} _a\kappa . \quad (2.26)$$

A fração de energia do fóton transferida às partículas carregadas é $(k - 2m_e c^2)/k$, resultando no coeficiente mássico de transferência:

$$\frac{\kappa_{tr}}{\rho} = \frac{\kappa}{\rho} \left(\frac{k - 2m_e c^2}{k} \right) . \quad (2.27)$$

Embora irrelevante na maioria dos tratamentos de radioterapia externa devido aos valores reduzidos de Z_{ef} característicos dos tecidos biológicos, a produção de pares assume um papel relevante, embora secundário, na radiação dispersa e na deposição de dose para os feixes de mais alta energia, como os de 15 MV.

Dispersão de Rayleigh

A dispersão de Rayleigh, também chamada de coerente, ocorre quando um fóton de energia k é disperso pela ação combinada de todo o átomo. O fenómeno é considerado elástico no sentido de que o fóton praticamente não perde energia [1]. O átomo move-se apenas para conservar o momento e o fóton é desviado por um ângulo muito pequeno. Este processo não contribui para a dose depositada, afetando apenas a atenuação do feixe, sendo relevante para fótons de baixa energia e materiais de elevado número atómico.

mico [3].

A secção eficaz atómica assume o seguinte comportamento: [1]

$${}_a\sigma_R \propto \frac{Z^2}{k^2}, \quad (2.28)$$

sendo que o coeficiente mássico de atenuação tem a seguinte relação de proporcionalidade: [1, 3]

$$\frac{\sigma_R}{\rho} = \frac{N_A}{A} {}_a\sigma_R \propto \frac{Z}{k^2}, \quad (2.29)$$

desprezando a variação de Z/A .

Atenuação da Radiação

Para um feixe paralelo monoenergético de partículas não carregadas, a atravessar um meio homogéneo, a diminuição do número de partículas N ao longo de uma espessura L obedece à lei da atenuação exponencial:

$$N(L) = N_0 e^{-\mu L}, \quad (2.30)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear. Cada partícula tem probabilidade μdl de interagir numa espessura infinitesimal dl [1]. O livre percurso médio, que corresponde à distância média percorrida sem interação, é dado por

$$\lambda = \frac{1}{\mu}. \quad (2.31)$$

Para múltiplos processos de interação, os coeficientes de atenuação lineares somam-se e a normalização à densidade do material leva ao coeficiente mássico de atenuação μ/ρ [1]. Considerando todas as interações anteriormente descritas, o coeficiente de atenuação mássico total é

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho}, \quad (2.32)$$

assumindo que σ/ρ representa a contribuição da dispersão de Rayleigh e de Compton [1, 3].

O coeficiente mássico total de transferência de energia é

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho}, \quad (2.33)$$

não tendo contribuição da dispersão de Rayleigh, e relaciona-se com o coeficiente massico de absorção de energia de acordo com a seguinte expressão

$$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho}(1 - g), \quad (2.34)$$

onde g é a fração média de energia dos eletrões secundários perdida em interações radiativas [1, 3].

Para um feixe monoenergético, o kerma e o kerma de colisão podem ser expressos como

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right), \quad K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right), \quad (2.35)$$

relacionando a energia transportada pelo feixe com a energia depositada no meio [1, 3].

2.1.5.2 Interação de partículas carregadas com a matéria

As partículas carregadas perdem energia na matéria de forma claramente distinta dos fotões. Um fotão incidente sobre uma camada de material pode atravessá-la sem qualquer interação e, conseqüentemente, sem perda de energia, ou pode interagir e perder a sua energia apenas num ou poucos eventos. Em contraste, uma partícula carregada, devido ao seu campo elétrico de Coulomb, interage com os eletrões ou com o núcleo de praticamente todos os átomos que encontra. Na maioria destas interações, a energia transferida é apenas uma fração muito pequena da energia cinética da partícula, sendo útil encarar a perda de energia como um processo gradual e contínuo (CSDA, do inglês *continuous slowing-down approximation*) [1]. Note-se que, devido às interações sofridas, partículas carregadas idênticas não seguem exatamente o mesmo trajeto, nem trajetórias retilíneas, sendo este efeito particularmente pronunciado no caso dos eletrões devido à sua massa reduzida [1].

As interações de partículas carregadas mediadas pela força de Coulomb podem ser caracterizadas em função do parâmetro de impacto b relativamente ao raio atómico a , conforme ilustrado na Figura 2.7 [1].

Para $b \approx a$, a interação é designada como colisão dura (*hard collision*) inelástica. Neste regime, é bastante provável que um eletrão com energia considerável, denominado raio δ ou eletrão de *knock-on* (KOE), seja ejetado do átomo [1]. Sempre que uma colisão dura resulta na ejeção de um eletrão de uma camada interna do átomo, há emissão de

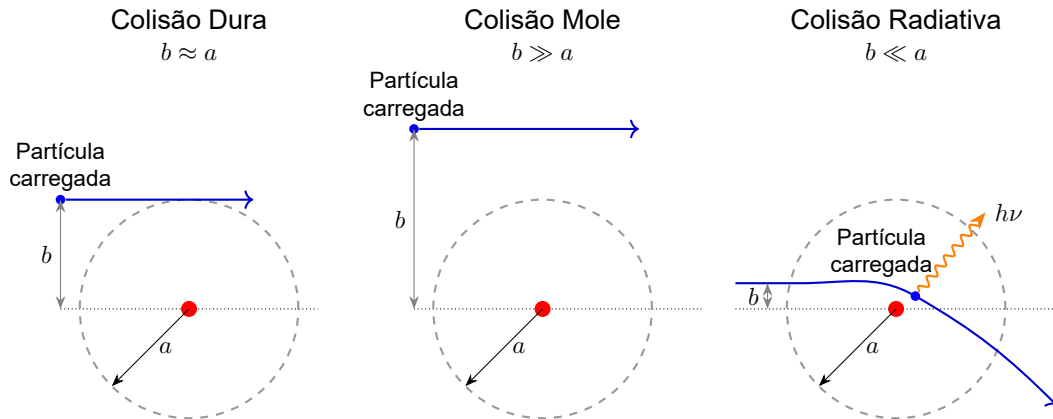


Figura 2.7: Três tipos de colisão de uma partícula carregada com um átomo, dependendo do tamanho relativo do parâmetro de impacto b e do raio atômico a . Adaptada de [3].

raios X característicos (fluorescência) ou de elétrons de Auger [1].

Para $b \gg a$, a interação é designada por colisão mole (*soft collision*) inelástica. A força de Coulomb da partícula carregada afeta o átomo como um todo, podendo excitá-lo ou ionizá-lo. A energia transferida ao átomo nesta colisão é muito pequena ($\approx$ keV). Este é o tipo de colisão mais provável de ocorrer [1].

Para $b \ll a$, a interação ocorre essencialmente com o núcleo atômico. No caso de partículas leves, a interação é maioritariamente elástica, não ocorrendo excitação nem ionização do átomo. Neste caso, o elétron perde apenas uma quantidade insignificante de energia, necessária para satisfazer a conservação do momento, e é desviado da sua trajetória. Este efeito explica os trajetos tortuosos dos elétrons, especialmente em meios com elevado número atômico Z . Numa fração menor dos casos, a colisão pode ser inelástica, resultando na deflexão e desaceleração do elétron com a consequente emissão de um fóton de raios X, designado por radiação de *bremsstrahlung* [1].

Poder de Paragem

O poder de paragem (*Stopping Power*), S , descreve o processo de perda energética de uma partícula carregada, com energia cinética T , num meio de número atômico Z , correspondendo à taxa de perda de energia por unidade de comprimento de trajetória x

$$S = -\frac{dT}{dx}. \quad (2.36)$$

Dividindo pela densidade ρ do meio, resulta no poder de paragem mássico [1]

$$mS = -\frac{dT}{\rho dx}. \quad (2.37)$$

Quando se está interessado no destino da energia perdida pela partícula carregada, o poder de paragem pode ser subdividido em dois termos: poder de paragem de colisão (S_{col}) e poder de paragem radiativo (S_{rad}). O primeiro é a taxa de perda de energia resultante da soma das colisões moles e duras, contribuindo para a dose nas proximidades da trajetória, enquanto o segundo é relativo a processos radiativos.

O poder de paragem mássico de colisão para eletrões é dado por

$$mS_{col} = 2\pi r_e^2 \frac{Z}{A} N_A \frac{m_e c^2}{\beta^2} \left[\ln \frac{T^2}{I} + \ln \left(1 + \frac{\tau}{2} \right) + F^-(\tau) - \delta \right], \quad (2.38)$$

onde $\tau = T/m_e c^2$, r_e é o raio clássico do eletrão, β a sua velocidade normalizada à velocidade da luz, T é a energia cinética incidente, I representa a energia média de excitação do meio e δ é o fator de correção do efeito de densidade [3]. Por sua vez, a função $F^-(\tau)$ é

$$F^-(\tau) = (1 - \beta^2) \left[1 + \frac{\tau^2}{8} - (2\tau + 1) \ln 2 \right]. \quad (2.39)$$

Alcance de uma partícula carregada

O conceito de alcance, $\mathfrak{R}$, de uma partícula carregada é o valor esperado do comprimento do trajeto que a partícula percorre, num determinado meio, até ficar em repouso. Uma grandeza muito semelhante denomina-se alcance CSDA, e representa o alcance da partícula com aproximação de perda de energia contínua, sendo definido como

$$\mathfrak{R}_{CSDA} = \int_0^{T_0} (mS)^{-1} dT, \quad (2.40)$$

em que T_0 é a energia inicial da partícula [1].

2.2. Radioterapia

A Radioterapia (RT) é uma terapêutica que registou um avanço significativo nos últimos anos, sendo atualmente uma das modalidades mais utilizadas e eficazes no tratamento oncológico. Tirando partido da evolução do conhecimento na radiobiologia, a radioterapia baseia-se no uso de radiação ionizante para destruir células cancerígenas

ou inibir a sua proliferação, poupando ao máximo os tecidos saudáveis circundantes.

A radioterapia pode ter intenção curativa ou paliativa e ser realizada de forma isolada ou conjuntamente a outras modalidades, como quimioterapia, cirurgia ou imunoterapia, para um tratamento mais eficaz.

Conforme o método de administração da radiação ao paciente, a radioterapia pode ser classificada em braquiterapia ou radioterapia externa. A braquiterapia baseia-se na colocação de fontes radioativas no interior do tumor ou em estruturas anatómicas adjacentes, possibilitando a administração de doses elevadas de forma muito localizada. A radioterapia externa, por sua vez, consiste na administração de radiação externa ao paciente, geralmente utilizando um acelerador linear, cujos feixes são direcionados ao volume tumoral. Nesta última modalidade, a dose recebida pelos tecidos saudáveis ao longo do percurso do feixe é inevitável, embora técnicas mais modernas consigam reduzi-la significativamente.

2.2.1. Efeitos Radiobiológicos da Radiação Ionizante

A radiobiologia é a ciência que estuda os mecanismos determinantes da resposta dos tecidos biológicos à radiação, constituindo a base principal da radioterapia.

A nível molecular, a radiação ionizante pode causar danos biológicos por dois processos. Por ação direta, a radiação ionizante interage diretamente com as macromoléculas vitais, como o ADN, provocando dano imediato. Este é o mecanismo relevante para radiações de elevado LET (Transferência Linear de Energia), como as partículas α [11, 4]. Por outro lado, por ação indireta, a radiação pode interagir inicialmente com as moléculas de água, gerando radicais livres altamente reativos, que, por sua vez, interagem com as macromoléculas. Este último processo prevalece em radiações de baixo LET, como é o caso dos feixes de elétrons ou fótons utilizados na maioria dos tratamentos clínicos em radioterapia externa [11, 4].

Os danos radio-induzidos podem ser letais, potencialmente letais ou subletais. Os danos letais são irreversíveis, levando à morte celular, como é o caso da rotura de cadeia dupla da molécula de ADN. Os danos potencialmente letais podem ser reparados apenas se as condições após a irradiação forem modificadas. Os danos subletais, como a rotura de apenas uma cadeia da molécula de ADN, podem ser reparados em condições normais [4]. A compreensão destes danos é aprofundada pelo Modelo Linear-Quadrático, que

descreve a sobrevivência celular (S) em função da dose (D):

$$S = e^{-(\alpha D + \beta D^2)} \quad (2.41)$$

onde o parâmetro α representa os danos letais de impacto único, e caracteriza o declive inicial da curva de sobrevivência, enquanto β está associada à acumulação de danos subletais, que se tornam irreparáveis quando próximos entre si, descrevendo a componente quadrática dessa mesma curva [12, 4].

A razão α/β é um indicador da radiosensibilidade de um tecido. Os tecidos de resposta precoce, nos quais, genericamente, se inserem os tumores, apresentam taxa de proliferação celular elevada e valor de α/β elevado [4]. Por outro lado, os tecidos de resposta tardia, caracterizados por uma menor taxa de proliferação, possuem um α/β baixo, o que os torna significativamente mais sensíveis ao tamanho da dose por fração [4]. É nesta distinção radiobiológica que assenta a estratégia de fracionamento da dose atualmente utilizada na radioterapia convencional. Ao dividir a dose total em várias frações, promove-se um diferencial terapêutico que poupa, de forma mais eficaz, os tecidos de resposta tardia em comparação com o tumor. O fracionamento permite, assim, o alargamento da chamada janela terapêutica, ilustrada na Figura 2.8, que corresponde ao intervalo de dose em que há maximização da Probabilidade de Controlo Tumoral (TCP), mantendo a Probabilidade de Complicações nos Tecidos Normais (NTCP) em níveis clinicamente aceitáveis, garantindo a destruição tumoral com o mínimo de efeitos secundários [4].

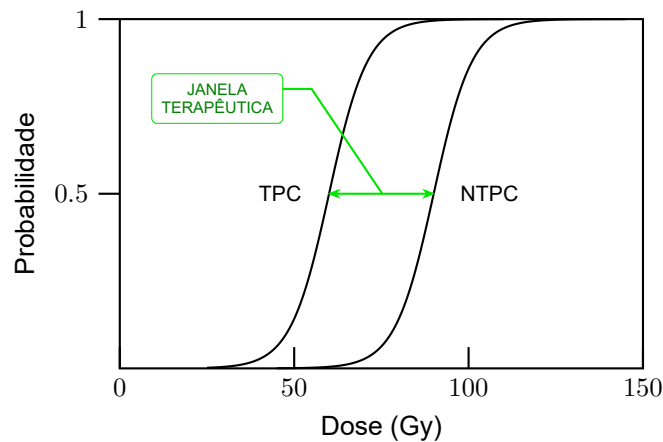


Figura 2.8: Janela terapêutica, definida pelas curvas de probabilidade de controlo tumoral (TCP) e de complicações nos tecidos normais (NTCP), em função da dose absorvida. Adaptada de [4]

A eficácia desta abordagem é sustentada pelos "5 Rs da Radiobiologia": Reparo de danos subletais e Repopulação celular, que protegem os tecidos saudáveis; Redistribuição das células tumorais para fases mais sensíveis do ciclo celular (como a mitose); Reoxigenação progressiva de áreas hipóxicas do tumor; Radiossensibilidade celular [4]. Estes processos biológicos, que se manifestam maioritariamente no intervalo entre frações, são fundamentais para otimizar o ganho terapêutico final.

A acumulação de danos celulares radio-induzidos pode causar efeitos nocivos classificados como determinísticos ou estocásticos. Os efeitos estocásticos podem ocorrer em baixas doses, com probabilidade que aumenta com a dose, mas com gravidade independente desta [4]. Alternativamente, os efeitos determinísticos ocorrem apenas para doses acima de um limiar, com gravidade proporcional à dose [4, 13].

O foco da proteção radiológica é reduzir a probabilidade de efeitos estocásticos, com base no princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) que visa reduzir a exposição ao mínimo clinicamente exequível [11]. A proteção radiológica assume o Modelo Linear Sem Limiar (LNT), que pressupõe que o risco de efeitos estocásticos é estritamente proporcional à dose, sem limiar, assegurando que o risco nunca seja subestimado [11].

2.2.2. Radioterapia Externa

2.2.2.1 Fluxo de Tratamento em Radioterapia

O fluxo clínico da radioterapia externa consiste numa sequência de várias etapas clínicas, sintetizadas no esquema da Figura 2.9.

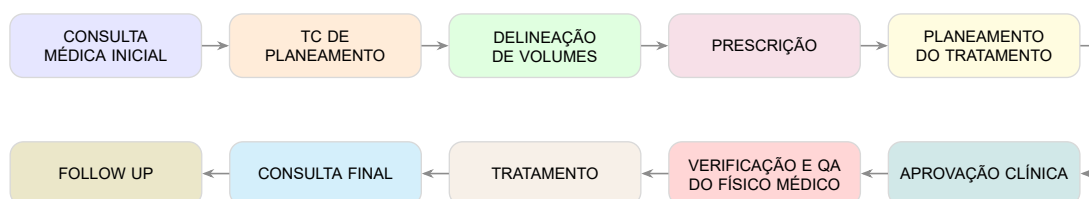


Figura 2.9: Fluxo de trabalho clínico de um tratamento de radioterapia.

O fluxo inicia-se com a primeira consulta, na qual o médico radioncologista avalia o estadio da doença e decide sobre a adequabilidade da radioterapia, que pode ter intenção curativa ou paliativa, e ser combinada ou não com outras modalidades terapêuticas. Nesta consulta, o paciente é informado sobre os objetivos e os possíveis efeitos secundários do tratamento, sendo necessário um consentimento informado.

O passo seguinte é a realização de uma Tomografia Computorizada (TC), que será

a base do planeamento do tratamento, dado que, além de fornecer uma geometria 3D precisa do paciente, contém informações sobre a densidade eletrónica dos tecidos (Unidades de Hounsfield, HU). Para a sua aquisição, os técnicos de radioterapia imobilizam o paciente recorrendo a suportes e utensílios específicos, consoante a região a tratar, de modo a garantir a reprodutibilidade do posicionamento nas frações de tratamento subsequentes. Adicionalmente, são efetuadas pequenas tatuagens na pele do doente recorrendo aos lasers externos da TC. Estas marcas servem, posteriormente, como referência para o alinhamento do paciente com os lasers da sala de tratamento.

Com base nas imagens de TC, o médico radioncologista procede à delineação dos volumes alvo, definindo o volume tumoral macroscópico (GTV), o volume clínico alvo (CTV), o volume alvo planeado (PTV), o volume alvo interno (ITV), se aplicável, e, finalmente, os órgãos de risco (OAR). O médico é ainda responsável pela prescrição médica, na qual define a técnica de tratamento a utilizar, a dose total e o fracionamento.

O planeamento dosimétrico é posteriormente desenvolvido por dosimetristas no sistema de planeamento de tratamento (TPS), a partir da TC de planeamento. Neste processo, é realizado o cálculo da distribuição de dose e respetiva otimização, com o objetivo de assegurar a cobertura adequada do volume alvo sem ultrapassar os limites de dose nos tecidos saudáveis. A avaliação do plano é realizada com base, por exemplo, em histogramas dose-volume (DVH).

O plano de tratamento segue para aprovação clínica, fase em que o médico, em conjunto com o dosimetrista, analisa todos os parâmetros do plano, a fim de confirmar que cumpre todas as exigências da prescrição. O plano é ainda avaliado pelo físico médico. Esta verificação inclui o controlo de qualidade de pré-tratamento, com o objetivo de confirmar a capacidade do LINAC de reproduzir com precisão o plano previamente calculado.

Seguidamente, inicia-se o tratamento, a ser realizado nas condições previamente definidas. Antes de cada fração, é normalmente adquirido um CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*), visando a validação do correto posicionamento e das condições anatómicas do doente. No decorrer das frações de tratamento pode ser realizada dosimetria *in vivo*, de modo a monitorizar a dose efetivamente administrada.

O fluxo clínico conclui-se com uma consulta final, na qual o médico avalia o tratamento realizado, seguindo-se a fase de *follow-up*, que consiste no acompanhamento do paciente, de modo a vigiar o seu estado geral, o controlo tumoral e eventuais efeitos

secundários.

2.2.2.2 Técnicas de Tratamento em Radioterapia Externa

A evolução tecnológica na radioterapia revolucionou o tratamento oncológico, permitindo um aumento significativo da precisão dos tratamentos, uma melhor conformação da dose ao volume alvo e uma consequente redução da exposição dos tecidos normais. As indicações para a escolha da técnica dependem de uma análise multifatorial, que inclui o tipo, a localização e o estadio do cancro, bem como o estado geral do doente. A seleção da técnica de tratamento mais adequada para cada tipo de cancro é crucial para maximizar a Probabilidade de Controlo Tumoral (TCP) e minimizar a toxicidade.

Radioterapia Tridimensional Conformada (3D-CRT)

A 3D-CRT emergiu na década de 1980 com o surgimento do diagnóstico por imagem volumétrica (TC) e dos sistemas de planeamento tridimensional, que, em conjunto, aumentaram a precisão na delineação dos volumes de interesse e o rigor no cálculo da distribuição de dose. Esta técnica baseia-se num planeamento direto, no qual os parâmetros do feixe são definidos em primeiro lugar pelo utilizador e as distribuições de dose são posteriormente calculadas. [5]

Em 3D-CRT, os feixes atingem o paciente segundo várias direções fixas (*cross-fired*), para concentrar a dose no tumor e poupar tecidos normais, através da redução da dose de entrada. Os campos de radiação são ainda conformados ao formato do volume alvo (antes com blocos, atualmente com o colimador multi-folhas) em cada ângulo de tratamento. No entanto, com uma conformação apenas geométrica, o volume irradiado recebe uma dose uniforme em todas as direções de irradiação, o que limita o escalonamento da dose principalmente em situações em que o PTV é mais irregular e complexo (Figura 2.10) [14, 15].

Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

Partindo das limitações da técnica 3D-CRT, surgiu a IMRT, na década de 1990, que utiliza um maior número de feixes em diversas direções, tirando proveito da automatização do colimador multi-folhas (MLC). A IMRT expande o conceito de conformação, adicionando a modulação da intensidade do feixe por meio do movimento das folhas do

MLC (conformação dosimétrica) [14, 5].

Destaca-se ainda que em IMRT o planeamento passa a ser inverso, partindo de informações como a dose desejada no volume alvo (PTV) e as restrições de dose nos órgãos de risco (OARs) e respetivas importâncias, para definir a fluência necessária e, por conseguinte, a posição das folhas do MLC. Este tipo de planeamento permite otimizar a distribuição da dose no volume alvo, possibilitando doses mais elevadas e homogêneas no tumor, com menor dose nos tecidos adjacentes, quando comparado com o planeamento direto (Figura 2.10) [5, 7].

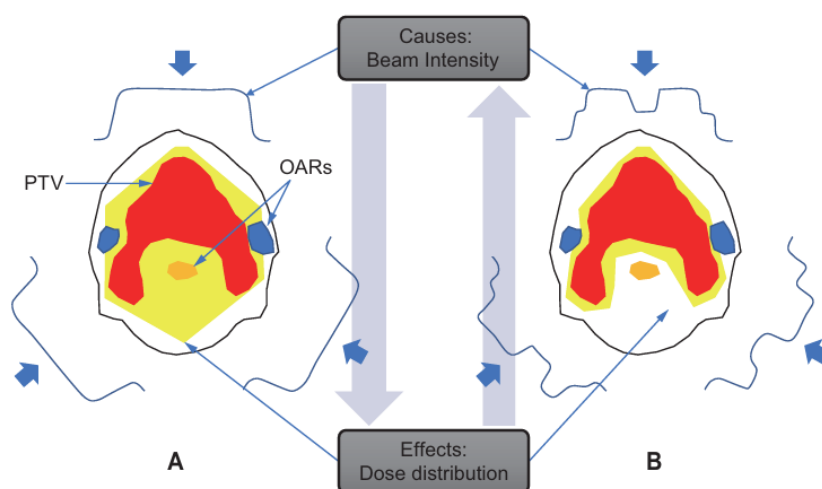


Figura 2.10: Comparação entre 3D-CRT (A) e IMRT (B): planeamento direto versus planeamento inverso. Retirada de [5].

A IMRT pode ser realizada de dois modos:

- Modo estático (*step-and-shoot*): Em cada posição da *gantry*, o campo é subdividido em vários segmentos de intensidade uniforme e sequenciais, através do posicionamento das folhas do MLC. Para cada ângulo da *gantry*, a irradiação só ocorre quando as folhas do MLC estão paradas e na conformação desejada para o segmento em causa, tornando o tratamento mais demorado.
- Modo dinâmico (*sliding window*): A radiação é administrada enquanto as folhas do MLC estão em constante movimento, criando um feixe continuamente modulado, o que torna o tratamento mais rápido. A variação da posição e da velocidade das folhas cria o perfil de intensidade modulado.

O princípio base da IMRT foi o ponto de partida para o aparecimento da Tomoterapia, que consiste num acelerador linear inserido numa *gantry* em anel (semelhante à TC) com

um micro-MLC. Esta técnica passou a permitir a irradiação contínua, com conformação geométrica e dosimétrica, durante a rotação da *gantry*, bem como irradiação helicoidal, combinando o movimento da mesa de tratamento [5, 16].

Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT)

Mais tarde, na década de 2000, surgiu a técnica moderna de VMAT, baseada na conformação geométrica e dosimétrica do feixe durante a rotação contínua da *gantry*, possibilitando um conjunto praticamente contínuo de ângulos de incidência [16, 17]. Esta técnica é possível com a variação simultânea da velocidade de rotação da *gantry*, da posição das folhas do MLC e da taxa de dose, demonstrando maior capacidade de concentrar a dose no PTV (Figura 2.11). A técnica VMAT utiliza o mesmo conceito de planeamento inverso que a IMRT, mas com execução técnica mais complexa. A modulação contínua do MLC torna os tratamentos mais curtos, o que, por sua vez, reduz a ocorrência de movimentos intrafração e melhora o conforto do paciente [5]. Estes fatores, em conjunto com a qualidade superior dos planos de tratamento, fazem com que esta técnica seja amplamente utilizada na maioria dos tratamentos oncológicos.

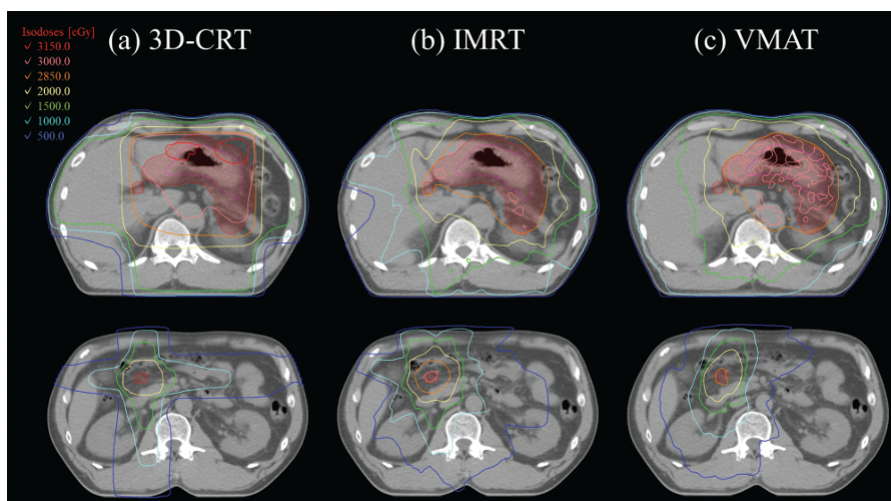


Figura 2.11: Exemplos de distribuição de dose para (a) 3D-CRT, (b) IMRT e (c) VMAT. O CTV e o PTV são apresentados a rosa e vermelho, respetivamente. Retirada de [6].

Além das três técnicas mencionadas, utilizadas na grande maioria dos tratamentos, existem outras, tais como radiocirurgia (radioterapia estereotáxica), irradiação corporal total, radioterapia intraoperatória, terapias com eletrões para lesões superficiais e terapia com prótons.

2.2.3. Acelerador Linear

A radioterapia externa utiliza como equipamento principal o acelerador linear (LINAC). O seu princípio de funcionamento consiste na emissão de radiação ionizante direcionada ao tumor, com o objetivo de danificar o ADN das células tumorais, minimizando ao máximo os danos nos tecidos saudáveis. O LINAC produz, monitoriza, controla e conforma com precisão o feixe de radiação. Devido às elevadas doses de radiação ionizante geradas, tem de ser instalado em locais que cumpram os requisitos de proteção radiológica (*bunkers*).

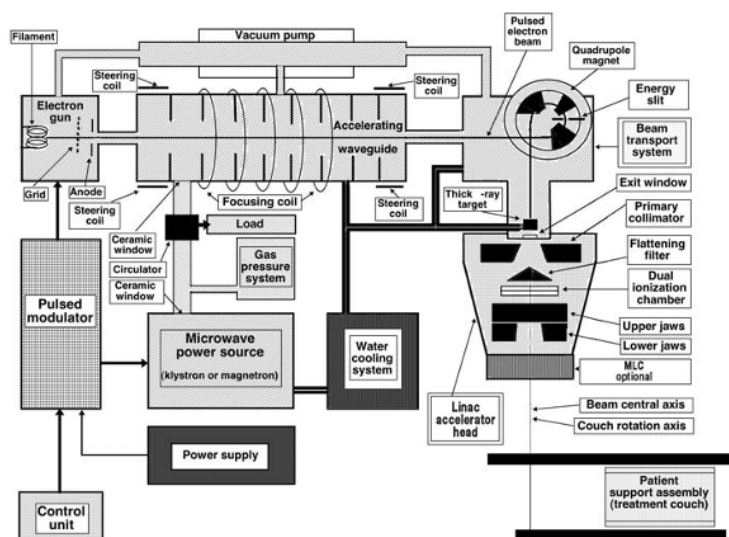


Figura 2.12: Componentes de um acelerador linear. Retirada de [4].

Produção de elétrons e raios X

Num LINAC, os elétrons são inicialmente produzidos num canhão de elétrons (*electron gun*), por emissão termoiónica resultante do aquecimento de um filamento, e injetados num tubo acelerador (*accelerating waveguide*). Usando ondas de radiofrequência produzidas por um magnetron/*klystron*, os elétrons são acelerados na guia de ondas até à energia cinética desejada. Em seguida, um conjunto de ímanes (*Bending Magnet*) curva os elétrons de alta energia vindos do tubo acelerador, e direciona-os para o alvo, que pode ou não estar colocado no trajeto do feixe [18].

Na ausência do alvo, os feixes de elétrons de alta energia podem ser usados diretamente na terapêutica para tratar lesões mais superficiais. No modo de produção de fótons, por sua vez, o alvo, constituído por material de elevado número atómico (como o tungsténio), é colocado no eixo do feixe. A interação dos elétrons acelerados com o

alvo resulta na emissão de raios X, sendo a radiação de *bremssstrahlung* o mecanismo predominante. Dado que possuem uma maior capacidade de penetração, os fótons são usados no tratamento de lesões mais profundas [18].

Componentes da cabeça da *gantry*

A cabeça da *gantry* é a estrutura do LINAC que contém os componentes responsáveis por modificar o feixe, que pode ser de elétrons ou de fótons, consoante a presença ou ausência do alvo no seu trajeto.

De um modo geral, no modo de fótons, o feixe é colimado pelo colimador primário, posicionado logo após o alvo, que define o tamanho máximo do campo de tratamento. Existe, posteriormente, um filtro aplanador (*flattening filter*), característico do modo de fótons, que uniformiza a intensidade do feixe, tornando o perfil de dose em profundidade mais uniforme na área de tratamento. Porém, este filtro pode não ser aplicado para administrar os chamados feixes FFF (*flattening filter free*), que permitem entregar taxas de dose mais altas. Existem também câmaras de ionização, na abertura do colimador primário, que monitorizam a fluência do feixe, permitindo controlar a sua simetria e a dose administrada. São geralmente duas e encontram-se rodadas de 90° uma em relação à outra para monitorizar os planos transversal e radial. A resposta das câmaras permite ao sistema ajustar o *steering* do feixe. Posteriormente, existe um espelho para refletir a luz de uma fonte, permitindo visualizar um campo de luz no paciente/fantoma, simulando o feixe de radiação. Por último, o feixe passa por dois sistemas de colimação adicionais: colimadores secundários (*jaws*) e colimador multi-folhas (MLC). As *jaws* são pares de blocos de chumbo ou de tungsténio que se movem independentemente, definindo o tamanho do campo de radiação (o formato retangular habitual). O MLC é composto por 80 a 120 folhas de tungsténio, com espessuras de 0.25, 0.5 ou 1 cm, que se movem de forma independente entre si, permitindo a conformação geométrica e dosimétrica do feixe. Em aceleradores mais modernos, as *jaws* acompanham o movimento do MLC (*jaw tracking*) para reduzir a fuga de radiação entre folhas.

Por outro lado, no modo de elétrons, o alvo é removido do percurso do feixe e o filtro aplanador é substituído por uma folha dispersora (*scattering foil*) de material com número atómico reduzido (como o alumínio), que alarga e uniformiza o feixe, tornando-o clinicamente útil na área de tratamento. É também necessário colocar o cone de elétrons (*electron applicator*), geralmente feito de acrílico ou metal, que se fixa externamente à

cabeça da *gantry*, a fim de reduzir a dispersão do feixe de eletrões.

