



DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA CONTROLE DE QUALIDADE
EM RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA (IMRT)

Roberto Salomon de Souza

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro

Abril de 2012

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA CONTROLE DE QUALIDADE
EM RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA (IMRT)

Roberto Salomon de Souza

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

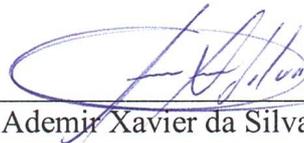
Examinada por:



Prof. Delson Braz, D.Sc.



Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, D.Sc.



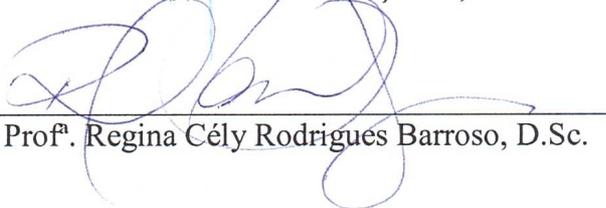
Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.



Profª. Simone Coutinho Cardoso, D.Sc.



Dr. Marcello Gomes Gonçalves, D.Sc.



Profª. Regina Cély Rodrigues Barroso, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2012

Souza, Roberto Salomon de

Desenvolvimento de um Sistema para Controle de Qualidade em Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) / Roberto Salomon de Souza - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XIX, 134 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Tese (doutorado) - UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 128-134.

1. Dosimetria e Controle de Qualidade em Radioterapia. 2. Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). 3. Auditorias de Qualidade. I. Braz, Delson *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

*À Deus, pelos dons recebidos e por me dotar dos instrumentos necessários à
continuação dos meus trabalhos e estudos;*

Aos meus pais e avós por que sem eles eu não seria nada do que sou;

À minha esposa Luciana pelo amor e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

À Deus;

Ao Instituto Nacional de Câncer por permitir a realização deste trabalho;

À Anna Maria Campos de Araujo pelo apoio e incentivo;

Aos colegas do Programa de Qualidade em Radioterapia, em especial ao Victor Gabriel que contribuiu em várias etapas do trabalho e ao Paul Clivland que executou várias vezes as leituras dos TLDs e a montagem dos mesmos no fantoma;

Aos meus orientadores por acolherem a proposta;

À Zulma Casquilha por estar sempre disposta a ajudar com as várias tomografias dos protótipos do fantoma;

Aos técnicos da Radioterapia do HC-I do INCA pela ajuda, direta ou indireta, nas vezes em que precisei irradiar os TLDs e os protótipos do fantoma;

Aos físicos médicos e suas instituições que permitiram a utilização do sistema de avaliação, objeto deste trabalho, em seus equipamentos;

Ao professor Rafael Becker Kabad pela revisão do abstract;

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA CONTROLE DE QUALIDADE
EM RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA (IMRT)

Roberto Salomon de Souza

Abril/2012

Orientadores: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Programa: Engenharia Nuclear

Quanto mais complexa for a técnica de tratamento em radioterapia, mais apurado deverá ser o controle de qualidade. A técnica de radioterapia de intensidade modulada (IMRT) é uma das inovações tecnológicas que ganhou espaço em todo o mundo na década passada e cujos parâmetros para controle de qualidade ainda não estão totalmente estabelecidos.

Este trabalho desenvolveu um objeto simulador para controle de qualidade em IMRT, a ser implementado na rotina do Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA). O dispositivo constitui-se de um bloco formado por várias placas de poliestireno onde são inseridos TLDs e um filme radiocrômico, que deve ser enviado (ou levado) para as instituições participantes do Programa o irradiarem sob determinadas condições, e o retornar ao PQRT para que seja avaliado o grau de discrepância entre o tratamento planejado e o efetivamente realizado.

O sistema foi validado através de casos testes e de um programa piloto realizado em nove centros de radioterapia que realizam IMRT na região sudeste do país.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

DEVELOPMENT OF A QUALITY CONTROL SYSTEM FOR INTENSITY
MODULATED RADIOTHERAPY (IMRT)

Roberto Salomon de Souza

April/2012

Advisors: Delson Braz

Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Department: Nuclear Engineering

The more complex the technique of radiotherapy treatment is, the more refined the quality control must be. The technique of Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) is one of the technological innovations that gained space in the whole world in the last decade whose parameters of quality control are not fully established yet.

The present work developed a phantom for quality control in IMRT to be implemented in the routine of the Radiotherapy Quality Control Program (PQRT) of the Brazilian National Cancer Institute (INCA). The device consists of a block formed by several polystyrene slices with TLDs and radiochromic film inserted. It should be sent (or taken) to the Program participating institutions to be irradiated under certain conditions and then be returned to the PQRT, where the discrepancy degree between the planned treatment and those effectively delivered will be evaluated.

The system was validated through the test cases and the pilot program performed in nine radiotherapy centers that perform IMRT in the southeast region of Brazil.

3.9 - Projeto Piloto de avaliação utilizando o sistema de controle de qualidade em IMRT	61
4 - RESULTADOS	65
4.1 - Análise da homogeneidade do campo de radiação	65
4.2 - Determinação da leitura de fundo (BG) dos TLDs	67
4.3 - Estudo da sensibilidade dos TLDs	67
4.4 - Estudo da linearidade dos TLDs	68
4.5 - Estudo da dependência energética dos TLDs	69
4.6 - Correções para tempo, trânsito e variações na leitura dos TLDs de controle	70
4.7 - Estudo das incertezas	70
4.8 - Protótipo do simulador para controle de qualidade em IMRT	72
4.9 - Resultados dos casos testes dos protótipos	79
4.9.1 - Resultados obtidos com os TLDs	79
4.9.2 - Resultados obtidos com os filmes radiocrômicos	81
4.10 - Resultados do Projeto Piloto	99
5 - CONCLUSÕES	126
6 - PERSPECTIVAS	127
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Representação gráfica dos volumes de interesse, como definidos nos relatórios ICRU n ^{os} 50 e 62	6
Figura 2.2 - Bloco personalizado de <i>cerrobend</i> ® preparado para uso	7
Figura 2.3 - Colimadores multilâminas	8
Figura 2.4 - Perfis do feixe e distribuição de doses resultantes de um tratamento com radioterapia 3D conformacional (esquerda) e com IMRT (direita)	9
Figura 2.5 - Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica tipo Baldwin-Farmer	16
Figura 2.6 - Termoluminescência ilustrada pelo modelo de bandas de energia: (a) o material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução. (b) quando aquecido, o elétron retorna à banda de valência, havendo emissão de luz	18
Figura 2.7 - Curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado com Co-60 à temperatura ambiente	19
Figura 2.8 - Desvanecimento do LiF:Mg,Ti antes e depois de irradiado	20
Figura 2.9 - Curva da resposta termoluminescente em função da dose absorvida para a fonte de Co-60 para diferentes materiais termoluminescentes. A: SiO ₂ ; B: LiF:Mg,Ti; C: TLD-400 (CaF ₂ :Mn)	22
Figura 2.10 - Esquema de uma leitora TL	25
Figura 2.11 - Configuração do filme Gafchromic® EBT	27
Figura 2.12 - Configuração do filme Gafchromic® EBT2	27
Figura 2.13 - Resposta do filme Gafchromic® EBT2 no <i>scanner</i>	29
Figura 2.14 - Imagem do filme EBT2 em RGB e separada nos três canais: vermelho (R), verde (G) e azul (B)	29
Figura 2.15 - Resposta do filme EBT2 a doses entre 5 Gy e 40 Gy	30
Figura 3.1 - Equipamento de Co-60 Theratron 780C (TH-X) instalado no INCA ..	33
Figura 3.2 - Acelerador linear clínico Clinac 2300CD instalado no INCA	34
Figura 3.3 - Acelerador linear clínico Trilogy instalado no INCA	35
Figura 3.4 - Fantoma de acrílico CNMC de 40 cm x 30 cm x 40 cm	36
Figura 3.5 - Placas de Água Virtual ®	37

Figura 3.6 - Conjunto dosimétrico de referência (eletrômetro e câmara de ionização cilíndrica), termômetro e barômetro digitais	38
Figura 3.7 - Pastilha de TLD-100 (LiF: Mg, Ti)	38
Figura 3.8 - Embalagem comercial contendo as 505 pastilhas virgens de TLD-100 (LiF: Mg, Ti) utilizadas no presente trabalho	40
Figura 3.9 - Filme dosimétrico Kodak X-OMAT V	41
Figura 3.10 - Arranjo experimental para irradiação do filme dosimétrico X-OMAT V	41
Figura 3.11 - Código de identificação do TLD grafado em uma de suas faces	42
Figura 3.12 - Leitora de TLDs Fimel PCL3	45
Figura 3.13 - Copela liberada pelo carregador no disco giratório	45
Figura 3.14 - Visão superior interna da leitora Fimel PCL3 onde aparecem o descarregador (esquerda), o carregador (centro) e a fotomultiplicadora (direita) ...	46
Figura 3.15 - Arranjo experimental da irradiação dos TLDs para seleção	47
Figura 3.16 - Filmes radiocrômicos Gafchromic EBT (a) e EBT2 (b)	51
Figura 3.17 - Peças de filmes EBT e EBT2 irradiados para a calibração	52
Figura 3.18 - <i>Scanner</i> ScanMaker 9800XL	53
Figura 3.19 - <i>Scanner</i> Epson Perfection V750 PRO	54
Figura 3.20 - Tomógrafo Picker PQ-2000	56
Figura 3.21 - Posicionamento dos protótipos (à esquerda: segundo protótipo e à direita: segundo protótipo modificado) para aquisição das imagens tomográficas .	56
Figura 3.22 - Imagem tomográfica na tela do computador mostrando o corte central do objeto simulador, onde aparecem as cavidades para os TLDs e para o filme radiocrômico	57
Figura 3.23 - Tomógrafo Philips – Gemini	58
Figura 3.24 - Imagens tomográficas adquiridas (esq.) e delineamento da região de interesse (dir.) no primeiro protótipo	59
Figura 3.25 - Tela do sistema de planejamento do tratamento Eclipse® com o planejamento do terceiro protótipo	60
Figura 4.1 - Distribuição de dose do campo 20 cm x 20 cm analisada pelo programa DoseLab	65
Figura 4.2 - Análise da simetria e da planura na direção axial (<i>inplane</i>) do campo 20 cm x 20 cm efetuada pelo programa DoseLab®	66

Figura 4.3 - Análise da simetria e da planura na direção transversal (<i>crossplane</i>) do campo 20 cm x 20 cm efetuada pelo programa DoseLab®	66
Figura 4.4 - Gráfico relacionando o fator de correção de não-linearidade da resposta dos TLDs com a dose	68
Figura 4.5 - Gráfico para correção da dependência energética da resposta dos TLDs	69
Figura 4.6 - Primeiro protótipo do simulador para controle de qualidade em IMRT	72
Figura 4.7 - Matriz de 17 cavidades para colocação dos TLDs (a) e rasgo para colocação do filme radiocrômico (b)	73
Figura 4.8 - Segundo protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT	74
Figura 4.9 - Matriz de 17 cavidades para colocação dos TLDs	75
Figura 4.10 - Rasgo para colocação do filme radiocrômico	75
Figura 4.11 - Segundo protótipo modificado	76
Figura 4.12 - Terceiro protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT	77
Figura 4.13 - Placa com as cinco heterogeneidades: 2 de PVC (laterais), 1 de polietileno (inferior), 1 de acrílico (centro) e 1 de náilon (superior)	78
Figura 4.14 - Versão final do protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT	78
Figura 4.15 - Resultado da análise das distribuições de dose do tratamento planejado comparado com o medido para o primeiro protótipo com o <i>software</i> FilmQA™	82
Figura 4.16 - Filme EBT irradiado para o primeiro caso teste do segundo protótipo modificado	83
Figura 4.17 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> Verisoft® do primeiro caso teste com o filme EBT no segundo protótipo modificado	83
Figura 4.18 - Filme EBT irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado	84
Figura 4.19 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> Verisoft® do segundo caso teste com o filme EBT no segundo protótipo modificado	84

Figura 4.20 - Filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado	85
Figura 4.21 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do primeiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm	86
Figura 4.22 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do primeiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm	86
Figura 4.23 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do segundo filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm	87
Figura 4.24 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do segundo filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm	87
Figura 4.25 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do terceiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm	88
Figura 4.26 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do terceiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm	88
Figura 4.27 - Filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo	90
Figura 4.28 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do primeiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	91
Figura 4.29 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do primeiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	91
Figura 4.30 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do segundo filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	92
Figura 4.31 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do segundo filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	92

Figura 4.32 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do terceiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	93
Figura 4.33 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do terceiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	93
Figura 4.34 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do quarto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	94
Figura 4.35 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do quarto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	94
Figura 4.36 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do quinto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	95
Figura 4.37 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do quinto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm	95
Figura 4.38 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 1 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	100
Figura 4.39 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 1 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	100
Figura 4.40 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado no acelerador 1 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	101
Figura 4.41 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado no acelerador 1 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	102
Figura 4.42 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado no acelerador 2 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	103

Figura 4.43 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado no acelerador 2 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	103
Figura 4.44 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 3 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	104
Figura 4.45 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 3 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	105
Figura 4.46 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 4 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	106
Figura 4.47 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 4 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	106
Figura 4.48 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	107
Figura 4.49 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	108
Figura 4.50 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	109
Figura 4.51 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	109
Figura 4.52 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	110
Figura 4.53 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	111

Figura 4.54 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	112
Figura 4.55 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	112
Figura 4.56 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 7 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	113
Figura 4.57 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 7 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	114
Figura 4.58 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 8 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	115
Figura 4.59 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 8 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	115
Figura 4.60 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 9 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	116
Figura 4.61 - Resultado da análise feita pelo <i>software</i> desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 9 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm	117
Figura 4.62 - Tela do sistema de planejamento com a imagem da distribuição de doses no corte do isocentro do planejamento executado para o acelerador 2 da instituição 2	118

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Valores de densidade, número atômico efetivo e número de elétrons por grama de vários tecidos	15
Tabela 2.2 - Propriedades físicas de vários materiais simuladores de tecido	15
Tabela 3.1 - Separação dos 505 TLDs em lotes de 49	42
Tabela 3.2 - Tratamento térmico dos TLDs	44
Tabela 3.3 - Instituições que participaram do Projeto Piloto, incluindo o INCA	62
Tabela 3.4 - Características dos equipamentos e dos planejamentos executados no projeto piloto	64
Tabela 4.1 - Resultado das doses obtidas nos TLDs para o caso teste do segundo protótipo modificado	79
Tabela 4.2 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados no PTV obtidos com os TLDs para o segundo protótipo modificado	80
Tabela 4.3 - Resultado das doses obtidas nos TLDs para o caso teste do terceiro protótipo	80
Tabela 4.4 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados no PTV obtidos com os TLDs para o terceiro protótipo	80
Tabela 4.5 - Valores médios de dose registrados nos filmes EBT2 irradiados para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado para cada uma das regiões de interesse, obtidos pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 e comparados com os valores do sistema de planejamento	89
Tabela 4.6 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados obtidos com o filme radiocrômico para o segundo protótipo modificado	89
Tabela 4.7 - Valores médios de dose registrados nos filmes EBT2 irradiados para o caso teste do terceiro protótipo para cada uma das regiões de interesse, obtidos pelo <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 e comparados com os valores do sistema de planejamento	96
Tabela 4.8 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados obtidos com o filme radiocrômico para o terceiro protótipo	96
Tabela 4.9 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada um dos protótipos, usando o <i>software</i> FilmQA® Pro 2011 ...	97

Tabela 4.10 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada um dos protótipos, usando o <i>software</i> desenvolvido no PQRT	98
Tabela 4.11 - Resultados dos TLDs para a instituição 1	99
Tabela 4.12 - Resultados dos TLDs para o acelerador 1 da instituição 2	101
Tabela 4.13 - Resultados dos TLDs para o acelerador 2 da instituição 2	102
Tabela 4.14 - Resultados dos TLDs para a instituição 3	104
Tabela 4.15 - Resultados dos TLDs para a instituição 4	105
Tabela 4.16 - Resultados dos TLDs para a primeira avaliação da instituição 5	107
Tabela 4.17 - Resultados dos TLDs para a segunda avaliação da instituição 5	108
Tabela 4.18 - Resultados dos TLDs para a primeira avaliação da instituição 6	110
Tabela 4.19 - Resultados dos TLDs para a segunda avaliação da instituição 6	111
Tabela 4.20 - Resultados dos TLDs para a instituição 7	113
Tabela 4.21 - Resultados dos TLDs para a instituição 8	114
Tabela 4.22 - Resultados dos TLDs para a instituição 9	116
Tabela 4.23 - Resumo dos desvios percentuais encontrados entre a dose prescrita e a dose medida com TLDs em cada uma das heterogeneidades para cada uma das instituições do Projeto Piloto	118
Tabela 4.24 - Resumo dos desvios percentuais encontrados entre a dose prescrita e a dose medida com TLDs em cada uma das heterogeneidades, em cada uma das irradiações dos casos testes do terceiro protótipo	120
Tabela 4.25 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada uma das instituições do Projeto Piloto, usando o <i>software</i> FilmQA® Pro 2011	122
Tabela 4.26 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada uma das instituições do Projeto Piloto, usando o <i>software</i> desenvolvido no PQRT	123

1 - INTRODUÇÃO

No Brasil, estimativas [1] apontam um grande número de novos casos de câncer por ano, sendo também, uma das doenças com maior número de óbitos, o que reforça a importância da prevenção e da eficiência do tratamento. A consequência desse fato é o aumento do número de pacientes encaminhados a serviços especializados de radioterapia.

A técnica da radioterapia está intimamente ligada ao desenvolvimento tecnológico. A cada ano, surgem novos equipamentos - com acessórios mais complexos - e técnicas terapêuticas, decorrentes deste desenvolvimento, que permitem maior sofisticação e eficácia do tratamento, o que evidencia a importância de um controle de qualidade mais apurado destes equipamentos e das técnicas utilizadas.

Sendo o Brasil um país de dimensões continentais, com centenas de serviços de radioterapia, a avaliação postal de dose constitui-se um método eficiente e barato para levar algumas etapas do controle de qualidade a um maior número de instituições e de forma mais rápida.