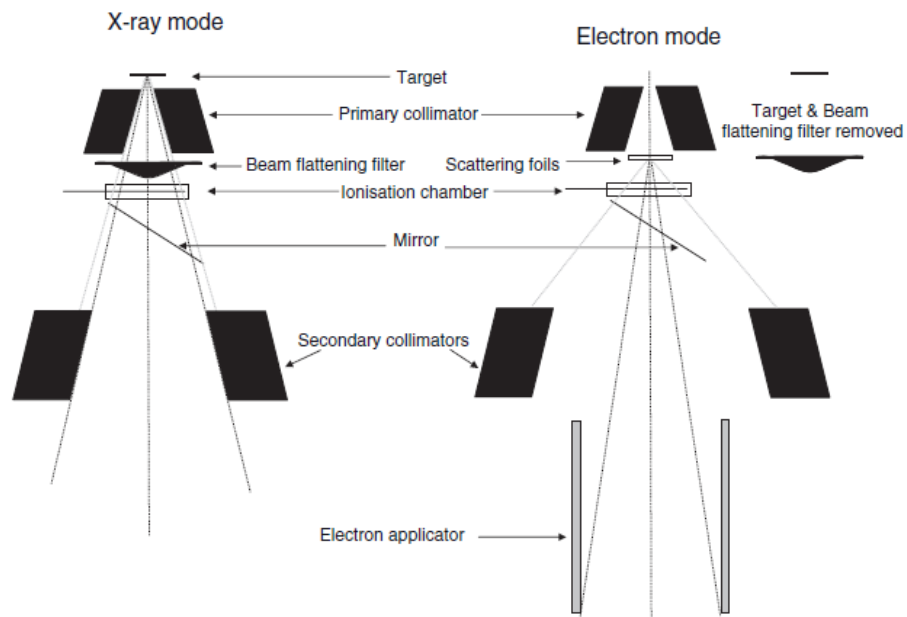


Figura 2.13: Comparação dos componentes da cabeça da *gantry* em modo de produção de feixes de eletrões e fótons. Retirada de [7].

3. Tecnologia de Imagem Portal

A imagem portal foi inicialmente desenvolvida para melhorar a precisão geométrica do posicionamento dos pacientes, permitindo a aquisição de imagens imediatamente antes ou durante o tratamento de radioterapia [19]. Estas imagens são obtidas com os feixes de megavoltagem (MV), apresentando qualidade inferior às de imagiologia por quilovoltagem, uma vez que o feixe é otimizado para tratamento e não para aquisição de imagem.

A energias terapêuticas (6 a 20 MeV), o mecanismo de interação dominante é a dispersão de Compton, que depende essencialmente da densidade eletrónica dos tecidos e não do número atómico, como visto na Secção 2.1.5.1. Consequentemente, as pequenas diferenças de densidade eletrónica entre tecidos resultam numa imagem de baixo contraste [20, 21]. Adicionalmente, a predominância da interação de Compton contribui para a presença de radiação dispersa, que, por sua vez, degrada o contraste e a nitidez da imagem. Embora nestas energias a dispersão de Compton apresente uma distribuição angular maioritariamente frontal, uma fração dos fótons dispersos ainda atinge o detetor com desvios angulares em relação à direção primária do feixe, contribuindo para o ruído de fundo na imagem. Pode, no entanto, concluir-se que, excetuando situações como campos de grandes dimensões ou pacientes com elevada espessura, a radiação dispersa não constitui, em geral, o principal fator limitante da qualidade das imagens de portal, cujo contraste é condicionado sobretudo pela física intrínseca aos feixes utilizados [21].

Adicionalmente, a eficiência de deteção dos fótons de megavoltagem é reduzida devido à sua alta energia, o que resulta numa baixa Eficiência Quântica de Deteção (DQE) e em limitações na Razão Sinal-Ruído (SNR). Este facto justifica o uso de píxeis com dimensões significativamente maiores em EPIDs comparando com os sistemas de radiologia de diagnóstico. Ainda assim, em radioterapia, a elevada fluência de fótons por unidade de dose dos feixes de tratamento permite obter imagens úteis, mesmo com apenas algumas unidades de monitor (MU) [8, 21].

3.1. Evolução dos Sistemas de Detecção MV

3.1.1. Imagem Portal com Filmes

Inicialmente, a aquisição de imagens portal em radioterapia era realizada com cassetes de filme, constituídas por uma placa frontal metálica e uma placa traseira de plástico ou metal [8]. A placa frontal atuava como camada de conversão (*build-up*), gerando eletrões que expunham o filme e reduzindo a radiação dispersa, enquanto a placa traseira promovia a retrodispersão e assegurava um bom contacto com o filme [8].

Posteriormente, surgiram sistemas com melhor qualidade de imagem, como os EC-L (*Enhanced Contrast Localization*) da Kodak, que utilizavam filmes de grão fino e elevada resolução, posicionados entre camadas de fósforo, com uma placa frontal de cobre. Os eletrões produzidos na camada de *build-up* interagem com as camadas intensificadoras de fósforo, gerando fotões de luz visível que, por sua vez, expunham o filme [8, 22]. Essas camadas contribuía, assim, para uma maior eficiência de deteção, reduzindo o ruído e melhorando o contraste, o que permitia uma melhor visualização de estruturas de baixo contraste.

Apesar de compactas e leves, as cassetes de filme apresentam limitações importantes [8, 22]. O processamento do filme introduz um atraso de vários minutos, impossibilitando uma monitorização rápida. Além disso, a sua latitude de exposição é limitada, correspondendo apenas à região linear da curva característica [20]. Estas limitações motivaram o desenvolvimento dos sistemas eletrónicos de imagem portal (EPIDs).

3.1.2. Dispositivos Eletrónicos de Imagem Portal

De acordo com a literatura publicada, a utilização de dispositivos eletrónicos de imagem portal (EPID) teve início na década de 1950 [8, 22].

Os primeiros dispositivos EPID eram constituídos por um tubo intensificador de imagem de raios X, cuja saída de luz era ópticamente acoplada a uma câmara através de um arranjo de lente-espelho [8].

Outro sistema pioneiro consistiu num ecrã cintilador, um espelho e uma câmara (Figura 3.1), tendo sido adicionada, mais tarde, uma placa metálica plana à frente do ecrã cintilador [7, 8].

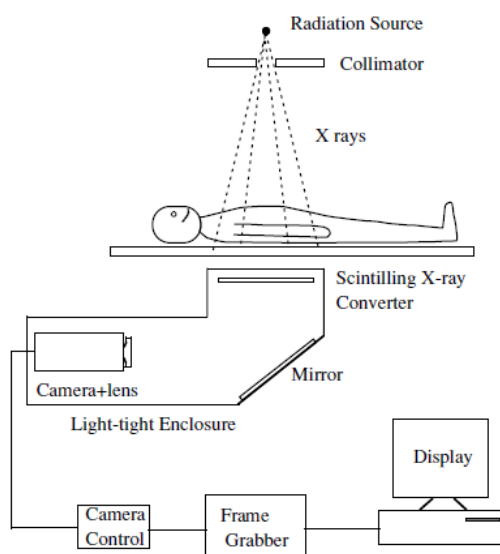


Figura 3.1: Esquema dos primeiros dispositivos eletrônicos de imagem portal. Retirada de [8].

A placa metálica, geralmente de cobre, aço ou latão, com espessura de 1 a 2 mm, funcionava novamente como camada de build-up, responsável pela conversão dos raios X incidentes em eletrões energéticos, principalmente através de interações de Compton, além de atenuar a radiação dispersa vinda do paciente [7, 22]. Parte destes eletrões, juntamente com alguns raios X residuais, atingia a camada de material cintilador, normalmente de oxissulfureto de gadolínio dopado com térbio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), que convertia parte da energia dos eletrões em luz visível, de coloração verde (pico de emissão em 545 nm no caso do material referido) [7, 22, 23]. A escolha do material de cintilação assenta no facto de o gadolínio apresentar um elevado número atómico e uma elevada densidade eletrónica, o que o torna ideal para interagir com eletrões e fótons de alta energia. O térbio, por sua vez, assume o papel de dopante ativador de luminescência [23].

Posteriormente, uma fração da luz gerada no cintilador difundia-se através do ecrã em direção a um espelho, posicionado com uma inclinação de 45° , que a refletia na direção de uma câmara [7, 22]. Para evitar contaminação por sinais luminosos provenientes de fontes distintas do cristal, os componentes óticos da câmara estavam encapsulados. Após a captação de parte da luz proveniente do ecrã de cintilação, a câmara convertia-a num sinal de vídeo que seria, posteriormente, enviado para o *software* responsável pela digitalização, processamento, visualização e armazenamento da imagem.

Estes dispositivos marcaram o início da comercialização dos EPIDs de base ótica,

que ocorreu no final dos anos 1980 [8]. Entre os sistemas baseados em câmaras comercialmente viáveis destacaram-se: Beamview (Siemens), Theraview (Infimed), iView (Elekta) e SRI-100 (Philips) [22, 24].

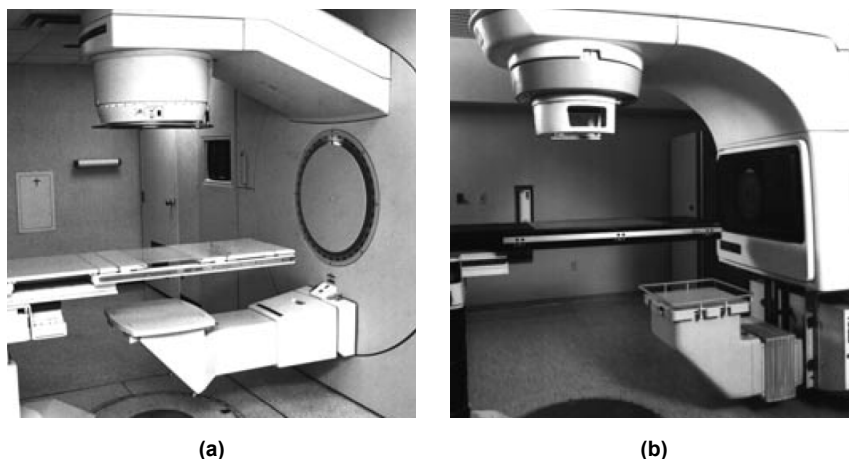


Figura 3.2: Sistemas EPID com câmara e espelho: a) Sistema iView, da Elekta. b) Sistema Theraview, da Infimed. Adaptada de [8].

As principais vantagens destes sistemas consistiam na rápida aquisição de imagem, na boa resolução espacial e nos baixos custos de manutenção e reparação [22, 24]. Adicionalmente, o facto do conversor de raios X cobrir a maioria do campo do portal permitia à câmara detetar o sinal luminoso de todo o conversor simultaneamente. Este aspeto viabilizava a obtenção de imagens clinicamente úteis com apenas algumas unidades de monitor, uma vez que assegurava a cobertura de uma extensão mais ampla do paciente [8, 24].

Por outro lado, as principais desvantagens deste sistema prendiam-se com o volume da sua estrutura, que se torna um obstáculo ao posicionamento dos pacientes, e com as numerosas componentes de ruído inerentes ao seu funcionamento.

A emissão luminosa no cristal ocorre de forma isotrópica. Contudo, importa salientar que apenas uma pequena fração da luz emergente do material de cintilação (cerca de 0,01 % a 0,1 %) é direcionada para o pequeno cone subtendido pela objetiva da câmara, contribuindo efetivamente para o sinal de interesse. A restante luz, além de não contribuir para o sinal, pode gerar ruído indesejado. Consequentemente, o sinal de interesse era fraco, dado que correspondia a apenas 2 % a 4 % dos raios X incidentes, sendo facilmente mascarado e degradado pelo ruído intrínseco da câmara e do sistema de processamento [8, 22].

Ao longo dos anos, foram realizadas várias tentativas para otimizar a recolha de luz

nestes sistemas, tais como a modificação da placa metálica, a alteração do ecrã de cintilação ou a utilização de objetivas com maiores aberturas. No entanto, todas introduziam desvantagens adicionais. Outra abordagem consistiu no aumento da eficiência de detecção através do recurso a cristais de cintilação mais espessos e transparentes, que proporcionavam maior produção de luz e melhor relação sinal-ruído. No entanto, o aumento da espessura do cristal resultaria em perda de resolução espacial. Por fim, embora a utilização de cristais segmentados tenha sido ponderada, esta não se revelou uma solução viável devido ao seu elevado custo, resultante da complexidade de fabrico [25].

Foram também desenvolvidas variantes que substituíam o sistema ótico anterior por fibras óticas, que conduziam a luz diretamente do cristal para a câmara. Apesar de esta alteração ter permitido reduzir o volume do detetor, a presença de pequenas irregularidades na geometria e no alinhamento das fibras óticas, bem como variações na transmissão luminosa, introduziam distorção espacial e não-uniformidade na resposta do sistema [22, 8].

Vários sistemas não óticos foram também desenvolvidos com base em matrizes de díodos ou câmaras de ionização. Destaca-se um sistema de digitalização baseado numa câmara de ionização matricial bidimensional, desenvolvido no Nederlands Kanker Instituut (NKI), a partir de meados da década de 1980 [8]. Esta abordagem envolveu o uso de uma câmara de ionização líquida, composta por dois planos de elétrodos separados por um espaçamento preenchido por um fluido, que atuava como meio de ionização quando a câmara era submetida à radiação [8]. As versões originais consistiram numa matriz de 256×256 câmaras de ionização numa área total de $32 \times 32 \text{ cm}^2$ [24]. Adicionalmente, foi instalada uma placa de plastoferrite, posicionada sobre a câmara de ionização, com o mesmo propósito que a placa metálica nos sistemas baseados em câmara [24].

Rapidamente comercializado pela Varian Medical Systems, como PortalVision, no início da década de 1990, o sistema não ótico descrito anteriormente, em conjunto com o sistema ótico com espelho e câmara, marcou a primeira geração de dispositivos de imagem portal disponíveis comercialmente [22]. Pelos padrões atuais, apesar de apresentar características promissoras, esta primeira geração de EPIDs apresentava bastantes limitações e produzia imagens de qualidade bastante inferior [19].

Uma transição importante nos sistemas óticos ocorreu, no final da década de 1980, com o desenvolvimento dos EPIDs de silício amorfo (a-Si), inspirados na tecnologia de painel plano de matriz ativa (AMFPIs) [8]. Esta abordagem, inicialmente proposta por

investigadores da University of Michigan e da Xerox PARC, representou uma revolução na imagem portal [8]. Os novos EPIDs combinavam um cintilador com uma matriz ativa de fotodíodos e transístores de película fina (TFT), permitindo a leitura eletrónica direta e bidimensional da imagem [8]. Devido à melhor qualidade de imagem e ao seu potencial para aplicações dosimétricas, estes dispositivos foram comercializados em 2000, marcando a segunda geração de dispositivos de imagem portal [22, 19].

Em paralelo, foram desenvolvidos outros sistemas óticos unidimensionais de varrimento linear, baseados em matrizes lineares de cristais cintiladores acopladas a fotodíodos, capazes de produzir imagens de qualidade, embora com tempos de aquisição mais longos [8, 22, 24]. Outras abordagens experimentais incluíram sistemas de deteção por carga cinestática e detetores *gas-electron-multiplier* [8]. Porém, nenhum destes dispositivos alcançou o sucesso dos EPIDs de silício amorfo.

3.1.2.1 Estado da Arte: EPID de Silício Amorfo

O EPID de silício amorfo (EPID de a-Si), baseado na tecnologia AMFPI, inicialmente descrita por Antonuk et al., é o mais utilizado atualmente [24, 26]. Incorporado nos aceleradores lineares modernos, como o Varian TrueBeam (Figura 3.3), o a-Si EPID produz imagens de maior qualidade e apresenta características dosimétricas superiores em comparação com os restantes dispositivos [27, 19].

A sua aplicabilidade na dosimetria tem sido alvo de inúmeros estudos que mostram que estes dispositivos podem ser bastante úteis no controlo de qualidade (QA) de LINACs, QA de pré-tratamento e na dosimetria *in vivo* [19].



Figura 3.3: EPID de um acelerador linear *TrueBeam* (Varian) estendido.

De um modo geral, estes dispositivos utilizam a-Si depositado sobre um substrato de vidro para formar matrizes de fotodíodos e transístores de efeito de campo (FETs). É formada uma matriz de píxeis, sendo que cada píxel é constituído por um fotodíodo e um FET. A matriz pode detetar radiação tanto direta como indiretamente.

A deteção indireta, utilizada nos sistemas comerciais atuais, é implementada com uma configuração em que a energia da radiação incidente no detetor é convertida em fótons óticos, que são posteriormente detetados pelos fotodíodos [19]. De forma semelhante aos sistemas baseados em câmaras, existe um conversor de fótons de raios X em luz visível, constituído por uma placa metálica de *build-up* acoplada a um cintilador. A placa metálica tem, mais uma vez, a função de converter os fótons de raios X primários em eletrões, ao mesmo tempo que atenua a radiação dispersa de baixa energia. Por sua vez, o cintilador, geralmente de oxissulfeto de gadolínio dopado com térbio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), converte os eletrões, ou alguns raios X residuais, em luz visível [19]. Devido à dispersão lateral da luz no cristal de cintilação, este deve ser pouco espesso para manter uma melhor resolução espacial [21]. Os fótons de luz visível são depois detetados por uma matriz de fotodíodos de silício amorfo hidrogenado (a-Si), que atuam como condensadores, colocada em contacto direto com o ecrã de cintilação [7, 8]. Todos estes componentes estão ilustrados na Figura 3.4.

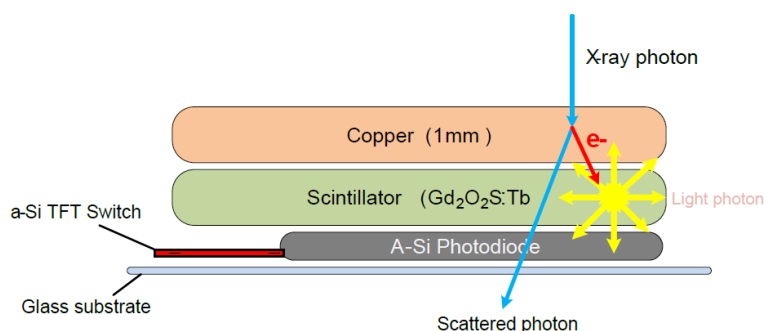


Figura 3.4: Configuração de deteção indireta. Retirada de [9].

Alternativamente, na deteção direta, os fotodíodos detetam diretamente a carga depositada pela radiação incidente, não havendo conversão para luz visível. Esta configuração, ao remover o cintilador, procurava obter uma resposta energética semelhante à da água. No entanto, revelou-se muito menos sensível a feixes de megavoltagem, em comparação com a configuração indireta, não sendo por isso utilizada nos sistemas comercializados atualmente [19].

Voltando à configuração indireta, dentro de cada píxel da matriz, como ilustrado na Figura 3.5, há, acoplado ao fotodíodo, um transístor de película fina (TFT). À medida que a luz se acumula nos fotodíodos, é realizada a leitura eletrónica da matriz, aplicando-se

uma tensão na base do TFT (*gate line*) que faz com que este conduza corrente elétrica. Os TFTs atuam como interruptores, permitindo a leitura ordenada dos sinais gerados [7, 8, 9]. A carga acumulada nos fotodíodos é então transferida pela linha de dados (*data line*) para a respetiva leitura.

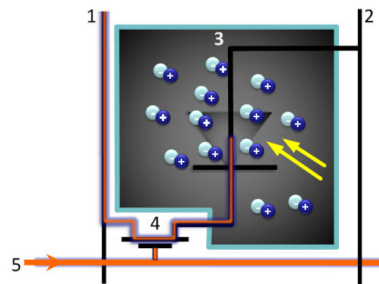


Figura 3.5: Esquematização de um único píxel do painel a-Si: 1) *data line*, 2) *bias line*, 3) fotodíodo, 4) TFT, 5) *gate line*. Retirada de [9].

O processo de aquisição de uma imagem inicia-se quando o *gate driver* ativa os TFTs da primeira linha da matriz. Nesse momento, as cargas armazenadas nos respetivos fotodíodos, que vão definir as intensidades dos píxeis na imagem final, são transferidas para um circuito de leitura. Esse circuito é constituído por amplificadores de carga, projetados num ASIC (*Application Specific Integrated Circuit*), havendo um amplificador para cada coluna da matriz de píxeis. Concluída a leitura da linha inicial, o sistema procede ao varrimento sequencial das linhas subsequentes até que toda a matriz seja processada. Todos os componentes anteriormente mencionados estão ilustrados na Figura 3.6.

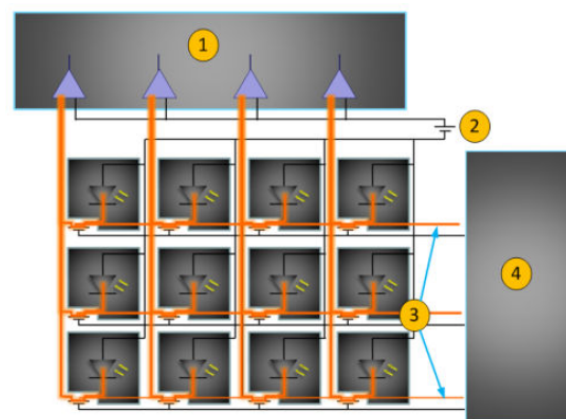


Figura 3.6: Diagrama da matriz de píxeis: 1) amplificadores de carga (ASIC), 2) V_{bias} , 3) linhas da matriz, 4) *gate driver*. Retirada de [9].

Portanto, é importante salientar que a carga acumulada nos fotodíodos não é lida

instantaneamente. O painel é um dispositivo de integração, dado que, quando o feixe de radiação atinge o detetor, os fotodíodos acumulam carga até que as respetivas linhas sejam lidas. Após a leitura, o píxel começa a acumular novamente carga para o próximo *frame* [9].

Posteriormente, o sinal analógico resultante desta etapa de leitura da matriz é convertido em digital numa unidade digitalizadora, por meio de ADCs (conversores analógico-digitais), para se obter a imagem digital final [9].

A aquisição de imagens com EPID de a-Si pode ser realizada em três modos diferentes [9]. No modo *Single MV Radshot*, o circuito de leitura está sincronizado com a interrupção do feixe de radiação (*beam hold*) e é usado para imagens de *setup*. De um modo geral, o acelerador interrompe o feixe enquanto o detetor realiza a leitura completa de um *frame*, garantindo que o sinal digitalizado corresponda exatamente à dose acumulada num dado intervalo de interesse [9]. A aquisição da imagem pode igualmente ser feita no modo *Synchronized MV*, no qual a leitura das linhas do detetor ocorre precisamente nos intervalos entre os pulsos de radiação do magnetron/*klystron*. Esta sincronização dinâmica permite a aquisição de imagens em modo contínuo (*cine*) [9, 28]. Por fim, no modo *Unsynchronized MV*, também chamado de modo integrado, a leitura dos píxeis ocorre de forma assíncrona. Dado que tem como objetivo primordial a quantificação absoluta da carga total gerada, independentemente do estado do feixe no momento de leitura, é a técnica eleita para aplicações dosimétricas [9].

3.2. Dosimetria com EPID

Como já mencionado, na atualidade, os EPIDs de silício amorfo são amplamente utilizados em radioterapia, tanto para controlo de qualidade (QA) de pré-tratamento como para dosimetria *in vivo* [29].

O QA de pré-tratamento consiste na verificação independente do plano de tratamento antes de ser administrado ao paciente, assegurando a concordância entre a fluência/dose planeada e a entregue. Nesta etapa, o EPID pode ser utilizado para adquirir imagens bidimensionais do feixe sem recurso a fantoma, comparando o mapa de dose medida com o previsto, através da medição da fluência incidente e a respetiva conversão em dose. Desta forma, surge como ferramenta complementar às técnicas convencionais de QA de pré-tratamento implementadas com fantoma.

A dosimetria *in vivo*, por outro lado, baseia-se na monitorização da dose administrada ao paciente durante a fração de tratamento. Ao longo dos anos, foram implementadas diversas técnicas de dosimetria *in vivo* utilizando díodos, dosímetros termoluminescentes (TLDs), filmes radiocrómicos e transístores de efeito de campo (MOSFETs). No entanto, a utilidade destes detetores é limitada pela sua reduzida área de monitorização e pela necessidade de aplicação manual na pele do paciente. Em alternativa, a utilização de EPIDs possibilita a monitorização da dose numa área significativamente maior, conseguindo, na maioria dos casos, abranger todo o PTV, sem contacto direto com o paciente e sem comprometer o tempo de tratamento. Recorrendo ao EPID, este procedimento viabiliza a deteção de erros que outras técnicas não permitem, tais como alterações na anatomia do paciente, falhas mecânicas pontuais do acelerador linear, erros de posicionamento ou até mesmo movimentos de órgãos internos que influenciem os volumes de interesse.

A dosimetria com EPID pode ser categorizada dependendo se o feixe passa ou não por um meio atenuante antes de alcançar o detetor [24, 19]. Quando os feixes de tratamento atravessam o paciente ou um fantoma antes de atingirem o EPID, como na dosimetria *in vivo*, o método designa-se por dosimetria de trânsito ou de transmissão. Em oposição, caso não haja nenhum meio atenuante (irradiação é direta no painel), como acontece no QA de pré-tratamento com EPID, o método designa-se por dosimetria sem trânsito ou sem transmissão [27, 19, 30].

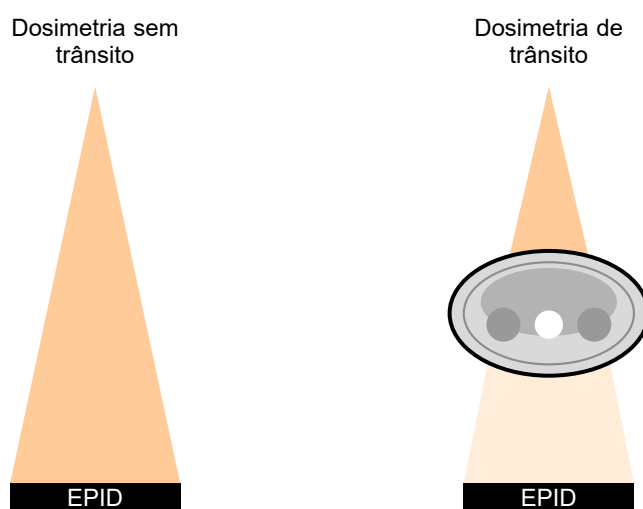


Figura 3.7: Tipos de dosimetria de acordo com a presença ou ausência de meio atenuante.

Somando a isto, comparações de dose via EPID podem ser feitas ao nível do detetor

ou no paciente/fantoma, utilizando uma abordagem de projeção direta (*forward*) ou retroprojeção (*back-projection*), respetivamente [27, 19]. No método de projeção direta, a dose ou fluência no volume alvo de planeamento (PTV) é projetada no plano do EPID, e a função de resposta do detetor é aplicada para gerar o sinal esperado. Após a administração do tratamento, é realizada uma comparação entre os mapas de dose 2D previstos e medidos para verificar a precisão da administração da dose ao paciente [31, 19]. No método de retroprojeção, por sua vez, o sinal EPID medido em cada posição da *gantry* é projetado de volta para o PTV, fornecendo a dose que o paciente efetivamente recebeu. Essa dose é posteriormente comparada à prevista por comparação planar (2D) ou volumétrica (3D) [31, 19].

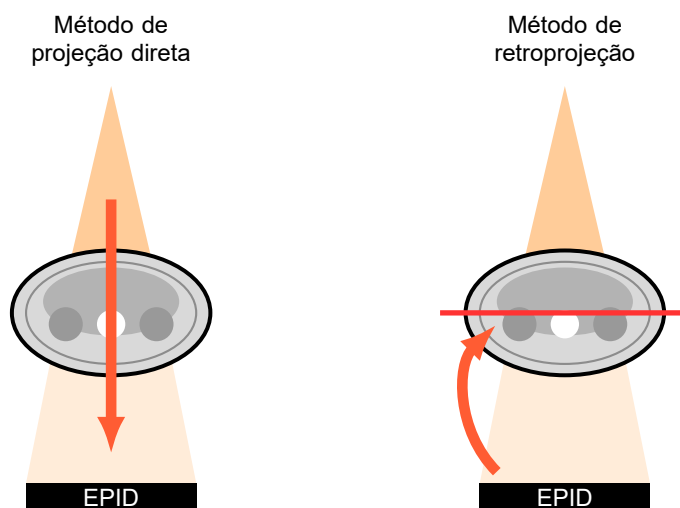


Figura 3.8: Métodos de projeção direta e de retroprojeção.

3.2.1. Desafios da Dosimetria com a-Si EPID

Em termos de resposta dosimétrica, o EPID deve apresentar um desempenho consistente que assegure medições de dose fidedignas. Entre as características mecânicas desejáveis destacam-se a capacidade de reposicionamento preciso e a estabilidade durante a rotação da *gantry*. É igualmente essencial que apresente uma resposta dosimétrica linear numa ampla gama de unidades monitor e estável para diferentes tamanhos de campo. Por último, é também de extrema importância que a sua resposta seja uniforme em toda a sua extensão [32].

Contudo, a aplicação clínica do EPID enfrenta um conjunto de desafios físicos e operacionais que podem comprometer as características ideais anteriormente mencionadas.

Um dos principais problemas é a sua resposta dependente da energia, resultante do

facto de o detetor não possuir propriedades físicas equivalentes às da água. A densidade eletrónica e o número atómico efetivo dos materiais constituintes do EPID (como o cobre e o gadolínio do cintilador) são significativamente mais elevados do que os da água, o que resulta em interações distintas com o feixe de radiação. Como consequência, o EPID apresenta uma resposta excessiva a fotões de baixa energia (dependência energética) quando comparado a um detetor equivalente à água. Esta sobre-resposta resulta da maior ocorrência de efeito fotoelétrico na placa metálica e no cintilador. Consequentemente, o sinal detetado é alterado sempre que o espectro de energia do feixe difere da situação de calibração, exigindo a aplicação de modelos de correção complexos para estimar corretamente a distribuição de dose [19].

Adicionalmente, nos EPIDs de a-Si, a dispersão lateral da luz no cintilador causa ainda algum ofuscamento ótico (*optical glare*), que tem vindo a ser caracterizado, podendo ser modelado via convolução do padrão de dose no cintilador com uma função exponencial representante da função *point spread* dos fotões de luz visível [19].

Os EPIDs atuais, por serem baseados em transístores de película fina de silício amorfo e fotodíodos, exibem também artefactos temporais, denominados efeitos de *ghosting*. Estes efeitos surgem quando uma pequena porção do sinal gerado contribui imediatamente para a formação de imagem, permanecendo armazenada e podendo influenciar imagens adquiridas posteriormente. Estes artefactos manifestam-se principalmente através de dois fenómenos. O primeiro é o chamado atraso de imagem (*image lag*), causado por cargas presas no fotodíodo que resultam num *offset* aditivo em *frames* subsequentes. Pode também ocorrer transferência incompleta de carga na eletrónica de leitura ou luminescência residual no ecrã cintilador, mas com menor relevância [19]. O segundo fenómeno é a mudança de ganho ou sensibilidade de píxeis (*change in gain*), em que as cargas presas modificam o campo elétrico do fotodíodo, alterando a eficiência da recolha subsequente de cargas e, consequentemente, a resposta do EPID [19].

Importa ainda acrescentar que a exposição a elevadas taxas de dose pode levar à saturação em alguns modelos de EPID. A exposição contínua à radiação causa igualmente uma degradação gradual do detetor, alterando a sua sensibilidade, aumentando o ruído e contribuindo para o surgimento de píxeis defeituosos, exigindo calibrações periódicas [33].

Os desafios dosimétricos são ainda agravados por fenómenos de dispersão de radiação. O sinal do EPID pode ser afetado por radiação dispersa originada no doente/fantoma,

na camada de cintilação do próprio detetor ou no seu braço de suporte, o que introduz erros na determinação da dose.

No que tange aos aspetos mecânicos, o EPID, quando estendido, está sujeito à força gravítica que pode provocar uma ligeira flexão mecânica do painel. Embora mínima, esta deformação introduz pequenos desvios na localização da imagem em função do ângulo da *gantry*. Contudo, demonstrou-se que a magnitude e a direção da flexão são consistentes com a posição da *gantry*, o que facilita a sua correção uma vez mapeada essa relação [19, 33].

Todas as limitações anteriormente descritas contribuem para desvios na resposta ideal do EPID, afetando a linearidade, a exatidão e a estabilidade temporal da resposta dosimétrica. Porém, têm sido implementados modelos de correção robustos e complexos para reduzir o seu impacto.

4. Contexto Clínico

4.1. Serviço de Radioterapia e Equipamentos

4.1.1. Serviço de Radioterapia - ULS São João

O Serviço de Radioterapia da ULS São João dispõe de um conjunto abrangente de equipamentos clínicos e sistemas informáticos que suportam a realização de tratamentos de radioterapia externa, bem como os processos de planeamento, aquisição de imagem e gestão do fluxo clínico.

Para tratamento, o serviço encontra-se equipado com dois LINACs ativos Varian TrueBeam STx e Varian TrueBeam.

Para planeamento dos tratamentos, o serviço dispõe do tomógrafo Siemens Confidence, com capacidade de adquirir até 20 cortes. Este equipamento inclui ainda o sistema Varian RGSC, que permite a sincronização das imagens adquiridas com o ciclo respiratório do paciente.

Como sistemas de planeamento de tratamento o serviço inclui: Varian Eclipse v. 18.1; BrainLab Elements Cranial SRS v. 3.0.0.454 e Varian VariSeed v. 8.0.2.

A gestão clínica, dosimétrica e imagiológica é assegurada pela plataforma integrada Varian ARIA v. 18, que atua como base de dados central, permitindo o registo, armazenamento e comunicação de dados dos pacientes, imagens médicas, planos de tratamento e informação de verificação.

Para garantia da qualidade em radioterapia, o serviço inclui a plataforma SunCHECK v. 5.2.1 (Sun Nuclear Corporation), que integra diferentes módulos, nomeadamente o DoseCHECK v. 3.1.1, para verificação independente da dose calculada pelo sistema de planeamento (TPS), e o PerFRACTION v. 1.1, para monitorização da dose entregue ao doente e dosimetria *in vivo*.

4.1.2. Acelerador Linear TrueBeam

O Varian TrueBeam é um LINAC que dispõe de feixes de fótons de 6 MV, com e sem filtro aplanador (FFF), e feixes de eletrões de 6 e 9 MeV. Está equipado com um colimador multi-folhas MLC120, o modelo padrão para tratamentos convencionais, também chamado de Millennium MLC. Este MLC é constituído por dois conjuntos de 60 folhas,

em que as 40 centrais de cada conjunto têm 0,5 cm de largura (projetada no isocentro) e as 20 folhas mais exteriores têm 1,0 cm de largura. Desta forma, oferece um campo amplo de 40 cm de comprimento e largura no isocentro (a 100 cm da fonte de raios X) [34]. Este LINAC é também acompanhado da mesa Varian Perfect Pitch, com seis graus de liberdade (6 DOF), que permite eixos de rotação adicionais, *pitch*, *roll* e *yaw*, em adição aos movimentos vertical, longitudinal e lateral. Inclui ainda sistemas de imagem portal de megavoltagem (MV), imagem planar de quilovoltagem (kV), kV-CBCT e 4D-CBCT, bem como o sistema de *Respiratory Gating for Scanners* (RGSC) com *Visual Coach*.

O Varian TrueBeam STx, por sua vez, é uma versão otimizada para radioterapia estereotáxica, que oferece maior precisão geométrica, colimadores de alta definição e acessórios para radiocirurgia. Está equipado com feixes de fótons de 6, 10 e 15 MV, incluindo 6 e 10 MV FFF, bem como feixes de elétrons de 6, 9, 12, 15 e 18 MeV. Este equipamento possui um colimador multi-folhas de alta definição, HD120, constituído por 2 conjuntos de 60 folhas de tungsténio. Os 8 cm centrais são formados por 32 folhas com 0,25 cm de largura (projetada no isocentro), e os 14 cm mais exteriores são formados por 28 folhas com 0,50 cm de largura. Para acomodar folhas mais finas, o comprimento máximo do campo definido pelo MLC é reduzido para 22 cm no isocentro, com capacidade de abertura de até 40 cm de largura. Este acelerador possui ainda uma mesa robótica Varian Perfect Pitch com 6 DOF. Os sistemas de imagem disponíveis incluem imagem portal de megavoltagem (MV), imagem planar de quilovoltagem (kV), kV-CBCT e 4D-CBCT. Adicionalmente, está equipado com cones para radiocirurgia, o sistema de *Respiratory Gating for Scanners* (RGSC) e o sistema ótico de posicionamento AlignRT.

4.1.2.1 Detetor Digital de Megavoltagem - EPID aS1200

Ambos os aceleradores estão equipados com um detetor DMI (*Digital Megavolt Imager*), EPID aS1200, ilustrado na Figura 4.1 o mais avançado da Varian para os sistemas TrueBeam, e com evoluções consideráveis relativamente aos seus antecessores, nomeadamente ao detetor IDU (*Image Detection Unit*) aS1000. Uma das principais diferenças entre ambos é a unidade digitalizadora externa (DU) para digitalizar o sinal analógico do painel, presente no aS1000 mas ausente no modelo sucessor.

Além disso, o painel aS1200 oferece uma área sensível de $43 \times 43 \text{ cm}^2$, correspondente a uma matriz de 1280×1280 píxeis, em que cada píxel possui um tamanho de

0,34 mm, estando totalmente adaptado para ler feixes FFF de alta taxa de dose sem sofrer saturação [35, 36, 37]. No entanto, destaca-se que a área útil do detetor, passível de ser utilizada para medições dosimétricas, é ligeiramente inferior, $40 \times 40 \text{ cm}^2$, com a periferia a ser provavelmente restringida para excluir efeitos de dispersão nas extremidades do painel [36]. Todas estas características são superiores às do modelo anterior, que possuía uma área ativa de apenas $40 \times 30 \text{ cm}^2$, correspondente a uma matriz de 1024×768 píxeis, cada um de 0,39 mm [9, 36].

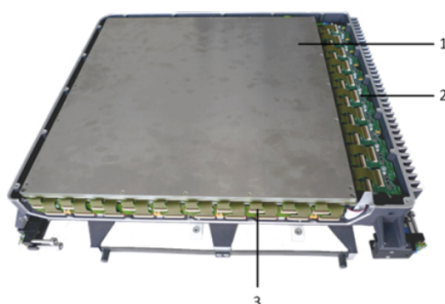


Figura 4.1: Detetor MV – Varian DMI: 1) matriz de fotodíodos (área sensível), 2) circuito de leitura, 3) *gate driver* para ativação dos TFT. Retirada de [9].

Outra evolução deste modelo é a diminuição do impacto da radiação de retrodispersão (ou *backscatter*) originada no seu braço robótico. No modelo anterior, aS1000, o braço de suporte gerava cerca de 8 % de retrodispersão não-uniforme, introduzindo artefactos nos perfis de dose. O EPID aS1200, por sua vez, integra camadas avançadas de blindagem, capazes de eliminar estes artefactos com eficácia, resultando numa simetria de perfis de dose superior [37]. Somando a isto, este modelo reduziu o impacto dos efeitos de *ghosting*, nomeadamente o efeito de atraso de imagem (*imager lag*), que se revelava problemático no modelo antecessor [37].

Estudos demonstram também que o aS1200 apresenta uma linearidade de resposta superior, em particular para baixas doses, com desvios inferiores a 0,4% acima de 5 MU e de apenas 1 % acima de 2 MU, significativamente inferiores aos dos sistemas anteriores, que apresentavam sub-respostas de 3 % a 5 % [37].

Por último, relativamente à estabilidade mecânica, o painel aS1200 destaca-se pela introdução de um sistema automatizado de reposicionamento ativo, capaz de executar pequenos ajustes impercetíveis em tempo real, para compensar a ligeira flexão mecânica durante o movimento de rotação da *gantry*. O posicionamento exato do painel é assegurado com uma tolerância inferior a 0.5 mm em qualquer ângulo [37].

4.2. Implementação Clínica de Dosimetria *in vivo* com EPID

Neste estudo, foi utilizado o sistema SunCHECK™ (Sun Nuclear Corporation, SNC), uma plataforma integrada de garantia de qualidade em radioterapia, desenvolvida para automatizar e centralizar a verificação de parâmetros dosimétricos e mecânicos ao longo do processo de tratamento. A plataforma incorpora dois módulos principais, SunCHECK Machine e SunCHECK Patient.

O módulo SunCHECK Machine é direcionado para a garantia de qualidade dos equipamentos de radioterapia.

O módulo SunCHECK Patient, por outro lado, é dedicado à garantia de qualidade específica do paciente, integrando diferentes funcionalidades, nomeadamente PlanCHECK, DoseCHECK e PerFRACTION. O PlanCHECK permite a verificação automática da qualidade dos planos de tratamento, através da análise de parâmetros dosimétricos, geométricos e da consistência dos dados provenientes do sistema de planeamento. O DoseCHECK, por sua vez, realiza um cálculo autónomo da distribuição de dose associada a um plano de tratamento de radioterapia. Este módulo utiliza um algoritmo e dados distintos dos do sistema de planeamento (TPS), permitindo uma validação da distribuição de dose totalmente independente do plano gerado, sendo uma ferramenta essencial para a deteção precoce de erros de planeamento. Adicionalmente, a funcionalidade PerFRACTION é uma ferramenta utilizada em QA de pré-tratamento e dosimetria *in vivo*, tendo constituído o principal foco desta tese.

4.2.1. PerFRACTION

O PerFRACTION™ é um módulo de garantia de qualidade que avalia a consistência da entrega de dose antes e durante o tratamento, que integra dois submódulos, Fraction 0 e Fraction n.

No contexto de QA pré-tratamento, o módulo Fraction 0 permite confirmar a correta execução do plano de tratamento pelo LINAC, por meio da entrega do plano no ar e da aquisição de imagens integradas com EPID, antes da primeira fração clínica. O sistema gera os mapas de dose previstos com base no plano do TPS e com o seu próprio algoritmo, assim que o conjunto de dados de planeamento é recebido. Após a entrega do plano, as imagens adquiridas com EPID são convertidas em mapas de dose, de acordo com a calibração ativa, e depois comparadas com os previamente calculados. O sistema

realiza ainda a reconstrução 3D da dose, com base nos *log files* do LINAC, sobre a TC de planeamento. Este procedimento de QA permite detetar potenciais erros associados ao movimento das folhas do MLC, ao número de MU entregues, à geometria dos campos e à sincronização entre o movimento da *gantry* e a modulação do feixe.

O módulo Fraction n, PerFRACTION, por sua vez, viabiliza a realização de QA *in vivo* durante as frações de tratamento. Esta monitorização pode ser realizada de dois modos distintos. Por um lado, pode ser efetuada uma análise relativa, na qual o sistema utiliza uma imagem adquirida com EPID, geralmente correspondente à primeira fração de tratamento, como referência para comparação com as frações subsequentes. A concordância entre frações é avaliada por análise gama, cujo formalismo matemático é explicado no Anexo A, com critérios definidos especificamente de acordo com a patologia em questão. Portanto, de um modo geral, a análise relativa permite verificar a estabilidade do tratamento ao longo das frações, podendo, porém, ignorar erros sistemáticos que afetem também a fração de referência. Por outro lado, pode ser realizada uma análise absoluta, na qual o sistema gera mapas de dose prevista com base no plano de tratamento e na TC do paciente. Para tal, o sistema realiza a projeção do feixe através da TC, simulando a dose de saída no plano do EPID (método de projeção direta) [30]. Neste caso, são adquiridas imagens integradas com o EPID durante a entrega do tratamento, que são depois convertidas em dose planar, com base na calibração ativa, e comparadas com os mapas de dose prevista, por análise gama, novamente com critérios adaptados ao tipo de lesão [29, 38, 30].

Adicionalmente, a análise gama pode ser global, em que a diferença entre a dose medida e a calculada é normalizada em relação a uma dose de referência fixa, usando o mesmo valor de normalização (normalmente a dose máxima do plano) para todos os pares de pontos [39]. Ou seja, se o critério gama para a diferença de dose for 3 %, a diferença de dose máxima que pode haver para que qualquer ponto seja aceite é 3 % da dose máxima do plano. Este tipo de análise tende a atenuar erros nas regiões de baixa dose, que muitas vezes não influenciam o desfecho clínico e a toxicidade. Por outro lado, em certos planos de tratamento, pode ser mais benéfico realizar uma análise gama local, na qual a diferença de dose é normalizada em relação à dose local em cada ponto. Utilizar normalização local permite manter a mesma tolerância relativa no volume alvo e nos órgãos de risco, no entanto, por ser mais sensível, pode destacar erros pouco relevantes, principalmente nas regiões de baixa dose [39]. No separador Fraction n,

é possível definir o tipo de análise gama que o utilizador considera mais adequado às características da distribuição de dose de um dado plano de tratamento.

Ainda no módulo Fraction n, o PerFRACTION recorre, mais uma vez, aos *log files* do acelerador linear para calcular a distribuição volumétrica de dose na TC de planeamento ou no CBCT da respetiva fração de tratamento (análise 3D) [38]. A reconstrução 3D da dose no CBCT é a abordagem mais abrangente, uma vez que permite não só avaliar o desempenho da máquina, mas também detetar alterações no posicionamento ou variações anatómicas do paciente.

No separador correspondente a cada fração, no âmbito do módulo Fraction n, o sistema disponibiliza um sumário bastante completo que permite uma avaliação detalhada da dose entregue. Em primeiro lugar, surge uma análise pontual (*Points*) que compara a dose prevista com a dose reconstruída em pontos de interesse previamente definidos, como o centro do PTV ou em órgãos de risco. Adicionalmente, na secção *Beams 2D* constam os mapas de dose planar medida com EPID e prevista, e a respetiva comparação por análise gama, para cada campo de tratamento. Os perfis de dose segundo X e Y são igualmente apresentados. O sistema possibilita ainda aferir os objetivos clínicos para os volumes alvo e órgãos de risco na secção seguinte. É feita uma comparação entre a dose planeada e a dose reconstruída, apresentando a diferença percentual e o índice gama para cada estrutura de interesse. Complementarmente, o parâmetro de gama global (*Overall Gamma*) sintetiza a taxa de aprovação da fração de tratamento, considerando o conjunto de volumes selecionados. Para uma análise mais abrangente, são também disponibilizados histogramas dose-volume (DVH), que possibilitam uma comparação gráfica entre as distribuições de dose planeada e reconstruída em cada fração, viabilizando a verificação do cumprimento dos objetivos clínicos. Na secção seguinte, *Images*, são apresentadas as distribuições volumétricas de dose prevista e entregue, sobre as imagens de TC ou CBCT, bem como a análise gama volumétrica. Por fim, na secção *MLC Log File Analysis* é disponibilizada uma comparação entre os dados da entrega do tratamento e o plano original, com foco na verificação da posição do colimador e da *gantry* e nas unidades de monitor entregues durante a fração.

4.2.2. Algoritmo de Cálculo de Dose SNC

Tal como o DoseCHECK, o módulo PerFRACTION utiliza o algoritmo de cálculo de dose SNC (*SNC Dose Calculator* - SDC). Este algoritmo, do tipo *collapsed cone convo-*

lution superposition, é otimizado e acelerado por GPU, tendo sido inicialmente desenvolvido na Universidade Johns Hopkins [38, 40, 41]. O processo de cálculo da dose divide-se em três etapas principais: o cálculo da fluência (transporte da radiação dentro da cabeça do acelerador), a determinação do TERMA (transporte da radiação do acelerador até ao paciente) e, finalmente, a superposição (transporte da radiação dentro do paciente) [38, 40].

Na primeira etapa de cálculo de fluência, o algoritmo modela separadamente a radiação primária, a dispersa e a contaminação eletrônica, baseando-se no plano DICOM RT e no modelo da cabeça do acelerador [40, 41]. A fonte primária representa raios X de *bremsstrahlung* provenientes diretamente do alvo, sendo descrita por um espectro de energia próprio, um perfil de intensidade radial arbitrário e um fator de amolecimento fora do eixo (*off-axis softening factor*). Este último fator considera o amolecimento do espectro energético devido à diminuição da espessura do filtro aplanador à medida que a distância ao eixo central aumenta (para feixes FF) [40]. Na modelação da fluência primária é considerada a passagem do feixe pelas *jaws* e pelo MLC, tendo em conta a geometria das respetivas folhas e o efeito *tongue-and-groove*, de modo a realizar uma simulação rigorosa do processo de colimação [40, 41]. É também aplicado um desfoque Gaussiano (*Gaussian blur*) para modelar a dimensão física da fonte [40]. A radiação dispersa na cabeça do acelerador, originada, na sua maioria, pela presença do filtro aplanador, é modelada por uma outra fonte extrafocal, novamente com espectro de energia próprio e perfil radial arbitrário [41]. Neste sentido, uma fonte pontual virtual, distinta da fonte primária, é utilizada para propagar a fluência extrafocal durante a etapa subsequente [42].

Na etapa seguinte, a fluência é transportada desde a saída da *gantry* até à primeira interação no paciente para determinar o TERMA (*Total Energy Released per unit MAss*) [40, 42]. Esta grandeza fornece a distribuição da energia libertada no paciente [41]. O SDC utiliza uma abordagem de cálculo inverso, que traça um raio retroativamente desde o voxel de destino até à fonte (*inverse ray-tracing*). Esta abordagem é particularmente eficiente em implementações computacionais paralelas, tirando proveito da capacidade de processamento das GPUs e evitando conflitos de escrita por cruzamento de vários raios no mesmo voxel, que seriam inerentes ao cálculo direto [40, 41, 42]. Adicionalmente, em vez de passos de cálculo de tamanho fixo, o algoritmo determina o comprimento radiológico do percurso do feixe, tendo em conta a densidade e a capacidade de atenuação

dos tecidos [41, 42]. A composição do volume de interesse do paciente é convertida em densidade eletrônica relativa através da imagem de TC, e mapeada em 9 tipos distintos de materiais. Como o feixe de radiação não possui apenas uma energia, o algoritmo considera também um espectro energético dividido em 16 intervalos, possibilitando o cálculo da atenuação e do comprimento radiológico do percurso do feixe com maior precisão para cada material definido [41, 40]. Em tratamentos VMAT, este cálculo é realizado a cada 2° de rotação da *gantry* [41, 40].

Por último, a etapa de superposição modela o transporte da radiação no interior do paciente. Visto que os raios X de megavoltagem, ao interagirem com os tecidos, geram uma cascata de partículas secundárias, este algoritmo distribui a energia pelo volume através de arrays de dispersão de dose, também conhecidos como *kernels* de superposição. Para maximizar a eficiência computacional, o SDC utiliza o método de superposição inversa, otimizado para o processamento paralelo em GPU [41]. Para reduzir a complexidade de cálculo, a dependência angular do *kernel* é discretizada usando uma aproximação *Collapsed Cone*, dividindo-se a esfera de direções de dispersão de energia num conjunto de cones convexos disjuntos [41, 40]. O SDC considera 90 direções anisotrópicas de forma a maximizar as contribuições direcionadas para a frente, típicas das energias de megavoltagem [41]. A inclinação do *kernel* e o endurecimento do feixe são igualmente considerados pelo algoritmo [40, 41]. Adicionalmente, a utilização da abordagem *Cumulative Cumulative Kernel* (CCK) é fundamental para mitigar artefactos de voxelização, assegurando transições de dose suaves entre elementos de volume [41, 42, 40]. Dado que o *kernel* de dispersão de dose é obtido via simulações de Monte Carlo em água, o comprimento radiológico é calculado para adaptar a deposição de energia às heterogeneidades do meio, distinguindo-se dos métodos de convolução tradicionais [40]. O elevado detalhe do cálculo é garantido pela utilização de *kernels* de alta resolução, com discretização de 1 mm em distância e 1° em direção angular [41, 40]. A distribuição de dose final é calculada numa grelha tridimensional com espaçamento de 2.5 mm em todas as direções. No caso de tratamentos VMAT, o processo de superposição é repetido a cada 5° de rotação da *gantry* [41, 40].

5. Metodologia

5.1. Calibração Modo Fraction n

Para a utilização do EPID em dosimetria, o módulo PerFRACTION™ requer apenas um processo prévio de calibração simples, concebido para otimizar o fluxo de trabalho clínico [30]. Para acomodar as duas modalidades de dosimetria, existem dois fluxos de trabalho distintos: a calibração Fraction 0 e a calibração Fraction n, tendo esta última sido a implementada no âmbito desta tese.

A calibração foi realizada para os dois aceleradores TrueBeam do serviço. Para esse efeito, no *software* SunCHECK, acedeu-se ao menu *Environment*, selecionou-se a opção *Machines* e escolheu-se a máquina correspondente. No separador *Fraction n Calibration*, procedeu-se à criação de uma nova calibração através da opção *Add New Calibration*. Este procedimento consiste na calibração do detetor para a energia clínica utilizada no tratamento, neste caso, 6 MV. A distância entre a fonte de radiação e o detetor de imagem (SID) é definida automaticamente pelo sistema, em função do acelerador linear e da energia selecionada. Para sistemas Varian, a SID é de 150 cm para feixes convencionais, tendo sido esse o valor utilizado. No entanto, importa destacar que esta calibração é válida mesmo quando a SID de entrega difere do valor de calibração, desde que seja 140, 150, 160 ou 170 cm. Foi selecionada uma taxa de dose representativa da prática clínica de 600 MU/min. O *software* introduz automaticamente um nome, apelido ou ID do paciente por *default*, mas estes podem ser manualmente modificados. Em seguida, selecionou-se a energia a exportar e clicou-se em *Download File(s)*, sendo automaticamente descarregado para o computador um ficheiro *.zip* contendo o plano RT correspondente à calibração. Após a extração do ficheiro, este foi importado para o sistema de gestão oncológica ARIA (*Record & Verify application*). No ARIA, no separador *External Beam Planning*, definiram-se os campos de radiação de teste, configurando-se uma entrega de 50 MU (Unidades Monitor). Em *Plan Scheduling*, adicionou-se uma imagem integrada em todos os feixes teste. Por último, no separador *Treatment Preparation* definiu-se a posição do detetor: lateral e longitudinal devem ser zero, para que o detetor não se movimente para corrigir o deslocamento dos campos teste, e o vertical deve ser definido como -50 cm (50 cm abaixo do isocentro) para satisfazer o valor de SID pré-definido de

150 cm. Definiu-se também a posição da mesa com longitudinal de 16 cm e a tabela de tolerância como sendo *Physics*.

Antes da calibração do EPID em Fraction *n*, é essencial verificar se as calibrações *dark field* e *flood field*, o mapa de píxeis defeituosos e a calibração de dosimetria se encontram atualizados. A calibração *dark field* consiste na aquisição do sinal do EPID na ausência de radiação, que permite caracterizar o ruído eletrónico e o *offset* individual de cada píxel. Este sinal é posteriormente subtraído a todas as imagens adquiridas, garantindo que apenas a radiação que efetivamente chega ao detetor é contabilizada. Por outro lado, a calibração *flood field* é realizada através da irradiação do painel com um campo uniforme, com o objetivo de quantificar e corrigir as variações de sensibilidade entre píxeis, de modo a tornar a resposta do detetor homogénea. O mapa de correção de píxeis, por sua vez, permite identificar píxeis inativos, saturados ou instáveis, que serão posteriormente ignorados ou substituídos por interpolação, evitando a ocorrência de artefactos sistemáticos nas imagens portal. Por último, a calibração de dosimetria do detetor estabelece uma relação quantitativa entre o sinal medido pelo painel e a dose absorvida, possibilitando a sua utilização como instrumento de dosimetria.

O procedimento de calibração do EPID em Fraction *n* envolve a entrega de uma série de campos retangulares de várias larguras, através de três espessuras de fantoma de água sólida: 30 cm, 10 cm e 0 cm (ar). O objetivo é ver como o painel reage quando a radiação atravessa diferentes espessuras de *build-up*. Para tal, montaram-se placas de água sólida com espessura de 1 cm, sobrepostas sucessivamente até alcançar a espessura requerida de 30 cm, tal como ilustrado na Figura 5.1 (a). As placas foram centradas recorrendo ao campo de luz do LINAC. Em seguida, subiu-se a mesa até que a SSD (Distância Fonte-Superfície) fosse de 75 cm, recorrendo à escala projetada no fantoma pelo telémetro ótico do acelerador. Com uma SSD de 75 cm, o isocentro deve estar a 25 cm de profundidade, com 5 cm de *backscatter*, havendo portanto 25 placas de água sólida acima do cruzamento dos lasers externos da sala no isocentro e 5 placas abaixo. Nesta primeira etapa, foram entregues os nove primeiros campos começados por '30'. Na segunda etapa, removeram-se 20 placas do topo, restando 10 cm de água sólida, como apresentado na Figura 5.1 (b), com o isocentro a 5 cm de profundidade e 5 cm de *backscatter*, passando a ter-se uma SSD de 95 cm. Foram então entregues os seguintes nove campos começados por '10'. Para finalizar, na última etapa, ilustrada na Figura 5.1 (c), a mesa foi totalmente retraída para aquisição em ar dos últimos nove campos

começados por '00'.

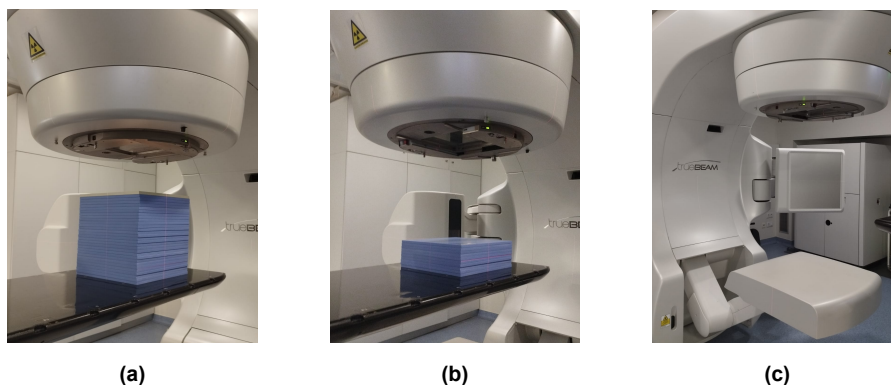


Figura 5.1: Configurações de calibração Fraction n: (a) 30 cm de água sólida; (b) 10 cm de água sólida; (c) Em ar

Após a entrega dos campos, o SunCHECK recolhe automaticamente as imagens adquiridas com o EPID. Este procedimento permite gerar uma tabela de conversão dose-por-sinal (DPS), que relaciona a resposta do EPID com a dose calculada pelo SDC num fantoma virtual, obtida dividindo, para cada pixel, essa dose calculada pela resposta medida. Para cada píxel, os fatores de conversão são ainda parametrizados em função da posição do mesmo, do tamanho efetivo do campo, da proporção de radiação primária, do comprimento radiológico percorrido pelo feixe e da distância fantoma-EPID. Para aumentar a robustez do processo de calibração, o sistema não se limita apenas aos campos teste administrados, combinando ainda o sinal EPID e respetiva dose calculada de campos distintos, com diferentes ponderações, permitindo obter valores adicionais de relação sinal-dose (diferentes proporções de dose primária). Para cada píxel, o valor final é obtido pelo ajuste linear entre a dose calculada e o sinal do EPID, para todas essas combinações, cujo declive é adotado como fator de conversão. Origina-se assim uma matriz com os fatores dos vários píxeis que é, posteriormente, armazenada na base de dados do SunCHECK. A aplicação desta matriz procura corrigir dependências com o tamanho de campo e efeitos de dispersão [30].

Os mapas de dose obtidos com a calibração são comparados com os previstos pelo SNC, sendo apresentada a percentagem de aprovação para cada campo teste, bem como a percentagem de aprovação global. Caso os resultados de aceitação sejam satisfatórios, a calibração pode ser validada para uso clínico pelo físico médico.

Posteriormente, para cada plano de tratamento, o *software* simula o percurso dos raios, com base na TC do paciente, para extrair o fator correspondente da tabela de

conversão, gerada no processo de calibração, e converte instantaneamente o sinal do EPID num mapa de dose absoluta medida [30].

5.2. Estudo da Sensibilidade do PerFRACTION

Para investigar a sensibilidade do módulo Fraction n, PerFRACTION, na deteção de possíveis erros, foram conduzidos vários testes experimentais com simulação de erros de máquina (tamanho de campo, posicionamento das folhas do MLC, rotação do colimador e *output*), erros de posicionamento (desvios translacionais e rotacionais) e alterações anatómicas (introdução/remoção de bolus) [43, 44]. Os erros de máquina foram avaliados utilizando um campo de radiação simples, unidirecional, entregue a um fantoma homogéneo de 5 cm de água sólida (cinco placas). Os restantes erros acima mencionados foram testados em cenários mais realistas, através da entrega de planos de tratamento 3D-CRT e VMAT a um fantoma antropomórfico Rando, fabricado pela Phantom Laboratory (Salem, NY).

Em todos os testes realizados, a primeira entrega foi efetuada em condições padrão. As entregas subsequentes foram realizadas com a introdução controlada de erros, permitindo a comparação direta com a situação inicial. A capacidade do módulo Fraction n na deteção dos erros introduzidos foi avaliada através de uma comparação dos resultados da análise gama absoluta obtidos na fração padrão e na fração com erro introduzido, considerando vários critérios gama. O objetivo consistiu em verificar se a introdução de erros resultava efetivamente num decréscimo das taxas de aprovação gama dos campos entregues, relativamente à fração padrão.

5.2.1. Testes com Fantoma de Água Sólida

Um campo padrão para os testes descritos foi inicialmente administrado com a *gantry* a 0°, utilizando 200 MU.

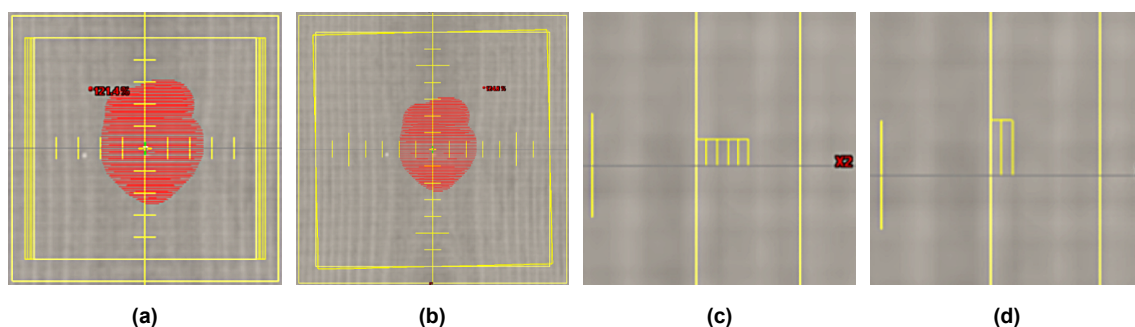


Figura 5.2: Representação visual (no External Beam, ARIA) dos erros introduzidos: (a) variação do tamanho de campo; (b) rotação do colimador; (c) deslocamento de uma folha central do MLC; (d) deslocamento de duas folhas centrais do MLC.

Para avaliar a deteção de erros no tamanho de campo, procedeu-se à abertura simétrica das folhas do MLC em incrementos de 1, 2, 3 e 4 mm relativamente à posição inicial, mantendo as restantes características do campo de referência. Esta variação resultou num aumento do campo na direção X de, respetivamente, 2, 4, 6 e 8 mm, conforme ilustrado na Figura 5.2 (a).

Numa segunda etapa, rodou-se o colimador, relativamente à posição nominal, de 1° , $1,5^\circ$ e 2° , como apresentado na Figura 5.2 (b), avaliando o impacto desse tipo de desvio. As restantes características do campo mantiveram-se de acordo com o campo padrão.

Posteriormente, para investigar a influência de erros de *output*, as unidades monitor foram aumentadas em 1 %, 1,5 %, 2 %, 2,5 % e 3 %, o que corresponde à entrega de 202, 203, 204, 205 e 206 MU, respetivamente. Todas as restantes características do campo foram mantidas.

Por último, com vista a avaliar a deteção de desvios associados ao MLC, foi introduzido o deslocamento de uma folha central em 1, 2, 3, 4 e 5 mm, assim como o deslocamento simultâneo de duas folhas centrais em 1 e 2 mm. Os restantes parâmetros do campo mantiveram-se inalterados. As alterações introduzidas encontram-se ilustradas nas Figuras 5.2 (c) e (d), respetivamente.

5.2.2. Testes com Fantoma Antropomórfico

Numa segunda etapa, utilizou-se o fantoma antropomórfico RANDO, constituído por cortes de material equivalente a tecido e uma estrutura esquelética humana, para simular um paciente. Devido à existência de heterogeneidades, o fantoma causa gradientes de dose na imagem EPID. Por conseguinte, ao introduzir alterações controladas no fantoma, tais como desvios no posicionamento, o gradiente de dose é alterado, esperando-se que

essas diferenças sejam reconhecidas na análise Fraction n [43].

Realização de TC ao Fantoma Rando

Antes de mais, para garantir a reprodutibilidade do seu posicionamento, o fantoma foi imobilizado com um colchão de vácuo radiotransparente e posicionado em decúbito dorsal sobre a mesa, com a cabeça do lado da *gantry*, isto é, com orientação *Head First - Supine*. O posicionamento do fantoma é ilustrado na Figura 5.3.

Procedeu-se à aquisição de imagens de TC do fantoma em três cenários distintos: em condições normais, com um bolus na região da mama e com um bolus no abdómen. O bolus é um material moldável, equivalente ao tecido humano, com densidade semelhante à da água e 1 cm de espessura. É geralmente colocado sobre a pele do paciente para que a deposição de dose ocorra mais perto da superfície ou para compensar irregularidades anatómicas na região de incidência do feixe. Neste caso, o bolus terá como objetivo a simulação de ganho ou a perda de volume anatómico, alterações estas frequentes ao longo dos tratamentos de radioterapia, permitindo avaliar a capacidade do EPID em detetar estas variações.

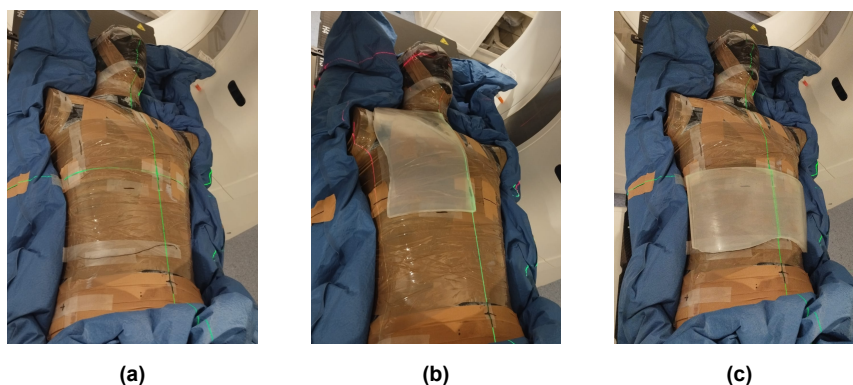


Figura 5.3: Preparação do fantoma Rando para aquisição de TC: (a) sem colocação de bolus; (b) com bolus na região mamária; (c) com bolus na região abdominal.

O procedimento de aquisição de TC do fantoma iniciou-se com a realização de um topograma (*scout*) de 712 mm (120 kV, 35 mA), no sentido craniocaudal, para obter uma projeção antero-posterior, permitindo a localização espacial das regiões de interesse. Com base nesta imagem de referência, definiu-se o volume de interesse, abrangendo as regiões torácica e abdominal, de modo a incluir as fatias do fantoma relevantes para a análise. Para a aquisição helicoidal volumétrica, os parâmetros de aquisição foram otimizados para um protocolo de planeamento torácico de adultos, utilizando uma tensão

de tubo de 120 kV, com uma reconstrução de cortes de 3 mm de espessura. De forma a garantir a otimização da dose, aplicou-se o sistema de modulação automática de corrente CARE Dose4D.

As imagens reconstruídas foram exportadas para a plataforma ARIA, onde subsequentemente foi feita a delineação dos volumes de interesse no módulo *Contouring* do sistema de planeamento Eclipse. Procedeu-se à delineação de volumes localizados nas regiões correspondentes ao coração, pulmões, fígado, rins e intestino. Foram ainda delimitados dois volumes PTV, um na região mamária e outro na região abdominal, posicionados de forma específica para avaliar o efeito da inserção/remoção de bolus nessas regiões.

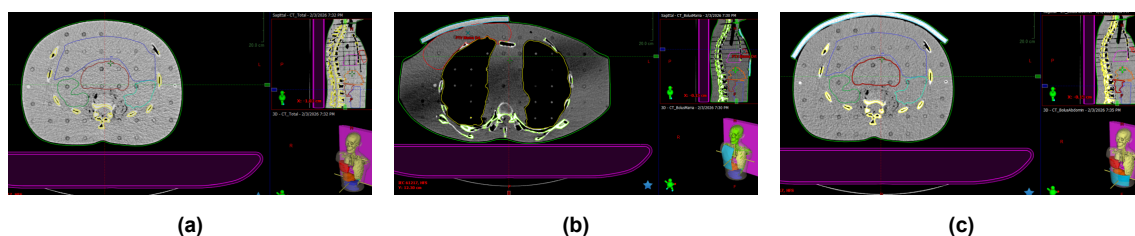


Figura 5.4: Comparação de imagens de TC com diferentes configurações de bolus: (a) sem bolus; (b) bolus na região mamária; (c) bolus na região abdominal.