Em radioterapia, programas de auditoria externa e uso de sistemas postais de avaliação de dose para controle de qualidade não são algo novo. Os pioneiros nessa área foram o Centro de Física Radiológica (RPC, do inglês *Radiological Physics Center*) do Centro de Câncer M.D. Anderson, da Universidade do Texas, desde 1968 [2] e a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*), que desde 1969 [3], realizam um programa postal de avaliação de dose com dosímetros termoluminescentes (TLD, do inglês *thermoluminescent dosimeter*). Várias outras sociedades e organizações ao redor do mundo têm desenvolvido seus sistemas de avaliação [4,5], incluindo o Brasil [6], através do Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA).

Porém, sistemas de avaliação de técnicas complexas são mais escassos. No momento, o RPC é um dos poucos e o mais respeitado órgão que possui objetos simuladores (fantomas) criados especialmente para este fim [7].

No mercado há vários tipos comercialmente disponíveis de fantomas para radioterapia, incluindo para técnicas avançadas como radioterapia de intensidade modulada (IMRT), radioterapia guiada por imagens (IGRT), terapia volumétrica modulada em arco (VMAT), radiocirurgia, etc. Porém, esses simuladores se destinam ao controle de qualidade interno da instituição, não servindo para auditorias externas,

pois além de serem grandes e pesados, em geral são desenvolvidos para o uso de câmaras de ionização, e não de TLDs ou filmes.

No Brasil, segundo informações dos três principais fabricantes de aceleradores lineares (Varian, Elekta e Siemens), há cerca de 76 máquinas instaladas em 56 serviços de radioterapia que oferecem a técnica de IMRT à população, tendo sido o INCA o primeiro serviço público a disponibilizá-la para usuários do Sistema Único de Saúde (SUS).

O Instituto Nacional de Câncer é o órgão de referência do Ministério da Saúde do Governo Federal de prestação de serviços, formação de recursos humanos e transferência de tecnologia [8]. Sendo assim, tem também a responsabilidade de promover programas e ações para disseminar a cultura do controle e garantia da qualidade dos serviços de radioterapia prestados à população.

Atualmente, o único órgão que faz controle de qualidade em radioterapia através de avaliações locais e postais é o PQRT do INCA, porém limitadas aos parâmetros físicos dos feixes de fótons e elétrons, não tendo ainda implementado um sistema para avaliação de técnicas complexas - como a IMRT.

Nesse contexto, o presente trabalho vem preencher essa lacuna no cenário atual da radioterapia brasileira.

1.1 - Objetivos

1.1.1 - Objetivo principal

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver um sistema de controle de qualidade para radioterapia de intensidade modulada (IMRT) com o uso de dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos, que deve poder ser enviado por via postal, face às dimensões continentais do Brasil.

1.1.2 - Objetivo secundário

Constitui-se também objetivo do presente trabalho, a validação do sistema através de um Projeto Piloto, onde devem ser avaliados serviços de radioterapia que

ofereçam a técnica de IMRT e que sejam representativas desta prestação de serviços no país.

2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 - O câncer e a radioterapia

Na definição do Instituto Nacional de Câncer (INCA) “câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado das células, que invadem tecidos e órgãos. Dividindo-se rapidamente, estas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores malignos, que podem espalhar-se para outras regiões do corpo (metástases)” [9].

“As causas de câncer são variadas, podendo ser externas ou internas ao organismo, estando inter-relacionadas. As causas externas referem-se ao meio ambiente e aos hábitos ou costumes próprios de uma sociedade. As causas internas são, na maioria das vezes, geneticamente pré-determinadas, e estão ligadas à capacidade do organismo de se defender das agressões externas” [9].

No Brasil, estimativas [1] apontam um grande número de novos casos de câncer por ano, sendo também, uma das doenças com maior número de óbitos (15% dos óbitos de causa conhecida, notificados em 2009 no Sistema de Informações sobre Mortalidade), o que reforça a importância da prevenção e da eficiência do tratamento.

Quando um paciente é diagnosticado com câncer, ele é encaminhado para um hospital especializado em oncologia para que seja submetido ao método de tratamento mais indicado para o seu caso. Existem diferentes técnicas e abordagens escolhidas conforme a indicação do médico oncologista: cirurgia, quimioterapia e radioterapia, sozinhas ou associadas. Estima-se que metade dos pacientes com câncer seja tratada com radioterapia.

Na radioterapia, utilizam-se feixes de radiações ionizantes, produzidos por equipamentos de raios X (ortovoltagem e megavoltagem) ou equipamentos com fontes radioativas, que fornecem doses de radiação adequadas para eliminar as células tumorais. Quando corretamente indicada e aplicada, é uma eficiente técnica para tratar o câncer.

Há duas modalidades de radioterapia: a teleterapia e a braquiterapia. A teleterapia é a modalidade na qual o paciente é irradiado por um feixe de fótons (raios X ou gama), elétrons ou prótons, posicionado a certa distância. Já na braquiterapia, uma ou várias fontes radioativas seladas, usadas para irradiar a região desejada, são localizadas a pouca distância ou em contato com o tecido tumoral do paciente. As aplicações dessas fontes podem ser superficiais ou de contato, intersticiais ou intracavitárias.

Na teleterapia, antes de iniciar as sessões de irradiação, o paciente passa pela etapa de simulação do tratamento, em que o médico radioterapeuta utiliza a tomografia computadorizada ou os raios X convencionais para localizar a região a ser irradiada, determinar a técnica adequada para o caso (2D, 3D, IMRT, etc) e prescrever a dose para o tratamento.

A etapa seguinte à simulação é a de planejamento do tratamento, na qual os físicos médicos calculam, manualmente ou através de um *software* específico, a distribuição de doses no tumor e nos tecidos saudáveis, respeitando os seus limites de tolerância à radiação. Só então o paciente é encaminhado para a realização do tratamento no equipamento indicado.

A fase de tratamento é a mais importante de todas, pois nela devem ser reproduzidas, diariamente e de modo perfeito, as condições estabelecidas na simulação. Um erro nessa etapa, além de comprometer o resultado do tratamento, pode acarretar lesões no paciente ou provocar acidentes. Por isso o controle de qualidade é de fundamental importância.

2.2 - Técnicas de tratamento

O objetivo da radioterapia é depositar uma dose de radiação homogênea em um volume alvo que inclua o tumor, a extensão sub-clínica das células cancerosas e uma margem que leve em conta: o movimento do paciente, o movimento do órgão e as variações do posicionamento do paciente no dia a dia. Para isso, utiliza uma combinação de campos para irradiar esse volume alvo com a dose prescrita pelo médico radioterapeuta, com o mínimo possível de danos aos tecidos saudáveis.

A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU, do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*) em sua

publicação ICRU nº 24, recomenda que a variação máxima entre a dose prescrita e a dose efetivamente aplicada, seja de $\pm 5\%$ [10]. Essa variação inclui todo o processo de tratamento, desde a simulação, passando pelo planejamento, pela dosimetria até o posicionamento diário do paciente.

Para alcançar este objetivo, a radioterapia pode ser realizada por diferentes técnicas: pela chamada técnica convencional ou em duas dimensões (2D), pela radioterapia conformacional ou em três dimensões (3D) e pelas técnicas especiais, como a radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *Intensity Modulated Radiotherapy*).

2.2.1 - Radioterapia convencional ou 2D

Nos primórdios da radioterapia, todos os planejamentos dos tratamentos eram feitos de forma manual, sendo a dose de radiação prescrita pelo médico radioterapeuta em um ponto. Nessa técnica, quando, além de calcular a dose no ponto prescrito é necessário calcular a distribuição de doses em um plano da região irradiada, são usadas curvas de isodose padrão fornecidas pelo fabricante do equipamento de teleterapia. O técnico em radioterapia faz um molde do contorno do paciente na região a ser tratada e, a partir deste molde, o físico médico traça o contorno em uma folha de papel onde, com as curvas de isodose fornecidas pelo fabricante, calcula a distribuição de doses.

Essa técnica é chamada de radioterapia convencional ou em duas dimensões (2D) por que não é possível calcular a dose absorvida em um volume qualquer, seja do tumor ou dos órgãos a serem preservados. Somente é possível determinar a distribuição de doses em um plano e calculá-la em um ponto.

Ainda hoje se utiliza esta técnica para tratamento de casos mais simples com campos diretos ou casos paliativos.

2.2.2 - Radioterapia conformacional ou 3D

A chamada radioterapia conformacional ou em três dimensões (3D) tem como premissa básica o planejamento do tratamento e prescrição da dose em um volume e não mais em um ponto, como na radioterapia convencional. Para isso, o uso de imagens em

três dimensões da anatomia do paciente é fundamental. Essas imagens podem ser obtidas por equipamentos de tomografia computadorizada (CT), ressonância magnética nuclear (RMN), ultra-som (US), tomografia por emissão de pósitrons (PET) ou tomografia por emissão de fóton único (SPECT) [11].

A definição do volume alvo e das estruturas críticas é um pré-requisito para o planejamento do tratamento em 3D e para a precisão na administração da dose prescrita [12]. Por isso a Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU) define alguns volumes importantes [13,14] como GTV, CTV, ITV, PTV e OAR (figura 2.1):

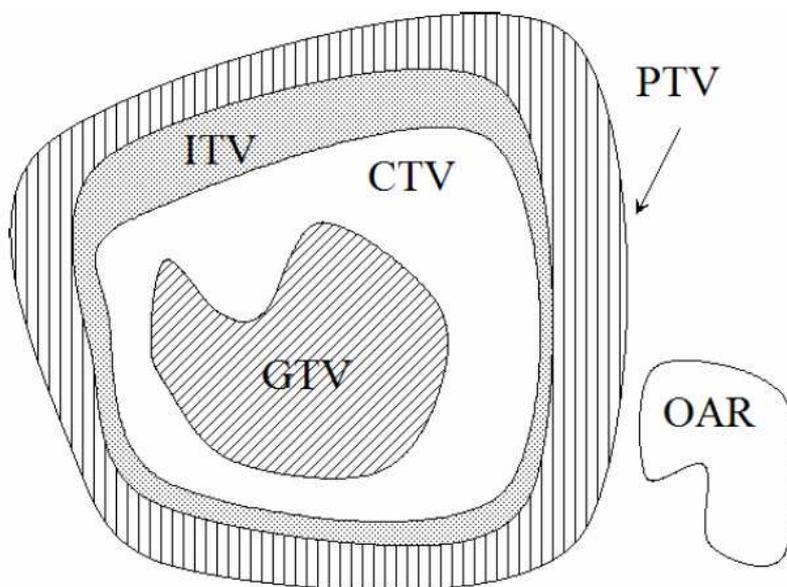


Figura 2.1 - Representação gráfica dos volumes de interesse, como definidos nos relatórios ICRU n^{os} 50 e 62.

GTV (*gross tumour volume*) - é o **volume tumoral bruto** cujas extensão e localização do crescimento maligno são palpáveis ou visíveis.

CTV (*clinical target volume*) - **volume alvo clínico**, é o volume de tecido que contém o GTV e/ou a doença maligna microscópica sub-clínica que deve ser eliminada.

ITV (*internal target volume*) - o **volume alvo interno** consiste no CTV mais uma margem interna, que é projetada para levar em consideração as variações no tamanho e na posição do CTV relativas à estrutura de referência do paciente (definida geralmente pela anatomia óssea). Essas variações são devidas ao movimento dos órgãos, como respiração e volumes do reto ou da bexiga.

PTV (*planning target volume*) - **volume alvo do planejamento**, é um conceito geométrico e é definido para selecionar os arranjos apropriados do feixe, levando em consideração o efeito líquido de todas as variações geométricas possíveis, a fim de assegurar-se de que a dose prescrita seja realmente absorvida pelo CTV.

OAR (*organ at risk*) - **órgão de risco** é o órgão cuja sensibilidade à radiação é tal que a dose recebida de um plano de tratamento pode ser significativa quando comparado com sua tolerância, possivelmente requerendo uma mudança no arranjo do feixe ou uma mudança no valor da dose.

A partir destas definições, um sistema tridimensional de planejamento do tratamento, pode gerar um histograma dose-volume (DVH, do inglês *dose volume histogram*), que representa a distribuição de frequência dos valores de dose dentro de um volume definido, que pode ser o PTV ou um OAR, na forma de um percentual do volume, sendo uma poderosa ferramenta para uma avaliação quantitativa do plano de tratamento.

O DVH é de vital importância na radioterapia 3D para o médico radioterapeuta verificar a dose recebida pelo volume alvo e pelos órgãos de risco, que possuem diferentes níveis de tolerância à radiação.

2.2.2.1 - Blocos de proteção e colimadores multilâminas (MLC)

Quando partes dos campos de radiação necessitam ser bloqueadas a fim de proteger algumas regiões sãs próximas ao tumor ou órgãos de risco, interpõem-se blocos de proteção, feitos de chumbo ou de uma liga metálica denominada *cerrobend*®, entre o

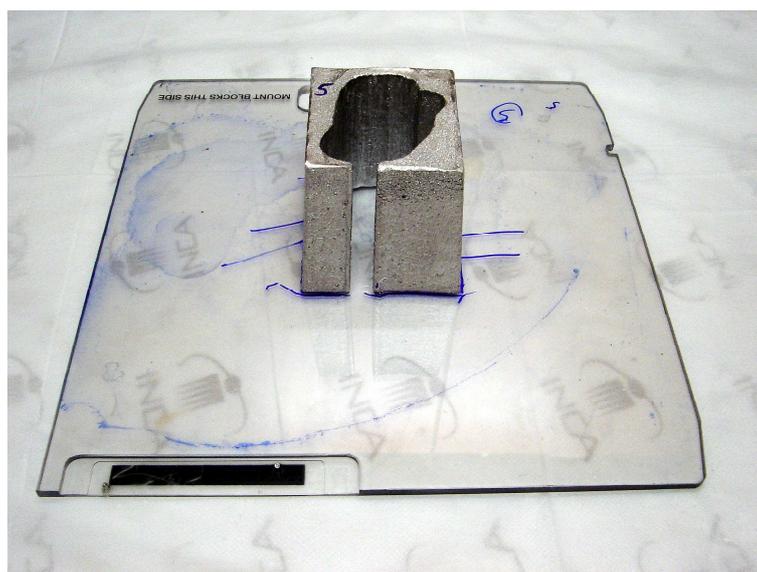


Figura 2.2 - Bloco personalizado de *cerrobend*® preparado para uso.

feixe de radiação e o paciente.

O bloqueio de partes do campo de radiação usando blocos de proteção personalizados (figura 2.2), que seguem o contorno do órgão ou da região a ser protegida, configura o que se costuma denominar por radioterapia conformacional.

Atualmente a nova geração de aceleradores lineares permite a utilização de colimadores de múltiplas folhas ou colimadores multilâminas (da sigla em inglês MLC - *Multileaf Collimator*) - figura 2.3 - que substituem os blocos de proteção. Esses colimadores permitem a conformação de campos irregulares da mesma forma que os blocos personalizados.



Figura 2.3 - Colimadores multilâminas.

Além da conformação dos campos de radiação, os MLCs - por serem lâminas finas que se movimentam automaticamente, independentemente umas das outras com precisão superior a 1 mm - são usados nas técnicas em que é necessária a modulação da intensidade do feixe (como a IMRT) [15].

2.2.3 - Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

A radioterapia de intensidade modulada (IMRT) é uma forma avançada da radioterapia conformacional, e constitui-se em excelente ferramenta para o desenvolvimento da radioterapia, aumentando a probabilidade do controle tumoral e diminuindo a morbidade, ou seja, a probabilidade de complicações nos tecidos normais devidas ao tratamento [12].

O princípio da IMRT consiste em modular a intensidade do feixe de múltiplos campos de radiação, de forma que, com superposição destes campos, as distribuições de dose forneçam uma perfeita conformação ao tumor, poupando as áreas adjacentes com qualidade e precisão superior às demais técnicas de tratamento. A figura 2.4 [16] ilustra a diferença obtida nas distribuições de dose conformando um volume tumoral com radioterapia 3D conformacional (3D-CRT, do inglês *3D Conformal Radiotherapy*) e com IMRT.

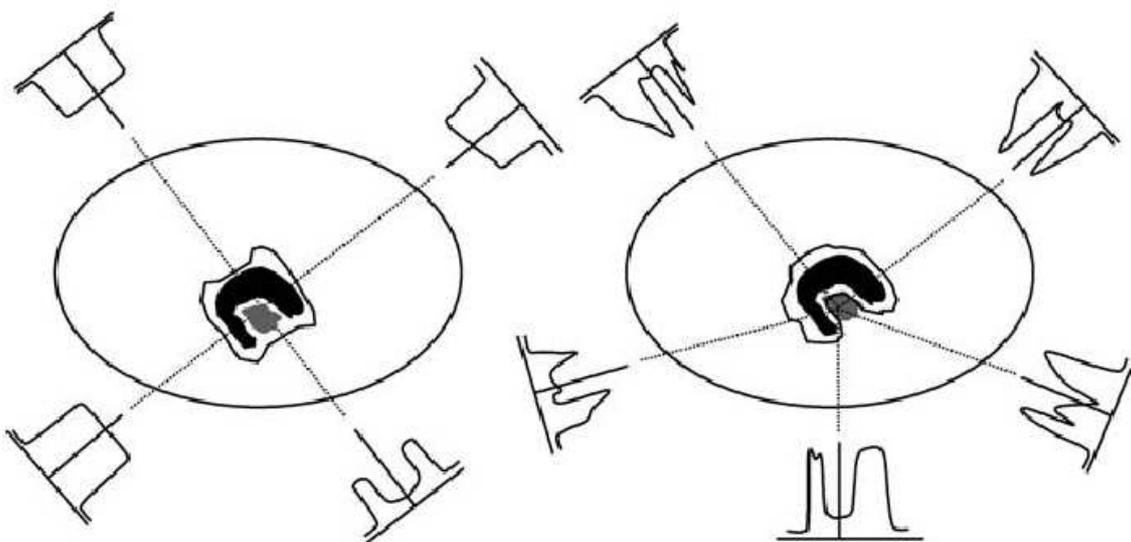


Figura 2.4 - Perfis do feixe e distribuição de doses resultantes de um tratamento com radioterapia 3D conformacional (esquerda) e com IMRT (direita) [16].

A lógica do planejamento do tratamento na IMRT é inversa quando comparada ao da radioterapia tradicional (2D ou 3D). No sistema computadorizado de planejamento do tratamento, que será descrito posteriormente, são desenhados o volume alvo e os órgãos de risco e inseridos os limites de dose que se deseja em cada um dos volumes desenhados. O sistema então irá fornecer, como dado de saída, uma

distribuição de dose conformando o volume alvo e minimizando a dose nos órgãos de risco de acordo com os limites de dose impostos, como dados de entrada e quantidade de campos de radiação desejados. O sistema então irá calcular como será feita a modulação do feixe para se obter o resultado desejado.

A modulação do feixe na IMRT é feita através da configuração estática ou dinâmica de cada lâmina dos MLCs. A técnica de IMRT com colimadores estáticos (SMLC, do inglês *Static Multileaf Collimator*) é chamada de *step and shoot* (para e irradia) e com os colimadores dinâmicos (DMLC, do inglês *Dynamic Multileaf Collimator*) de *sliding window*.

Na técnica de *step and shoot* (SMLC), o feixe de radiação é desligado enquanto as lâminas do MLC se conformam para o próximo passo na obtenção modulação desejada. Já na técnica de *sliding window* (DMLC), as lâminas do MLC movem-se independentemente enquanto o feixe está ligado.

2.3 - Planejamento do tratamento em radioterapia

O planejamento de um tratamento em radioterapia é um procedimento complexo que envolve conhecimentos específicos e profissionais especializados em uma equipe multidisciplinar. Ele tem como objetivo determinar a distribuição de doses no volume alvo e nos pontos de interesse em áreas adjacentes.

Para o cálculo da dose a ser administrada ao paciente, segundo as características de irradiação prescritas pelo médico radioterapeuta, é necessário determinar alguns parâmetros físicos do feixe e do equipamento de teleterapia a ser utilizado. Em geral, esses dados são determinados na ocasião do comissionamento do equipamento e conferidos com frequência recomendada em protocolos internacionais [17].

Em todos os serviços de radioterapia estes parâmetros são disponibilizados para os físicos médicos da instituição, na forma de tabelas e/ou gráficos para o cálculo dos tratamentos radioterápicos. Quando a instituição possui um sistema de planejamento computadorizado (2D ou 3D), estes dados são inseridos no sistema na ocasião do seu comissionamento.

Mesmo quando a instituição possui um sistema computadorizado de planejamento do tratamento, é prática comum e recomendação internacional [17] a conferência e o controle de qualidade do referido sistema. Para técnicas simples de

radioterapia, como campos diretos, planejamento em 2D ou alguns casos em 3D, a conferência dos cálculos pode ser manual, refazendo-se as contas a partir dos parâmetros físicos do feixe disponíveis nos gráficos e tabelas citados anteriormente. Já para técnicas avançadas como a IMRT, não é possível a conferência manual dos cálculos e, para garantir que a dose depositada no volume alvo seja aquela calculada pelo sistema de planejamento, é necessário um controle de qualidade mais apurado, incluindo dosimetria *in vivo* e avaliações independentes, que podem ser locais ou postais.

2.3.1 - Sistemas Computadorizados de Planejamento do Tratamento

Os sistemas computadorizados de planejamento do tratamento em radioterapia são utilizados para calcular a distribuição de dose e estabelecer os parâmetros necessários ao planejamento de forma automatizada.

Os sistemas de planejamento de radioterapia externa incluem: o cálculo das distribuições de doses relativas para cada equipamento, energia e modalidade de tratamento; a soma das doses relativas provenientes dos diferentes feixes; o cálculo da unidade monitora (ou tempo) para uma determinada dose prescrita quando são introduzidos os dados de calibração no sistema de planejamento e os dados de saída, que devem ser claros e precisos e incluir a distribuição de doses em forma gráfica (curvas de isodose).

Os sistemas de planejamento do tratamento devem ser verificados com parâmetros típicos empregados na clínica e a uma dada periodicidade. Essa verificação deve ser independente dos algoritmos de cálculo utilizados pelo sistema de planejamento, utilizando tabelas e gráficos gerados experimentalmente, que serão utilizados para a conferência manual dos cálculos desse sistema de planejamento. É recomendado que o tempo ou a unidade monitora calculados pelo sistema de planejamento esteja em concordância de $\pm 2\%$ com os cálculos manuais, empregando-se a mesma metodologia [17]. Já para a técnica de IMRT, ao invés de se comparar as unidades monitoras são comparadas as distribuições de dose, cujo índice de avaliação mais aceito no momento é o índice gama, que será descrito com mais detalhes posteriormente.

A determinação dos parâmetros necessários a essa verificação independente é feita, usualmente, utilizando-se pequenas câmaras de ionização imersas em um objeto simulador plástico ou de água. Entretanto, outros sistemas dosimétricos, como dosímetros termoluminescentes (TLDs), diodos e filmes radiográficos ou radiocrômicos podem ser ocasionalmente utilizados. Atualmente, as matrizes de detectores (câmaras de ionização ou diodos) vêm sendo largamente utilizadas no controle de qualidade para a IMRT, já que fornecem um mapa de dose através da distribuição planar de seus detectores.

2.4 - O controle de qualidade em radioterapia

O controle de qualidade é parte de um Programa de Garantia da Qualidade.

Segundo a ISO [18], garantia da qualidade são todas aquelas ações sistemáticas e planejadas necessárias a fornecer a confiança adequada de que um produto ou um serviço irá satisfazer as exigências para a qualidade. Em radioterapia, garantia da qualidade são todos os procedimentos que asseguram a consistência da prescrição médica e a realização segura dessa prescrição, com respeito à dose no volume alvo, junto com a mínima dose possível nos tecidos normais, a exposição mínima exequível dos trabalhadores e a monitoração adequada do paciente [12]. Segundo a IAEA [17], a responsabilidade do desenvolvimento de um Programa de Garantia da Qualidade em Radioterapia é da própria instituição, que deve ter meios para garantir que a qualidade dos serviços que oferece se mantenha dentro dos limites admitidos internacionalmente e que dispõe de mecanismos necessários para corrigir desvios que possam ir em detrimento do paciente. Tal programa deverá ser escrito como um Manual de Garantia da Qualidade e deve detalhar o Controle de Qualidade, incluindo os testes, procedimentos, frequência de realização destes testes, critérios de ação, documentação requerida e a especificação detalhada das pessoas responsáveis por cada ação.

Neste contexto o Controle de Qualidade em radioterapia é o processo regulador com que o real desempenho da qualidade é medido, comparado com os padrões existentes e as ações necessárias para manter ou recuperar a conformidade com os padrões [12]. É relacionado com as técnicas operacionais e as atividades usadas para

verificar se as exigências de qualidade são atendidas e para ajustar e corrigir o desempenho em caso contrário.

Ainda segundo a IAEA [17] toda instituição deve passar por uma Auditoria de Qualidade, realizada por profissionais não pertencentes à instituição, que consiste em uma avaliação do programa interno de garantia da qualidade, ou parte dele, verificando a adequação dos dados que a instituição utiliza na determinação da dose dada aos pacientes, podendo estender-se até verificações de procedimentos clínicos, de planejamento, etc. Estas auditorias podem ser realizadas utilizando-se diferentes mecanismos como, por exemplo, intercomparações postais, intercomparações com câmaras de ionização e visitas aos centros de radioterapia. No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) determina que as instituições passem por uma avaliação externa de qualidade a cada quatro anos [19]. No caso de verificação de resultados dos processos de medida e Controle de Qualidade, deve-se utilizar instrumentos de medida e metodologia independentes daqueles que se usa na instituição [17].

Para a Organização Mundial da Saúde (WHO, do inglês *World Health Organization*) [20], cinco áreas principais podem ser identificadas relativas aos aspectos técnicos e físicos do controle de qualidade em radioterapia. São elas: aspectos mecânicos e geométricos dos equipamentos de teleterapia e simuladores, dosimetria, sistemas de planejamento do tratamento, braquiterapia e segurança. Ela fornece também uma lista de testes a serem efetuados e as respectivas tolerâncias recomendadas. Nesse sentido, há vários protocolos de controle de qualidade publicados [17, 21-30] por várias organizações nacionais e internacionais. O Brasil, como membro da Organização das Nações Unidas (ONU), utiliza os protocolos da IAEA.

2.5 - Sistemas dosimétricos

Um sistema dosimétrico é constituído, basicamente, de um detector (dosímetro) e um leitor (eletrômetro, por exemplo) do sinal produzido pela passagem da radiação pelo detector. Este leitor pode estar ou não acoplado a um computador com *software* próprio para o registro e análise do sinal recebido.

O dosímetro de radiação é um aparelho, instrumento ou sistema que mede ou avalia, tanto direta quanto indiretamente, as quantidades: exposição, kerma, dose

absorvida ou dose equivalente, suas derivações temporais (taxas) ou as quantidades de radiação ionizantes relacionadas [12].

A medição de uma grandeza dosimétrica é o processo de encontrar o valor da grandeza experimentalmente, usando sistemas dosimétricos, e seu resultado é o valor dessa grandeza.

2.5.1 - Objeto simulador

Em radioterapia, a grandeza dosimétrica de interesse é a dose absorvida e sua distribuição no tecido humano. Porém, não é adequado medir as distribuições de dose diretamente no paciente em tratamento. Por isso, é necessário um simulador de tecido que reproduza suas características físicas de atenuação e espalhamento. Em geral, duas características físicas são importantes: a interação da radiação com o tecido e a grandeza dosimétrica no ponto de interesse no tecido [31].

A água é o material padrão para simuladores utilizados em dosimetria de feixes de fótons e elétrons. Entretanto, materiais plásticos podem ser utilizados como simuladores sólidos, tais como poliestireno, Lucite®, plástico tecido-equivalente A-150, Água Sólida®, Água Plástica® ou Água Virtual®, que simulam a água em termos de três parâmetros: densidade de massa, número de elétrons por grama e número atômico efetivo [12].

O número atômico efetivo Z_{eff} depende da composição atômica da mistura, assim como do tipo e da qualidade do feixe de radiação.

Como em radioterapia são utilizados fótons e elétrons de megavoltagem e, para esta faixa de energias o efeito Compton é a interação predominante, o Z_{eff} de uma mistura é definido por:

$$Z_{eff} = \frac{\sum_i a_i \frac{Z_i^2}{A_i}}{\sum_i a_i \frac{Z_i}{A_i}} \quad (2.1)$$

onde:

a_i é a fração de massa do elemento constituinte i ;

Z_i é o número atômico do elemento constituinte i ;

A_i é a massa atômica do elemento constituinte i ;

Valores de densidade, números atômicos efetivos e número de elétrons por grama para alguns tecidos de interesse dosimétrico estão listados na tabela 2.1 [31].

Tabela 2.1 - Valores de densidade, número atômico efetivo e número de elétrons por grama de vários tecidos.

Tecido	Densidade (g/cm ³)	Número Atômico Efetivo (Z_{eff})	Número de elétrons/g ($\times 10^{23}$)
Gordura	0,916	5,92	3,48
Músculo	1,00	7,42	3,36
Ar	0,001293	7,64	3,01
Osso	1,85	13,8	3,00

Na tabela 2.2 [31] são apresentadas algumas propriedades de alguns simuladores frequentemente utilizados na dosimetria das radiações. Entre os simuladores disponíveis comercialmente estão os de acrílico e os de poliestireno. No entanto, a densidade de massa destes materiais pode variar dependendo do processo de fabricação, da composição atômica e do número de elétrons por grama destes materiais.

Tabela 2.2 - Propriedades físicas de vários materiais simuladores de tecido.

Material	Composição química	Densidade (g/cm ³)	Número de elétrons/g ($\times 10^{23}$)
Água	H ₂ O	1,00	3,34
Poliestireno	(C ₈ H ₈) _n	1,03-1,05	3,24
Acrílico	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1,16-1,20	3,24
Água Sólida®	mistura de resina sólida de Epoxy	1,00	3,34

2.5.2 - Câmaras de ionização

As câmaras de ionização são detectores de radiação a gás que operam na região de saturação de íons e, para cada par de íons gerado pela partícula no interior do volume sensível, um sinal é coletado. As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e, como a carga coletada é muito baixa, geram uma corrente elétrica da ordem de 10^{-12} A, fazendo-se necessário o uso de amplificadores para que o sinal seja

convenientemente processado [32]. A câmara de ionização é então acoplada a um eletrômetro, que é um dispositivo que mede pequenas correntes e as transforma em um valor relacionado a uma grandeza de medição do campo de radiação incidente.

Existem vários tipos e formas de câmaras de ionização. Em dosimetria de feixes de fótons em teleterapia, se utilizam câmaras de ionização cilíndricas. Estas câmaras são produzidas por vários fabricantes, com volumes ativos variando de 0,1 até 1 cm³ e a mais popular é a câmara dedal Baldwin-Farmer de 0,6 cm³ (figura 2.5). Tipicamente possuem um comprimento interno que não ultrapassa 25 mm e um diâmetro interno de no máximo 7 mm. O material componente da parede é de baixo número atômico, isto é, tecido ou ar equivalente, com espessura menor que 0,1 g/cm² [12].

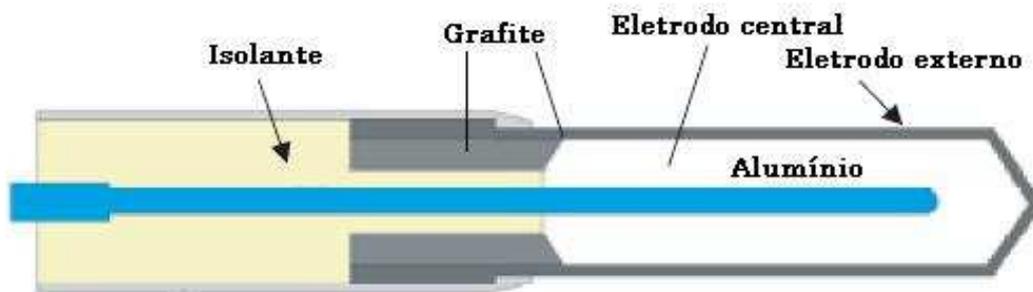


Figura 2.5 - Esquema de uma câmara de ionização cilíndrica tipo Baldwin-Farmer.

2.5.3 - Dosimetria termoluminescente

A dosimetria termoluminescente é hoje em dia mais um método de verificação dos procedimentos dosimétricos usados na radioterapia. Implica no uso de dosímetros termoluminescentes (TL) como uma ferramenta de controle para conferir a boa qualidade dos aspectos dosimétricos de um tratamento. O uso da mesma pode revelar erros cometidos durante o processo de planejamento e administração da dose aos pacientes. Esses dosímetros também podem ser usados para a realização de dosimetria *in vivo*, medidas em proteção radiológica e doses ambientais.

2.5.3.1 - Modelo simples de emissão termoluminescente

A termoluminescência é uma parte do processo coletivo conhecido como “fenômeno termicamente estimulado” e é, na sua essência, a emissão de luz devido à estimulação térmica de um material que foi previamente irradiado. Mesmo que só uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no dosímetro TL seja emitida como luz [33], a quantidade de luz emitida será proporcional à energia da radiação absorvida pelo material termoluminescente. Este fenômeno pode ser descrito através da existência de dois estágios fundamentais: Estágio 1 - a perturbação do sistema em equilíbrio levando-o para um estado metaestável; e Estágio 2 - o relaxamento do sistema termicamente estimulado trazendo de volta o equilíbrio do sistema. No primeiro estágio, a radiação ionizante apresenta-se como protagonista da alteração no sistema e, no segundo, há a emissão de luz, luminescência, como resultado do relaxamento do sistema durante o retorno à estabilidade. O objetivo central da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo [34].

Este fenômeno pode ser explicado em termos das “armadilhas para elétrons ou buracos” através do modelo de bandas de energia: os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução, vazia. Entre elas, uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos a elétrons e por isso denominada banda proibida [33].

Os portadores de carga são excitados pela radiação ionizante para as bandas de energia apropriadas, elétrons para a banda de condução e buracos para a de valência, podendo estes portadores de carga vagar por estas bandas até se recombinarem novamente ou serem aprisionados em imperfeições da rede cristalina denominadas armadilhas e localizadas na banda proibida (figura 2.6a). Quando o cristal é posteriormente aquecido, os portadores de carga podem receber energia térmica suficiente para deixar suas armadilhas, podendo haver a recombinação destes num centro de recombinação, havendo então a emissão de luz (figura 2.6b) [33].

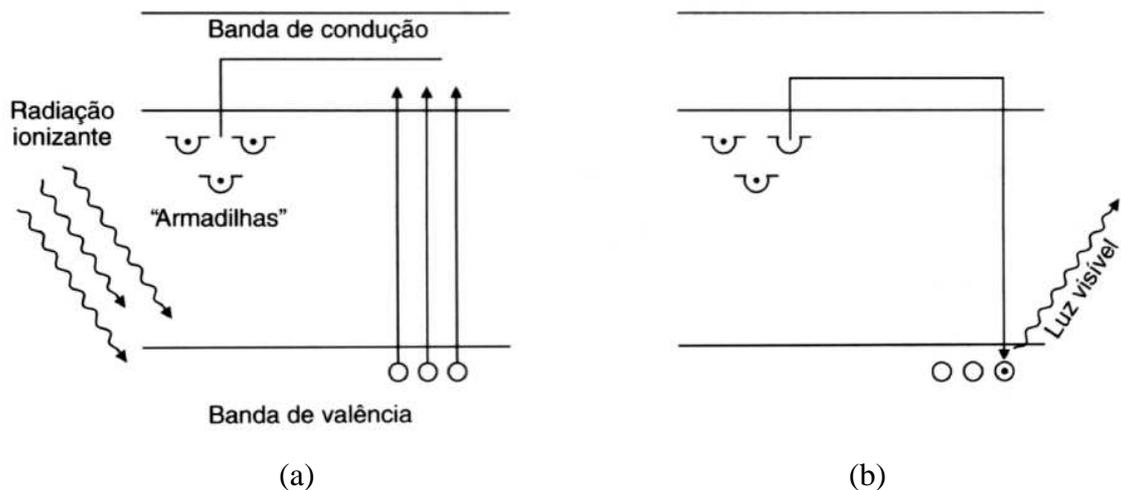


Figura 2.6 - Termoluminescência ilustrada pelo modelo de bandas de energia: (a) o material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução. (b) quando aquecido, o elétron retorna à banda de valência, havendo emissão de luz.

Após a irradiação, o cristal termoluminescente pode voltar à sua condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, o aquecimento até uma temperatura superior à de leitura a fim de que todos os elétrons e buracos retornem aos seus estados iniciais [33].