Implementação de Planos de Tratamento

Foram elaborados vários planos de tratamento com base nas imagens TC do fantoma Rando adquiridas.

Para a irradiação da região abdominal, e considerando a TC adquirida com bolus, foi desenvolvido um plano 3D-CRT com dois campos incidentes nas extremidades laterais do bolus (Plano 1, Figura 5.5 (a)) e um plano utilizando a técnica VMAT (Plano 2, Figura 5.5 (b)), constituído por dois arcos: CW, com a *gantry* a iniciar o seu movimento a 181° e a terminar a 179° , e CCW, de 179° para 181° .

Ainda para tratamento da região abdominal, com base na TC adquirida sem bolus, foram construídos dois planos de tratamento 3D-CRT: um composto por quatro campos dispostos “em caixa” (Plano 3, Figura 5.5 (c)) e um outro com oito campos (Plano 4, Figura 5.5 (d)).

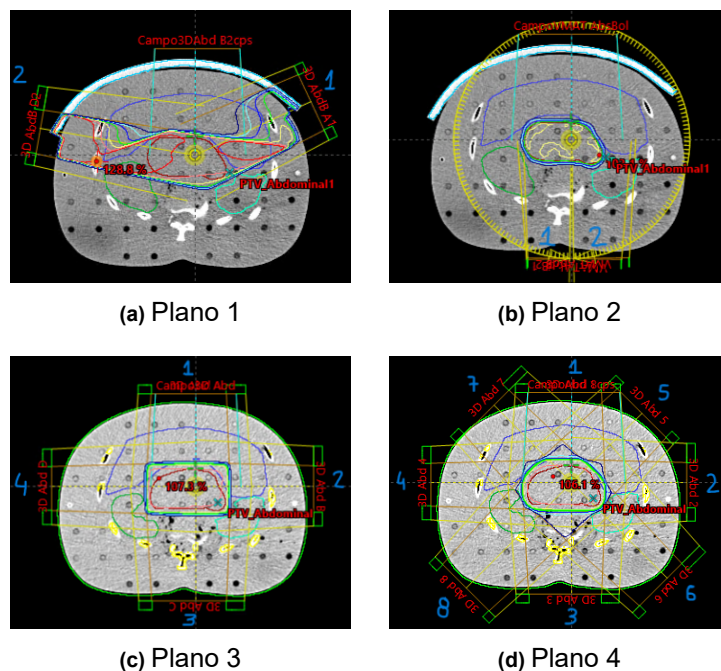


Figura 5.5: Planos de tratamento para a região abdominal.

Direcionado para a região mamária, e tendo por base a TC adquirida com bolus, foi implementado um plano 3D-CRT (Plano 5, Figura 5.6 (a)), constituído por quatro campos tangenciais, bem como um plano VMAT (Plano 6, Figura 5.6 (b)), que incluiu o campo CW, em que a *gantry* descreveu um arco desde 182° até 70° , e o campo CCW, correspondente ao movimento inverso. Com base na TC do fantoma sem bolus, foi também desenvolvido um plano com apenas dois campos tangenciais (Plano 7, Figura 5.6 (c)).

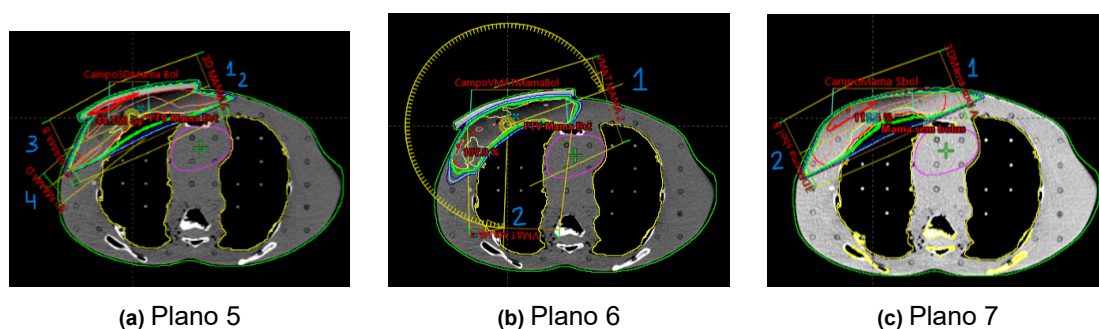


Figura 5.6: Planos de tratamento para a região mamária.

A tabela seguinte sintetiza as posição da *gantry* na entrega dos vários campos constituintes dos planos 3D anteriormente apresentados.

	Posição da Gantry (°) em cada Campo							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Plano 1	65	280	—	—	—	—	—	—
Plano 3	0	90	180	270	—	—	—	—
Plano 4	0	90	180	270	45	135	315	225
Plano 5	67.5	244	67.5	230	—	—	—	—
Plano 7	67.5	244	—	—	—	—	—	—

Tabela 5.1: Posição da *gantry* na entrega dos campos (1 a 8) dos planos 3D utilizados.

Estes planos de tratamento foram posteriormente administrados ao fantoma Rando em condições normais e erróneas, sendo os respetivos mapas de dose, adquiridos com EPID, comparados com a dose prevista. Em todos os testes realizados, a primeira abordagem foi a realização de análise gama global. Nos planos com técnica 3D-CRT, devido aos gradientes de dose mais elevados, foi também realizada uma análise gama local, que, por sua vez, foi apresentada apenas quando revelou diferenças de sensibilidade significativas relativamente à primeira análise.

Para avaliar a sensibilidade a variações anatómicas foram utilizados os planos 2 e 4, para a região abdominal, e os planos 5, 6 e 7, correspondentes à região mamária. Os planos 2, 5 e 6 foram entregues ao fantoma Rando na ausência do bolus na região irradiada, sendo posteriormente comparados com a situação normal (com bolus), de modo a simular perda de volume do paciente. Por outro lado, os planos 4 e 7 foram administrados ao fantoma na presença do bolus na região a irradiar, para posterior comparação com a situação padrão (sem bolus), de forma a mimetizar ganho de volume do paciente.

A avaliação do impacto de erros de posicionamento foi realizada com recurso aos planos 1 e 3. O plano 1 foi inicialmente entregue ao fantoma com *roll* de 0°, correspondendo à fração padrão. Nas administrações seguintes, foram aplicados desvios rotacionais de 0, 5°, 1° e 2° *roll* ao fantoma. Por sua vez, o plano 3 foi, num primeiro momento, administrado ao fantoma em condições corretas de posicionamento e, posteriormente, com a aplicação isolada de desvios longitudinais, laterais e verticais de 5 mm.

5.3. Implementação Clínica Em Várias Patologias

Utilizando o módulo Fraction n, PerFRACTION, foi realizada dosimetria *in vivo* ao longo do tratamento de 45 pacientes, num total de 457 frações, posteriormente agru-

pados de acordo com a região a tratar. As patologias consideradas foram cabeça e pescoço, abdominal/pélvica, próstata, intracraniana, mamária e pulmonar. Para todas foi avaliada a concordância entre as distribuições de dose planares medidas e previstas (análise absoluta).

Os planos VMAT caracterizam-se por apresentarem regiões de baixa dose fora do volume de interesse. Pequenos desvios nessas zonas podem ocorrer sem impacto clínico significativo. Assim, foi utilizada uma análise gama com normalização global, que, apesar de reduzir a sensibilidade a erros irrelevantes em regiões de baixa dose, pode mascarar problemas reais, por exemplo na distribuição da dose nos órgãos adjacentes. Nos planos 3D-CRT foram realizadas ambas as análises, global e local.

Os critérios gama foram inicialmente selecionados com base na literatura existente [27, 45, 46, 47, 48]. Estes devem ser adaptados à região anatómica em tratamento, uma vez que a influência de alterações anatómicas e de posicionamento varia entre patologias, dependendo principalmente do tipo de imobilização do paciente e da suscetibilidade a movimentos ou variações anatómicas da região. O objetivo consistiu em avaliar quais dos critérios testados eram efetivamente os mais adequados para detetar desvios reais na administração da dose, minimizando o número de falsos positivos sem relevância clínica. O módulo PerFRACTION realiza a conversão da fluência incidente no EPID em dose, pelo que as incertezas associadas a esse processo também devem ser consideradas na definição dos critérios.

Para tal, foram recolhidos os valores da taxa de aprovação gama correspondentes a cada campo em cada fração de tratamento. Adicionalmente, foi realizada uma análise detalhada dos mapas de dose e dos mapas de análise gama, em particular dos campos reprovados, de modo a identificar a causa subjacente às rejeições.

6. Resultados e Discussão

6.1. Calibração Modo Fraction n

As calibrações Fraction n para os aceleradores Varian TrueBeam STx e Varian TrueBeam foram aceites com taxas de aprovação de 98,48 % e 97,40 %, respetivamente. Foi observado, em alguns campos, regiões de reprovação nas extremidades do detetor do EPID, possivelmente por dificuldades de modelação do gradiente abrupto de dose nas bordas do campo, resultante da colimação do feixe, ou de efeitos de dispersão. Estas regiões não são, no entanto, problemáticas em dosimetria de trânsito, uma vez que se encontram fora da área útil de tratamento, sendo improvável que um campo terapêutico seja suficientemente extenso para atingir as extremidades do detetor.

6.2. Sensibilidade Fraction n, PerFRACTION

6.2.1. Testes com Fantoma de Água Sólida

6.2.1.1 Erros de Máquina

Os resultados do teste de sensibilidade para a deteção de erros no tamanho de campo são apresentados na Figura 6.1. A subfigura (a) mostra o mapa de dose entregue e o correspondente mapa de análise gama para um dos critérios gama. Na subfigura (b), apresentam-se as taxas de aprovação obtidas para cada desvio, avaliadas para diferentes critérios gama.

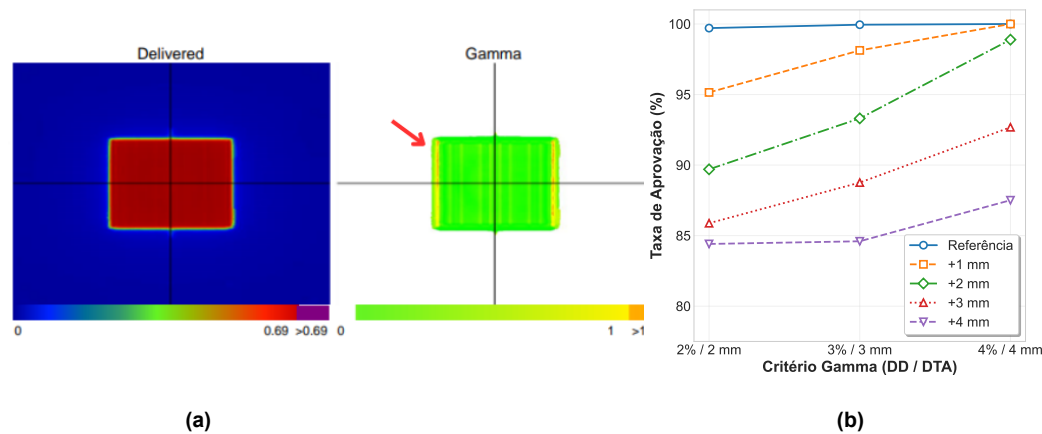


Figura 6.1: Análise PerFRACTION com variação do tamanho de campo: (a) campo com aumento do tamanho de campo de 4 mm e respetivo mapa de análise gamma com critério 3 %/3 mm; (b) taxas de aprovação para diferentes critérios gamma.

Observou-se uma diminuição da taxa de aprovação com o aumento da magnitude do desvio introduzido para os três critérios gamma. As discrepâncias manifestaram-se predominantemente nas margens laterais do campo, como evidenciado pelo mapa de análise gamma. Nessas regiões, o PerFRACTION detetou um excesso de dose, decorrente do aumento da fluência incidente no EPID devido à abertura do campo.

Passando para o teste de sensibilidade a rotações do colimador, os resultados podem ser observados na Figura 6.2.

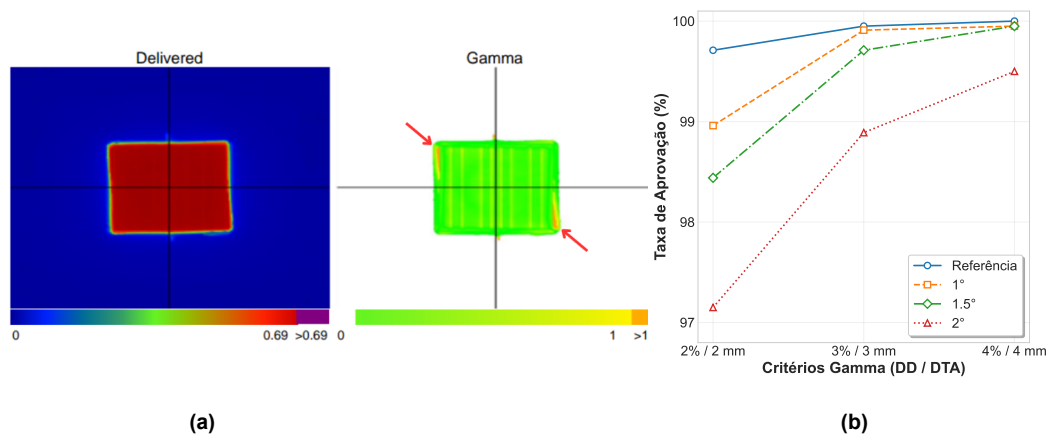


Figura 6.2: Análise PerFRACTION com rotação do colimador: (a) campo com rotação do colimador de 2° e respetivo mapa de análise gamma com critério 3 %/3 mm; (b) taxas de aprovação para diferentes critérios gamma.

Na subfigura (b), é evidente uma degradação da taxa de aprovação com o aumento do ângulo de rotação do colimador, sobretudo para critérios gamma mais restritivos. O mapa de análise gamma revela regiões de reprovação nas extremidades laterais do campo,

diretamente correlacionadas com o erro introduzido.

Seguidamente, o teste de variação do *output* do acelerador linear resultou nas taxas de aprovação representadas graficamente na Figura 6.3.

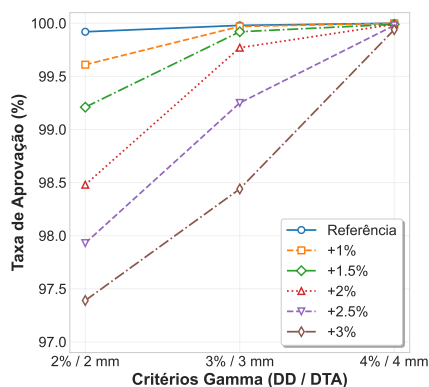


Figura 6.3: Análise PerFRACTION com variação do *output* do LINAC: taxas de aprovação gama conforme o critério gama.

Verificou-se que pequenas variações das unidades de monitor administradas conduzem a reduções mensuráveis na taxa de aprovação, em particular para critérios gama mais exigentes.

Por último, foi avaliada a sensibilidade ao deslocamento das folhas centrais do MLC. Os resultados obtidos para a deslocação de uma única folha e de duas folhas centrais podem ser observados nas Figuras 6.4 e 6.5.

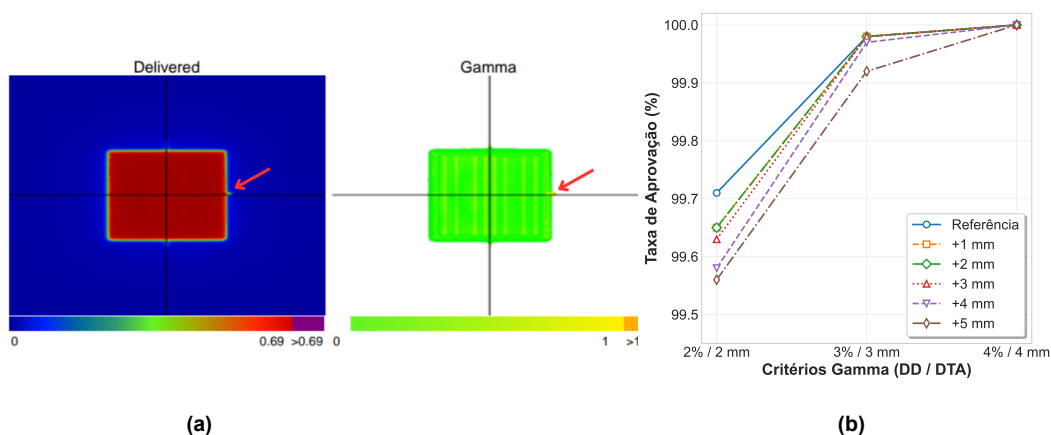


Figura 6.4: Análise PerFRACTION com deslocamento de uma folha central do MLC: (a) campo com deslocamento de uma folha do MLC de 5 mm e respetivo mapa de análise gama com critério 3%/3 mm; (b) taxas de aprovação para vários critérios gama.

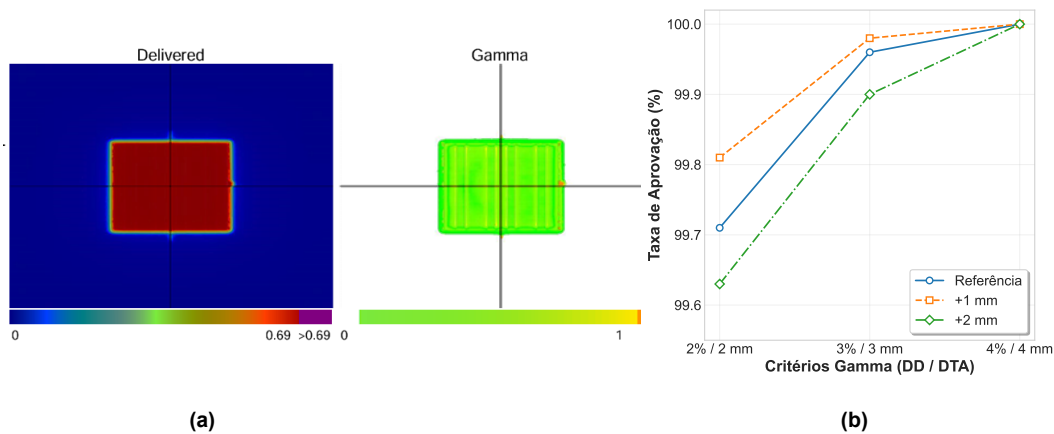


Figura 6.5: Análise PerFRACTION deslocamento de duas folhas centrais do MLC: (a) campo com deslocamento de 2 mm de duas folhas centrais do MLC e mapa de análise gamma com critério 2 %/2 mm; (b) taxas de aprovação para vários critérios gamma.

Embora se tenha observado uma área de reprovação diretamente correlacionada com a deslocação das folhas do MLC, por representar uma proporção pouco relevante da área total do campo, a taxa de aprovação não foi muito afetada, permanecendo acima de 99,5 %.

Globalmente, com exceção do teste de variação do tamanho de campo, todos os testes apresentaram taxas de aprovação superiores a 95 %, uma vez que os erros introduzidos não afetaram uma fração significativa da área irradiada. No entanto, pode afirmar-se que em todas as situações foi evidente uma redução gradual da taxa de aprovação com o aumento da magnitude do erro, o que demonstrou a elevada sensibilidade do sistema PerFRACTION na deteção das variações geométricas e dosimétricas.

6.2.2. Testes com Fantoma Antropomórfico

6.2.2.1 Erros de Variação Anatómica com bolus

Começando pela avaliação dos erros associados à variação do bolus, a Figura 6.6 apresenta graficamente as taxas de aprovação obtidas para o plano 2, implementado para a região abdominal com técnica VMAT, entregue ao fantoma nas condições com e sem bolus.

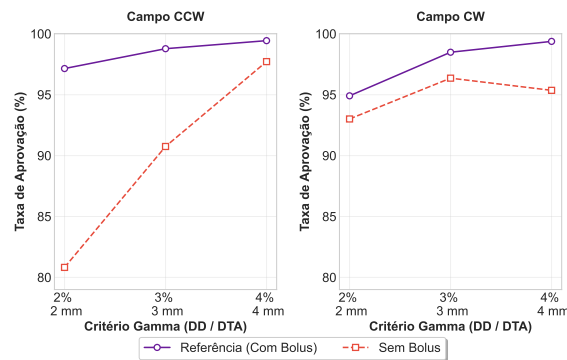


Figura 6.6: Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos dois campos do plano 2, em situação normal (com bolus) e com a remoção do bolus da zona abdominal irradiada.

A ausência do bolus causou a diminuição das taxas de aprovação dos dois campos, com maior expressão no campo CCW. O respetivo mapa de análise gama, apresentado na Figura 6.7, evidencia regiões de reprovação por excesso de dose, conforme demonstrado pelos perfis de dose X e Y. Este resultado é consistente com a ausência do bolus, que reduziu a atenuação do feixe, traduzindo-se numa fluência no EPID superior à prevista.

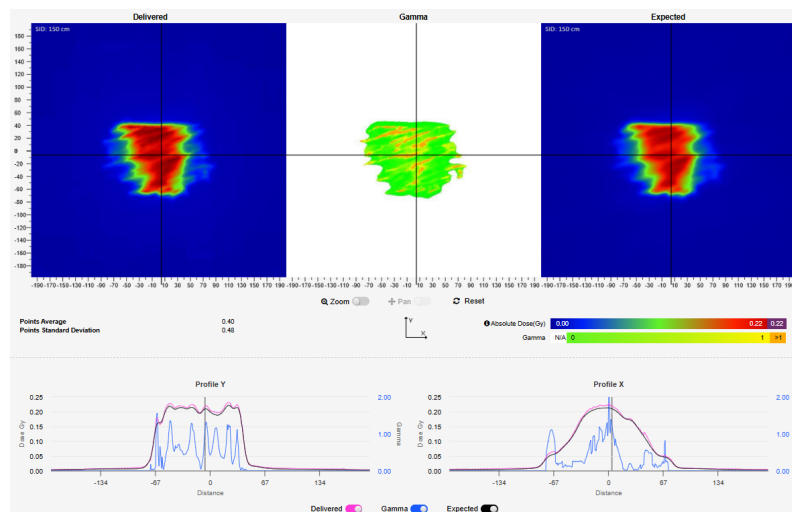


Figura 6.7: Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo CCW do plano 2, com parâmetros gama 3 %/3 mm.

Passando ao plano 4 para a região abdominal, com técnica 3D-CRT, as taxas de aprovação gama dos oito campos constituintes, entregues sem e com bolus, encontram-se representados graficamente na Figura 6.8.

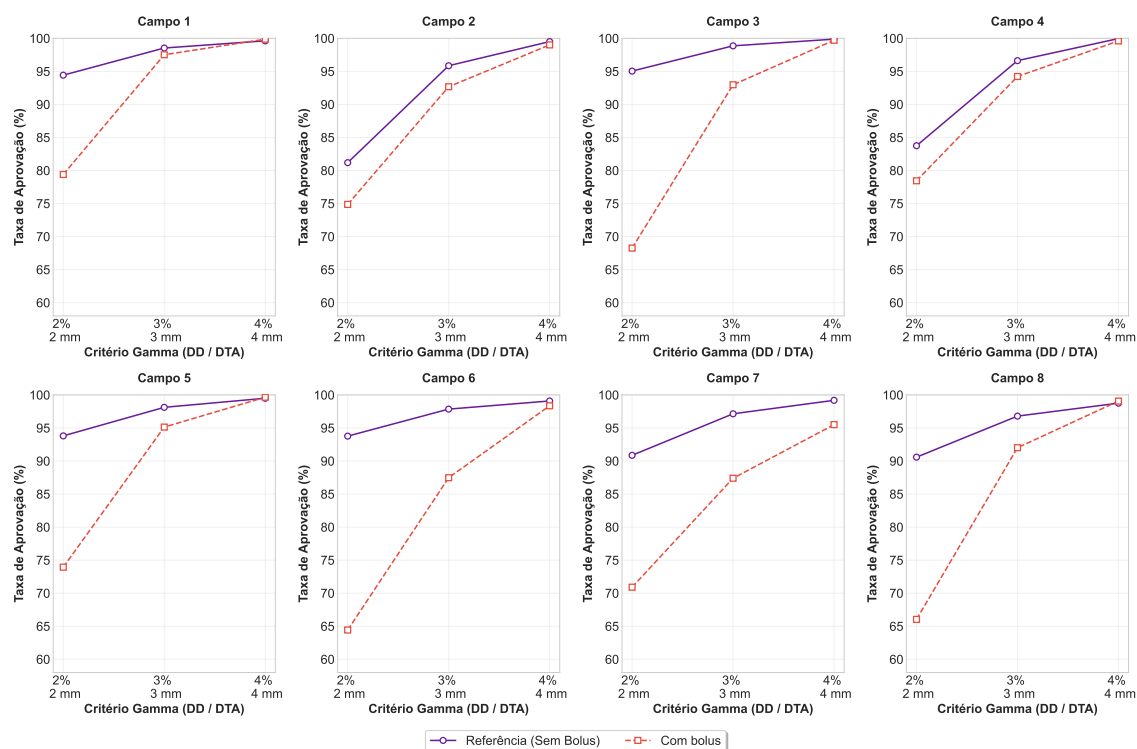


Figura 6.8: Taxas de aprovação, conforme critério gama, correspondentes aos oito campos do plano 4, em situação normal (sem bolus) e com a introdução do bolus na zona abdominal irradiada.

É evidente que todos os campos apresentaram um declínio da taxa de aprovação com a inserção do bolus na região abdominal. Este declínio ocorreu por défice de dose em certas regiões do campo, como demonstrado nas Figuras 6.9 e 6.10, decorrente da diminuição da fluência incidente no EPID.

Os campos 2 e 4, ambos com incidência lateral no fantoma, foram os menos afetados comparativamente com a situação padrão, uma vez que o bolus, colocado na parede abdominal, teve uma influência pouco relevante no percurso dos respetivos feixes de radiação.

Nos restantes campos observou-se uma tendência para que os feixes com incidência posterior no fantoma apresentassem taxas de aprovação inferiores às dos feixes com incidência anterior direta no bolus. Esta diferença é particularmente notória na comparação dos campos 1 (antero-posterior) e 3 (postero-anterior). Comparando os mapas de análise gama e os respetivos perfis de dose, apresentados nas Figuras 6.9 e 6.10, é evidente que o campo 3 apresentou uma área de reprovação mais extensa, que se traduziu numa taxa de aprovação gama 10 % mais baixa em relação ao campo 1. Este comportamento pode ser explicado pelo facto de, quando o feixe apresenta incidência posterior,

o bolus atenuar os fótons dispersos de menor energia produzidos no fantoma, reduzindo a quantidade de radiação que atinge o EPID. Em contrapartida, quando o feixe incide anteriormente no fantoma, apenas uma pequena fração dos fótons do feixe primário sofre dispersão no bolus, devido à sua reduzida espessura. Consequentemente, a maioria dos fótons atravessa-o sem interagir, reduzindo o impacto da sua presença. Deste modo, seria expectável que a posição do bolus relativamente à fonte de radiação influenciasse a dose medida pelo EPID.

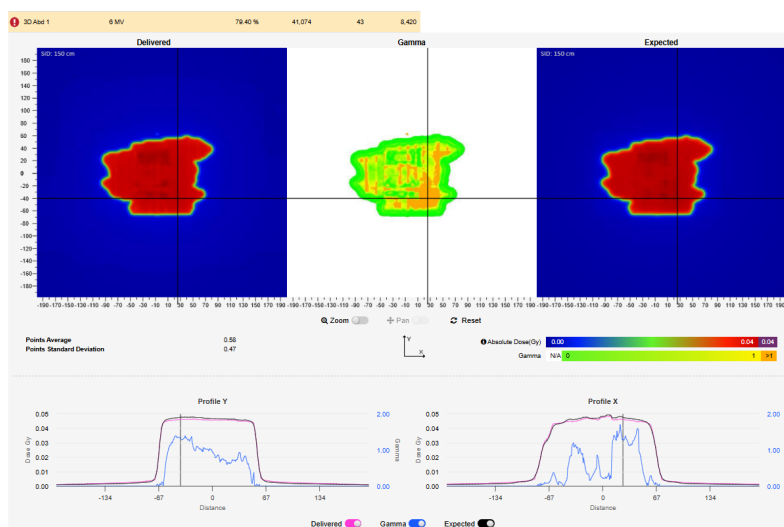


Figura 6.9: Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo 1, antero-posterior, do plano 4, com parâmetros gama 2 %/2 mm. com taxa de aprovação de 79.4 %.

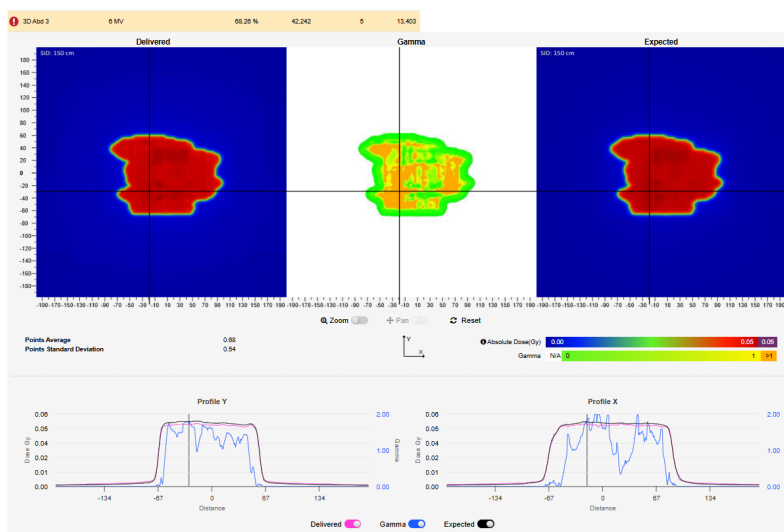


Figura 6.10: Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo 3, postero-anterior, do plano 4, com parâmetros gama 2 %/2 mm. com taxa de aprovação de 68,26 %.

Os resultados obtidos para a entrega do plano 5 para a região mamária, com técnica

3D-CRT, com e sem bolus colocado, encontram-se representados graficamente na Figura 6.11. São também apresentados os resultados da análise gama local, uma vez que esta diferiu substancialmente da análise gama global, revelando-se particularmente mais sensível nos campos mais afetados pelas alterações introduzidas.

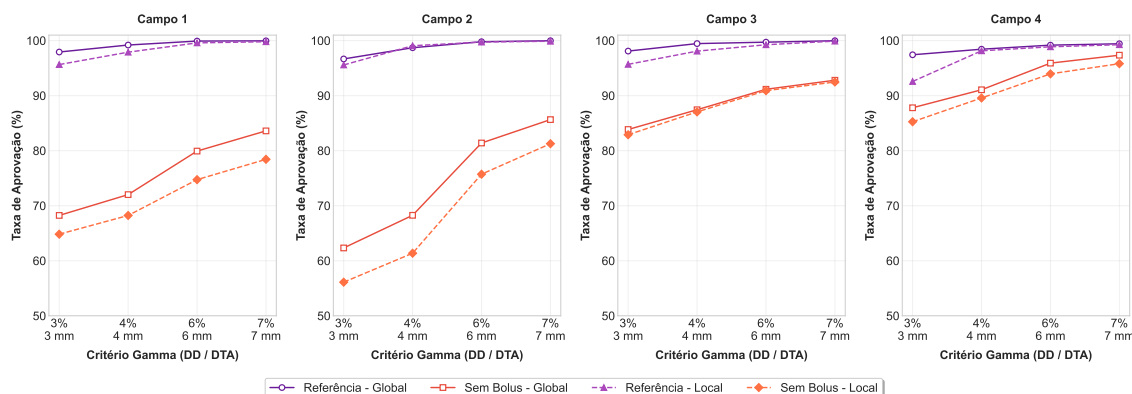


Figura 6.11: Taxas de aprovação de análise gama global e local, conforme critério gama, dos quatro campos do plano 5, na situação de referência (com bolus) e com a remoção do bolus da zona mamária irradiada.

A maior sensibilidade aos erros por parte da análise com normalização local foi associada ao facto de este plano incluir a irradiação da extremidade da mama, onde se prevê um gradiente de dose abrupto, em que pequenas variações dosimétricas, normalizadas ao valor de dose local, se tornam mais pronunciadas. Aplicando análise global, esses pequenos desvios dosimétricos podem ser atenuados pela normalização ao valor de dose máxima do plano.

Pela análise dos gráficos, verifica-se que os campos 1 e 2 foram os que apresentaram as taxas de aprovação gama mais baixas. Este comportamento deve-se ao facto de os trajetos dos respetivos feixes serem mais influenciados pela ausência do bolus, em comparação com os restantes campos, não tão afetados por esta variação.

Nos mapas de análise gama exibidos nas Figuras 6.12 e 6.13, é notório que a região de reprovação corresponde à zona onde deveria estar posicionado o bolus, consequentemente caracterizada por um excesso de dose, conforme evidenciado pelos perfis de dose, devido à maior fluência incidente no EPID. A comparação das duas figuras, que correspondem ao mesmo campo entregue na mesma fração, apenas com normalizações diferentes, demonstra igualmente que a ausência do bolus resultou numa maior área de reprovação quando aplicada a análise gama local, face à global.

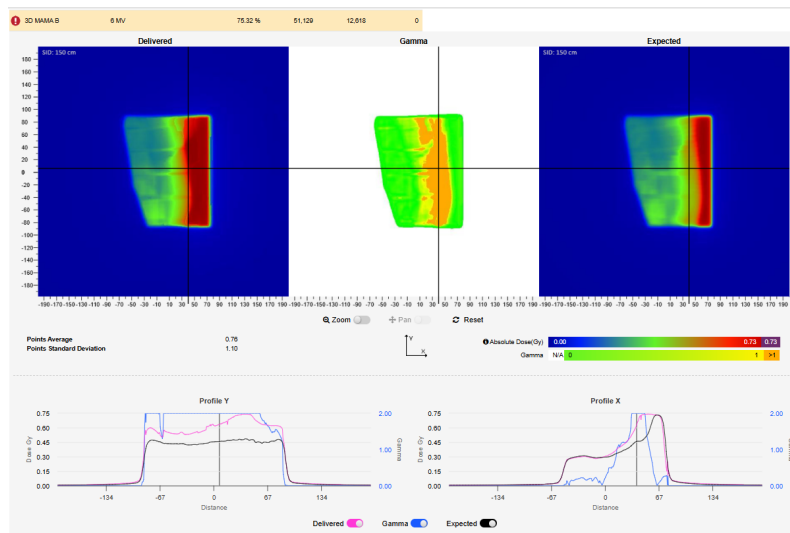


Figura 6.12: Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 5, com parâmetros gama 5 mm/5 %.

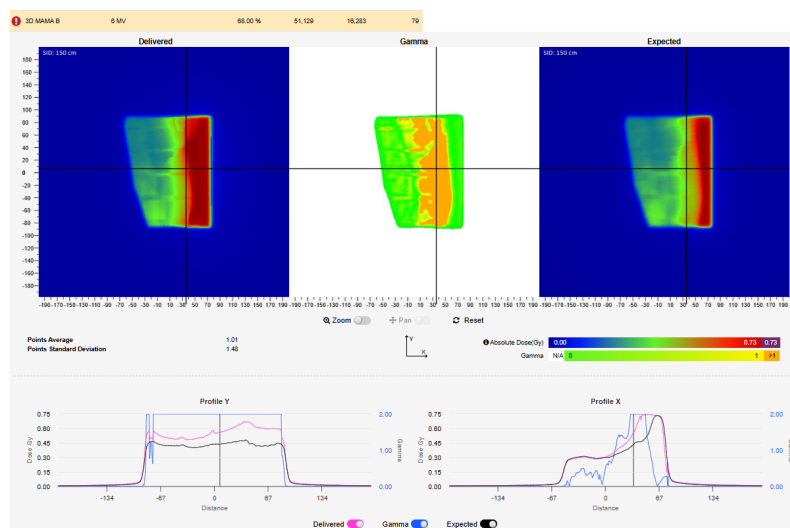


Figura 6.13: Análise gama local, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 5, com parâmetros gama 5 mm/5 %.

Os resultados das taxas de aprovação relativas aos campos do plano 6 para a região mamária, com técnica VMAT, estão representados nos gráficos da Figura 6.14.

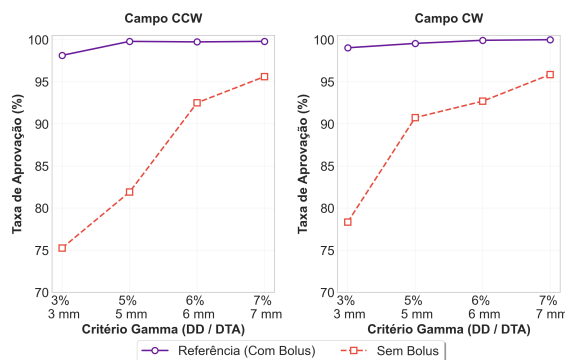


Figura 6.14: Taxas de aprovação, conforme critério gama, correspondentes aos dois campos do plano 6, em situação normal (com bolus) e sem bolus na zona mamária irradiada.

A remoção do bolus conduziu à reprovação de várias regiões do campo por excesso de dose, como se observa na Figura 6.15, traduzindo-se numa redução das taxas de aprovação gama. Este resultado foi consequente da maior fluência incidente no EPID devido à menor atenuação causada pela ausência do bolus.

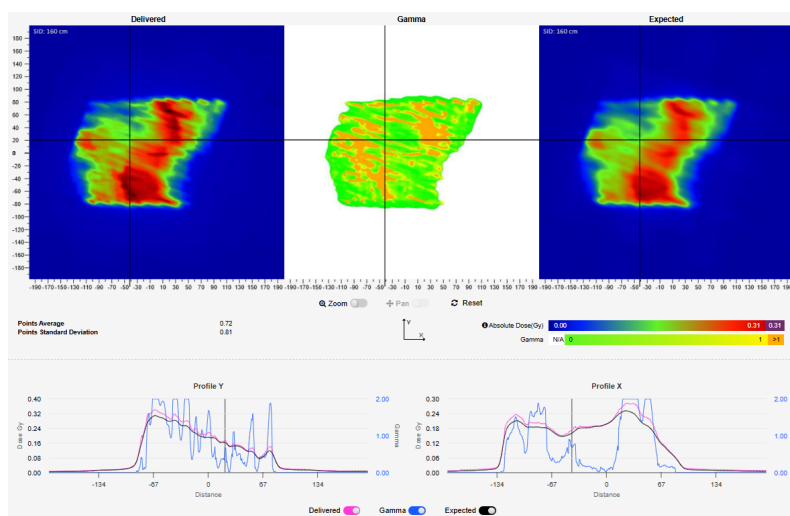


Figura 6.15: Análise gama local, Fraction n, PerFRACTION: campo CCW do plano 6, com parâmetros gama 3 %/3 mm.

Passando para o plano 7 para a região mamária, com técnica 3D-CRT, os valores das taxas de aprovação dos dois campos são apresentados nos gráficos da Figura 6.16. Foram novamente incluídas as taxas obtidas com análise gama normalizada localmente devido à diferença considerável dos resultados relativamente à análise global.

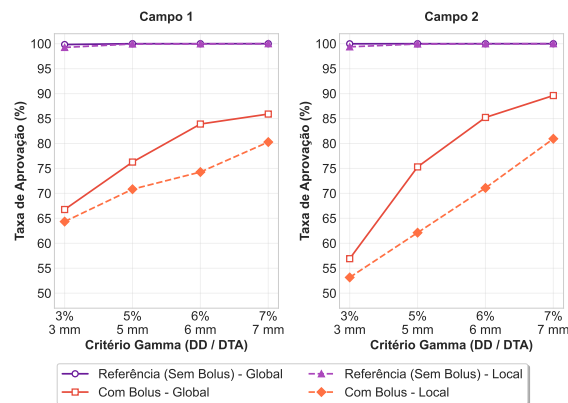


Figura 6.16: Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos dois campos do plano 7, em situação normal (sem bolus) e com a colocação do bolus na zona mamária irradiada.

É notório que a colocação do bolus provoca uma diminuição da taxa de aprovação em ambos os campos. Embora as taxas obtidas por análise gama global e local sejam semelhantes para os campos de referência, o impacto da introdução do bolus foi mais pronunciado na análise local. Esta diferença é fundamentada pelo raciocínio já anteriormente exposto no plano 5.

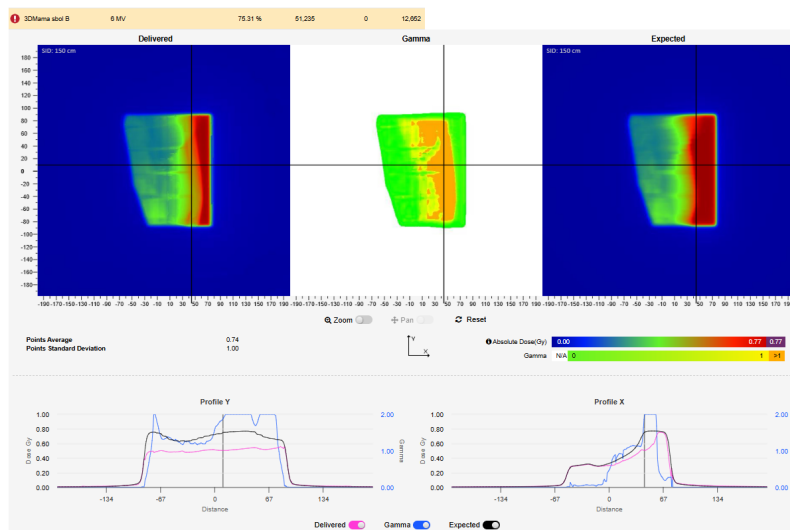


Figura 6.17: Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 7, com parâmetros gama 5%/5 mm.

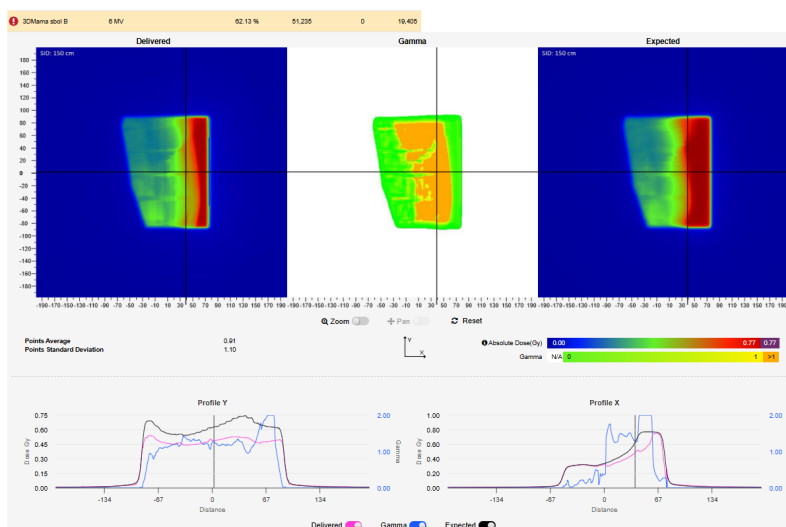


Figura 6.18: Análise gama local, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 7, com parâmetros gama 5 %/5 mm.

Pela observação dos mapas de análise gama e dos perfis de dose apresentados nas Figuras 6.17 e 6.18, confirma-se que a região de reprovação, caracterizada por défice de dose, corresponde à localização do bolus. Da comparação entre as duas figuras confirma-se igualmente que, utilizando a análise gama local, a introdução do bolus causa a reprovação de uma região mais extensa, justificando as taxas de aprovação inferiores.

Tendo em consideração dos testes anteriormente descritos, é importante salientar que o impacto da variação do bolus foi menos pronunciado nos planos com técnica VMAT, cujos campos mantiveram taxas de aprovação acima de 75 %. Os planos com técnica 3D-CRT, por sua vez, registaram taxas de aprovação mais reduzidas, com alguns campos a apresentarem valores próximos de 50 %. Estes resultados sugerem que os tratamentos realizados com VMAT não são tão afetados por variações volumétricas do paciente. Tal pode ser explicado pelo facto de, nesta técnica, a dose ser administrada segundo um conjunto praticamente contínuo de ângulos de incidência durante a rotação da *gantry*, distribuindo a contribuição de dose no PTV por várias direções. Em contraste, na técnica 3D-CRT, a dose é administrada através de um número reduzido de campos fixos, aumentando a dependência da distribuição de dose nas condições anatómicas ao longo do trajeto de cada feixe de tratamento. Consequentemente, alterações volumétricas que afetem um dos campos de tratamento causam desvios mais acentuados na dose administrada ao PTV.

6.2.2.2 Erros de Posicionamento

O plano 1 para a região abdominal, com técnica 3D-CRT, foi administrado ao fantoma com aplicação de desvios angulares em *roll*. Os resultados das taxas de aprovação, conforme o critério gama encontram-se nos gráficos da Figura 6.19.

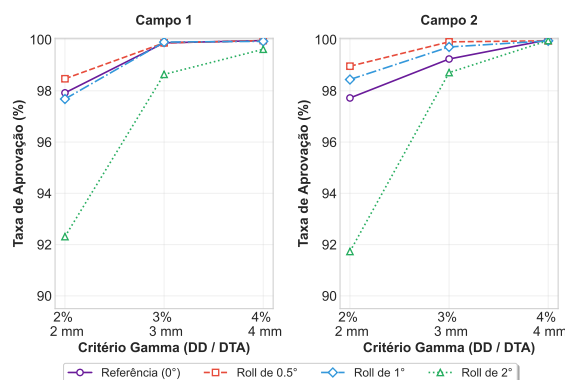


Figura 6.19: Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos dois campos do plano 1, em situações de posicionamento correto e com introdução de desvios rotacionais (*roll*) do fantoma.

Verificou-se que, apesar de um aumento da magnitude do erro rotacional causar um decréscimo da taxa de aprovação gama, a fração padrão não apresentou os melhores resultados, contrariamente ao expectável. Este comportamento pode ser consequente de fatores de variabilidade interfração, tais como pequenos desvios no posicionamento do fantoma ou flutuações na resposta do EPID ou no *output* do LINAC, uma vez que a fração padrão foi realizada num dia diferente das restantes.

Os desvios em *roll* de 0.5° e 1.0° não tiveram impacto significativo nas taxas de aprovação, que se mantiveram em torno dos 98 %, o que pode ser justificado pelo facto de pequenas rotações se traduzirem em desvios espaciais mínimos na distribuição de fluência, que são facilmente aceites pela tolerância geométrica da análise gama. Por consequência, a degradação da taxa de aprovação tornou-se clara apenas com a introdução do desvio de 2.0°, caindo para cerca de 92 %.

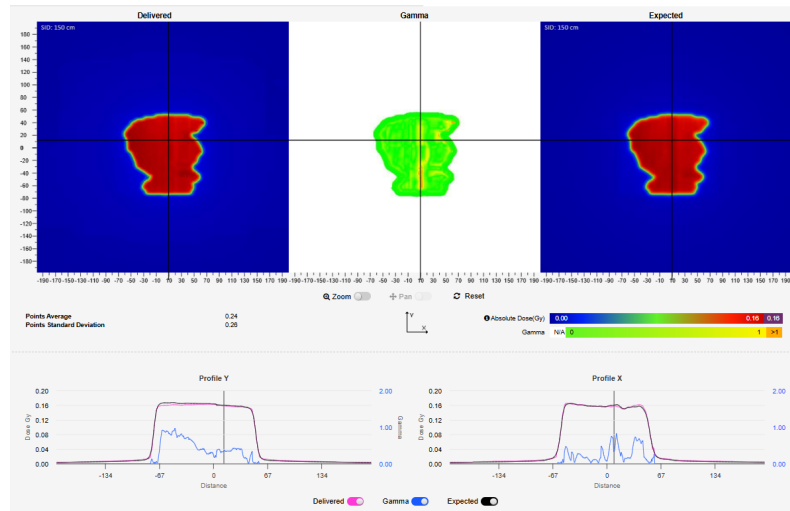


Figura 6.20: Análise gama global, Fraction n, PerFRACTION: campo B do plano 1, com desvio de 2° roll introduzido, com parâmetros gama 3%/3 mm.

O desvio de 2.0° conduziu à reprovação de determinadas regiões do campo, visíveis no mapa de análise gama da Figura 6.20, que parecem coincidir com as estruturas ósseas do fantoma. Este comportamento era esperado, dado que as heterogeneidades associadas aos tecidos ósseos, quando deslocados, são mais suscetíveis de gerar variações na distribuição da dose, ao contrário do restante volume do fantoma, cuja composição é praticamente homogênea.

Passando para o plano 3, também para a região abdominal, com técnica 3D-CRT, os resultados das taxas de aprovação dos quatro campos, por critério gama avaliado, são apresentados nos gráficos da Figura 6.21.

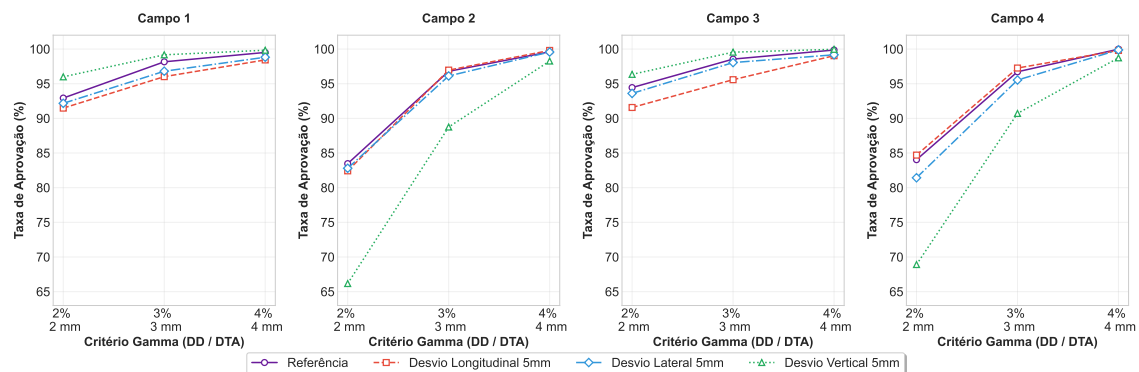


Figura 6.21: Taxas de aprovação, conforme critérios gama, correspondentes aos quatro campos do plano 3, em situações de posicionamento correto e com introdução de desvios translacionais.

Constata-se que a fração de referência não foi novamente a que apresentou os melhores resultados, possivelmente devido aos fatores de variabilidade interfração anterior-

mente mencionados.

Verifica-se que o desvio vertical causou um decréscimo expressivo nas taxas de aprovação dos campos B e D. Como esses campos têm incidência lateral no fantoma, um desvio vertical altera as estruturas atravessadas pelos respetivos feixes, validando o comportamento verificado. Observa-se igualmente que as taxas de aprovação gama com critério 2%/2 mm desses mesmos campos, incluindo a fração padrão, permaneceram abaixo das obtidas nos restantes campos por razões indeterminadas.

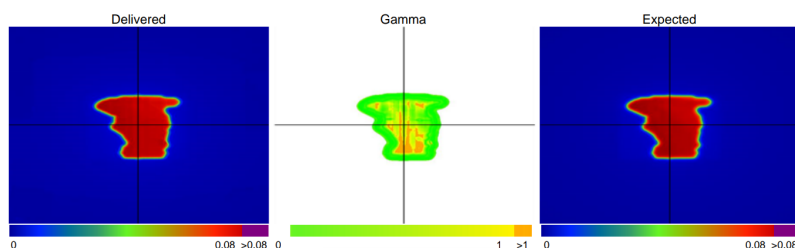


Figura 6.22: Análise gama com critério gama 3 %/3 mm do campo B com desvio vertical de 5 mm aplicado.

O desvio lateral, por sua vez, causou um ligeiro decréscimo das taxas de todos os campos à exceção do B. No mapa de análise gama dos campos A e C, com incidências anterior e posterior, foi visível que a deslocação lateral da coluna vertebral do fantoma causou uma região de reprovação, como observado na Figura 6.23, que se manifestou numa degradação pouco relevante da taxa de aprovação devido à pequena área afetada.

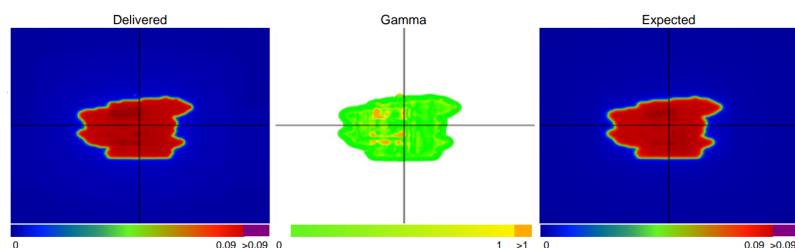


Figura 6.23: Análise gama com critério gama 3 %/3 mm do campo A com desvio lateral de 5 mm aplicado.

O desvio longitudinal conduziu, de igual modo, à reprovação de zonas pontuais dos campos A e C por deslocação da coluna vertebral, como ilustrado na Figura 6.24. Nos restantes campos, a aplicação deste desvio resultou em taxas de aprovação semelhantes às da fração de referência.

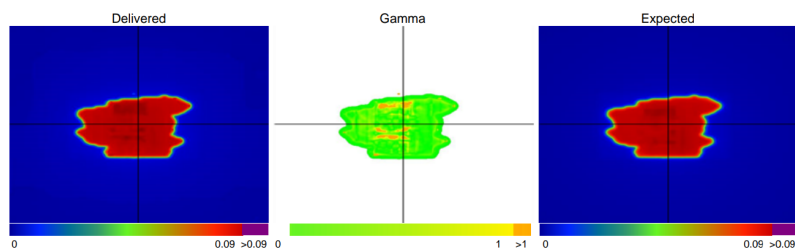


Figura 6.24: Análise gama com critério gama 3 %/3 mm do campo A com desvio longitudinal aplicado.

6.3. Critérios Gama Conforme Patologia

6.3.1. Patologia de Cabeça e Pescoço

Selecionaram-se nove pacientes com patologias de cabeça e pescoço, nomeadamente lesões na cavidade oral, laringe, faringe e esófago, totalizando 117 frações analisadas. Todos os tratamentos foram implementados com técnica VMAT, com dois campos, CW e CCW. Os valores das taxas de aprovação, relativos aos dois campos, foram obtidos por análise gama com normalização global, para três critérios diferentes, com o objetivo de validar qual o mais adequado para a patologia. Em todos os critérios foi definido um *threshold* de dose de 20 %, de modo a restringir a análise às regiões de dose com relevância clínica e evitar falsos positivos nas zonas de baixa dose. Foi igualmente definido um nível de aprovação de 95 %.

A Figura 6.25 apresenta a distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os critérios gama avaliados.

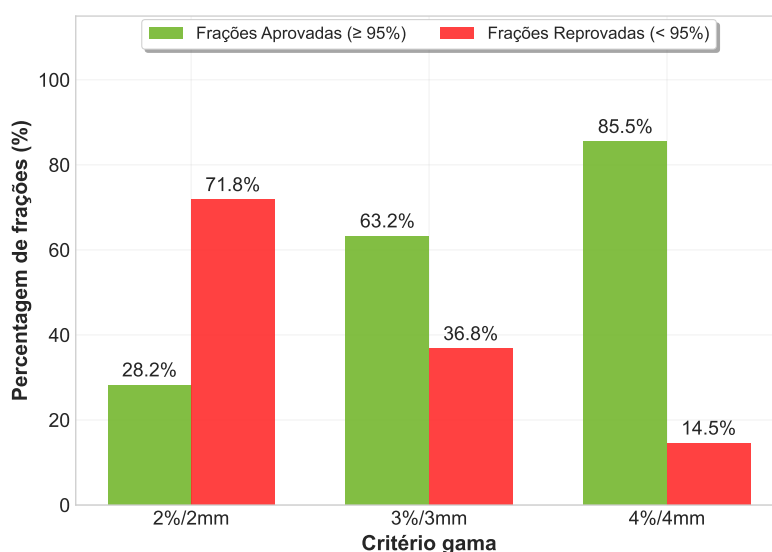


Figura 6.25: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia de cabeça e pescoço.

Por se tratar de uma patologia em que o doente é imobilizado com máscara, seria de esperar um menor impacto de variações intrafração. Contudo, observa-se frequentemente uma variação de volume na região cervical devido a perda de peso, por exemplo, a par de alterações posturais, resultantes nomeadamente do relaxamento da musculatura cervical ao longo das sessões. Estes dois fatores introduzem desalinhamentos face à TC de planeamento, em que o paciente tende a encontrar-se mais tenso, e constituem as principais causas de alteração na distribuição de fluência que incide no EPID. Apesar de frequentes, quando mais acentuados, estes desvios devem ser detetados na dosimetria *in vivo* com o módulo PerFRACTION, de modo a alertar os profissionais para a necessidade de alterações do plano de tratamento ou vigilância nas frações posteriores.

Para o critério 4 %/4 mm, a evolução das taxas de aprovação dos campos CW e CCW, ao longo das frações, dos nove pacientes monitorizados é apresentada na Figura 6.26.

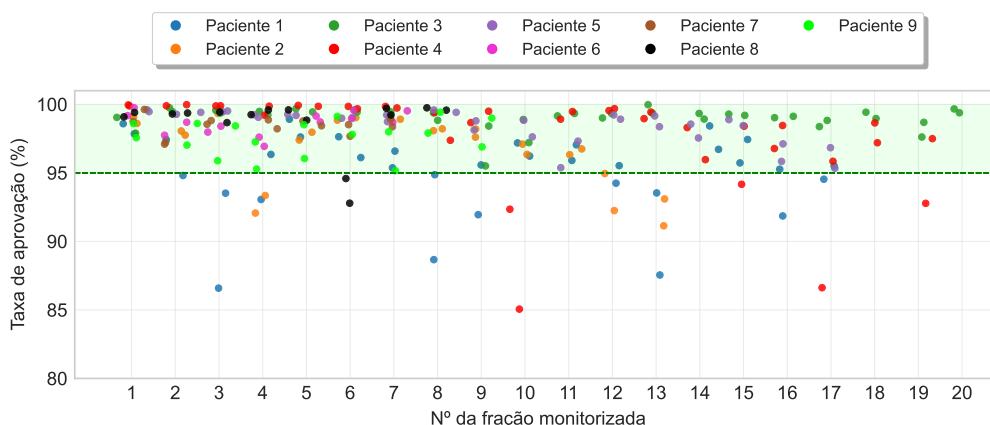


Figura 6.26: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, dos nove pacientes analisados.

Os pacientes 1, 2, 4 e 8 apresentaram o maior número frações com campos a registar taxas de aprovação inferiores a 95 %. Por este motivo, a evolução das suas frações foi analisada em detalhe, encontrando-se representada na Figura 6.27.

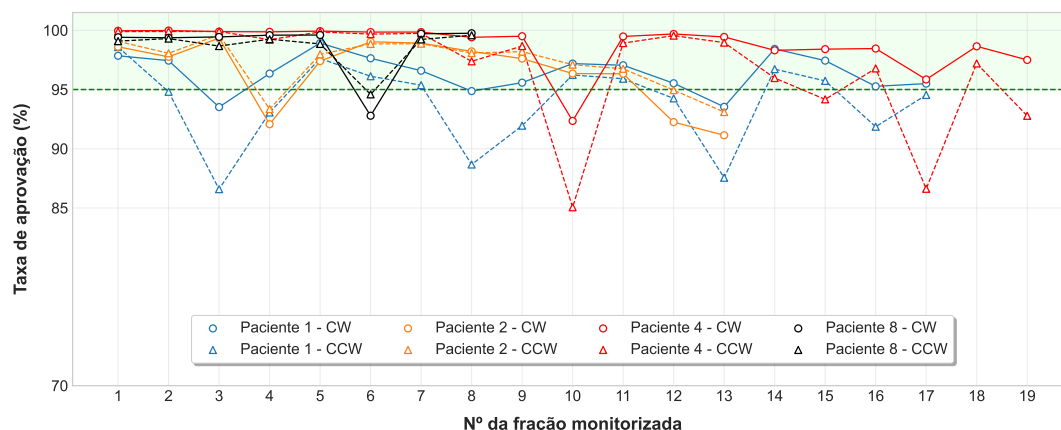


Figura 6.27: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento relativas aos quatro pacientes com frações reprovadas.

O paciente 1 foi o que apresentou as frações mais instáveis. A comparação entre as imagens de CBCT e TC de planeamento revelou perda de peso na região cervical, juntamente com um deslocamento dos ombros, possivelmente por relaxamento, conforme ilustrado nas Figuras 6.28 (c) e (b), respetivamente. Em consonância com as alterações detetadas, o mapa de análise gama destaca zonas com excesso de dose (Figura 6.28 (a)), consequentes de uma maior fluência incidente no EPID.

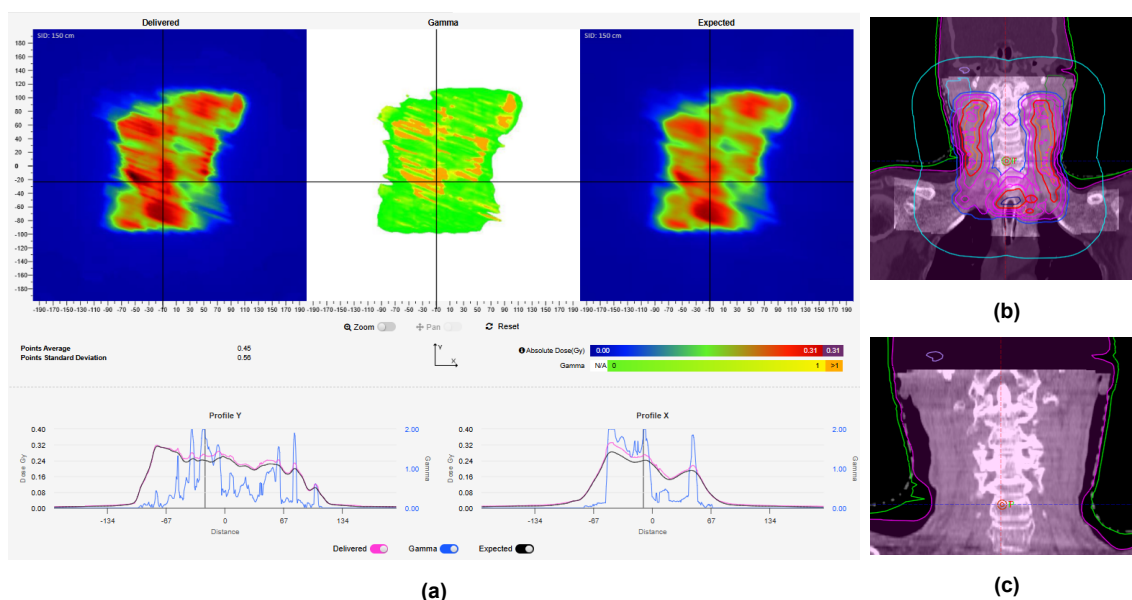


Figura 6.28: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Sobreposição das imagens de CBCT e TC de planeamento, visualizada no Offline Review, ARIA; (c) Ampliação da região cervical do paciente.

No que concerne ao Paciente 2, observou-se que os mapas de análise gama das frações reprovadas distinguiram igualmente regiões caracterizadas por um aumento da

dose (Figura 6.29 (a)), coerentes com a perda de volume cervical, conforme exposto na sobreposição das imagens de CBCT e TC apresentada na Figura 6.29 (b).

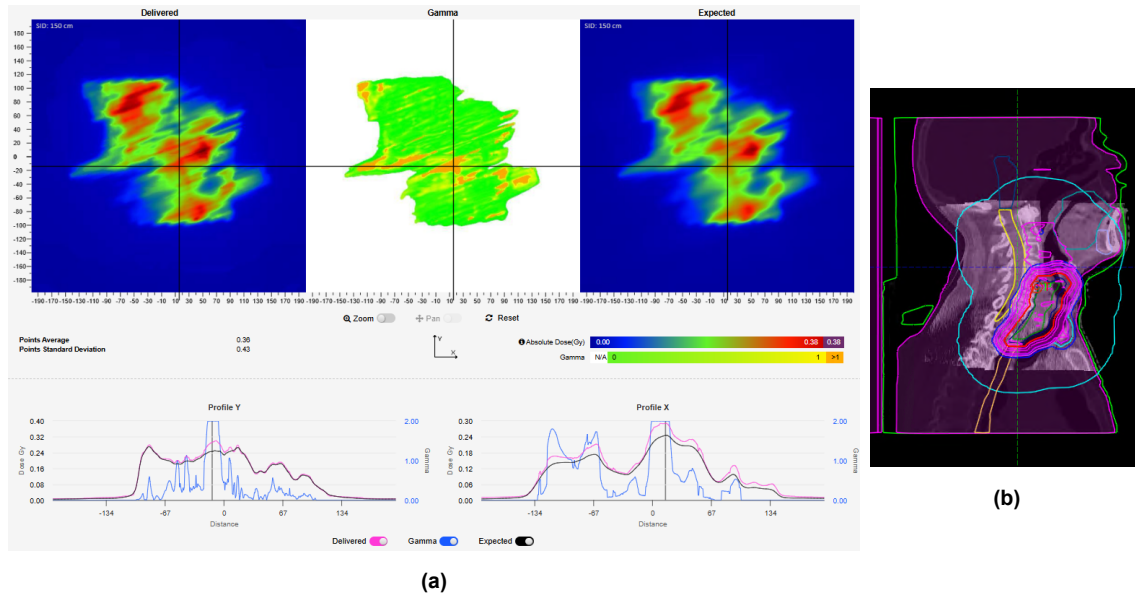


Figura 6.29: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 2: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) Sobreposição de CBCT e TC, observada no Offline Review, ARIA.

O paciente 4, por sua vez, registou quatro frações reprovadas, nas quais foi detetado novamente um mau posicionamento dos ombros (Figura 6.30 (b)). O mapa de análise gama apresentou uma região de reprovação com localização mais inferior no volume irradiado (Figura 6.30 (a)), concordante com as alterações posturais detetadas. Estes desvios não foram tão pronunciados nas imagens de CBCT das restantes frações, validando a sua aprovação.

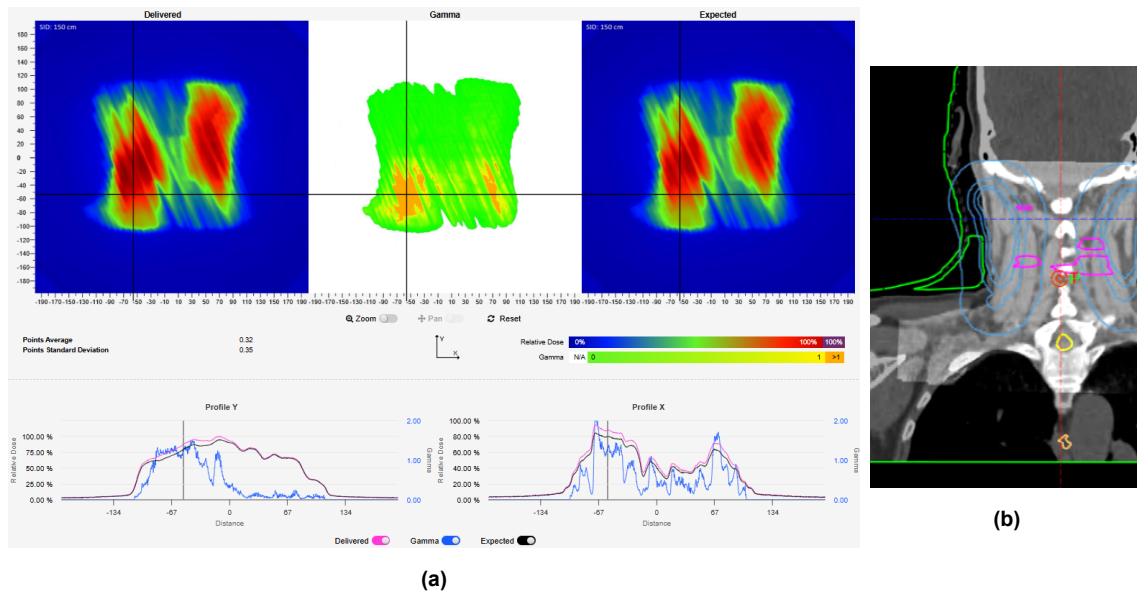


Figura 6.30: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 4: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) Sobreposição de CBCT e TC, observada no Offline Review, ARIA.