2.5.3.2 - Materiais termoluminescentes

Na natureza existem diferentes materiais termoluminescentes, mas para serem considerados para o uso prático precisam possuir algumas características importantes [33,35]:

- ter uma resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- ter uma resposta pouco dependente da energia dos fótons;
- apresentar alta sensibilidade, mesmo para doses pequenas;
- ter uma resposta estável, mesmo sob condições climáticas desfavoráveis (umidade e temperatura elevadas);
- ser reprodutível, mesmo para pequenas doses;
- ter uma curva de emissão simples com um único pico bem resolvido.

Nenhum material termoluminescente conhecido reúne todas as características anteriormente mencionadas. Sendo assim, com a finalidade de se obter um dosímetro TL o mais eficiente possível, vários materiais vêm sendo propostos, reunindo várias das características anteriores, apresentando um compromisso razoável entre elas, oferecendo diferentes vantagens, dependendo do uso que terão.

2.5.3.3 - Curva de emissão termoluminescente

O parâmetro que caracteriza as diferentes fases da emissão luminosa de um material termoluminescente, relacionadas às diferentes armadilhas de elétrons, é conhecido como Curva de Emissão Termoluminescente [34]. Ela representa a intensidade da luz emitida pelo material TL em função da temperatura de aquecimento. Esta curva apresenta vários picos de emissão, os quais variam em número dependendo da quantidade de armadilhas para portadores de carga presentes no material. A área sob a curva de emissão TL localizada entre as temperaturas de 180 °C e 280 °C é geralmente adotada como a resposta do dosímetro TL. A figura 2.7 apresenta a curva de emissão termoluminescente característica do LiF:Mg,Ti irradiado à temperatura ambiente. O pico TL 1 não aparece na curva porque desvanece rapidamente à temperatura ambiente.

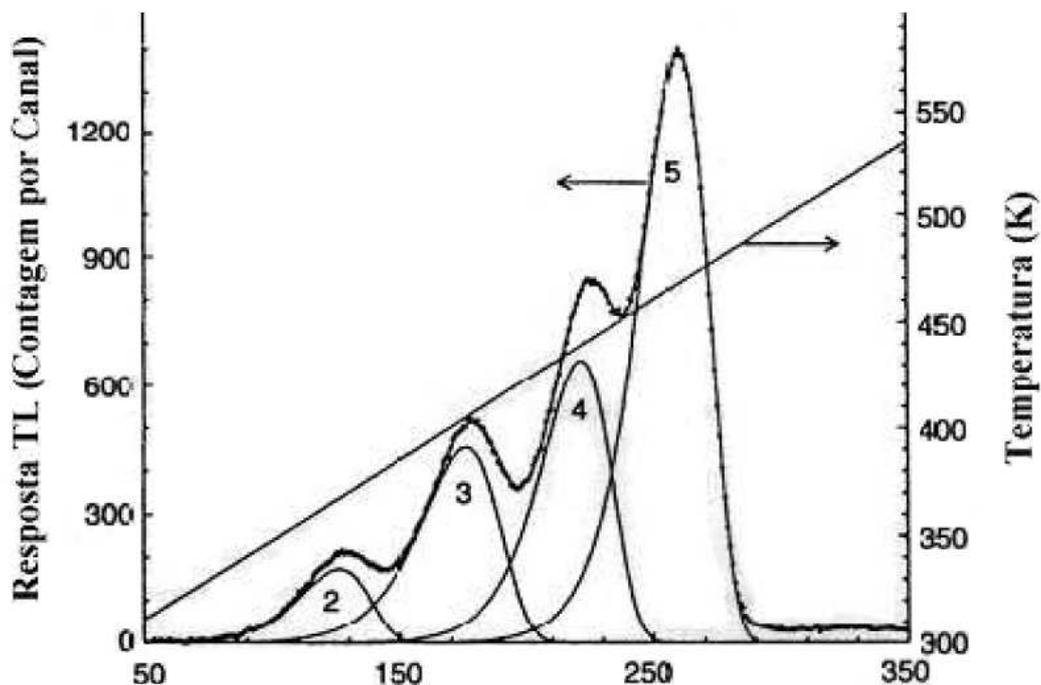


Figura 2.7 - Curva característica do LiF:Mg,Ti irradiado com Co-60 à temperatura ambiente [34].

2.5.3.4 - O fluoreto de lítio, LiF:Mg,Ti

O fluoreto de lítio é um halogeneto alcalino de densidade $2,6 \text{ g/cm}^3$, com número atômico efetivo bem perto do valor daquele do tecido humano e não solúvel em água. Estas duas últimas características, junto com a propriedade de ter uma eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04 % [36], fazem com que seja muito usado em aplicações médicas. Comercialmente, o fluoreto de lítio produzido pela Thermo RMP do Reino Unido [35] é mais conhecido como o Harshaw TLD-100. O material resulta da fusão homogênea do fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, crioletto de lítio e fluoreto de lítio e titânio, dando como resultado uma substância contendo no máximo 180 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas ativadoras [33, 34, 37].

O excesso de carga positiva na rede cristalina do fluoreto de lítio, que implica na formação de armadilhas para os elétrons, é consequência da substituição de um íon de Li por um de Mg. A termoluminescência produzida no LiF:Mg,Ti por irradiação à temperatura ambiente é explicada por meio do modelo proposto por Mayhugh [38] onde as entidades móveis no material são os elétrons e os buracos. Este modelo permite explicar os picos de emissão do material TL a temperaturas compreendidas entre $50 \text{ }^\circ\text{C}$ e $450 \text{ }^\circ\text{C}$. De todos os picos de emissão do LiF:Mg,Ti; aproximadamente dez, só os chamados picos 4 e 5 são utilizados [33]. O pico 6 pode ser usado na dosimetria de nêutrons e de partículas pesadas [33]. O LiF:Mg,Ti tem um baixo desvanecimento após irradiado tal como se mostra na figura 2.8 [35].

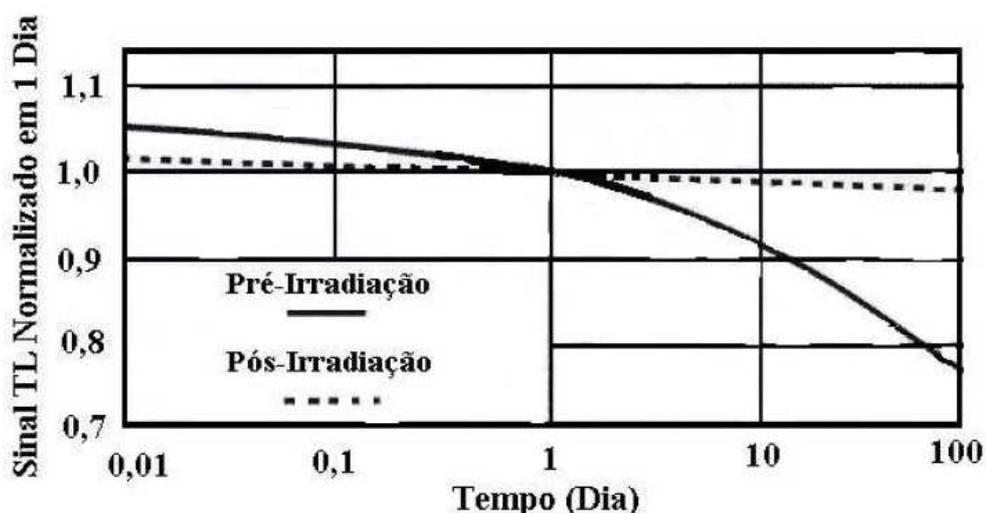


Figura 2.8 - Desvanecimento do LiF:Mg,Ti antes e depois de irradiado [35].

2.5.3.5 - Características do fluoreto de lítio

O fluoreto de lítio apresenta toda uma série de características dosimétricas que definem as particularidades do material, assim como seu uso e aplicação em áreas específicas.

2.5.3.5.1 - Resposta termoluminescente em função da dose absorvida

A relação da resposta com a dose para o LiF:Mg,Ti é um dos mais complexos fenômenos que acontecem no dosímetro TL. Um dosímetro TL ideal deve ter uma resposta linear com a dose para um amplo intervalo de dose, porém a maioria dos materiais TL utilizados apresentam efeitos não lineares para uma mesma energia como é mostrado na figura 2.9 [34]. Em essência, as respostas dos dosímetros TL em função da dose absorvida possuem uma faixa linear, outra supralinear, seguida de uma faixa de sublinearidade ou saturação. É precisamente a faixa de supralinearidade a de maior interesse em radioterapia [39].

Uma vez que as doses utilizadas na radioterapia se encontram na região de supralinearidade da curva de resposta do TLD-100, é altamente necessária a correção da resposta do dosímetro quando utilizado na avaliação dessas doses. A não linearidade da resposta não é um problema, desde que essas características sejam avaliadas individualmente e seja gerada uma curva de calibração adequada [34].

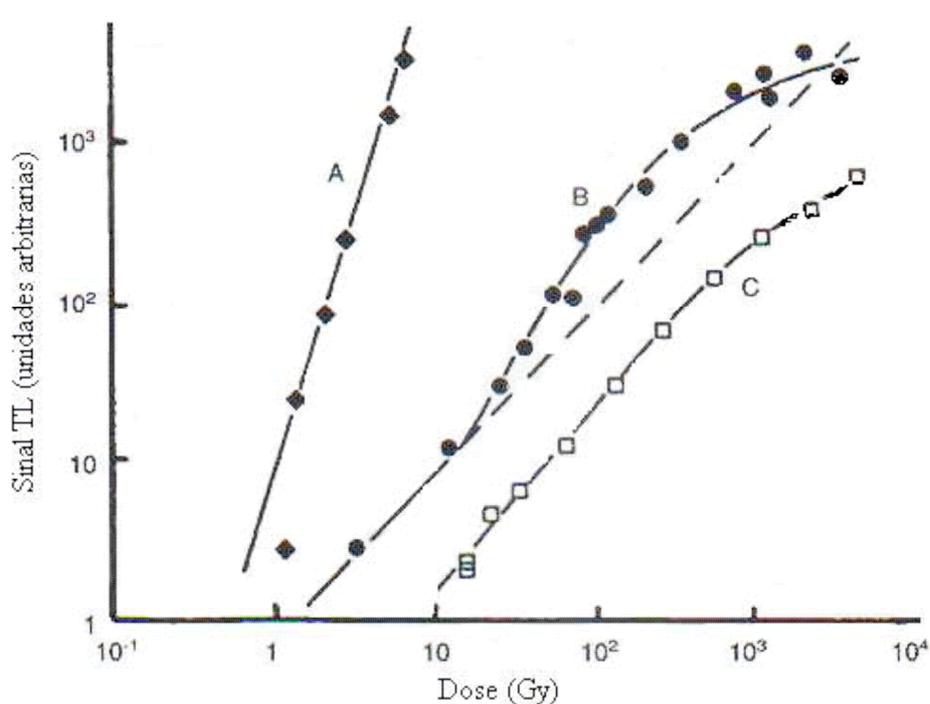


Figura 2.9 - Curva da resposta termoluminescente em função da dose absorvida para a fonte de Co-60 para diferentes materiais termoluminescentes. A: SiO₂; B: LiF:Mg,Ti; C: TLD-400 (CaF₂:Mn) [36].

2.5.3.5.2 - Sensibilidade

O LiF:Mg,Ti, tem uma alta sensibilidade. Uma amostra de apenas 50 mg exposta a 0,01 Gy de Co-60, produz uma quantidade de luz que pode ser enxergada a olho nu na escuridão. A sensibilidade do material TL é a quantidade de luz liberada pelo material TL por unidade de exposição. Esta característica permitiria avaliar doses menores do que 100 μ Gy. Mesmo assim, a sensibilidade vai depender do lote do material TL, da dose administrada, do tempo de tratamento térmico, da temperatura utilizada na leitura, da região de integração de interesse na curva e do espectro de resposta da fotomultiplicadora usada durante a leitura.

2.5.3.5.3 - Dependência com a energia dos fótons absorvidos

Ao se comparar o número atômico efetivo do LiF:Mg,Ti ($Z = 8,2$) com os dos tecidos moles humanos ($Z = 7,4$), é possível dizer que ele é um material “tecido

equivalente” [34]. Esta característica é bem refletida na resposta energética para fótons por parte do material TL, fazendo com que a mesma seja pouco dependente da energia da radiação incidente. Mesmo assim, em se tratando de radioterapia, onde a exatidão e a precisão exigidas são elevadas, a resposta do TLD-100 deve ser corrigida quanto à dependência energética.

2.5.3.5.4 - Desvanecimento

O desvanecimento é um fato característico de todo dosímetro TL. Consiste na liberação espontânea dos elétrons das armadilhas. Assim, um dosímetro TL irradiado nunca vai reter 100 % das cargas armadilhadas. O parâmetro responsável por este fato é, fundamentalmente, a temperatura [33,34] e o tratamento térmico escolhido. Porém, fatores como armazenamento, luz e umidade também podem influenciar. Os dados publicados apontam para um desvanecimento entre 10 % mensal e 1 % ao ano [40], sendo que os picos 2, 3 e 4 desvanecem mais rápido do que o pico 5 [41].

2.5.3.5.5 - Tempo e trânsito: aplicações em sistemas postais de avaliação de dose

O Centro de Medidas Europeu, localizado no *Institut Gustave Roussy* (Villejuif Cédex, França) não observa o desvanecimento térmico usualmente descrito na literatura e prefere utilizar um termo mais geral, por eles denominado de DRA – *Delayed Response Alteration*, algo como “alteração na resposta pelo atraso”, visto que encontraram alterações na resposta dos TLDs devido ao tempo de trânsito desses TLDs entre a preparação dos mesmos e a leitura após a irradiação na clínica avaliada. Estas alterações são possivelmente ligadas às condições ambientais diferentes das do laboratório ou alguma causa inesperada (como irradiação acidental) ocorrida no trajeto dos dosímetros entre a saída e a volta ao laboratório [4].

Para avaliar e corrigir essas alterações, o Centro de Medidas Europeu utiliza quatro TLDs suplementares de controle, chamados de A, B, C e D, que irão monitorar a história dos TLDs principais, que irão medir a dose:

TLD A – não é irradiado e é enviado juntamente com os TLDs principais. Tem a função de medir doses provenientes de irradiações inesperadas;

TLD B – é irradiado no dia do envio dos TLDs principais e segue juntamente com eles. Tem a função de estimar a DRA para as condições de trânsito.

TLD C – é irradiado no dia do envio dos TLDs principais e permanece no laboratório. Tem a função de medir a DRA para as condições de laboratório.

TLD D – é irradiado no dia do recebimento dos TLDs principais e três dias antes da leitura. Este TLD é o dosímetro de referência e permanece todo o tempo no laboratório.

O fator de correção para estas alterações é dado pela equação 2.2:

$$F_{corr} = \frac{D_{ref}}{D_{ctrl}} \quad (2.2)$$

onde D_{ref} é a dose de referência (medida pelo TLD D) e D_{ctrl} é a correção para a dose pelos TLDs de controle. A correção para a dose D_{ctrl} é dada pela equação 2.3:

$$D_{ctrl} = \{[(B - A) + C] / 2\} \cdot t / T + D(T - t) / T \quad (2.3)$$

onde B, C e D são as leituras médias das contagens dos TLDs B, C e D, respectivamente; t é o tempo decorrido entre a irradiação dos TLDs principais no centro participante da avaliação e a irradiação do TLD D e T é o tempo decorrido entre a irradiação dos TLDs B e C e a irradiação do TLD D.

2.5.3.6 - Leitora de dosímetros termoluminescentes

Um leitor ou leitora de dosímetros termoluminescentes é um equipamento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida pelo cristal TL quando este é exposto a um aquecimento controlado. É um equipamento relativamente simples constituído de três dispositivos básicos. O primeiro dispositivo é um sistema de aquecimento, composto por dois circuitos de aquecimento e um de pré-aquecimento. O segundo é o de detecção de luz, composto por uma válvula fotomultiplicadora, cuja função é transformar a quantidade de luz emitida em um sinal elétrico amplificado. O

terceiro é um sistema de processamento que transforma esse sinal elétrico em valores numéricos, que posteriormente, serão convertidos em dose (figura 2.10) [32].

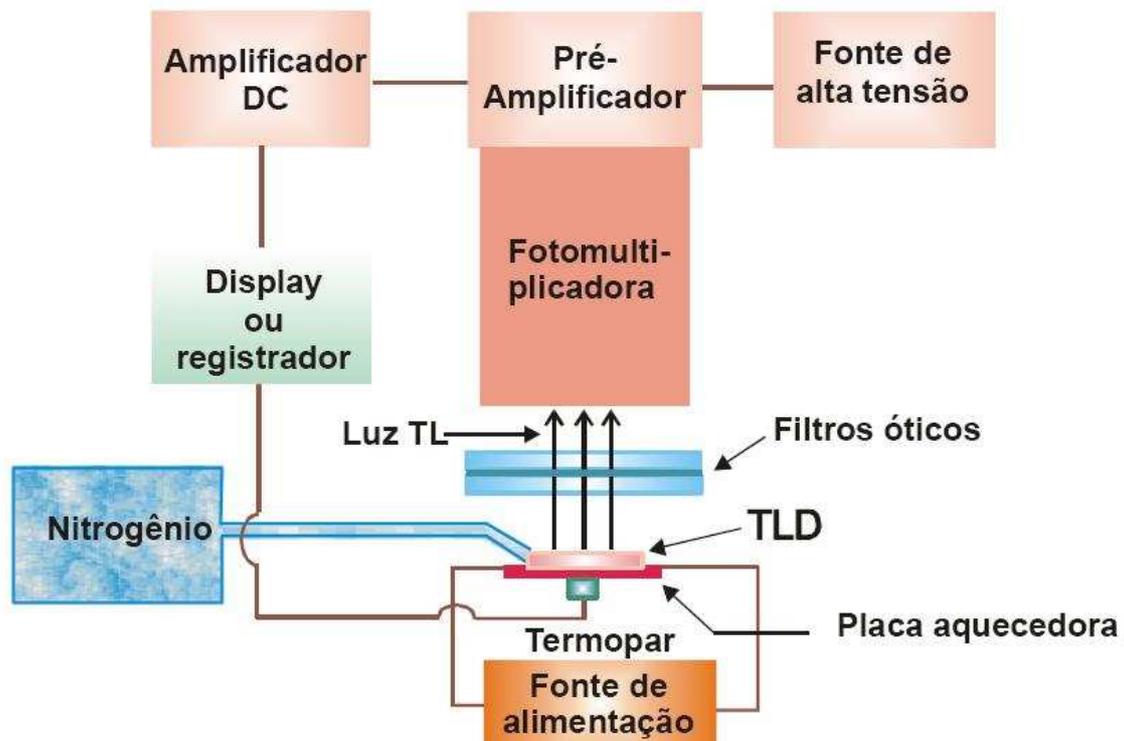


Figura 2.10 - Esquema de uma leitora TL.

2.5.4 - Filmes radiocrômicos

Embora o uso dos filmes radiocrômicos para dosimetria em radioterapia tenha se tornado mais popular somente nos últimos anos, na última década dos anos 1900 alguns estudos já vinham sendo realizados [42-43] e, em 1998, a AAPM [44] publicou um relatório com as recomendações sobre o seu uso.

Atualmente, seu uso é muito difundido e vários trabalhos têm sido publicados acerca de sua utilização em radioterapia [45-56].

O filme radiocrômico contém uma tintura especial que é polimerizada quando exposta à radiação. O polímero absorve a luz, e a transmissão da luz através da película pode ser medida com um densitômetro apropriado. O filme não necessita ser revelado nem requer uso de fixador. Uma vez que não é granuloso, apresenta uma alta resolução e pode ser usado para dosimetria em regiões de alto gradiente de dose, como nas

medidas de distribuição de dose em campos estereotáxicos, nas vizinhanças de fontes de braquiterapia [12] ou em campos de radioterapia de intensidade modulada.

Os filmes radiocrômicos têm algumas vantagens sobre os filmes radiográficos, tais como: facilidade de utilização, já que não é sensível à luz; eliminação da necessidade de câmara escura ou processadora, já que não precisa ser revelado; resposta independente com a taxa de dose; melhores características de dependência energética (exceto para raios X com energias inferiores a 25 kV); e insensibilidade às circunstâncias ambientais (embora a umidade excessiva deva ser evitada). Os filmes radiocrômicos são geralmente menos sensíveis que os filmes radiográficos e são úteis em medições de doses mais elevadas, embora a não-linearidade da resposta de dose deva ser corrigida para essas regiões [12].

2.5.4.1 - Filmes GafChromic® EBT e EBT2

O filme radiocrômico mais comumente usado é o GafChromic®.

O modelo EBT é uma película transparente-azulada com uma composição quase tecido-equivalente ($Z_{\text{eff}} = 6,98$, com 42,3% de carbono, 39,7% de hidrogênio, 16,2% de oxigênio, 1,1% de nitrogênio, 0,3% de lítio e 0,3% de cloro), que apresenta uma coloração azul quando exposto à radiação. Este filme é feito através da laminação de dois revestimentos de película cada um tendo uma camada ativa de aproximadamente 17 μm de espessura e uma camada superficial de aproximadamente 6 μm de espessura. Os revestimentos são aplicados em uma camada transparente de poliéster (~97 μm). O produto é formado pela laminação dos dois pedaços de película revestida por uma técnica que não requer nenhuma camada adesiva intermediária – figura 2.11 [57].

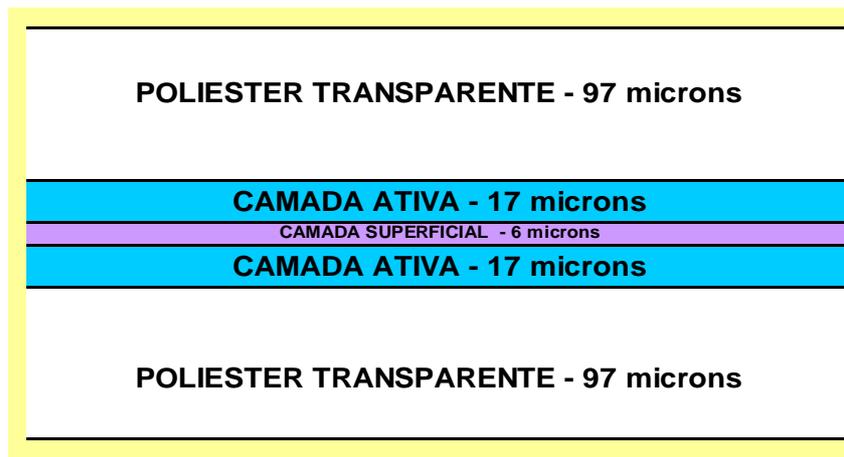


Figura 2.11 – Configuração do filme Gafchromic® EBT.

O modelo EBT2 é uma película que possui um corante amarelo marcador, cuja função é permitir uma dosimetria multicanal (vermelho, verde e azul) e não somente no canal vermelho como no modelo EBT. O corante amarelo reduz ainda mais a sensibilidade do filme à luz (~10 vezes) e proporciona uma excelente uniformidade de resposta de dose nos canais vermelho e azul. A composição do filme EBT2 ($Z_{\text{eff}} = 6,84$) é de 40,85% de hidrogênio, 0,10% de lítio, 42,37% de carbono, 0,01% de nitrogênio, 16,59 % de oxigênio, 0,04% de cloro, 0,01% de potássio e 0,01% de bromo.

O filme EBT2 é ligeiramente mais grosso que o filme EBT, conforme configuração mostrada na figura 2.12 [58].



Figura 2.12 – Configuração do filme Gafchromic® EBT2.

Além da qualidade de serem quase tecido-equivalentes, os filmes radiocrômicos Gafchromic® possuem as seguintes vantagens:

- a) sensíveis a uma faixa de doses compreendida entre 1 cGy a 800 cGy (EBT) e a 40 Gy (EBT2);
- b) auto-revelados em tempo real, sem necessidade de reveladora;
- c) manuseáveis na presença de luz, não necessitando de câmara escura;
- d) mudança na densidade é estabilizada rapidamente após a exposição;
- e) uniformidade melhor que 1,5%;
- f) alta resolução espacial;
- g) à prova d'água;
- h) suportam temperaturas de até 70°C (EBT) e 60°C (EBT2);
- i) dose-resposta praticamente independente da energia de keV a MeV.

Na comparação entre os dois modelos, o mais recente (EBT2), mostra-se com maiores vantagens e facilidades de manuseio que o anterior (EBT) [59].

2.5.4.2 - *Scanner e software de análise*

Como qualquer detector de radiação, os filmes radiocrômicos também necessitam de um leitor, que neste caso é constituído pelo conjunto *scanner* e *software* de análise de dose.

A resposta dos filmes é extremamente dependente da orientação em que os mesmos são digitalizados no *scanner* (figura 2.13). Portanto, os filmes a serem analisados devem ser digitalizados na mesma direção em que foram os filmes utilizados para a construção da curva de calibração [60].

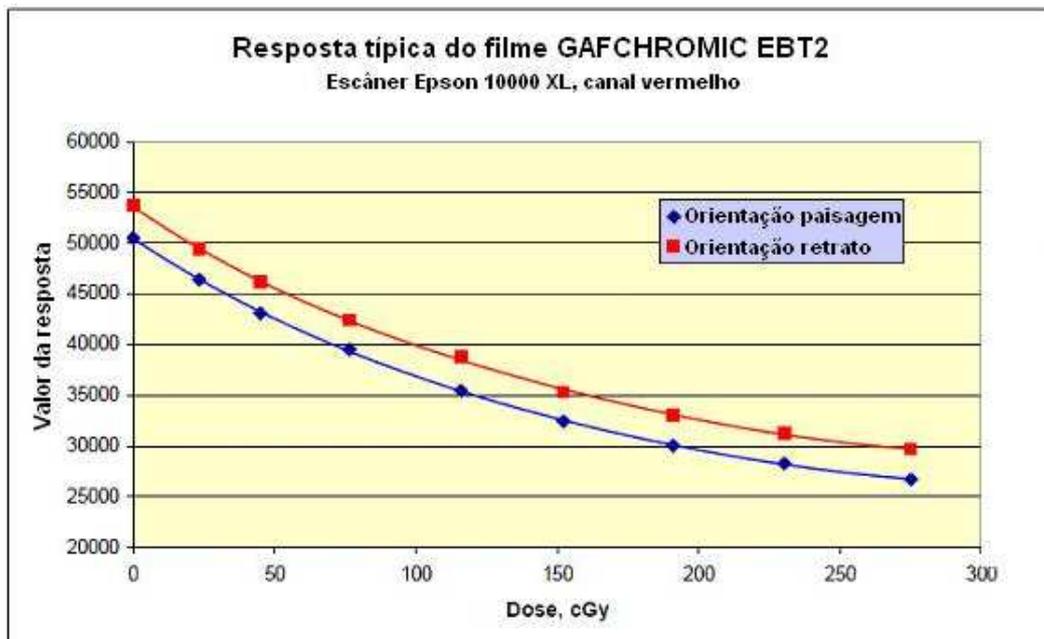


Figura 2.13 – Resposta do filme Gafchromic® EBT2 no *scanner*.

O fabricante recomenda o uso do *scanner* de mesa na função transmissão, desativando a opção de correção de cor no *software* de operação do mesmo [60]. O modo colorido 48 bits irá proporcionar uma imagem digitalizada do filme em três componentes (RGB): R (de *red*), vermelho; G (de *green*), verde e B (de *blue*), azul como mostra a figura 2.14.

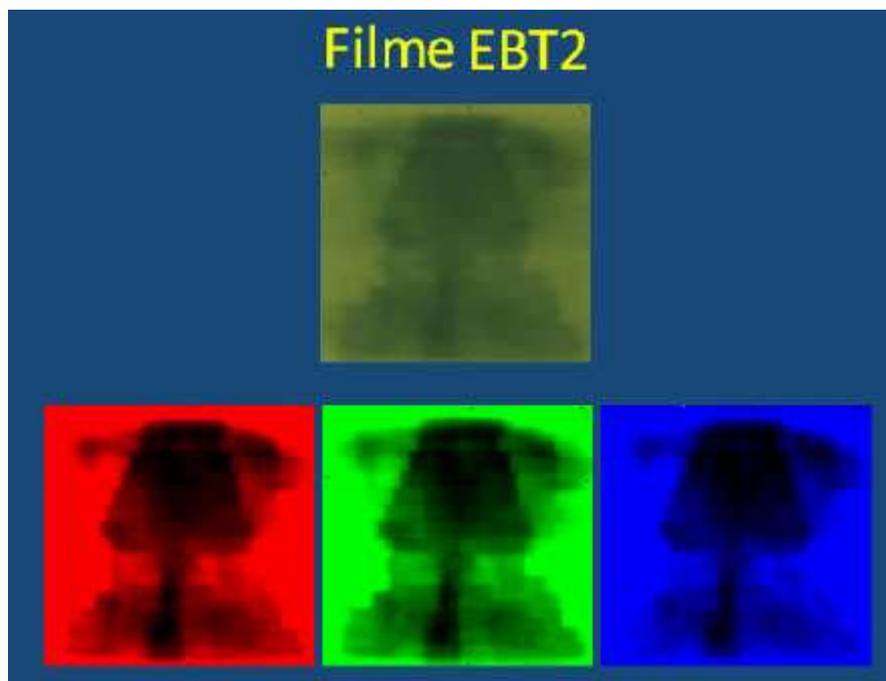


Figura 2.14 - Imagem do filme EBT2 em RGB e separada nos três canais: vermelho (R), verde (G) e azul (B).

Dependendo do *software* de análise de dose que se utilize, o mesmo utilizará o canal vermelho ou os três canais da imagem (figura 2.15) [58].

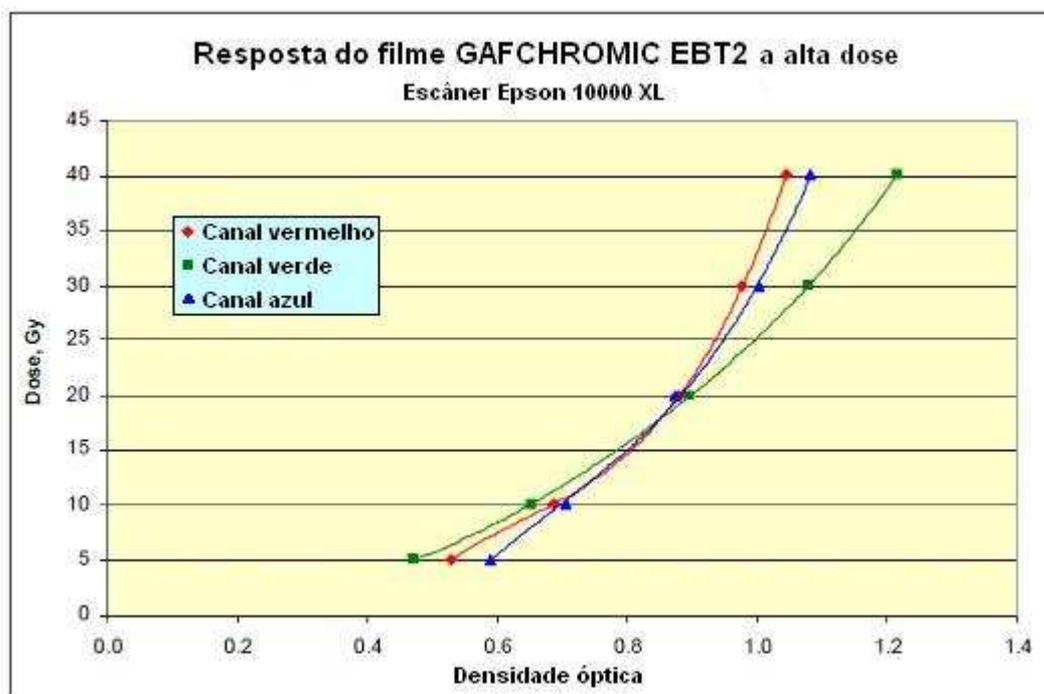


Figura 2.15 - Resposta do filme EBT2 a doses entre 5 Gy e 40 Gy.

O *software* livre DoseLab® 4.0, utiliza somente o canal vermelho da imagem do filme para análise de dose na comparação com a imagem do sistema de planejamento do tratamento [61]. No entanto este *software* não tem a função de separação dos canais RGB da imagem e necessita que a imagem a ser analisada já seja inserida com o canal vermelho separado dos demais. Um dos *softwares* livres utilizados para executar esta função é o ImageJ®.

O *software* FilmQA Pro®, produzido pelo fabricante dos filmes Gafchromic®, a ISP, utiliza os três canais da imagem para a análise de dose. Essa análise multicanal funciona somente para o filme EBT2 devido ao seu corante amarelo marcador, que o filme EBT não possui. A vantagem da utilização dos três canais para a análise da imagem é compensar os artefatos relacionados ao filme ou ao *scanner*, tais como poeira, arranhões, impressões digitais e variações na resposta do *scanner* devido ao posicionamento do filme.

Quando se fala em comparação entre as imagens do filme radiocrômico e do sistema de planejamento do tratamento, o parâmetro utilizado para esta comparação é o chamado índice gama.

2.5.4.3 - Índice gama

O índice gama foi idealizado inicialmente para comparação entre distribuições de doses medidas e calculadas por um sistema de planejamento tridimensional durante seu comissionamento [63]. No entanto, com o desenvolvimento da técnica de IMRT, tornou-se o principal parâmetro de avaliação da concordância entre as distribuições de dose fornecidas pelo sistema de planejamento e as obtidas efetivamente pelo acelerador linear durante o controle de qualidade feito antes do início do tratamento.

O índice gama é composto por dois outros parâmetros: a diferença de dose (em percentual) e o DTA (do inglês, *distance-to-agreement*), algo como “distância para a concordância” entre duas curvas de isodose.

O índice gama é dado pela equação 2.2, onde r é a distância radial entre o pixel no plano de tratamento r_m e o pixel de interesse no filme r_c . A diferença entre a dose dos dois pixels é δ e o critério de diferença de dose é dado por Δd^2_M . O critério de DTA é dado por ΔD^2_M .

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d^2_M} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D^2_M}} \quad (2.2)$$

Sendo:

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad (2.3)$$

então, o critério passa-não passa é [63]:

$\gamma(r_m) \leq 1$, passa;

$\gamma(r_m) > 1$, não passa.

2.6 - Auditorias externas de qualidade em IMRT

A elaboração de programas de garantia de qualidade em radioterapia [3,4] e, posteriormente em IMRT especificamente [66-74], bem como a construção de simuladores apropriados [66-68,70-76] para estes programas não são novidade. Alguns programas utilizam simuladores comerciais [68,69] ou virtuais (estruturas computacionais que simulam órgãos humanos criadas para a importação em sistemas de planejamento do tratamento) [71] e outros constroem seus próprios simuladores

[66,67,70,72-76]. Há simuladores que utilizam câmaras de ionização [68-71], diodos [66], TLDs [67,69,75,76], filmes [67,68,70,72,75,76] e alanina [70] como detectores. E alguns são específicos para a avaliação de uma região anatômica [67-69, 72-76].

Cada país ou região do globo cria e utiliza as soluções mais viáveis para suas condições geográficas e sócio-econômicas. Entretanto, apesar da diversidade de tipos de simuladores, o que importa é a existência de programas de auditoria externa de qualidade e a efetiva participação das instituições de radioterapia nestes programas.

Porém, a auditoria externa da qualidade é somente parte de um programa de garantia da qualidade que deve ser implementado internamente [17], segundo as recomendações internacionais. Especificamente para IMRT, há na literatura vários guias e protocolos, internacionais [71,77-81] e nacionais [82], que devem servir de base para a construção de um programa interno e que devem ser usados concomitantemente com os guias e protocolos desenvolvidos para parâmetros não-IMRT [17, 21-30].

3 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - Equipamentos de teleterapia

3.1.1 - Equipamento de Co-60

Para a calibração dos filmes radiocrômicos e para a caracterização dos TLDs que compõem o sistema proposto no presente trabalho, foi necessário irradiá-los em uma fonte de radiação cuja taxa de dose fosse conhecida. Para isso, foi utilizado o equipamento de teleterapia de Co-60 TH-X, instalado no Serviço de Radioterapia do Hospital do Câncer I do INCA, no Rio de Janeiro, modelo Theratron 780C, fabricado pela Theratronics Inc. do Canadá (figura 3.1).

Antes de cada irradiação foram conferidos os parâmetros mecânicos do equipamento suscetíveis de provocar diferenças na dose de radiação, como tamanho de campo, distância fonte-superfície, ângulo do gantry e nivelamento da mesa de tratamento.



Figura 3.1 - Equipamento de Co-60 Theratron 780C (TH-X) instalado no INCA.

Na etapa final do trabalho, quando o sistema já estava pronto, o equipamento de Co-60 também foi utilizado para irradiação dos TLDs de controle e dos TLDs de referência, que foram irradiados com a dose de 1 Gy, a fim de comparar suas leituras com as leituras dos TLDs de medida que compunham o sistema.