Por último, o paciente 8 registou apenas uma fração reprovada, cujo mapa de análise gama demonstrou regiões com excesso de dose (Figura 6.31 (a)), em consonância com o relaxamento dos ombros evidente na imagem de CBCT exposta na Figura 6.31 (b).

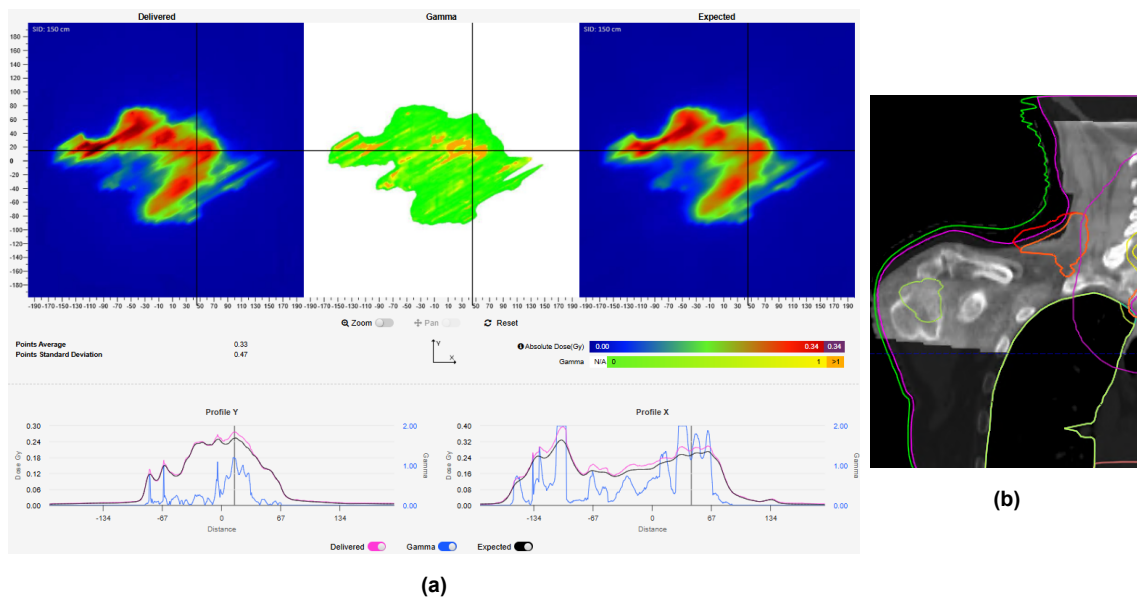


Figura 6.31: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 8: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) Sobreposição de CBCT e TC, observada no Offline Review, ARIA.

Esta análise sugere que todas as frações reprovadas sob o critério gama de 4 %/4 mm tiveram uma justificação clínica subjacente, sem evidência de falsos positivos, demonstrando a eficácia do critério na deteção de variações interfração. Posto isto, 4 %/4 mm é

o critério de tolerância aconselhado para esta patologia.

6.3.2. Patologia Abdominal e Pélvica

O estudo incluiu onze pacientes com patologia abdominal ou pélvica, nomeadamente lesões na bexiga, parede abdominal, endométrio, região colorretal e vagina, todos tratados com a técnica VMAT. No total foram analisadas 97 frações de tratamento.

Para todos os critérios foi definido um *threshold* de dose de 20 % e um nível de aprovação de 95 %.

A Figura 6.32 apresenta a distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os diferentes critérios gama avaliados.

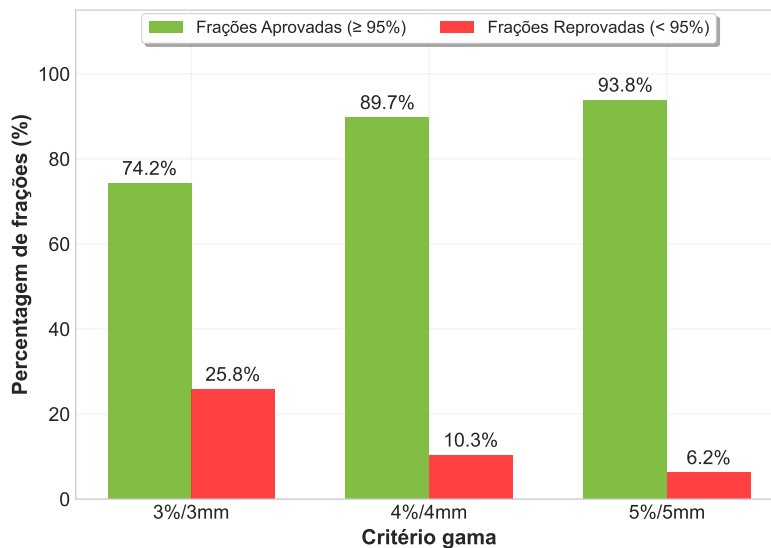


Figura 6.32: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia abdominal e pélvica.

Para o critério 4 %/4 mm, a evolução das taxas de aprovação dos campos, ao longo das frações, de dez dos onze pacientes incluídos é apresentada na Figura 6.33.

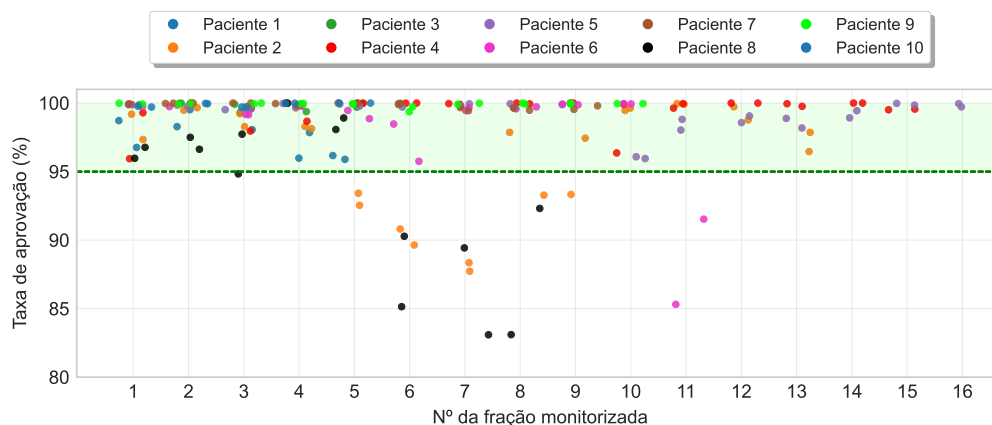


Figura 6.33: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, de dez dos onze pacientes incluídos.

Verifica-se que as frações reprovadas são restritas a apenas três pacientes, designadamente os pacientes 2, 6 e 8, cuja evolução das taxas de aprovação é apresentada na Figura 6.34.

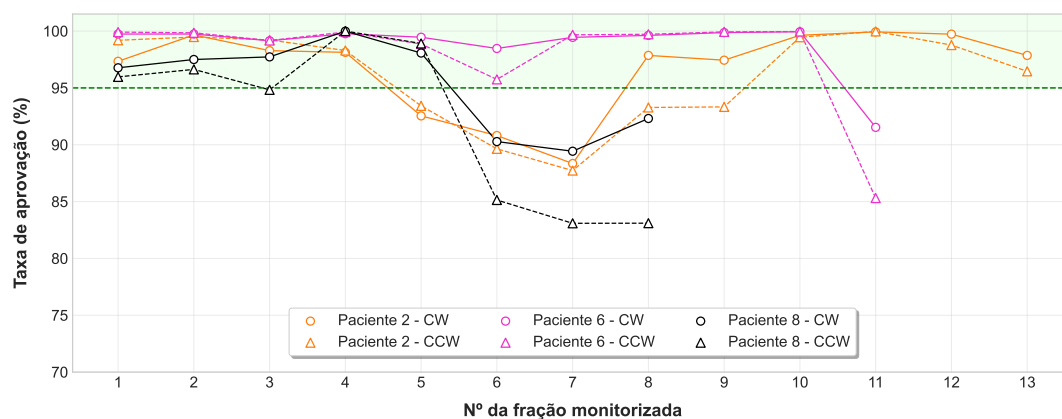


Figura 6.34: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento relativas aos três pacientes com frações reprovadas.

No que diz respeito ao paciente 2, observou-se uma diminuição progressiva das taxas de aprovação no decorrer do tratamento até à fração 7. Este comportamento foi consistente com a perda gradual de volume abdominal evidenciada na Figura 6.35 (b). A redução da espessura atravessada pelo feixe de tratamento resultou numa fluência incidente no EPID superior, coerente com as regiões de sobredosagem distinguidas no mapa de análise gama da Figura 6.35 (a).

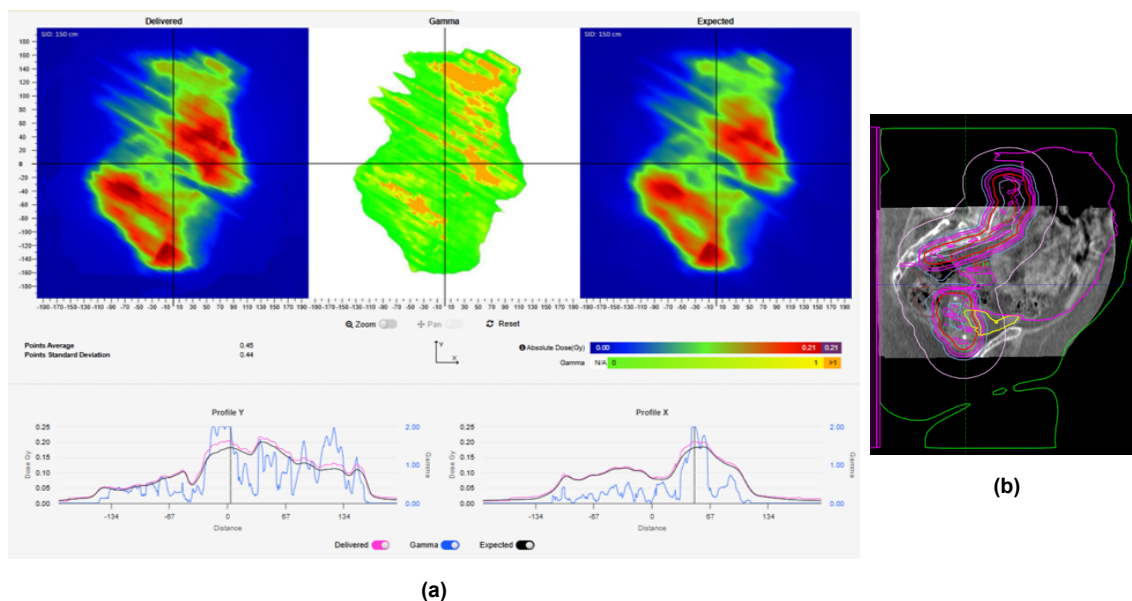


Figura 6.35: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 2: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e estruturas da TC de planeamento no Offline Review, ARIA.

Após discussão multidisciplinar, foi decidido proceder ao replaneamento do tratamento de modo a assegurar a cobertura adequada do PTV, bem como o cumprimento das restrições de dose dos órgãos de risco. Esta intervenção justificou o crescimento das taxas de aprovação das frações subsequentes do paciente.

Relativamente ao paciente 6, apenas a última fração apresentou uma taxa de aprovação inferior a 95 %. Após análise detalhada, concluiu-se tratar-se de um falso positivo, uma vez que não foi identificada qualquer alteração que fundamentasse este resultado isolado.

O paciente 8, por sua vez, apresentou um decréscimo gradual das taxas de aprovação ao longo do tratamento, compatível com a perda de volume abdominal evidente na Figura 6.36 (b). A presença de ar no intestino poderá ter contribuído, igualmente, para as discrepâncias observadas. Estes dois fatores explicam o aparecimento das regiões de sobredosagem no mapa de análise gama ilustrado na Figura 6.36 (a). No entanto, o tratamento foi posteriormente interrompido por motivos clínicos não relacionados com os resultados da dosimetria portal.

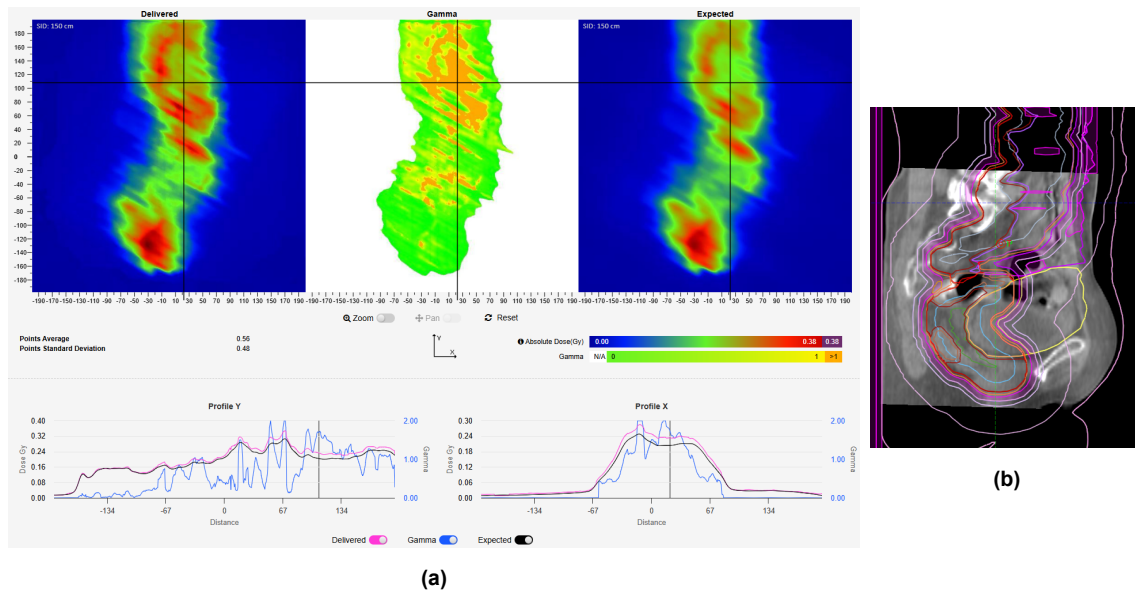


Figura 6.36: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 8: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e estruturas da TC de planeamento no Offline Review, ARIA.

Com esta análise, depreendeu-se que o critério gama de 4%/4 mm é o mais adequado para patologias abdominais e pélvicas, uma vez que detetou todas as alterações com relevância clínica, apresentando apenas uma fração como falso positivo.

O décimo primeiro paciente não foi incluído na análise anterior devido aos incidentes ocorridos no tratamento. O paciente possuía uma lesão extensa na parede abdominal, tendo sido tratado com a colocação de bolus na região irradiada. Logo após a primeira fração, o mapa de análise gama destacou extensas regiões reprovadas por défice de dose (Figura 6.37 (a)).

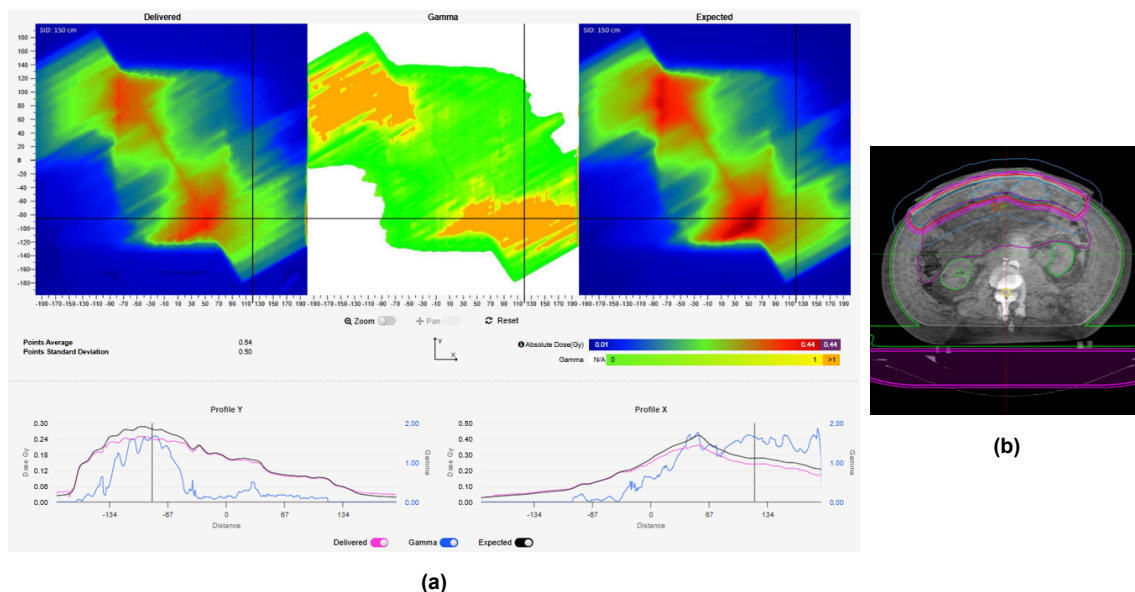


Figura 6.37: Fração reprovada: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e TC de planeamento no Offline Review, ARIA.

Foi realizada uma investigação imediata da situação através da comparação entre a imagem CBCT, adquirida antes da administração da fração, e a TC de planeamento. Como ilustrado na Figura 6.37 (b), verificou-se um aumento substancial do volume abdominal do paciente. Esta alteração anatômica introduziu uma atenuação adicional do feixe de tratamento, reduzindo a fluência incidente no EPID e originando as discrepâncias de dose observadas na análise planar de dosimetria *in vivo*.

Na sequência desta análise, foi realizado um replaneamento do tratamento. O novo plano recorreu à técnica 3D-CRT, com campos de incidência maioritariamente anterior, de modo a que as alterações de volume do paciente não afetassem de forma significativa a distribuição de dose no PTV e nos órgãos adjacentes.

Após a administração da primeira fração do novo plano, o tratamento foi novamente interrompido por razões clínicas independentes dos resultados da dosimetria *in vivo*. Ainda assim, essa fração foi posteriormente analisada, tendo-se destacado o campo antero-posterior com uma taxa de aprovação extremamente baixa, perto dos 30 % para a tolerância 4 %/4 mm. O mapa de análise gama revelou uma extensa região de reprovação, acompanhada por perfis de dose a demonstrarem um claro excesso de dose (Figura 6.38 (a)). Esta discrepância aparentou resultar da perda de volume abdominal, conforme observado na imagem de CBCT na Figura 6.38 (c).

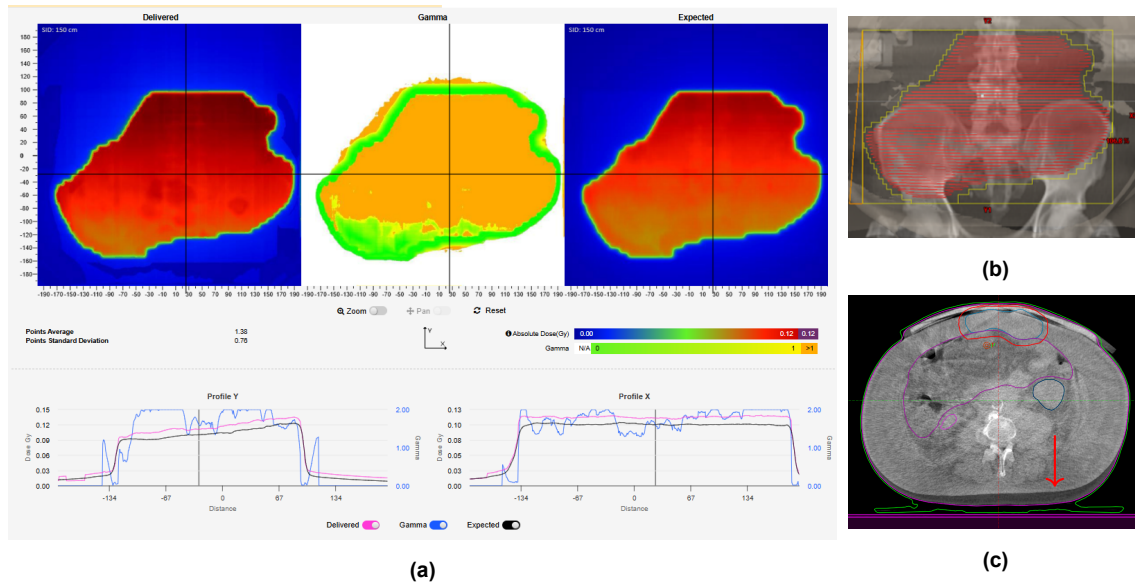


Figura 6.38: Fração reprovada: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo antero-posterior visualizado no External Beam, ARIA; (c) CBCT adquirido antes da administração da fração.

6.3.3. Patologia de Próstata

Foram analisados sete pacientes com patologia de próstata, num total de 80 frações. Para todos os critérios gama avaliados foi definido um *threshold* de dose de 20 % e um nível de aprovação de 95 %. Os tratamentos desta patologia são, de um modo geral, estáveis, podendo ocorrer algumas alterações interfração dos órgãos adjacentes ao volume alvo, como variação do volume da bexiga ou presença de ar no reto. O objetivo é que a tolerância permita a deteção destas variações apenas quando relevantes, diminuindo a ocorrência de falsos positivos devido a pequenas bolhas de ar transientes ou diferenças normais na preparação do reto/bexiga.

A distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas conforme critério gama está representada na Figura 6.39.

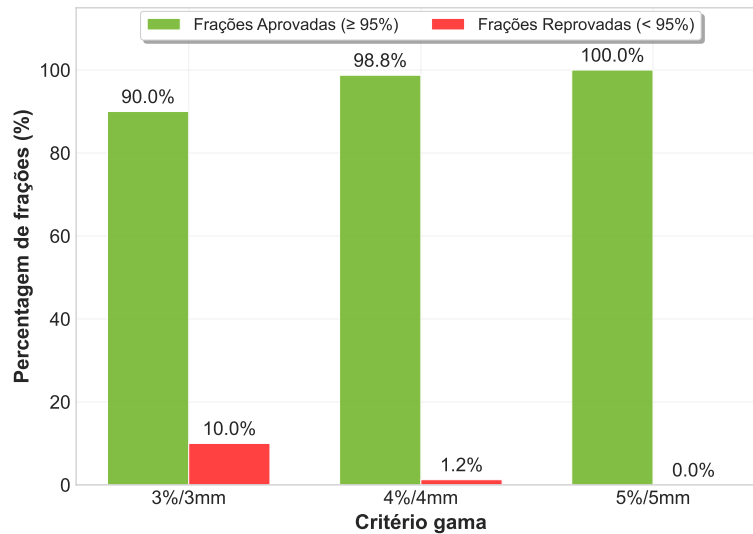


Figura 6.39: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia de próstata.

Não foram detetados desvios nas imagens de CBCT nem outro tipo de alterações com relevância clínica ao longo dos tratamentos, pelo que as 8 frações reprovadas sob o critério gama 3 %/3 mm foram consideradas falsos positivos. Dado tratar-se de uma proporção considerável, optou-se pela tolerância 4 %/4 mm como sendo a mais adequada para a patologia de próstata, cujos valores das taxas de aprovação recolhidas são representados na Figura 6.39.

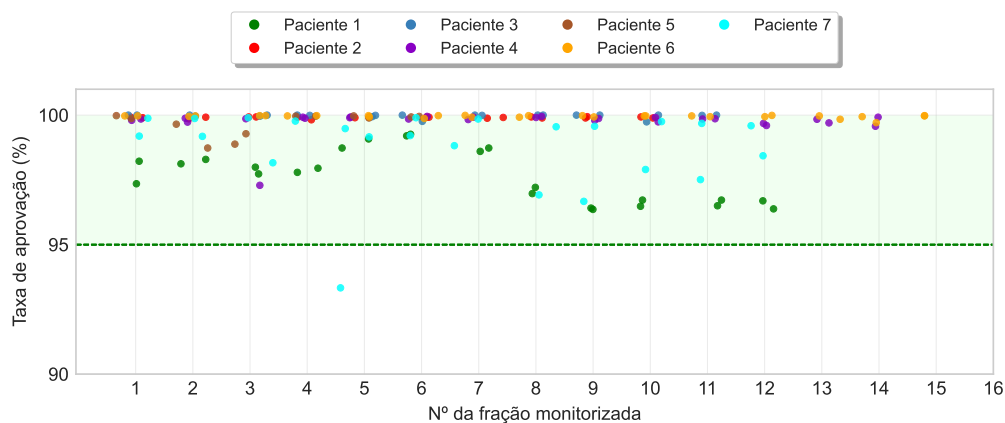


Figura 6.40: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, dos sete pacientes incluídos.

A percentagem de falsos positivos reduziu-se para 1.2 % (uma única fração), bastante inferior aos anteriores 10 %, o que sustenta a escolha do critério adotado.

6.3.4. Patologia Intracraniana

No que concerne à patologia intracraniana, nomeadamente tumores cerebrais, foram analisados os tratamentos de seis pacientes, totalizando 80 frações. Para todos os critérios gama testados foi definido um *threshold* de dose de 20 % e um nível de aprovação de 95 %. A Figura 6.41 mostra a distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas por critério gama.

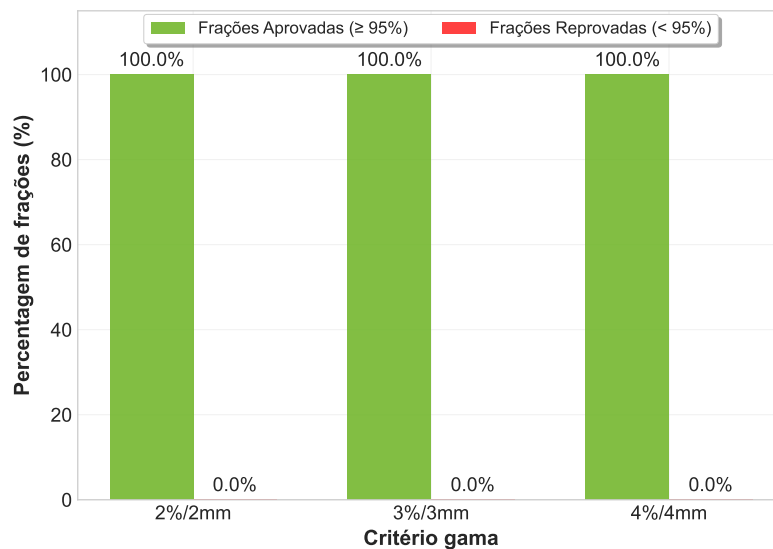


Figura 6.41: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para os vários critérios gama avaliados na patologia intracraniana

Esta patologia foi a mais estável de todas as estudadas. Este comportamento era previsto devido à imobilização total da região irradiada com a máscara de tratamento e ao pouco movimento associado às estruturas de interesse. Em todos os critérios testados, as frações foram aprovadas na sua totalidade, permitindo a escolha do critério mais exigente de 2 %/2 mm para a análise gama nesta patologia.

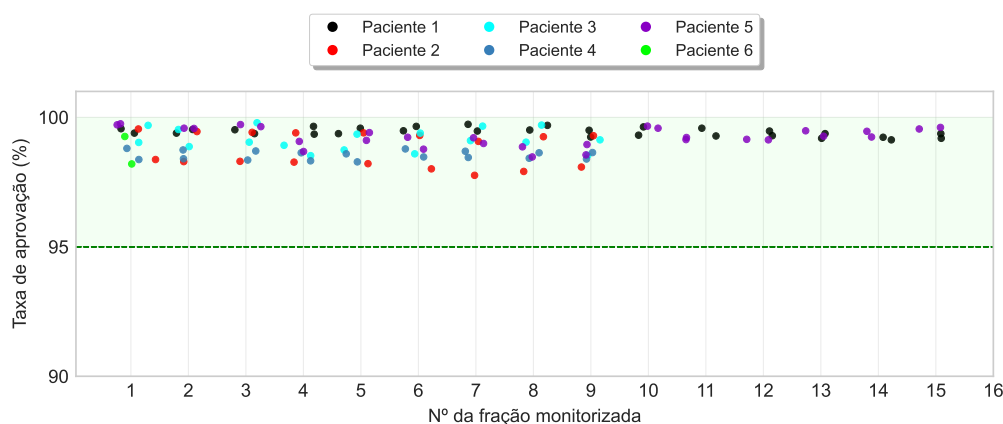


Figura 6.42: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, dos seis pacientes incluídos.

A Figura 6.42 apresenta as taxas de aprovação sob o critério gama adotado, evidenciando valores próximos de 100 %, o que sustenta a aplicabilidade do critério escolhido.

6.3.5. Patologia Mamária

Selecionou-se um conjunto de nove pacientes com cancro da mama, tratadas com planos hipofracionados de 5 frações seguidas de um *boost* de 5 frações, recorrendo à técnica 3D-CRT, perfazendo um total de 44 frações. As pacientes foram ordenadas por ordem de monitorização no período de recolha de dados.

Numa fase inicial, foi realizada análise gama considerando diferentes critérios gama, 5 %/5 mm, 6 %/6 mm e 7 %/7 mm, com normalização global. Para todos os critérios gama testados, foi fixado um *threshold* de dose de 20 %. Em adição ao nível de aprovação convencional de 95 %, avaliou-se também o patamar de 90 %, com base em estudos já realizados de implementação clínica da dosimetria *in vivo* com EPID [29].

A Figura 6.43 mostra a distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas, por critério gama, com patamar de aprovação de 95 % em (a) e de 90 % em (b).

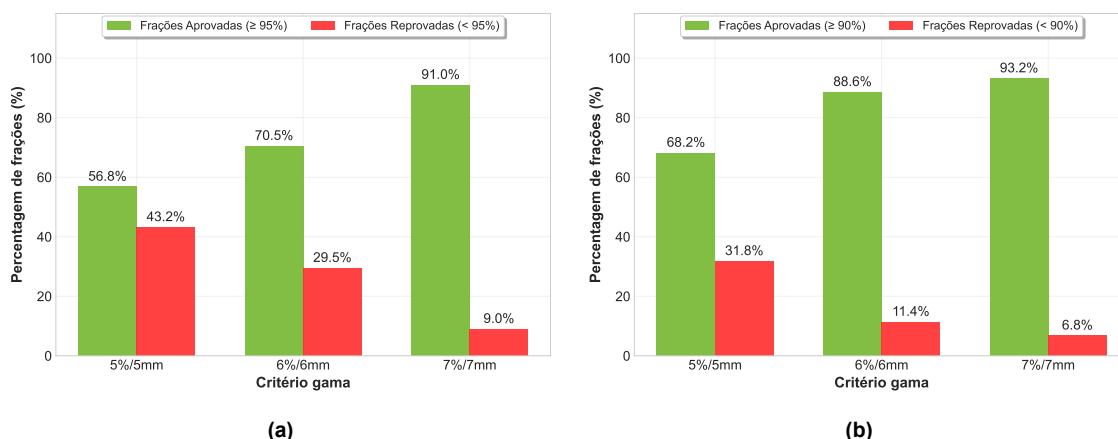


Figura 6.43: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas, por critério gama, com normalização global e patamar de aprovação de: (a) 95 %; (b) 90 %.

Devido ao elevado número de campos de tratamento em cada plano, optou-se por uma análise individual de cada paciente. Para tal, os resultados da análise gama com o critério intermédio, 6 %/6 mm, foram os utilizados para este estudo, de modo a perceber se as frações reprovadas foram consequência de desvios clinicamente relevantes.

A interface entre a mama e o pulmão, bem como a extremidade da mama, são regiões particularmente sensíveis a variações anatómicas inerentes à respiração. Mesmo considerando que a maioria dos tratamentos foi realizada com a técnica de inspiração forçada (DIBH - *Deep Inspiration Breath Hold*), é, ainda assim, plausível que flutuações na expansão torácica durante a apneia possam causar desvios dosimétricos.

Na amostra estudada, destacou-se a paciente 1, monitorizada nas primeiras 5 frações de tratamento, que apresentou, de forma consistente, taxas de aprovação inferiores às restantes. Os valores registados para cada campo de tratamento estão representados na Figura 6.44.

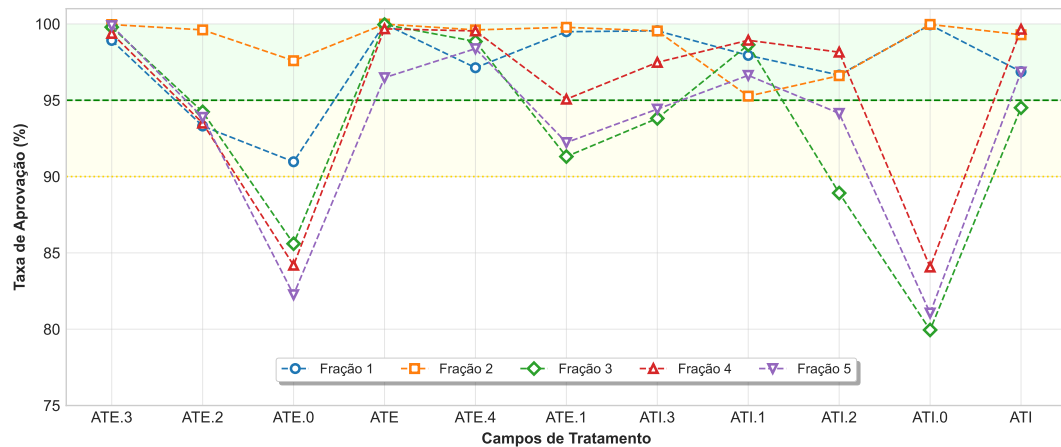


Figura 6.44: Taxas de aprovação correspondentes para cada campo de tratamento, nas 5 frações administradas à paciente 1, com critério gama 6%/6 mm.

Pelo comportamento das curvas, infere-se que os campos ATE.0 e ATI.0 revelaram os piores resultados. As Figuras 6.45 e 6.46 detalham a análise gama correspondente a estes campos, em conjunto com a respetiva geometria, que facilita a localização das regiões reprovadas.