3.1.2 - Aceleradores lineares

Os aceleradores lineares clínicos que estão habilitados a realizar a técnica de radioterapia de intensidade modulada (IMRT) utilizados no presente trabalho foram o Clinac 2300 CD (figura 3.2) e o Trilogy (figura 3.3), ambos fabricados pela Varian Medical Systems e instalados no Serviço de Radioterapia do Hospital do Câncer I do INCA, no Rio de Janeiro.



Figura 3.2 - Acelerador linear clínico Clinac 2300CD instalado no INCA.



Figura 3.3 – Acelerador linear clínico Trilogy instalado no INCA.

O método de IMRT que esses aceleradores realizam é o dinâmico, conhecido com o termo em inglês *sliding window*, em que cada lâmina do colimador multilâminas (MLC) move-se independentemente enquanto o feixe de radiação está ligado.

O acelerador Clinac 2300 CD foi usado na caracterização dos TLDs, para determinação do fator de correção para dependência energética da resposta dos mesmos, utilizando-se os feixes de fótons de 6 MV e 15 MV. Também foi usado nas primeiras irradiações com a técnica de IMRT no segundo protótipo.

O acelerador Trilogy foi usado após a caracterização dos TLDs e a na validação do segundo protótipo modificado, que serão descritos posteriormente nos itens 3.2.3.1 e 3.4, respectivamente. Na fase inicial do trabalho, este acelerador ainda não se encontrava instalado.

3.2 - Sistemas dosimétricos

3.2.1 - Objetos simuladores

No presente trabalho foram utilizados dois tipos diferentes de objeto simulador (fantoma): o tanque de acrílico e de placas plásticas.

Para a determinação da dose absorvida na água dos equipamentos de radioterapia utilizados (telecobalto TH-X e aceleradores lineares Clinac 2300CD e Trilogy) foi utilizado um fantoma de acrílico de 40 cm de altura x 30 cm de largura x 40 cm de profundidade, fabricado pela empresa CNMC (figura 3.4).

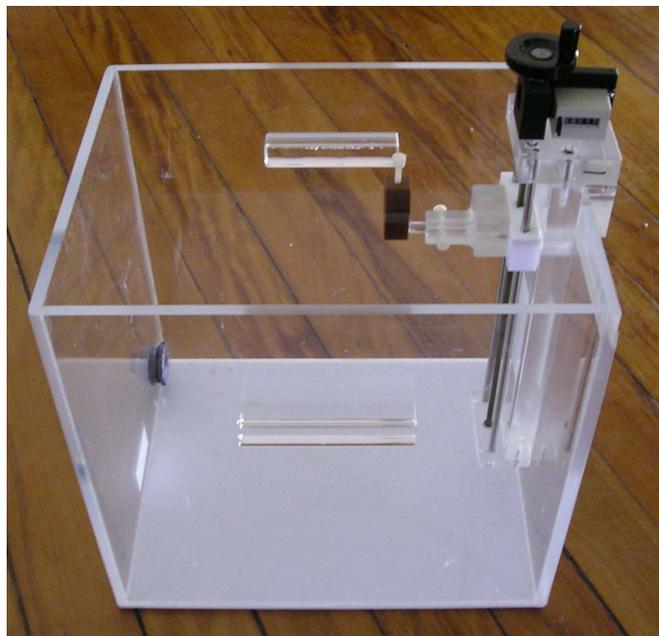


Figura 3.4 - Fantoma de acrílico CNMC de 40 cm x 30 cm x 40 cm.

Já as medidas realizadas para a caracterização dos TLDs foram realizadas em um objeto simulador plástico constituído de placas de 40 cm x 40 cm x 5 cm cada, de um material comercialmente conhecido como Água Virtual®, fabricado pela empresa CNMC (figura 3.5). A Água Virtual® é um material feito de resinas Epoxy e possui densidade de 1,04 g/cm³.



Figura 3.5 - Placas de Água Virtual®.

3.2.2 - Conjunto dosimétrico

A determinação dos valores de dose absorvida na água gerados pelos equipamentos de radioterapia utilizados no presente trabalho foi executada com base no protocolo TRS-398 da Agência Internacional de Energia Atômica [25]. Para tal, foi utilizado um conjunto dosimétrico de referência, calibrado no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI/IRD/CNEN) em termos de dose absorvida na água. Este conjunto é composto por um eletrômetro fabricado pela PTW, modelo Unidos E com número de série T10010-00280 e uma câmara de ionização cilíndrica tipo Farmer à prova d'água de 0,6 cm³ de volume, modelo TN-30013 e número de série 0490 (figura 3.6).

Para as correções de temperatura e pressão foram utilizados, respectivamente, um termômetro digital Minipa e um barômetro digital modelo DB-898 da Oregon Scientific (figura 3.6), ambos calibrados em laboratório credenciado pela Rede Brasileira de Calibração (RBC).

As condições de umidade relativa do ar se mantiveram dentro da faixa recomendada pelo protocolo TRS-398 (entre 20% e 80%) durante todas as medidas, pois as salas de tratamento possuem desumidificadores e são constantemente monitoradas pela equipe de refrigeração do hospital.



Figura 3.6 - Conjunto dosimétrico de referência (eletrômetro e câmara de ionização cilíndrica), termômetro e barômetro digitais.

3.2.3 - Dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes utilizados no presente trabalho foram as pastilhas de TLD-100 (LiF: Mg, Ti) produzidas pela Thermo Fisher Scientific Inc., sob a denominação comercial Harshaw TLD. Tais dosímetros possuem as dimensões aproximadas de 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm (figura 3.7).

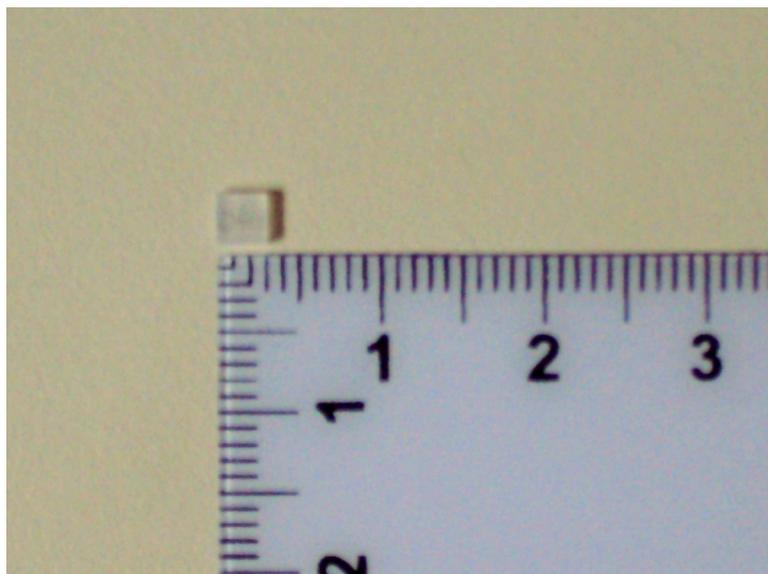


Figura 3.7 – Pastilha de TLD-100 (LiF: Mg, Ti).

3.2.3.1 - Caracterização dos dosímetros termoluminescentes

Para se utilizar um dosímetro termoluminescente (TLD) como detector para determinar a grandeza dosimétrica dose absorvida é necessário caracterizá-lo antes do uso. Alguns passos são necessários, como determinar a leitura de fundo dos dosímetros (ou leitura de dose zero, ou *background* - *BG*), estudá-los com relação à sua sensibilidade e então calibrá-los para obtenção da dose absorvida nas condições desejadas, levando-se em consideração os devidos fatores de correção.

Os fatores de correção dependem da finalidade e da forma como o TLD é usado. Neste trabalho foram utilizados os fatores de correção para sensibilidade, linearidade e dependência energética da resposta dos TLDs, bem como correção para o tempo, trânsito e variações na leitura dos TLDs de controle.

3.2.3.1.1 - Determinação da leitura de fundo (BG) dos dosímetros

Antes de se começar os testes para a caracterização dos dosímetros termoluminescentes é necessário determinar a leitura de dose zero (ou *BG*) dos dosímetros, realizando uma leitura dos detectores sem que os mesmos tenham sido irradiados.

A leitura dos dosímetros, irradiados ou não, é realizada por uma leitora de TLDs, cujo processo será descrito no item 3.2.3.1.5.

Para a leitura de dose zero submeteu-se os TLDs, antes de suas leituras, ao mesmo tratamento térmico aplicado aos dosímetros destinados à irradiação, cujo processo será descrito adiante.

A leitura média de dose zero (TL_0) do conjunto de 505 TLDs de um lote virgem foi obtida segundo a equação 3.1.

$$TL_0 = \frac{\sum_{i=1}^{505} TL_i}{505} \quad (3.1)$$

A incerteza associada à TL_0 foi calculada utilizando-se o desvio padrão da média das 505 leituras TL_i dos TLDs.

3.2.3.1.2 - Análise da homogeneidade do campo de radiação

Inicialmente foram selecionados os mais repetitivos, dentre os 505 TLDs do lote virgem (figura 3.8) embalado pelo fabricante em 17/03/2009 com repetitividade nominal de até $\pm 3\%$.



Figura 3.8 - Embalagem comercial contendo as 505 pastilhas virgens de TLD-100 (LiF: Mg, Ti) utilizadas no presente trabalho.

A seleção dos TLDs é um processo demorado, devido à necessidade de várias irradiações das pastilhas, ao tempo de espera entre cada irradiação e a respectiva leitura, ao tempo de pré-tratamento e ao tempo de espera entre o pré-tratamento e a irradiação seguinte. Para contornar este problema, foi feita uma análise da homogeneidade do campo de irradiação do equipamento de Co-60 a fim de que vários TLDs pudessem ser irradiados simultaneamente, sem comprometimento do resultado.

Para a verificação da homogeneidade do campo de radiação do equipamento de Co-60 TH-X, foi utilizado um filme dosimétrico envelopado Kodak X-OMAT V de 24 cm x 30 cm (figura 3.9) e um simulador plástico constituído de três placas de Água Virtual® de 40 cm x 40 cm x 5 cm.

O filme foi colocado a 5 cm de profundidade no simulador plástico e irradiado com uma dose de 1 Gy em um campo quadrado de radiação de 20 cm x 20 cm, a uma distância fonte-superfície de 80 cm (figura 3.10).

Posteriormente o filme foi revelado e, em seguida, digitalizado em um *scanner* modelo ScanMaker 9800XL, da Microtek. Após ser digitalizado, o filme foi analisado pelo programa de código livre DoseLab® versão 4.0. O

DoseLab® é um pacote de programas destinados à comparação quantitativa de distribuições medidas e computadas de dose de radiação [57].

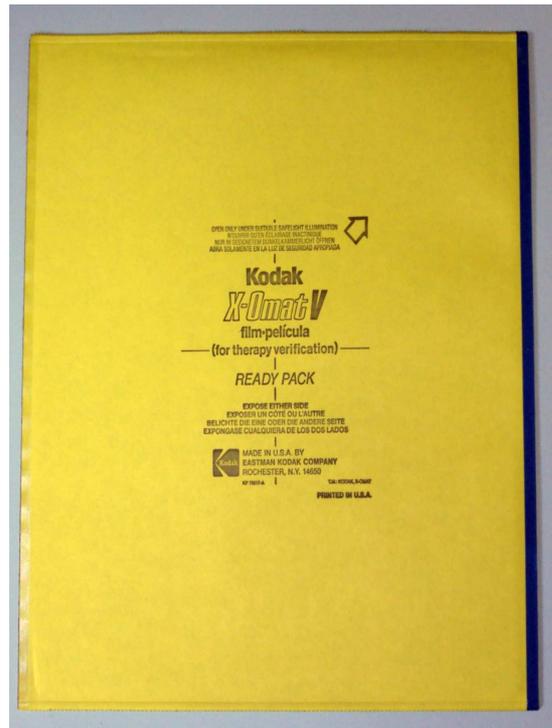


Figura 3.9 – Filme dosimétrico Kodak X-OMAT V.



Figura 3.10 - Arranjo experimental para irradiação do filme dosimétrico X-OMAT V.

3.2.3.1.3 - Seleção dos lotes dos TLDs

Uma vez confirmada a homogeneidade de dose dentro de um campo de 22,4 mm x 22,4 mm (suficiente para um arranjo de 7 linhas por 7 colunas de TLDs), separou-se os 505 TLDs em 10 lotes de 49 e um lote de 15 (tabela 3.1) para que pudessem ser irradiados simultaneamente nas mesmas condições em que o filme foi irradiado (dose de 1 Gy em um campo 20 cm x 20 cm a uma distância fonte-superfície de 80 cm e a 5 cm de profundidade no simulador de Água Virtual®).

Tabela 3.1 - Separação dos 505 TLDs em lotes de 49.

	LOTE	IDENTIFICAÇÃO	Nº DE TLDs
GRUPO 1	A1	A00-A48	49
	A2	A49-A97	49
	B1	B00-B48	49
	B2	B49-B97	49
	C1	C00-C48	49
TOTAL			245
GRUPO 2	C2	C49-C97	49
	D1	D00-D48	49
	D2	D49-D97	49
	E1	E00-E48	49
	E2	E49-E97	49
	F	F00-F14	15
TOTAL			260
TOTAL GERAL			505

Para a identificação de cada TLD, foi grafado em uma de suas faces o seu código, conforme descrito na tabela 3.1 (figura 3.11).

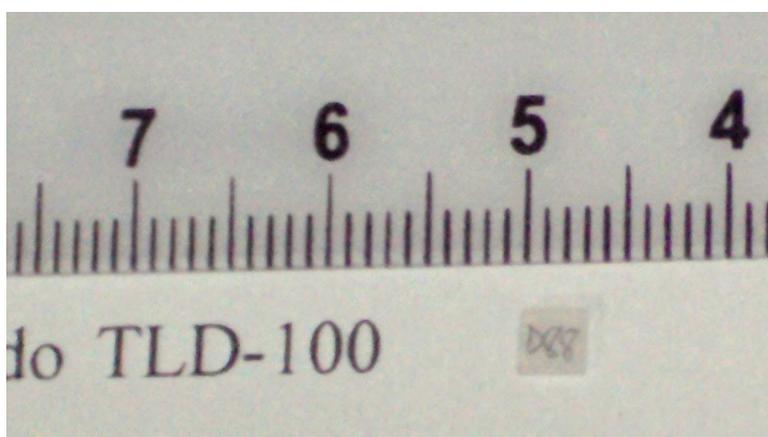


Figura 3.11 - Código de identificação do TLD grafado em uma de suas faces.

Após o estudo da sensibilidade do lote de 505 TLDs, que será descrito mais adiante, os TLDs foram separados nos seguintes grupos, de acordo com a repetitividade de sua resposta (x):

- $x \leq 1\% \rightarrow 291$ TLDs
- $1\% < x \leq 2\% \rightarrow 195$ TLDs
- $2\% < x \leq 3\% \rightarrow 17$ TLDs
- $x \geq 3\% \rightarrow 2$ TLDs

Durante o trabalho, houve um problema de identificação dos TLDs e o processo de seleção dos lotes precisou ser refeito. Desta vez trabalhou-se somente com o lote de 291 TLDs, cuja repetitividade de resposta foi de até 1%. Os novos grupos ficaram dispostos da seguinte maneira, de acordo com a repetitividade de sua resposta (x):

- $x \leq 1\% \rightarrow 114$ TLDs
- $1\% < x \leq 2\% \rightarrow 118$ TLDs
- $2\% < x \leq 3\% \rightarrow 43$ TLDs
- $x \geq 3\% \rightarrow 16$ TLDs

A diferença encontrada no número de TLDs em cada grupo, em relação à seleção anterior, foi devida à mudança do tratamento térmico ocorrida para a segunda caracterização.

Para o presente trabalho foi escolhido o lote de TLDs cuja repetitividade de resposta é de até 1%.

3.2.3.1.4 - Tratamento térmico dos TLDs

O pré-tratamento térmico utilizado inicialmente para a separação dos TLDs por sua repetitividade foi o de 400 °C durante 1 hora seguido de 100 °C por duas horas (tabela 3.2). Para a nova irradiação esperou-se pelo menos 12 horas após o pré-tratamento.

Tabela 3.2 - Tratamento térmico dos TLDs.

TRATAMENTO TÉRMICO	
PRÉ-IRRADIAÇÃO	PÓS-IRRADIAÇÃO
400 °C durante 1 h + 100 °C durante 2 h	100 °C durante 15 min

Uma vez irradiados os TLDs, aguardou-se um tempo de 36 horas antes de se iniciar as leituras. Logo antes das leituras dos TLDs, os mesmos foram submetidos a um pós-tratamento térmico de 100 °C durante 15 minutos (tabela 3.2), a fim de eliminar os picos 1, 2 e 3 de baixa temperatura. Em seguida, os TLDs foram preparados para a leitura. Após cada leitura é necessário reiniciar o processo de tratamento térmico, a fim de que a estrutura cristalina volte ao seu arranjo inicial, permitindo que o TLD seja reutilizado em novas irradiações.

Para a segunda seleção dos TLDs, o tratamento térmico passou a ser executado sem o regime de pós-irradiação de 100 °C durante 15 minutos, uma vez que o modelo de leitora usado possui dois fornos (1 e 2), sendo o primeiro para tratamento pós-irradiação a 170 °C durante 25 segundos.

3.2.3.1.5 - Leitora TL Fimel PCL3 e processo de leitura dos TLDs

No presente trabalho fez-se uso de duas leitoras de TLDs modelo PCL3, da empresa francesa Fimel (números de série 50059 e 57172), instaladas nas dependências do PQRT - Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (figura 3.12).



Figura 3.12 - Leitora de TLDs Fimel PCL3.

O processo de leitura dos TLDs se inicia com a ordenação das pastilhas, cuja ordem de colocação precisa ser conhecida para a obtenção posterior do valor da leitura correspondente.

As pastilhas são então colocadas em copelas (neologismo do francês *coupelles*, que designam os recipientes onde o TLD é colocado para a leitura) e estas empilhadas no carregador, que será acoplado à leitora automática de TLDs modelo PCL3 (figura 3.13).



Figura 3.13 - Copela liberada pelo carregador no disco giratório.

O carregador da leitora PCL3 (figura 3.13) tem a capacidade de empilhar até 93 copelas, que podem ser preenchidas com TLD em pastilha, em pó ou na forma de microcubos. Um sistema composto de pinças e de um disco giratório (figura 3.13) retira automaticamente cada copela do carregador, levando-as aos fornos 1 e 2, à válvula fotomultiplicadora (figura 3.14) e, ao final do processo de leitura, ao descarregador (figura 3.14), que recolherá as copelas que contêm os TLDs já lidos.

No primeiro forno, a copela fica 25 segundos a 170 °C, para eliminação dos picos de baixa temperatura, e em seguida passa para o forno 2, onde fica durante 25 segundos a 300 °C. Este forno fica exatamente abaixo da válvula fotomultiplicadora, que fará o registro dos fótons de luz nela incidentes a partir da liberação dos elétrons de suas armadilhas, devido à alta temperatura.



Figura 3.14 - Visão superior interna da leitora Fimel PCL3 onde aparecem o descarregador (esquerda), o carregador (centro) e a fotomultiplicadora (direita).

À leitora é acoplado um computador que possui um programa, PCL Win Versão 2.0, que controla o ciclo de leituras, fornecendo os resultados na forma de contagens, a média e o desvio padrão do lote lido.

O arquivo que contém os dados de saída com as contagens possui extensão .csv, podendo ser aberto no programa Microsoft Excel® ou em planilha eletrônica equivalente. De posse desses dados, pode-se fazer a avaliação da dose recebida pelos TLDs lidos.

3.2.3.1.6 - Estudo da sensibilidade dos TLDs

A sensibilidade relativa de um TLD é a resposta média desse TLD em relação à resposta média de todos os componentes de um determinado grupo de TLDs.

Segundo o fabricante, o lote de TLDs utilizados possui uma repetitividade de $\pm 3\%$, mas para o presente trabalho, cujo objetivo é trabalhar com uma repetitividade de até $\pm 1\%$, foi necessário avaliar todo o lote e separar os TLDs em grupos menores.

Para avaliar a sensibilidade relativa de cada TLD em relação aos demais, foi grafado um código em cada TLD para identificação (figura 3.11) e em seguida agrupados em lotes, conforme tabela 3.1. Para cada lote, foram feitas cinco irradiações de 1 Gy no equipamento de Co-60 TH-X. As condições de irradiação foram: campo 20 cm x 20 cm, distância fonte-superfície de 80 cm, profundidade de 5 cm no simulador de Água Virtual®. Para as irradiações, os TLDs foram dispostos conforme demonstra a figura 3.15.



Figura 3.15 - Arranjo experimental da irradiação dos TLDs para seleção.

A equação 3.2 expressa a sensibilidade relativa (S) de cada TLD, onde N é o número de TLDs, k é o número de irradiações e $TL_{i,k}$ é a leitura TL de cada dosímetro após a subtração do BG .

$$S_{i,k} = \frac{TL_{i,k}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N TL_{i,k}} \quad (3.2)$$

3.2.3.1.7 - Estudo da linearidade dos TLDs

Para o estudo da linearidade, separou-se os 114 TLDs selecionados com repetitividade de até $\pm 1\%$ em 10 lotes, de acordo com a dose de radiação que cada lote receberia: 10, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 e 500 cGy.

Foram realizadas três leituras para cada um dos 10 lotes de TLDs.

Para cada um dos 10 lotes, a relação dose-resposta dos TLDs (R_{DS}) é calculada como a razão entre a média do sinal TL (\overline{TL}) dos TLDs do lote pela dose absorvida (D) recebida por eles (equação 3.3).

$$R_{DS} = \frac{\overline{TL}}{D} \quad (3.3)$$

As respostas de dose de cada lote de TLDs são então normalizadas para a dose de referência de 1 Gy (D_{ref}) para fornecer um fator de correção para não-linearidade da resposta (F_{lin}):

$$F_{lin} = \frac{\overline{TL}/D}{\overline{TL}_{ref}/D_{ref}} \quad (3.4)$$

De posse dos resultados dos cálculos, obteve-se um gráfico no *software* OriginPro® 8, do fator F_{lin} versus dose de cada lote, permitindo posterior correção das leituras dos TLDs quanto à linearidade da resposta na faixa de dose a que foram submetidos.

Aos dados experimentais foi feito um ajuste polinomial de terceira ordem, obtendo-se a equação 3.5, com $R^2 = 0,98835$:

$$F_{lin} = -9,71924 \times 10^{-10} (D)^3 + 4,74633 \times 10^{-07} (D)^2 + 2,92386 \times 10^{-04} (D) + 0,97078 \quad (3.5)$$

3.2.3.1.8 - Estudo da dependência energética dos TLDs

Para o estudo da dependência energética, irradiou-se os 114 TLDs com a dose de 1 Gy no feixe gama de Co-60 do equipamento de telecobalto TH-X, nos feixes de fótons de 6 MV e 15 MV no acelerador linear Clinac 2300CD.

Foram realizadas três leituras para cada um dos 114 TLDs em cada um dos equipamentos de radioterapia.

As médias das leituras de cada um dos feixes foi normalizada pela média das leituras do feixe gama de Co-60 obtendo-se, desta forma, o fator de correção para a dependência energética, sendo 1,000 o valor desse fator para o feixe gama de Co-60.

De posse dos resultados dos cálculos, obteve-se um gráfico no *software* OriginPro® 8, do fator de correção para a dependência energética (F_{depen}) versus $\text{TPR}_{20/10}$, que é o índice de qualidade do feixe, obtido na determinação da dose absorvida na água, conforme protocolo TRS-398 [25]. Desta forma, a resposta dos TLDs pode ser corrigida para qualquer qualidade de feixe ($\text{TPR}_{20/10}$) compreendida entre os valores de 0,556 (Co-60) a 0,760 (15 MV) e extrapolada para demais valores.

Aos dados experimentais foi feito um ajuste polinomial de segunda ordem, obtendo-se a equação 3.6, com $R^2 = 1$:

$$F_{\text{depen}} = 0,4736 (\text{TPR}_{20/10})^2 - 0,8433 (\text{TPR}_{20/10}) + 1,3225 \quad (3.6)$$

3.2.3.1.9 - Correções para tempo, trânsito e variações na leitura dos TLDs de controle

Como os TLDs são montados no protótipo, que será descrito posteriormente, e este é levado para a instituição para ser irradiado, passando muitas vezes por condições ambientais diferentes das encontradas no laboratório, incluindo raios X de aeroportos, foi inserido um fator de correção (F_{corr}) devido às condições de trânsito, ao tempo de retorno ao laboratório e às variações da leitora de TLDs. Todos estes parâmetros tomam como padrão uma dose de referência para estas correções dos TLDs de controle.

O fator F_{corr} é dado pela razão da dose de referência (D_{ref}) pela correção para a dose pelos TLDs de controle (D_{ctrl}):

$$F_{corr} = \frac{D_{ref}}{D_{ctrl}} \quad (2.2)$$

onde,

$$D_{ctrl} = \{[(B - A) + C] / 2\} \cdot t / T + D(T - t) / T \quad (2.3)$$

3.2.3.2 - Cálculo das doses recebidas pelos TLDs

Uma vez analisados os fatores de influência sobre a dose registrada nos TLDs, os mesmos estão prontos para ser utilizados no protótipo do sistema, que é objeto deste trabalho.

Após o protótipo ser irradiado nas condições determinadas, cujas descrições virão mais à frente, as leituras (TL) dos TLDs, fornecidas pelo sistema leitora *Fimel-software* PCL Win, são então corrigidas para a determinação da dose absorvida (D) em cada um dos TLDs através da seguinte equação:

$$D = \frac{(TL - BG) \cdot 10^2}{S \cdot F_{lin} \cdot F_{depen} \cdot F_{corr}} \quad (3.7)$$

3.2.4 - Filmes radiocrômicos

No presente trabalho foram utilizados dois tipos de filmes radiocrômicos: o Gafchromic EBT e o EBT2, produzidos pela ISP - International Speciality Products. O filme EBT é a primeira versão do filme e tem coloração azulada (figura 3.16a). O EBT2 é a versão mais nova, com coloração amarelada e menor sensibilidade à luz (figura 3.16b). Ambos são à prova d'água e não necessitam de revelação.

Os filmes são comercializados em caixas de 25 unidades de 8” x 10” (20,3 cm x 25,4 cm) e podem ser partidos em pedaços menores para o uso, tomando-se o cuidado de que a orientação e o lado do filme sejam os mesmos para todos os pedaços no processo de irradiação e de digitalização. Neste trabalho, cada folha de filme foi dividida em quatro partes para serem encaixadas no local apropriado do protótipo do sistema.

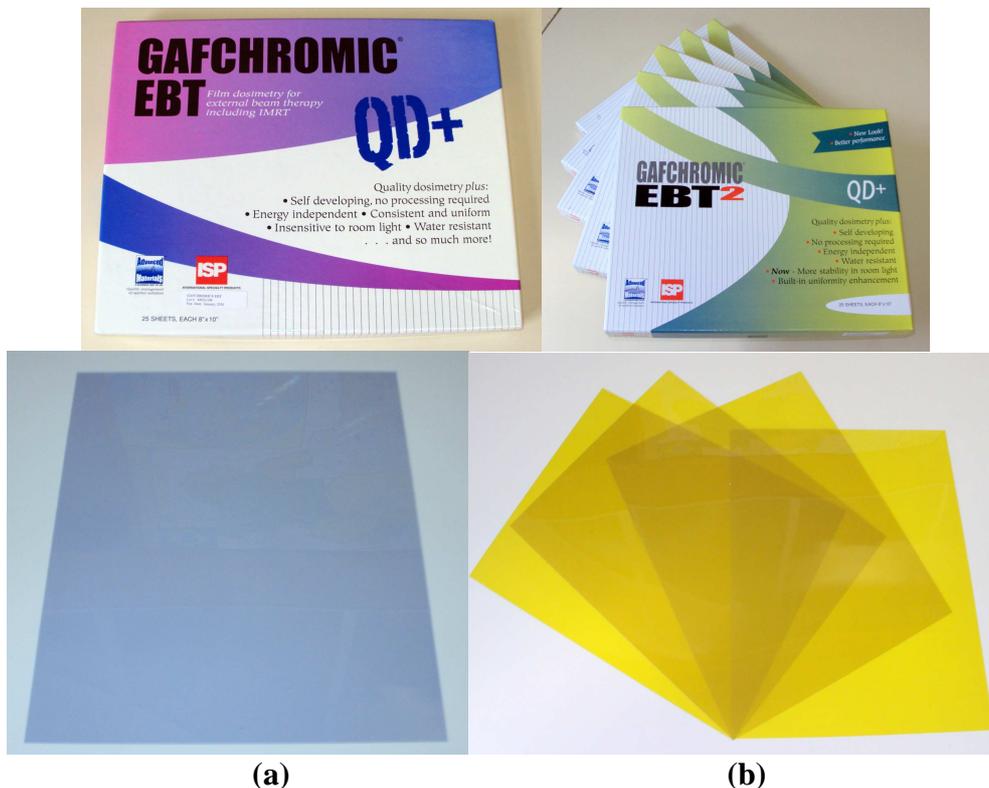


Figura 3.16 – Filmes radiocrômicos Gafchromic EBT(a) e EBT2 (b).

O filme EBT somente foi utilizado para os testes iniciais e nas primeiras irradiações com os primeiros protótipos do sistema. Na aquisição da segunda caixa de filme, o fabricante já enviou o EBT2. Na versão final do protótipo (terceira) só foi usado o filme EBT2.

3.2.4.1 - Calibração dos filmes radiocrômicos

Para que um programa computacional de análise de doses em filmes (que será descrito a seguir) possa avaliar uma distribuição de doses em um planejamento

qualquer, primeiramente é necessário que o filme seja calibrado, obtendo-se a relação entre a dose depositada no filme e a respectiva densidade ótica.

Como foram utilizados os filmes EBT e EBT2 no presente trabalho, foram necessárias duas calibrações.

O filme EBT foi utilizado nos primeiros protótipos, mas o fabricante descontinuou sua venda e pôs o filme EBT2 em seu lugar no mercado. Assim, quando as folhas de filme EBT acabaram, passou-se a utilizar o filme EBT2. O segundo protótipo modificado já foi irradiado com os dois tipos de filme, mas o terceiro protótipo só utilizou o filme EBT2.

Para a calibração do filme EBT dividiu-se uma folha do filme em dezesseis partes. Uma dessas partes não foi irradiada e nas outras quinze foram feitas irradiações de campos 5 cm x 5 cm com doses de 20, 40, 60, 80, 100, 120, 150, 180, 200, 220, 250, 280, 300, 400 e 500 cGy (figura 3.17).

Para a calibração do filme EBT2 dividiu-se uma folha do filme em vinte partes. Uma dessas partes não foi irradiada e nas outras dezenove foram feitas irradiações de campos 5 cm x 5 cm com doses de 20, 40, 60, 80, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250, 300, 400, 500, 600, 700, 800, 900 e 1000 cGy (figura 3.17).

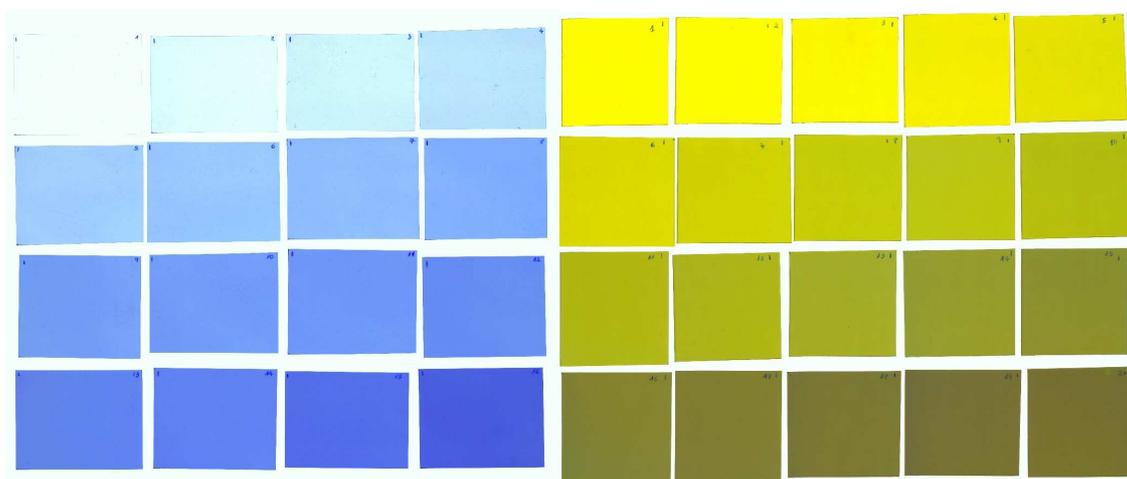


Figura 3.17 – Peças de filmes EBT e EBT2 irradiados para a calibração.

3.3 - Programas computacionais para análise de doses em filmes radiocrômicos e *scanners*

Para análise da distribuição de doses do filme radiocrômico é necessário que o mesmo seja digitalizado e sua imagem seja analisada por um programa computacional próprio para esta tarefa. O programa computacional de análise compara a programação feita pelo sistema de planejamento do tratamento com a distribuição de doses do filme irradiado nas condições planejadas. Para isso, necessita da informação da calibração do filme.

No presente trabalho, o primeiro protótipo foi testado fazendo-se uso do *software* FilmQA™ instalado na McGill University, em Montreal, Canadá. A partir do segundo protótipo, inicialmente foram utilizados o *scanner* modelo ScanMaker 9800XL, da Microtek (figura 3.18) para a digitalização dos filmes (de calibração e de IMRT) e os programas Verisoft versão 4.0.0.22 produzido pela PTW Freiburg GmbH (licenciado para o INCA), DoseLab® versão 4.0 e ImageJ versão 1.44p, que são *softwares* livres.

O Verisoft possui rotinas implementadas para a análise de arquivos no formato *DICOM* e ferramentas para comparação de distribuições de doses tais como o índice gama. No entanto não é um *software* que chega ao resultado de forma totalmente independente, pois precisa de um pacote de programas para a elaboração da curva de calibração do filme (PTW FilmCal 2.3) e para a separação do filme nos três canais (RGB): vermelho (R), verde (G) e azul (B). Esta última etapa precisa ser executada com outros *softwares* que não são produzidos pela PTW, como o ImageJ. Isso porque este *software* é próprio para a utilização com a sua matriz de 729 câmaras de ionização, o “Seven-two-nine”.



Figura 3.18 – *Scanner* ScanMaker 9800XL.

O *software* DoseLab® é construído com recursos do MATLAB® e também possui rotinas para análise de imagens e comparação de distribuições de dose entre o filme irradiado e o sistema de planejamento, também executando uma análise do índice gama. Porém, como a resposta da dose é melhor no canal vermelho da imagem do filme radiocrômico e o DoseLab® não possui todos os recursos para o tratamento desta imagem como, por exemplo, a separação dos canais vermelho, verde e azul, foi necessária a utilização do *software* ImageJ®, que executa esta função.

Após vários estudos com o filme radiocrômico e alguma dificuldade em trabalhar com ele, percebeu-se a limitação do *scanner* (que faz uma correção de cor mesmo com essa opção desativada) e dos *softwares* utilizados para análise dos filmes. Foi adquirido então o scanner Epson Perfection V750 PRO (figura 3.19), que figura entre os *scanners* recomendados pelo fabricante do filme Gafchromic, e obtida uma licença do *software* do mesmo fabricante, o FilmQA Pro® 2011 versão



Figura 3.19 – *Scanner* Epson Perfection V750 PRO.

1.0.4348.32988. Este *software* foi desenvolvido para trabalhar com o filme EBT2 e utiliza os três canais da imagem (RGB) para a análise das distribuições de dose e para a comparação com os dados dos sistemas de planejamento comercialmente disponíveis. A curva de calibração é gerada no próprio *software*, a partir dos pedaços de filmes irradiados com diferentes doses conhecidas.

Durante a fase em que não se conseguia os resultados esperados para a análise das distribuições de dose nos filmes radiocrômicos e mesmo após a obtenção da licença do *software* o FilmQA Pro® 2011 foi desenvolvido um *software* no PQRT pelo físico médico Victor Gabriel Leandro Alves para este fim. O *software* é construído com recursos do MATLAB® e também utiliza a dosimetria multicanal, ou seja, os três canais da imagem (RGB) para a análise das distribuições de dose e para a comparação com os dados dos sistemas de planejamento. Fazendo uso de recursos computacionais

para otimização robusta, o *software* produz como dados de saída, mapas de dose e os valores para o índice gama de acordo com os critérios selecionados pelo usuário [83].