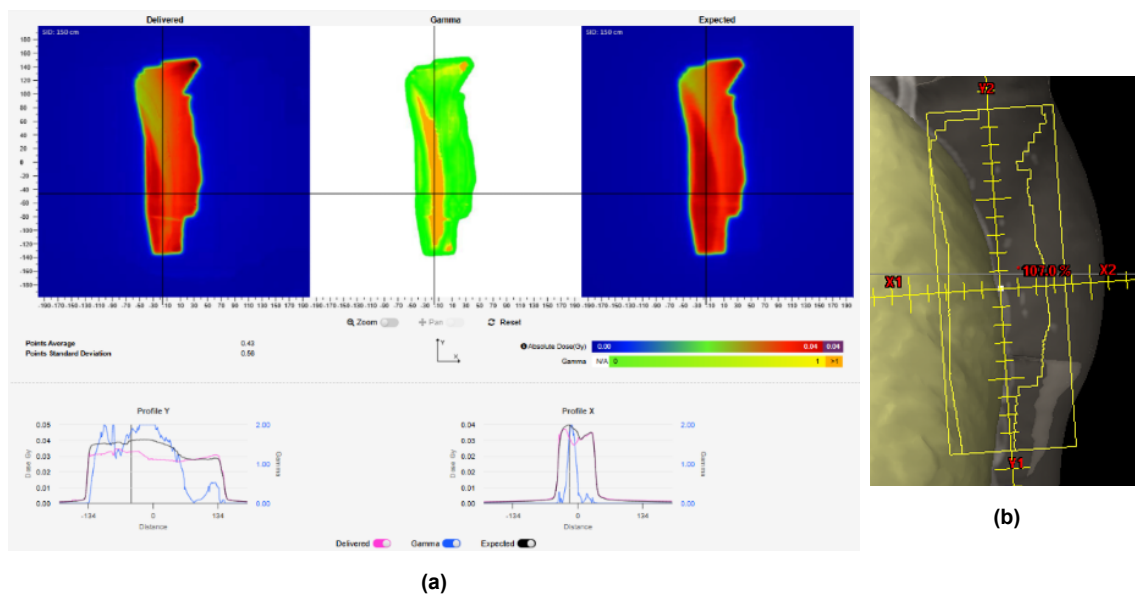


Figura 6.45: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1 - Campo ATE.0: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo ATE.0, visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro (volume mamário foi omitido).

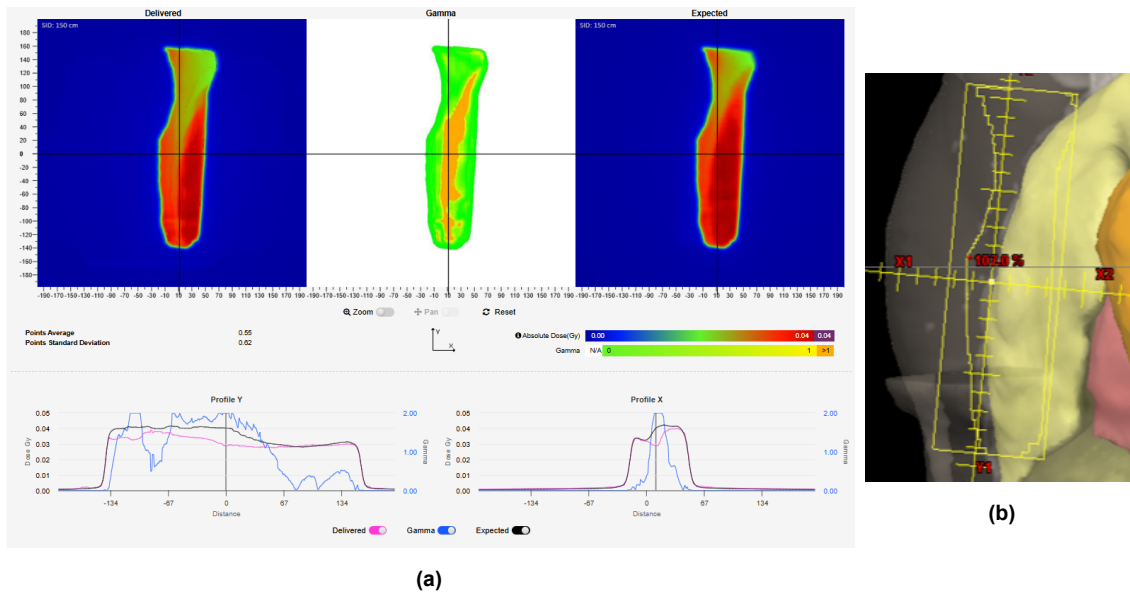


Figura 6.46: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1 - Campo AT1.0: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo AT1.0, visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro (volume mamário foi omitido).

A região reprovada parece decorrer de uma diminuição da expansão pulmonar associada a variações respiratórias. Apesar de outros campos de tratamento também atingirem essa mesma região, a proporção do campo afetada pelas variações é menor face à área total, traduzindo-se em taxas de aprovação gama mais elevadas, como mostrado na Figura 6.47 relativa ao campo AT1.

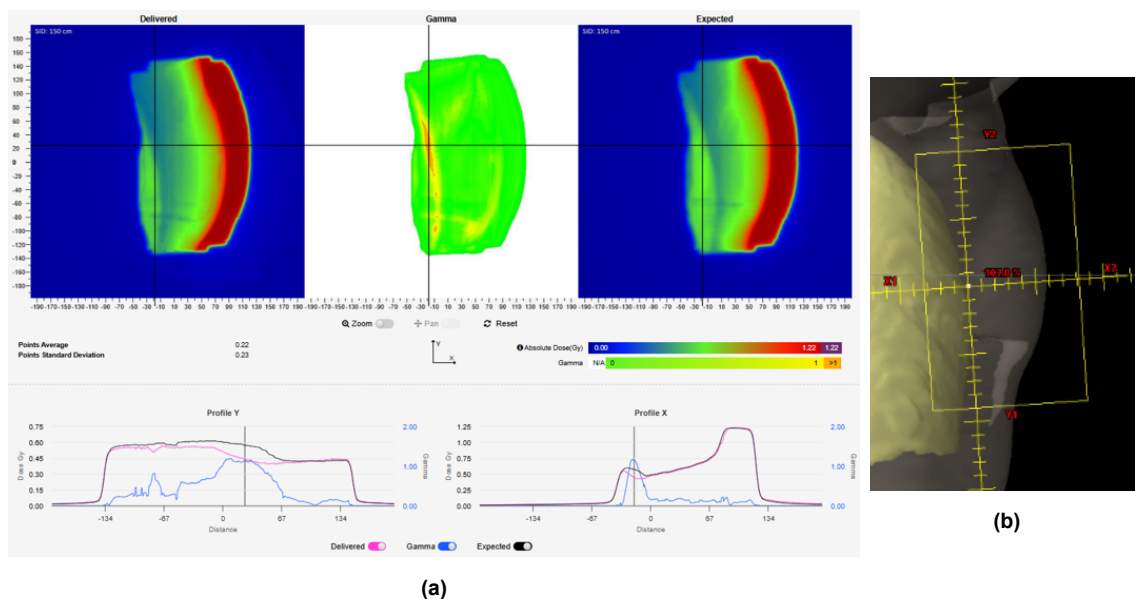


Figura 6.47: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 1 - Campo AT1: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo AT1, visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a amarelo claro (volume mamário foi omitido).

Para validar a hipótese anterior, foram analisados os dados de monitorização respiratória de uma das frações da paciente, que se encontram representados na Figura 6.48. Estes evidenciam variabilidade na posição da parede torácica em apneia durante a entrega dos diferentes campos.

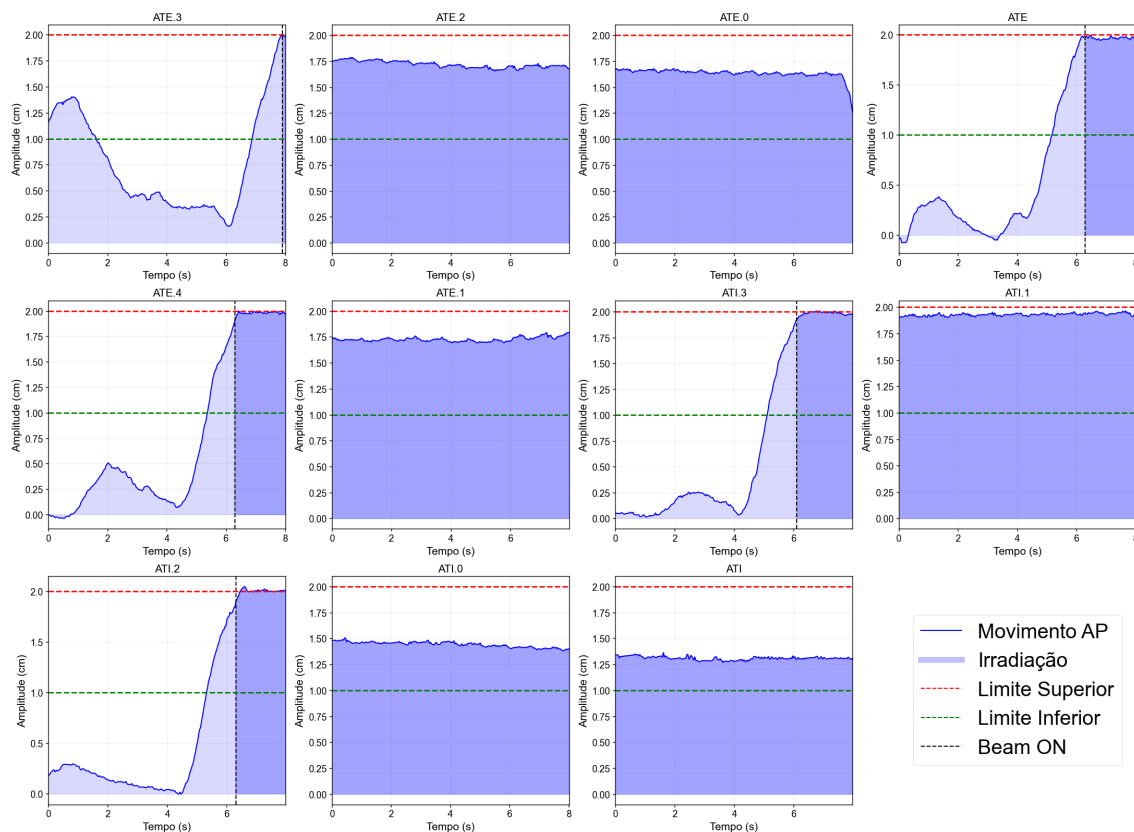


Figura 6.48: Gráficos de monitorização respiratória (amplitude anterior-posterior) da paciente 1 numa das frações administradas.

O padrão respiratório da paciente era também consideravelmente distinto entre frações, concluindo-se que a paciente não conseguia reproduzi-lo de forma consistente. Embora esta dificuldade seja frequente entre as pacientes tratadas com DIBH, a sua deteção pelo módulo Fraction n permite alertar os profissionais da existência destas variações.

A paciente 2, monitorizada em frações alternadas ao longo de todo o tratamento, registou as taxas de aprovação representadas graficamente na Figura 6.49.

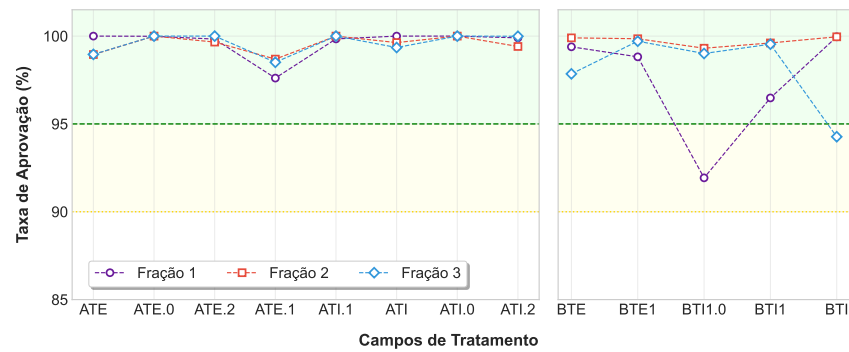


Figura 6.49: Evolução das taxas de aprovação da paciente 2, por campo terapêutico, nas frações relativas à primeira fase de tratamento à esquerda, e nas frações do *boost* à direita.

O gráfico sugere que o tratamento foi estável, a destacar apenas duas frações com um campo a apresentar taxa abaixo dos 95 %, mas acima dos 90 %. Apesar de não serem valores preocupantes, essas frações foram, ainda assim, analisadas ao detalhe.

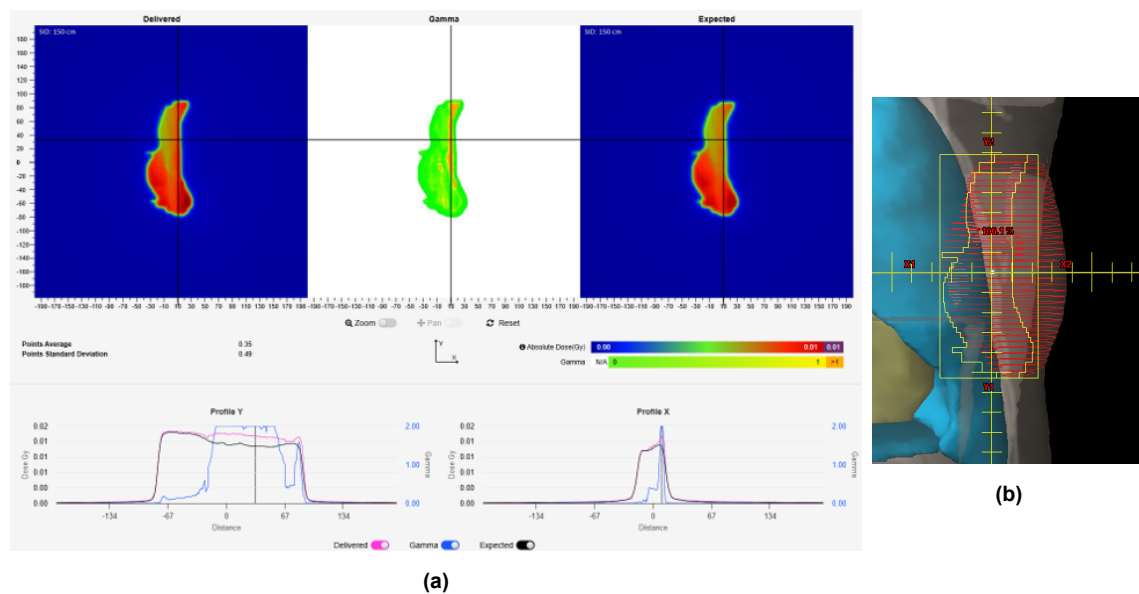


Figura 6.50: Análise do campo que reprovou em duas frações do paciente 2: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul claro e PTV mamário a vermelho.

A região reprovada, caracterizada por um excesso de dose, parece coincidir com a mama, porém não foi possível perceber ao certo o motivo de reprovação. É de notar que se trata de uma área reduzida, porém representante de uma proporção significativa da área total do campo que, por sua vez, é de pequena dimensão. Este aspeto, juntamente com a estabilidade apresentada pelos restantes campos, sugere que a alteração detetada não deverá ter impacto clínico significativo.

Demonstrando uma tendência semelhante à paciente 1, a paciente 3 registou duas

frações com taxas de aprovação mais baixas (Figura 6.51).

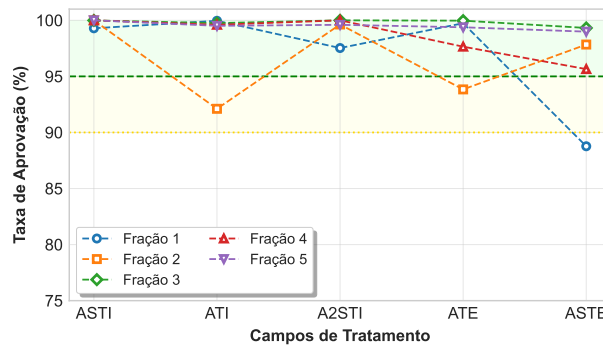


Figura 6.51: Evolução das taxas de aprovação da paciente 3, por campo terapêutico, em cada fração.

Na primeira fração, onde reprovou o campo ASTE, os mapas de dose e o mapa de análise gama apontam para uma menor expansão do pulmão (Figura 6.52), coerente com a região destacada por déficit de dose.

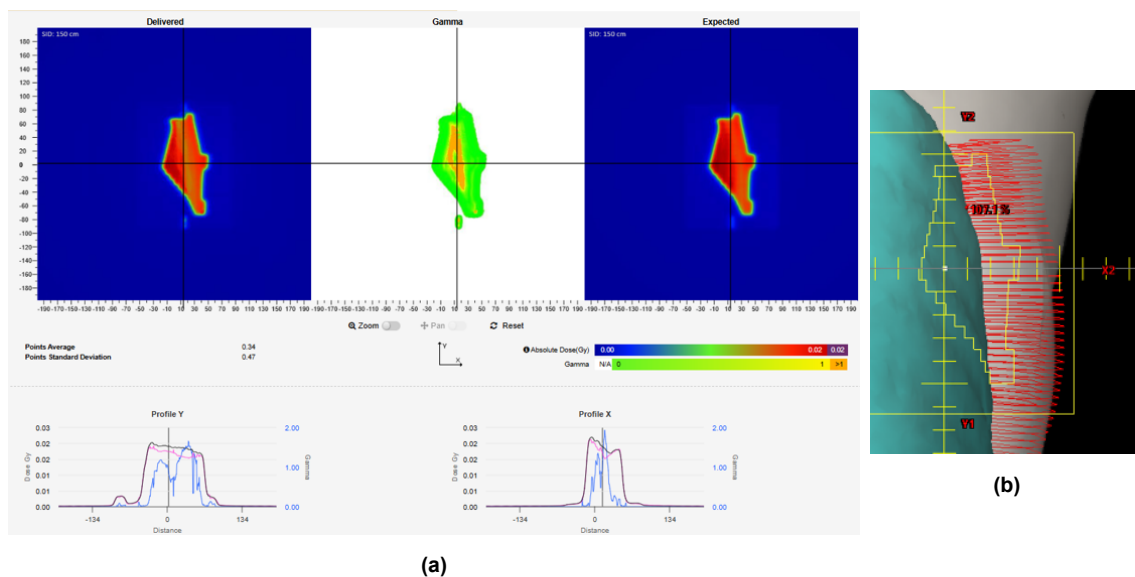


Figura 6.52: Análise do campo ASTE reprovado da paciente 3: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul e PTV mamário a vermelho.

Na segunda fração, os campos ATI e ATE registaram taxas de aprovação entre 90 % e 95 %. Os respetivos mapas de análise gama apresentaram semelhanças, destacando duas zonas a laranja reprovadas por déficit de dose (Figuras 6.53 e 6.54). Estes desvios de dose parecem resultar de um aumento do volume mamário irradiado, decorrente de uma maior amplitude torácica, que causou maior atenuação do feixe de tratamento. Na região do campo junto ao pulmão é também perceptível um ligeiro aumento da dose consequente da mesma variação.

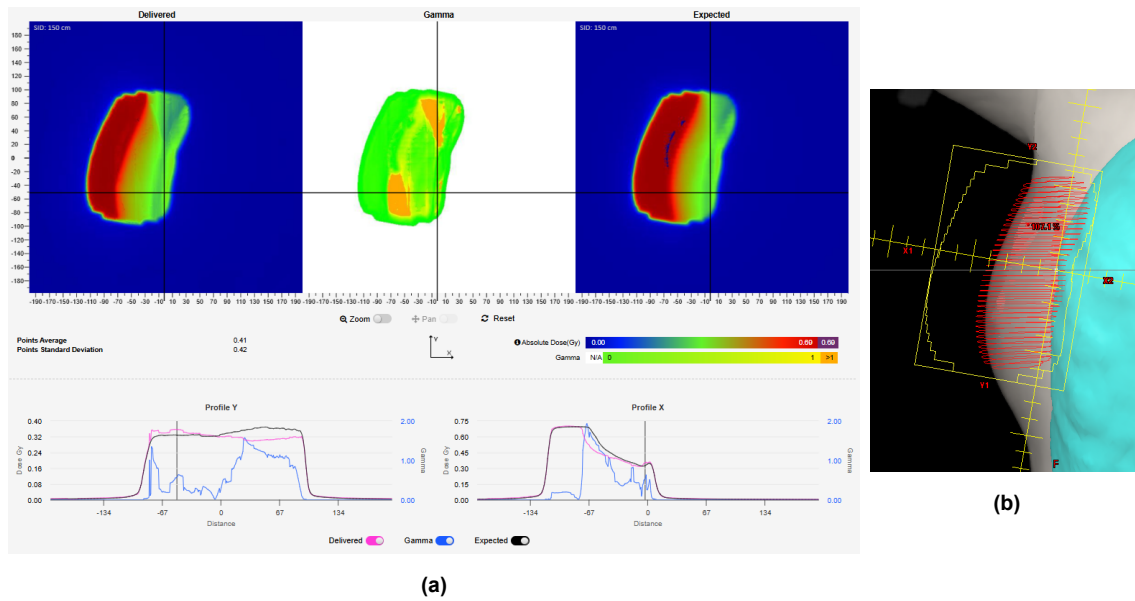


Figura 6.53: Análise do campo ATI reprovado da paciente 3: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul e PTV mamário a vermelho.

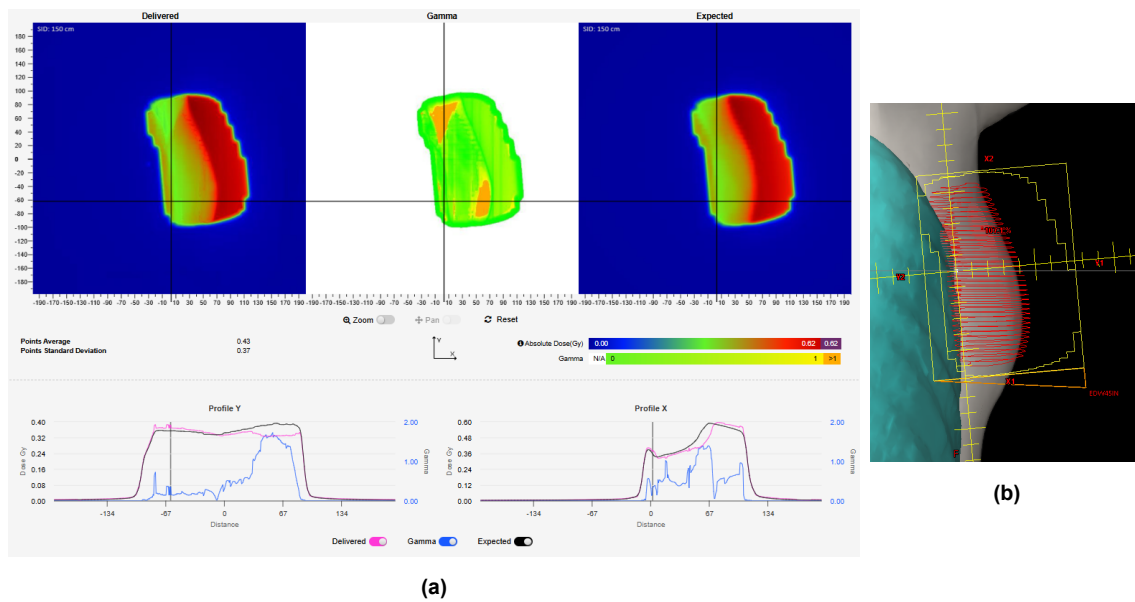


Figura 6.54: Análise do campo ATE reprovado da paciente 3: (a) Análise Fraction n, PerFRACTION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA, com o volume pulmonar a azul e PTV mamário a vermelho.

As pacientes 4, 5, 6 e 7 apresentaram resultados de dosimetria *in vivo* manifestamente estáveis, como evidente nos gráficos da Figura 6.55.

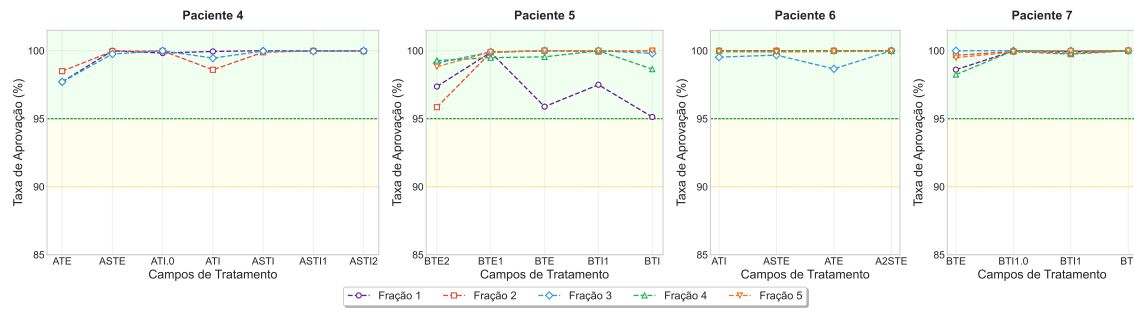


Figura 6.55: Evolução das taxas de aprovação das pacientes 4, 5, 6 e 7, por campo terapêutico, em cada fração.

A paciente 8, monitorizada apenas nas 5 frações do *boost*, registou algumas reprovações (Figura 6.56), destacando-se os campos BTE, BTI e BSTE, que foram posteriormente analisados ao detalhe.

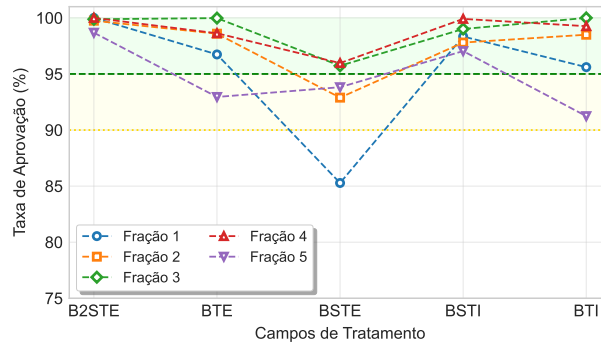
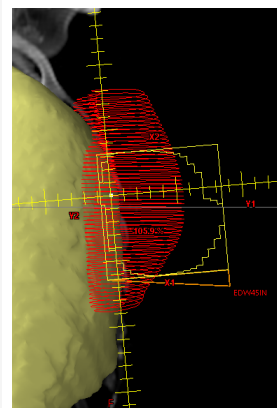


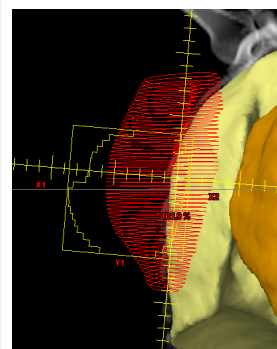
Figura 6.56: Evolução das taxas de aprovação da paciente 8, por campo terapêutico, em cada fração.

É possível inferir que a região distinguida no mapa de análise gama do campo BTE (Figura 6.57) resultou do aumento do volume mamário atravessado pelo feixe, devido a efeitos de respiração. Esta alteração causou uma maior atenuação do feixe de tratamento, fundamentando o déficit de dose revelado pelos perfis de dose.



(b)

(a)



(b)

Por fim, as taxas de aprovação da paciente 9, monitorizada igualmente no *boost*, estão representadas na Figura 6.59, destacando-se dois campos com tolerâncias um pouco

inferiores aos restantes. O motivo foi semelhante entre ambos, sendo apresentada, na Figura 6.60, a análise correspondente a apenas um deles.

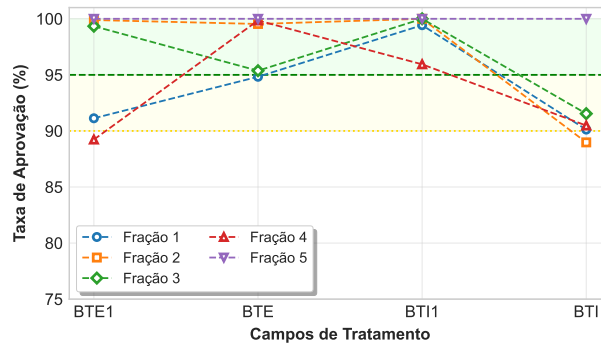


Figura 6.59: Evolução das taxas de aprovação da paciente 9, por campo terapêutico, em cada fração.

A partir do mapa de análise gama e da geometria do campo, conclui-se que a região reprovada se localizava fora da paciente, não tendo, portanto, impacto clínico. Estes resultados levantam a hipótese de uma má modelação da mesa ou do suporte de mama, por parte do *software*.

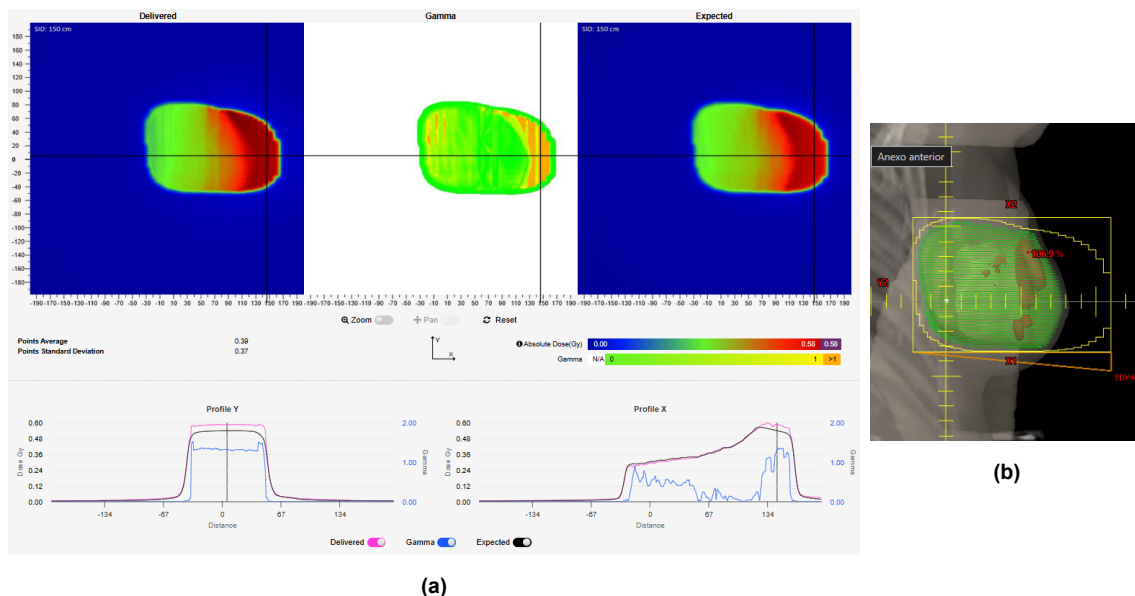


Figura 6.60: Análise de um campo que reprovou em algumas frações da paciente 9: (a) Análise Fraction n, PerFRAC-TION; (b) Campo visualizado no External Beam, ARIA.

De um modo geral, todas as frações reprovadas com a tolerância 6%/6 mm revelaram fundamento clínico, à exceção das frações da paciente 2 e 9, que foram consideradas falsos positivos. Para que frações como estas não causem falsos alarmes, e considerando o impacto inerente da respiração no tratamento desta patologia, este estudo sugere

a definição do nível de tolerância de 90 %, em vez do convencional 95 %. Esta alteração de patamar continua a permitir a deteção dos desvios mais relevantes encontrados neste estudo, como é o caso da Paciente 1, ignorando outros desvios menos relevantes e atenuando os falsos positivos.

Numa segunda fase, foi realizada análise gama, para os mesmos critérios gama, mas assumindo normalização local. O *threshold* de dose e os patamares de aprovação gama foram mantidos.

As distribuições percentuais de frações aprovadas e reprovadas, por critério gama, com patamar de aprovação de 95 % e de 90 %, são apresentadas nas Figuras 6.61 (a) e (b), respetivamente.

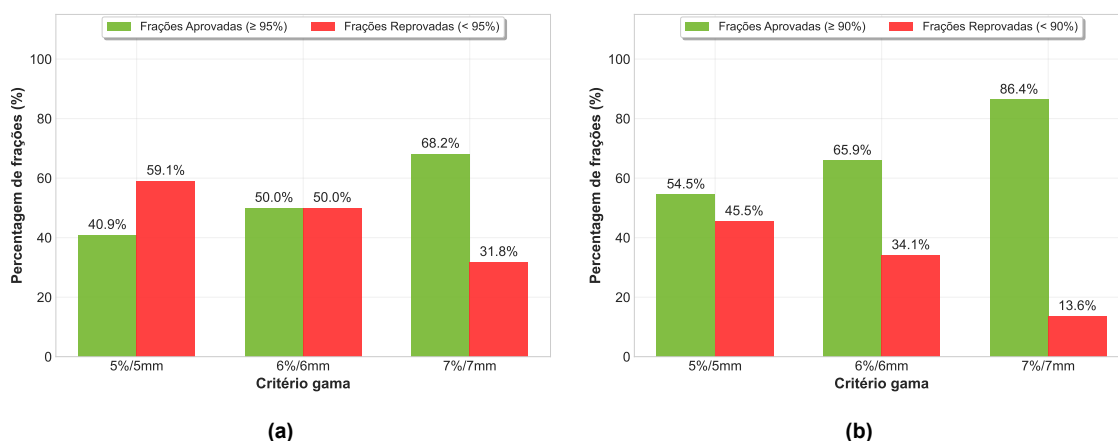


Figura 6.61: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas, por critério gama, com normalização local e patamar de aprovação de: (a) 95 %; (b) 90 %.

Como expectável, a análise gama com normalização local registou percentagens de frações aprovadas inferiores às da global para todos os critérios estudados. Tal comportamento vai de acordo com os testes preliminares de sensibilidade realizados neste estudo.

Observou-se, porém, que este tipo de normalização não identificou novas falhas relevantes, limitando-se a amplificar as variações já previamente detetadas pela normalização global, fazendo com que causassem reprovação de um maior número de frações, mas limitadas aos mesmos pacientes. Os pacientes que apresentaram tratamentos estáveis com normalização global mantiveram essa mesma tendência com a aplicação da normalização gama local.

Pela análise das várias frações com ambos os tipos de normalização, este estudo permitiu inferir que os critérios gama 7 %/7 mm com patamar de 90 % e normalização

local e o 6%/6 mm com patamar de 90 % e normalização global, apresentaram capacidades semelhantes de deteção de erros nos pacientes em estudo. Tal equiparação dos critérios é igualmente validada pela semelhança entre as percentagens de frações aprovadas, incluídas nas Figuras 6.43 e 6.61, sugerindo que ambos os critérios revelam aplicabilidade semelhante para a patologia mamária.

6.3.6. Patologia Pulmonar

No que diz respeito à patologia pulmonar, apenas foi possível acompanhar o tratamento de três pacientes, num total de 39 frações, todos tratados com técnica VMAT. Para todos os critérios gama testados foi definido um *threshold* de dose de 20 % e um nível de aprovação de 95 %. A Figura 6.62 mostra a distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas conforme critério gama.

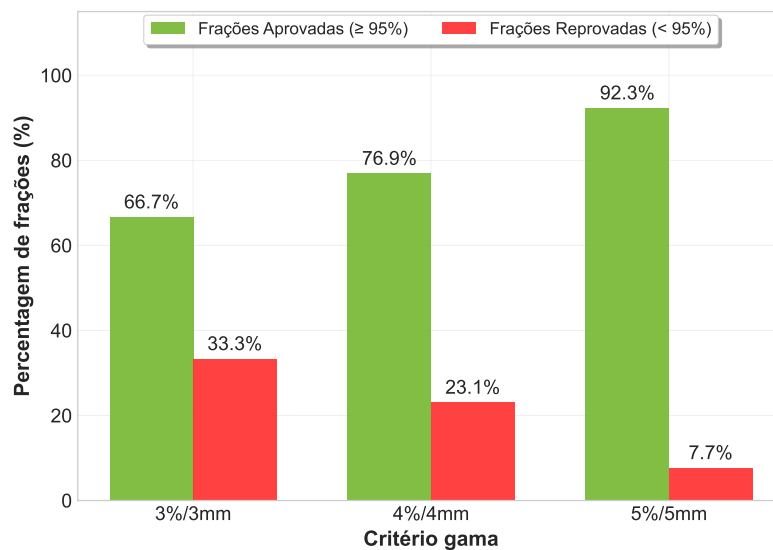


Figura 6.62: Distribuição percentual de frações aprovadas e reprovadas para vários critérios gama na patologia pulmonar.

As taxas de aprovação, obtidas com critério gama 4%/4 mm, dos vários campos de tratamento dos pacientes seleccionados encontram-se representadas na Figura 6.63.

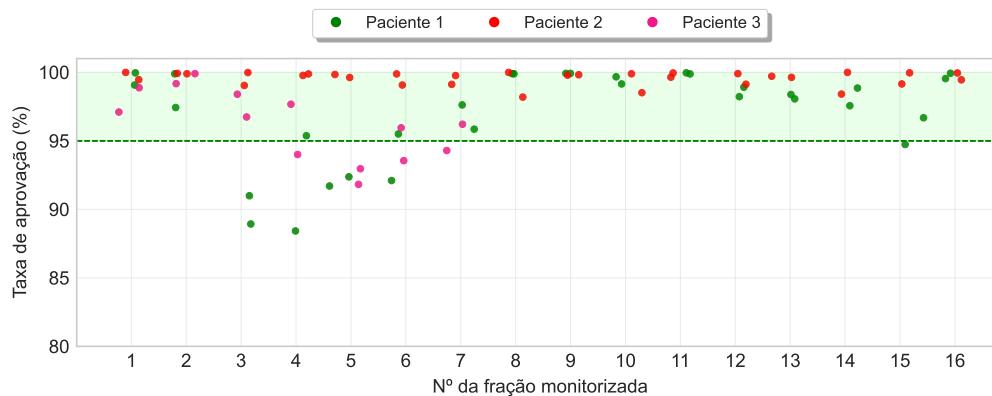


Figura 6.63: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento, ao longo das frações monitorizadas, de três pacientes.

Destacaram-se dois pacientes com taxas inferiores ao patamar definido, cujas frações foram posteriormente analisadas ao detalhe.

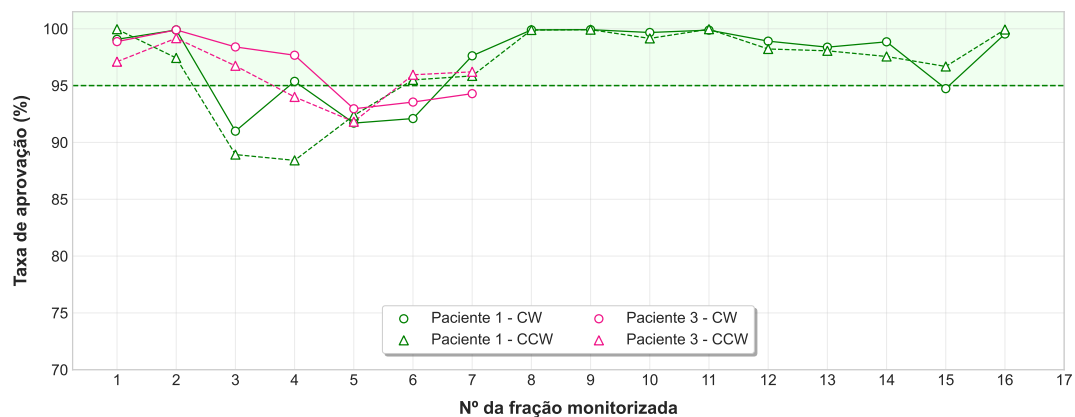


Figura 6.64: Evolução das taxas de aprovação dos campos de tratamento relativas aos dois pacientes com frações reprovadas.

O paciente 3 apresentou um decréscimo gradual inicial das taxas de aprovação. Foi verificada uma diminuição da lesão no decorrer do tratamento, evidente na Figura 6.65 (b), que resultou numa menor atenuação do feixe, explicando o aparecimento da região reprovada por excesso de dose observada no mapa da Figura 6.65 (a).

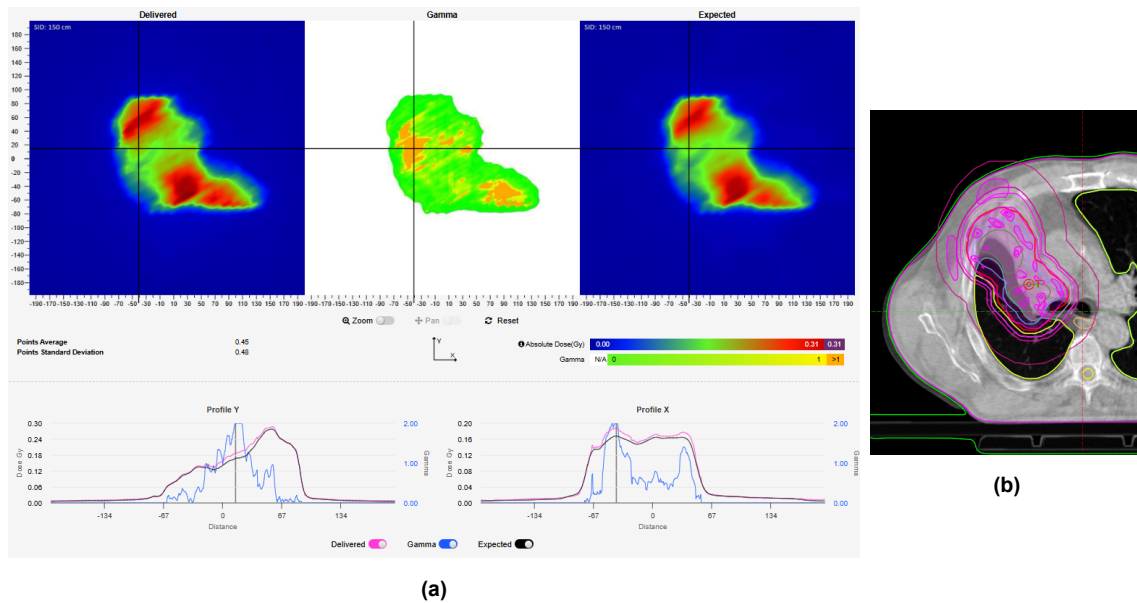


Figura 6.65: Análise de uma das frações reprovadas do paciente 3: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e TC de planeamento no Offline Review, ARIA.

Após a sexta fração, foi realizado replaneamento do tratamento de modo a ajustar a distribuição de dose ao novo volume tumoral.

Não foi possível acompanhar o tratamento deste paciente até à sua conclusão devido ao limite do prazo de amostragem definido para o presente estudo. No entanto, foi ainda possível monitorizar uma fração isolada após o replaneamento, que evidenciou novamente perda de volume tumoral, conforme ilustrado na Figura 6.66 (b), porém não tão acentuada como anteriormente, refletindo-se numa taxa de aprovação ligeiramente superior.

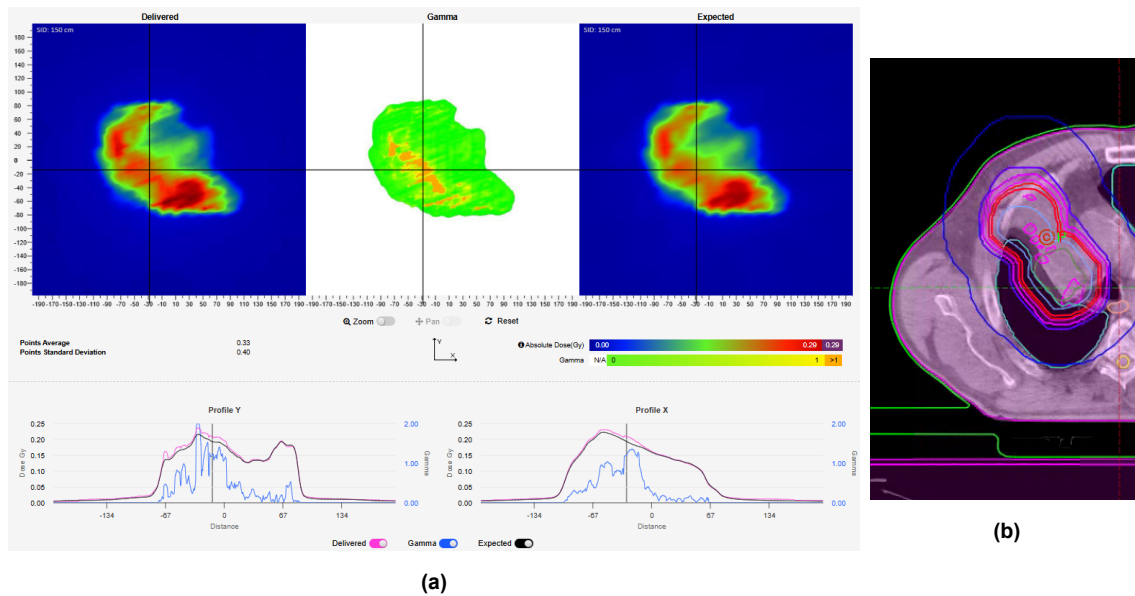


Figura 6.66: Análise de uma fração do paciente 3 após replaneamento: (a) análise Fraction n no PerFRACTION; (b) sobreposição de CBCT e TC de planeamento no Offline Review, ARIA.

O paciente 1, por sua vez, foi assumido como falso positivo, uma vez que nenhuma justificação foi encontrada para as respetivas frações reprovadas.

O balanço entre estes dois casos detetados dificultou a escolha de um critério gama para a patologia. O critério 4%/4 mm, por um lado, detetou a redução tumoral do paciente 3 de forma eficaz, despoletando, no entanto, um número considerável de falsos positivos durante o tratamento do paciente 1. O critério 5%/5 mm, apesar de atenuar o impacto dos falsos positivos, ignorou a redução tumoral do paciente 3.

Posto isto, o critério gama 4%/4 mm foi, ainda assim, o que aparentou ser mais indicado para a dosimetria *in vivo* desta patologia. No entanto, o ideal seria monitorizar um maior número de pacientes para aumentar a certeza desta escolha.

6.3.7. Síntese dos Critérios de Tolerância Adotados

A tabela [?] sintetiza todos os critérios de análise gama definidos para as patologias analisadas.

Patologia	Critérios de Tolerância		
	Threshold de Dose (%)	Patamar de Aprovação (%)	Critério Gamma
Cabeça e Pescoço	20	95	4 %/4 mm
Abdominal/Pélvico	20	95	4 %/4 mm
Próstata	20	95	4 %/4 mm
Intracraniana	20	95	2 %/2 mm
Pulmonar	20	95	4 %/4 mm
Mamária	20	90	6 %/6 mm (NG) ou 7 %/7 mm (NL)

Tabela 6.1: Critérios utilizados na análise gamma para as patologias estudadas. Todos os critérios foram definidos com análise gama global (NG), à exceção de patologia mamária que apresenta também um valor para normalização local (NL).

O estudo que consistiu numa das principais referências para esta última fase do estudo definiu empiricamente os critérios apresentados na Tabela 6.2 [29], verificando-se uma elevada concordância com os obtidos no presente trabalho.

Patologia	Critérios de Tolerância		
	Threshold de Dose (%)	Patamar de Aprovação (%)	Critério Gamma
Cabeça e Pescoço	20	95	3 %/3 mm
Abdominal/Pélvico	20	95	5 %/5 mm
Reto	20	93	5 %/5 mm
Próstata	20	95	5 %/5 mm
Intracraniana	20	95	3 %/3 mm
Pulmonar	20	95	5 %/5 mm
Mamária	20	90	7 %/6 mm (NL)

Tabela 6.2: Critérios de tolerância de análise gama definidos empiricamente no estudo que constituiu uma das principais referências deste trabalho [29].

Ainda assim, era expectável que se observassem pequenas diferenças na definição dos critérios de tolerância entre centros, uma vez que fatores como diferentes equipamentos ou acessórios, assim como o intervalo de tempo entre a aquisição da TC de planeamento e a primeira fração de tratamento, podem influenciar a adaptabilidade dos mesmos.

7. Conclusões

O presente estudo permitiu avaliar o desempenho do sistema PerFRACTION como ferramenta de dosimetria *in vivo* baseada em EPID, inicialmente em condições controladas com fantasmas e, numa segunda fase, em contexto clínico. Os resultados dos testes preliminares com fantoma homogéneo indicaram que o sistema detetou com precisão variações milimétricas no tamanho do campo e no posicionamento das folhas do MLC, bem como pequenos desvios no *output* do acelerador linear e na rotação do colimador. As alterações anatómicas simuladas com bolus no fantoma antropomórfico também foram identificadas com eficácia, resultando numa redução significativa das taxas de aprovação na análise gama, especialmente em planos 3D-CRT. Em todos estes testes, observou-se uma tendência de diminuição gradual das taxas com o aumento da magnitude do erro introduzido. Em contraste, os desvios translacionais e rotacionais aplicados ao fantoma Rando não apresentaram os resultados esperados, com algumas frações de erro a registarem taxas de aprovação superiores à fração padrão. Esta inconsistência foi atribuída ao reduzido impacto dos desvios introduzidos na distribuição de dose, facilmente superados por fatores de variabilidade interfração. Os testes demonstraram igualmente que a análise com normalização local apresenta sensibilidade superior a desvios dosimétricos em campos com elevados gradientes de dose, quando comparada com a normalização global.

Esta primeira fase do estudo permitiu concluir que, de um modo geral, o sistema PerFRACTION apresentou elevada sensibilidade à deteção de erros com impacto direto na precisão e na segurança da administração da dose ao paciente.

Posteriormente, o sistema foi implementado na prática clínica, monitorizando o tratamento de 45 pacientes, num total de 457 frações.

Como era expectável, devido à imobilização com máscara e à pequena suscetibilidade a variações anatómicas da região, a patologia intracraniana foi a que permitiu a adoção de um critério gama mais restritivo de 2 %/2 mm.

Em oposição, a patologia mamária foi a que revelou maior número de frações reprovadas, um comportamento coerente com o impacto inerente da respiração na posição das estruturas irradiadas. A normalização local revelou-se novamente mais sensível nas frações desta patologia, comportamento já observado nos testes preliminares. A análise

dos resultados sugeriu que os critérios gama 7 %/7 mm com patamar de 90 % e normalização local, e o 6 %/6 mm com patamar de 90 % e normalização global, apresentam capacidades semelhantes de deteção de erros com relevância clínica.

Na patologia de cabeça e pescoço, uma proporção significativa de pacientes apresentou desvios no posicionamento dos ombros, devido ao relaxamento cervical, bem como perda de volume, sustentando a definição do critério 4 %/4 mm.

Na patologia de próstata, o critério adotado foi o mesmo que na patologia anterior, de modo a mitigar falsos positivos sem relevância clínica.

A dosimetria *in vivo* destacou também um número significativo de frações reprovadas de pacientes com patologia abdominal e pélvica, associadas a variações do volume irradiado. Verificou-se, inclusive, o replaneamento do tratamento de dois pacientes. O critério com melhor aplicabilidade foi 4 %/4 mm, garantindo a deteção dos desvios clinicamente relevantes.

Por fim, a análise da patologia pulmonar restringiu-se a apenas três pacientes. O critério 4 %/4 mm foi adotado devido à sua eficácia na deteção da redução do volume tumoral de um dos pacientes, cujo tratamento foi replaneado. No entanto, esse critério também despoletou uma proporção significativa de falsos positivos, diminuindo a fiabilidade da escolha do mesmo.

Em termos gerais, a presente dissertação cumpriu os objetivos inicialmente estabelecidos. Foi possível validar a integração do sistema PerFRACTION no fluxo clínico como ferramenta de reforço do controlo de qualidade e apoio à decisão clínica em situações de replaneamento.

Como trabalho futuro, seria relevante expandir a amostra clínica, em particular na patologia pulmonar, de modo a validar os critérios de tolerância adotados.

A. Formalismo Matemático da Análise Gama

Tradicionalmente, a comparação entre distribuições de dose medida e calculada era feita através de dois critérios distintos [49, 39]:

- Diferença de Dose (DD) — corresponde à diferença percentual entre a dose medida e a dose calculada num determinado ponto. É geralmente mais adequada para regiões de baixo gradiente de dose.
- Distância de Concordância (DTA) — é a distância entre um ponto da distribuição medida e o ponto da distribuição calculada que apresenta a mesma dose absorvida. Este critério é mais apropriado em regiões de elevado gradiente de dose, sendo demasiado sensível em regiões de baixo gradiente de dose.

Cada um destes métodos apresenta limitações quando usado isoladamente. Por essa razão, a análise gamma (γ test), introduzida originalmente por Low et al. [50], combina ambos os critérios numa única métrica, em que a medida de aceitabilidade passa a ser a distância multidimensional entre os pontos de medição e de cálculo, tanto em termos de dose como de distância física [50]. Num espaço composto por dose e coordenadas espaciais, os critérios de aceitação formam uma superfície elipsoidal, cujo centro se encontra no ponto de medição em questão [50]. Essa superfície é definida matematicamente por [10, 51, 49]

$$\left(\frac{\Delta r}{DTA_{\max}} \right)^2 + \left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{\max}} \right)^2 = 1, \quad (\text{A.1})$$

onde

- $\Delta r = |\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m|$ representa a distância entre o ponto calculado ($\mathbf{r}_c$) e o ponto medido ($\mathbf{r}_m$);
- $\Delta D = D_m(\mathbf{r}_m) - D_c(\mathbf{r}_c)$ é a diferença de dose em $\mathbf{r}_m$ relativamente à dose calculada D_c em $\mathbf{r}_c$;
- DTA é o critério máximo de distância de concordância (por exemplo, 3 mm);
- $\Delta D_{\max}$ é o critério máximo de diferença de dose (por exemplo, 3 %).

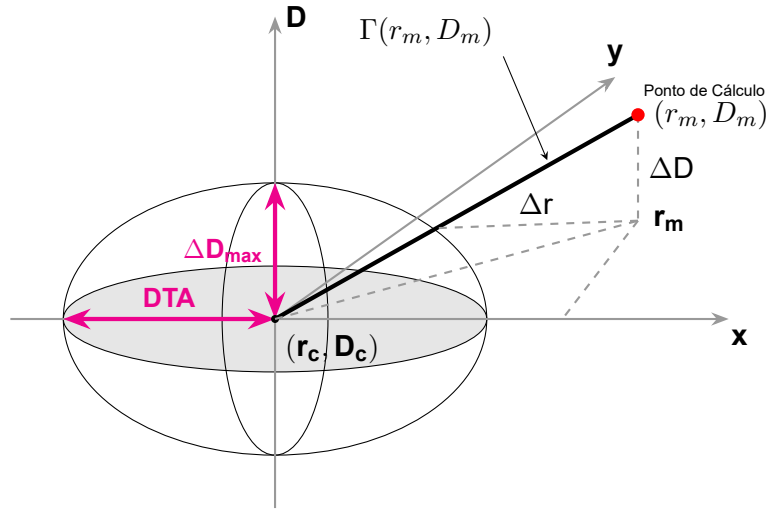


Figura A.1: Representação geométrica da análise gama. Adaptada de [10].

Para que uma distribuição medida seja considerada equivalente à calculada, deve existir pelo menos um ponto $(\mathbf{r}_m, D_m)$ que se encontre dentro do elipsoide de aceitação, isto é, um ponto para o qual [51]

$$\left(\frac{\Delta r}{DTA}\right)^2 + \left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{\max}}\right)^2 \leq 1. \quad (\text{A.2})$$

A correspondência mais precisa entre o ponto medido e o ponto calculado é obtida ao procurar o ponto que minimiza a distância entre eles num espaço dose–posição, isto é, onde $\Gamma(\mathbf{r}_m, D_m)$ é mínimo. Este valor mínimo é designado por índice gamma $\gamma(\mathbf{r}_m)$ [10, 50, 39].

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min_{\mathbf{r}_c} \left\{ \sqrt{\left(\frac{|\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m|}{DTA_{\max}}\right)^2 + \left(\frac{D_m(\mathbf{r}_m) - D_c(\mathbf{r}_c)}{\Delta D_{\max}}\right)^2} \right\} \quad (\text{A.3})$$

O critério de aceitação é então definido como [10, 51]:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1 \quad \Rightarrow \quad \text{ponto aprovado}$$

$$\gamma(\mathbf{r}_m) > 1 \quad \Rightarrow \quad \text{ponto reprovado}$$

Posto isto, o índice gama fornece uma medida quantitativa da concordância entre as distribuições de dose medida e calculada, considerando simultaneamente a diferença de

dose e a distância espacial. O limite $\gamma = 1$ define o elipsoide de aceitação, dentro do qual as diferenças são consideradas clinicamente aceitáveis.

Bibliografia

- [1] F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Weinheim: Wiley-VCH, 1986. Reprinted in 2004.
- [2] P. Andreo, D. T. Burns, A. E. Nahum, J. Seuntjens, and F. H. Attix, *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. Weinheim, Germany: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2017. Cover image by Dr. Jörg Wulff.
- [3] E. B. Podgoršak, *Radiation Physics for Medical Physicists*. Graduate Texts in Physics, Switzerland: Springer International Publishing, 3rd ed., 2016. With 232 Figures, 98 Tables.
- [4] E. B. Podgorsak, ed., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. STI/PUB/1196, Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [5] B. Cho, “Intensity-modulated radiation therapy: a review with a physics perspective,” *Radiation Oncology Journal*, vol. 36, no. 1, 2018.
- [6] T. Matsumoto, R. Toya, Y. Shimohigashi, T. Watakabe, T. Matsuyama, T. Saito, Y. Fukugawa, Y. Kai, and N. Oya, “Plan quality comparisons between 3d-crt, imrt, and vmat based on 4d-ct for gastric malt lymphoma,” *Anticancer Research*, vol. 41, no. 8, 2021.
- [7] P. Cherry and A. Duxbury, *Practical Radiotherapy: Physics and Equipment*.
- [8] L. E. Antonuk, “Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, pp. R31–R65, 2002.
- [9] Varian Medical Systems, Inc., *TrueBeam Technical Reference Guide – Volume 2: Imaging*. Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, version 4.1 ed., November 2025. Publication ID: P1055932-005-E.
- [10] I. E. Mohamed, A. G. Ibrahim, H. M. Zidan, H. S. El-Bahkiry, and A. Y. El-sahragti, “Physical dosimetry of volumetric modulated arc therapy (vmat) using epid and 2d ar-

- ray for quality assurance,” *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 2025. Available at: <https://www.elsevier.com/locate/ejrm>.
- [11] E. J. Hall and A. J. Giaccia, *Radiobiology for the Radiologist*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 7th ed., 2012. Includes bibliographical references and index.
- [12] International Atomic Energy Agency, *Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students*. No. 42 in Training Course Series, Vienna, Austria: IAEA, 2010. IAEA-TCS-42.
- [13] I. Bravo, *RADIOBIOLOGIA: As bases biológicas da radioterapia*. 2021. Monografia didática.
- [14] K. Koka, A. Verma, B. Dwarakanath, and R. Papineni, “Technological advancements in external beam radiation therapy (ebrt): An indispensable tool for cancer treatment,” *Cancer Management and Research*, vol. 14, 2022.
- [15] B. A. Fraass, “The development of conformal radiation therapy,” *Medical Physics*, vol. 22, no. 11, Pt. 2, pp. 1911–1921, 1995.
- [16] K. Otto, “Volumetric modulated arc therapy: Imrt in a single gantry arc,” *Medical Physics*, vol. 35, no. 1, pp. 310–317, 2008.
- [17] M. Teoh, C. Clark, K. Wood, S. Whitaker, and A. Nisbet, “Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice.,” *The British journal of radiology*, vol. 84, no. 1007, 2011.
- [18] P. Mayles, A. Nahum, and J. C. Rosenwald, eds., *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Boca Raton, FL: CRC Press: Taylor & Francis Group, 2007.
- [19] B. McCurdy, P. Greer, and J. Bedford, “Electronic portal imaging device dosimetry,” in *Clinical 3D Dosimetry in Modern Radiation Therapy* (B. Mijnheer, ed.), Imaging in Medical Diagnosis and Therapy, ch. 7, p. Capítulo 7, Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2018.

- [20] J. T. Bushberg, J. A. Sabert, E. M. J. Leidholdt, and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 3rd ed., 2012. Interaction of Radiation with Matter.
- [21] M. G. Herman, J. M. Balter, D. A. Jaffray, K. P. McGee, P. Munro, S. Shalev, M. Van Herk, and J. W. Wong, "Clinical use of electronic portal imaging: Report of aapm radiation therapy committee task group 58," *Medical Physics*, vol. 28, no. 5, 2001.
- [22] M. C. Kirby and A. G. Glendinning, "Developments in electronic portal imaging systems," *The British Journal of Radiology*, vol. 79, no. 943, pp. S50–S65, 2006.
- [23] A. A. da Silva, M. A. Cebim, and M. R. Davolos, "Excitation mechanisms and effects of dopant concentration in gd₂o₂s:tb³⁺ phosphor," *Journal of Luminescence*, vol. 128, no. 7, pp. 1165–1168, 2008.
- [24] W. van Elmpt, L. McDermott, S. Nijsten, M. Wendling, P. Lambin, and B. Mijnheer, "A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry.," *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 88, no. 3, pp. 289–309, 2008.
- [25] A. Sawant, L. Antonuk, Y. El-Mohri, Q. Zhao, Y. Wang, Y. Li, H. Du, and L. Perna, "Segmented crystalline scintillators: empirical and theoretical investigation of a high quantum efficiency epid based on an initial engineering prototype csi(ti) detector.," *Medical physics*, vol. 33, no. 4, pp. 1053–66, 2006.
- [26] L. Antonuk, J. Boudry, W. Huang, D. McShan, E. Morton, J. Yorkston, M. Longo, and R. Street, "Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays.," *Medical physics*, vol. 19, no. 6, pp. 1455–66, 1992.
- [27] N. Dogan, B. J. Mijnheer, K. Padgett, A. Nalichowski, C. Wu, M. J. Nyflot, A. J. Olch, N. Papanikolaou, J. Shi, S. M. Holmes, J. Moran, and P. B. Greer, "Aapm task group report 307: Use of epids for patient-specific imrt and vmat qa," *Medical Physics*, 2023. Received: 3 August 2022; Revised: 23 April 2023; Accepted: 15 May 2023.

- [28] O. Bawazeer, S. Herath, S. Sarasanandarajah, T. Kron, and P. Deb, “The influence of acquisition mode on the dosimetric performance of an amorphous silicon electronic portal imaging device,” *Journal of Medical Physics*, vol. 42, no. 2, pp. 90–95, 2017.
- [29] E. Bossuyt, R. Weytjens, D. Nevens, S. De Vos, and D. Verellen, “Evaluation of automated pre-treatment and transit in-vivo dosimetry in radiotherapy using empirically determined parameters,” *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, vol. 16, pp. 113–129, 2020.
- [30] Sun Nuclear Corporation, “Epid dosimetry in suncheck™ patient: Epid calibration, pre-treatment qa and in-vivo monitoring.” <https://www.sunnuclear.com>, n.d. PERFRACTION™ Module white paper.
- [31] J. L. Bedford, I. M. Hanson, and V. N. Hansen, “Comparison of forward- and back-projection in vivo epid dosimetry for vmat treatment of the prostate,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 63, no. 2, p. 025008, 2018.
- [32] K. R. Padgett, “Clinical implementation of epid-based pre-treatment and transit dosimetry qa solutions.” Presentation at University of Miami - Miller School of Medicine, 2025. Associate Professor of Radiation Oncology and Radiology.
- [33] S. B. G. Lim, “In-vivo transit dosimetry and its clinical application.” Presentation at AAPM Spring, Memorial Sloan Kettering Cancer Center, New York, NY, 2025. Director of Radiation Dosimetry Core; Associate Attending Physicist.
- [34] Y. Li, L. Chen, J. Zhu, B. Wang, and X. Liu, “A quantitative method to the analysis of mlc leaf position and speed based on epid and ebt3 film for dynamic imrt treatment with different types of mlc,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 18, no. 4, pp. 106–115, 2017.
- [35] Z. Xu, J. Kim, J. Han, A. T. Hsia, and S. Ryu, “Dose rate response of digital megavolt imager detector for flattening filter-free beams,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 19, no. 4, pp. 141–147, 2018.
- [36] Medical Physics at Radiooncology, Klinik Favoriten, “KFJ goes DMI: We upgraded our MV imaging detectors.” https://physik.gesundheitsverbund.at/tb/tb_dmi.html, 2016. Acedido em: 30 de maio de 2026.

- [37] N. Miri, P. Keller, B. J. Zwan, and P. Greer, "EPID-based dosimetry to verify IMRT planar dose distribution for the as1200 EPID and FFF beams," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 17, no. 6, pp. 292–304, 2016.
- [38] S. R. Avelino, J. R. Dias, T. M. Peron, and G. S. Vidal, "Evaluation of an epid in vivo monitoring system using local and external independent audit measurements," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 23, no. 12, p. e13822, 2022.
- [39] M. Miften, A. Olch, D. Mihailidis, J. Moran, T. Pawlicki, A. Molineu, H. Li, K. Wijesooriya, J. Shi, P. Xia, N. Papanikolaou, and D. A. Low, "Tolerance limits and methodologies for imrt measurement-based verification qa: Recommendations of aapm task group no. 218," *Medical Physics*, vol. 45, no. 4, pp. e53–e83, 2018.
- [40] S. Ahmed, D. Hunt, J. Kapatoes, R. Hayward, G. Zhang, E. G. Moros, and V. Feygelman, "Validation of a GPU-based 3D dose calculator for modulated beams," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 18, pp. 73–82, May 2017. Epub 2017 Mar 29.
- [41] Sun Nuclear Corporation, "Dosecheck & perfraction: On the accuracy of the SNC dose calculator algorithm," white paper, Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL. Study conducted at The H. Lee Moffitt Cancer Center by Saeed Ahmed and Vladimir Feygelman.
- [42] R. Jacques, R. Taylor, J. Wong, and T. McNutt, "Towards real-time radiation therapy: GPU accelerated superposition/convolution," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 98, no. 3, pp. 285–292, 2010.
- [43] A. H. Zhuang and A. J. Olch, "Sensitivity study of an automated system for daily patient qa using epid exit dose images," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 19, no. 3, pp. 114–124, 2018.
- [44] P. Doolan, M. Nikolaou, K. Ferentinos, and G. Anagnostopoulos, "Assessment of a commercial epid dosimetry system to detect radiotherapy treatment errors," *Biomedical Physics & Engineering Express*, vol. 7, 2021.
- [45] E. Bossuyt, D. Nevens, R. Weytjens, A. Taieb Mokaddem, and D. Verellen, "Assessing the impact of adaptations to the clinical workflow in radiotherapy using transit

- in vivo dosimetry,” *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, vol. 25, p. 100420, 2023.
- [46] H. C. Woodruff, T. Fuangrod, E. Van Uytven, B. M. C. McCurdy, T. Van Beek, S. Bhatia, *et al.*, “First experience with real-time epid-based delivery verification during imrt and vmat sessions,” *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, vol. 93, no. 3, pp. 516–522, 2015.
- [47] S. Cilla, D. Meluccio, A. Fidanzio, L. Azario, A. Ianiro, G. Macchia, C. Digesù, F. Deodato, V. Valentini, A. G. Morganti, and A. Piermattei, “Initial clinical experience with epid-based in-vivo dosimetry for vmat treatments of head-and-neck tumors,” *Physica Medica*, vol. 32, no. 1, pp. 52–58, 2016.
- [48] Y. A. C. Fiagan, E. Bossuyt, D. Nevens, M. Machiels, I. Chiari, I. Joye, P. Meijnders, T. Gevaert, and D. Verellen, “The use of in-vivo dosimetry to identify head and neck cancer patients needing adaptive radiotherapy,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 184, p. 109676, 2023.
- [49] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Medical Physics*, vol. 25, no. 5, pp. 656–661, 1998.
- [50] D. A. Low, W. B. Harms, K. M. Klausmeyer, J. A. Purdy, and S. Mutic, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Medical Physics*, vol. 25, no. 5, pp. 656–661, 1998.
- [51] T. Depuydt, A. Van Esch, and D. P. Huyskens, “A quantitative evaluation of imrt dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 62, no. 3, pp. 309–319, 2002.