Todos os filmes dos casos teste do segundo protótipo modificado, do terceiro protótipo e do Projeto Piloto, foram analisados também com este *software* para efeito de comparação.

3.4 - Protótipo do simulador para controle de qualidade em IMRT

A ideia do primeiro protótipo do simulador foi desenvolvida na McGill University em Montreal, Canadá, quando o autor deste trabalho estava fazendo um estágio por um projeto do INCA com a Agência Internacional de Energia Atômica em outubro de 2006.

Durante o desenvolvimento do trabalho, o protótipo do simulador para controle de qualidade em IMRT foi modificado algumas vezes, aperfeiçoando-se a cada modificação. Os dois primeiros protótipos foram confeccionados em acrílico e o terceiro e definitivo em poliestireno.

Os protótipos dos simuladores foram baseados em uma configuração para avaliação da técnica de IMRT no tratamento de tumor de próstata, que é o segundo caso de câncer mais frequente em homens [1].

Os simuladores serão descritos no capítulo de resultados.

3.5 - Tomógrafos

O tomógrafo usado para a aquisição das imagens do primeiro e do segundo protótipos do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT foi o Picker modelo PQ-2000, instalado no Serviço de Radioterapia do Hospital do Câncer I do INCA no Rio de Janeiro (figura 3.20).



Figura 3.20 - Tomógrafo Picker PQ-2000.

Este tomógrafo possui mesa plana de fibra de carbono, adaptada às necessidades de aquisição de imagens para os planejamentos dos tratamentos em radioterapia.

O objeto simulador foi posicionado na mesa do tomógrafo e alinhado com os lasers de posicionamento de forma que o centro da matriz para TLDs ficasse no isocentro do tomógrafo (figura 3.21).

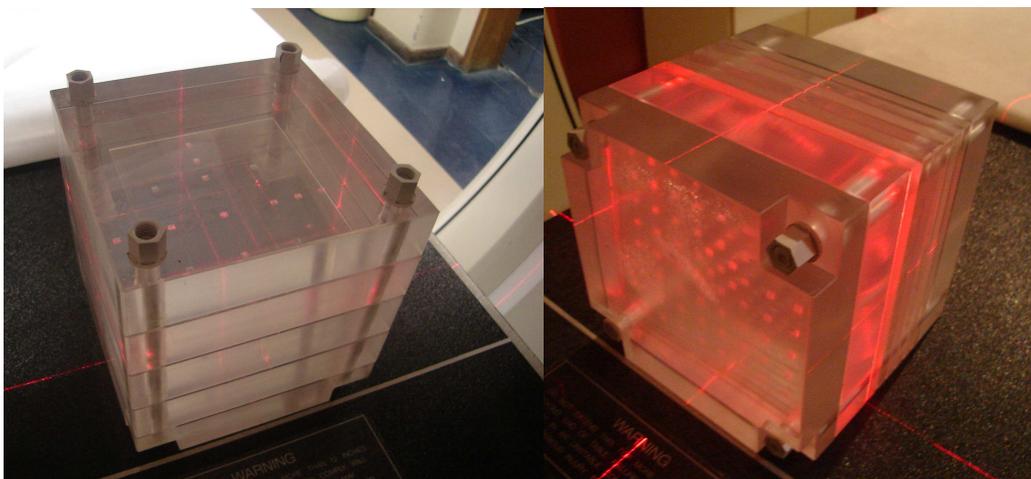


Figura 3.21 - Posicionamento dos protótipos (à esquerda: segundo protótipo e à direita: segundo protótipo modificado) para aquisição das imagens tomográficas.

Após o objeto simulador estar devidamente posicionado, foram obtidas imagens tomográficas no formato DICOM (do inglês *Digital Imaging and Communications in Medicine*) em cortes transversais (figura 3.22) e enviadas via rede de informática para o sistema de planejamento do tratamento.

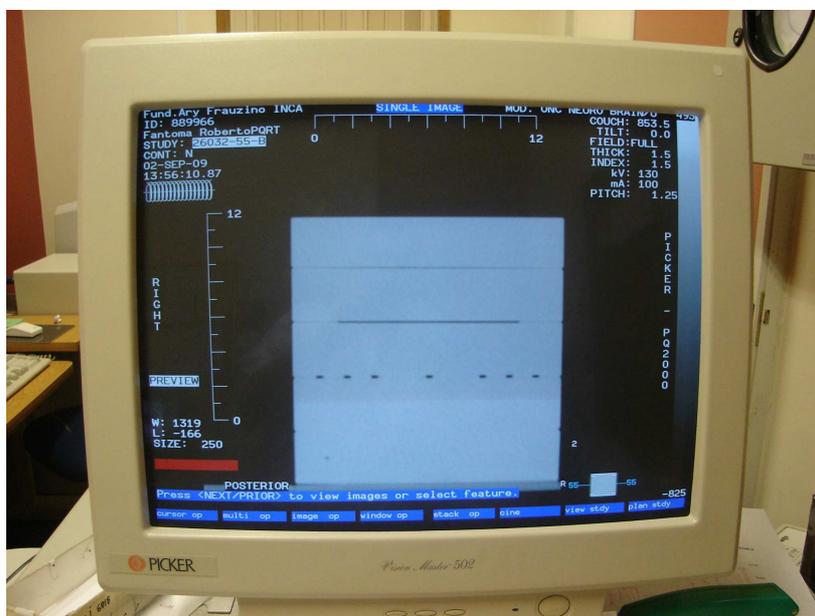


Figura 3.22 - Imagem tomográfica na tela do computador mostrando o corte central do segundo protótipo, onde aparecem as cavidades para os TLDs e para o filme radiocrômico.

As imagens no formato *DICOM* são transferidas do tomógrafo para o sistema de planejamento através de um programa chamado AcQplanTM da Philips. Através deste programa o médico radioterapeuta tem a possibilidade de delinear as áreas de interesse (volume alvo e órgãos de risco), embora nos modernos sistemas de planejamento isso possa ser feito diretamente deles.

As tomografias do terceiro protótipo do simulador foram feitas no tomógrafo Philips, modelo Gemini TF, instalado no Serviço de Radiologia do Hospital do Câncer I do INCA no Rio de Janeiro (figura 3.23), devido à retirada de funcionamento do tomógrafo Picker PQ-2000.



Figura 3.23 - Tomógrafo Philips - Gemini.

As imagens foram obtidas da mesma forma que aquelas dos protótipos anteriores no tomógrafo Picker PQ-2000, exceto pela espessura de corte e passo, ambos de 1 mm.

3.6 - Sistema de planejamento do tratamento

O sistema de planejamento do tratamento onde foram planejados os casos testes do presente trabalho foi o Eclipse™ versão 8.6.17, desenvolvido pela Varian Medical Systems e instalado no Serviço de Física Médica do Hospital do Câncer I do Instituto Nacional de Câncer, no Rio de Janeiro. Ele possui um algoritmo para o cálculo das distribuições de dose relativas e das unidades monitoras para campos de irradiação que utilizam a técnica de IMRT, incluindo correção de heterogeneidades.

O algoritmo utilizado para os planejamentos dos casos testes, com correção de heterogeneidades, foi o AAA (algoritmo analítico anisotrópico, do inglês *Anisotropic Analytical Algorithm*).

3.7 - Planejamentos de casos testes dos protótipos

Os testes iniciais com o primeiro protótipo foram feitos pelo autor na McGill University em Montreal, Canadá e consistiram em tomografá-lo e enviar as imagens para o programa AcQplanTM. Neste programa, delineou-se um “volume” alvo fictício, que englobava alguns espaços para a colocação dos TLDs, deixando-se o TLD central de fora deste “volume”, a fim de verificar a possibilidade de utilização de um pedaço de filme radiocrômico EBT para os casos de distribuição de dose em um plano com a técnica de IMRT (figura 3.24).



Figura 3.24 - Imagens tomográficas adquiridas (esq.) e delineamento da região de interesse (dir.) no primeiro protótipo.

Foi então planejado um tratamento aleatório com feixe de fótons de 6MV utilizando-se a técnica de IMRT com sete campos no sistema de planejamento Corvus®, e aplicado no acelerador Clinac 21 EX em um filme radiocrômico de 10 cm x 10 cm, colocado no objeto simulador a 6 cm de profundidade. Os TLDs usados neste primeiro teste não estavam caracterizados. Os testes com este primeiro protótipo do simulador tinham a função de verificar a viabilidade de o sistema ser construído e funcionar para o controle de qualidade em IMRT.

O segundo protótipo foi planejado no sistema de planejamento Prowess®, em uma das instituições que participaram do Projeto Piloto, que será descrito posteriormente. As imagens tomográficas sendo tomadas com o protótipo em pé propiciavam que sete TLDs ficassem no plano axial escolhido para o planejamento (figura 3.22), no entanto deixava o filme radiocrômico EBT de fora. Caso fosse escolhido um plano transversal ao protótipo as placas deveriam estar conformadas de

maneira que o plano que contém os TLDs fosse o mesmo que contém o filme radiocrômico, mesmo que em placas distintas. Este teste demonstrou a necessidade de modificações para análises volumétricas.

O segundo protótipo modificado foi planejado no sistema de planejamento Eclipse™, no INCA, a partir de imagens enviadas do tomógrafo Picker PQ-2000. Foram delineados, no próprio *software*, um volume alvo (PTV) e quatro órgãos de risco, baseando-se em uma configuração de tratamento de próstata, onde são marcados, além de a própria próstata, a bexiga, o reto e as duas cabeças de fêmur. Em um dos casos teste, foi planejada uma dose de 220 cGy (para uma dose total de 7700 cGy em 35 frações) no volume alvo, com restrição de dose nos quatro órgãos de risco descritos acima, cujas doses se pretendia as mais baixas possíveis. O planejamento foi feito em cinco campos com a técnica *sliding window*. Em outro planejamento foi programada uma dose de 200 cGy (para uma dose total de 7000 cGy em 35 frações) no volume alvo, nas mesmas condições.

O terceiro protótipo foi planejado nas mesmas condições do segundo protótipo modificado, para uma dose de 200 cGy no volume alvo, incluindo-se desta vez a correção para heterogeneidades no algoritmo de cálculo do *software* de planejamento, face às características deste novo protótipo (figura 3.25).

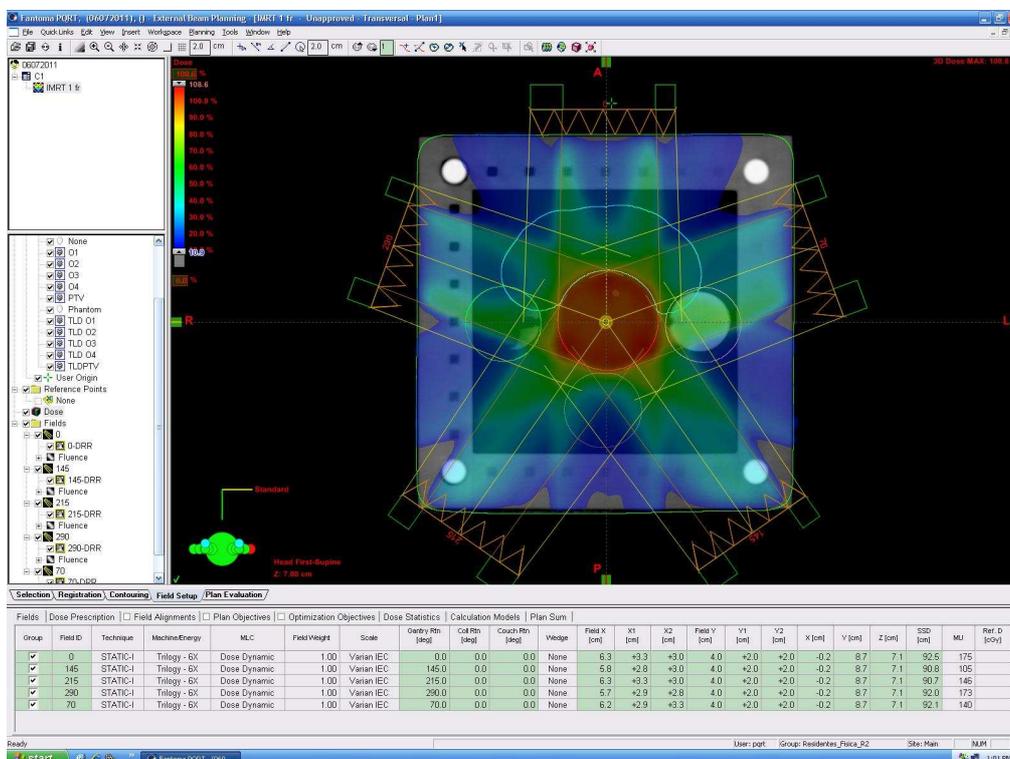


Figura 3.25 – Tela do sistema de planejamento do tratamento Eclipse™ com o planejamento do terceiro protótipo.

3.8 - Irradiação dos protótipos e análise dos resultados

O primeiro e o segundo protótipos não chegaram a produzir resultados concretos para análise de doses a partir de um planejamento de tratamento, pois serviram, basicamente, para o estudo de viabilidade e ajustes como posicionamento do protótipo na tomografia e na irradiação que simula o tratamento, bem como as necessidades de aumento do número de cavidades para os TLDs e o posicionamento das placas dentro do próprio protótipo.

Após se chegar à configuração final para o segundo protótipo modificado e, posteriormente, para o terceiro protótipo, todos os planejamentos e irradiações dos casos testes foram realizados no INCA. Estes dois protótipos foram irradiados cinco vezes, cada um deles, no acelerador Trilogy para a análise da repetitividade dos resultados.

Após a leitura dos TLDs, cujo processo já foi descrito anteriormente, foi feita a análise dos resultados através da construção de uma planilha eletrônica em Excel® que, incluindo todos as variáveis também já descritas, fornece o valor de dose medido e compara com o valor de dose esperado pelo planejamento em cada um dos quatro órgãos de risco delineados e o PTV.

Quanto aos filmes radiocrômicos, após mais de doze horas da irradiação do protótipo, os mesmos foram digitalizados em um *scanner* e comparados com os dados do planejamento por um dos programas computacionais descritos anteriormente para a análise das distribuições de dose.

3.9 - Projeto Piloto de avaliação utilizando o sistema de controle de qualidade em IMRT

O terceiro protótipo do sistema de controle de qualidade para IMRT foi testado em campo, em condições reais de uso, nas instituições listadas na tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Instituições que participaram do Projeto Piloto, incluindo o INCA.

INSTITUIÇÃO	CIDADE / UF
INCA - Instituto Nacional de Câncer	Rio de Janeiro / RJ
CIBLE Serviços Médicos e Hospitalares Ltda - Hospital Quinta D'Or	Rio de Janeiro / RJ
COI - Clínicas Oncológicas Integradas	Rio de Janeiro / RJ
CUCC - Centro Universitário de Controle do Câncer - Hospital Universitário Pedro Ernesto (UERJ)	Rio de Janeiro / RJ
Hospital Naval Marçílio Dias	Rio de Janeiro / RJ
Hospital São Vicente de Paulo	Rio de Janeiro / RJ
Hospital Israelita Albert Einstein	São Paulo / SP
Hospital Sírio-Libanês	São Paulo / SP
ICESP - Instituto do Câncer do Estado de São Paulo	São Paulo / SP
IMRO - Instituto Mineiro de Radio-Oncologia - Hospital Mater Dei	Belo Horizonte / MG

Nas instituições em que o resultado não foi satisfatório da primeira vez, por algum motivo, fez-se uma segunda irradiação em outra ocasião.

A escolha dos lugares para a realização do piloto do trabalho foi determinada principalmente por causa da importância das instituições na região onde se encontra e da disponibilidade em abrir as portas para sua realização. No caso do Rio de Janeiro, procurou-se realizar o piloto em todas as instituições que realizam IMRT na cidade.

As imagens tomográficas do terceiro protótipo realizadas no tomógrafo Philips Gemini do INCA, foram levadas em CD a cada uma das instituições, onde foi pedido que se planejasse um tratamento de próstata de acordo com os procedimentos rotineiramente adotados na instituição para este caso. Pediu-se ministrar uma dose de 200 cGy no PTV (algumas vezes este valor varia entre 200 e 220 cGy, dependendo do protocolo usado na instituição) e o mínimo possível nos órgãos de risco, de acordo com as restrições de dose de cada um deles. Coletaram-se as informações do valor do fator de calibração do acelerador linear usado no dia da irradiação e do valor do índice de qualidade do feixe ($TPR_{20/10}$) para as correções necessárias das leituras dos TLDs.

Também foi solicitada a exportação da matriz de dose do sistema de planejamento no plano do isocentro do protótipo, que engloba a placa central com os TLDs e a cavidade com o filme radiocrômico, para a análise da distribuição de doses do planejamento efetuado a ser comparada com a medida com o filme radiocrômico.

As respectivas análises dos TLDs e do filme radiocrômico foram feitas ao regressar ao laboratório do Programa de Qualidade em Radioterapia do INCA, respeitando-se os tempos necessários requeridos para os dois detectores, entre sua irradiação e a análise.

A tabela 3.4 resume as características dos equipamentos e dos planejamentos executados no piloto deste trabalho.

Tabela 3.4 - Características dos equipamentos e dos planejamentos executados no Projeto Piloto.

Sistema de Planejamento	Versão	Algoritmo	Correção heterog.	Acelerador Linear	Fabricante	Nº lâminas MLC	Técnica SMLC/DMLC	Nº Segmentos	Nº Campos	Energia (MeV)	TPR _{20/10}	Fator de Calibração
Eclipse	8.6.17	PBC	Não	Clinac 2300CD	Varian	120	DMLC	/	5	6	0,672	1,000
Eclipse	8.6.17	AAA	Sim	Trilogy	Varian	120	DMLC	/	5	6	0,671	1,000
Monaco	2.03.00	Monte Carlo Photon	Sim	Synergy Platform	Elekta	80	SMLC	5 campos com 2, 1 com 1 e 1 com 3	7	6	0,674	1,000
Eclipse	8.9.09	AAA	Sim	Clinac iX	Varian	60	DMLC	/	5	6	0,663	1,000
iPlan RT Dose	4.1.2	Pencil Beam	Sim	Novalis	Varian	MMLC BrainLab	DMLC	/	5	6	0,651	0,994
Eclipse	7.3.10	PBC	Não	Clinac 600C	Varian	120	DMLC	/	5	6	0,660	0,998
Eclipse	8.6.17	AAA	Sim	Novalis Tx	Varian	120	DMLC	/	5	6		1,005
Prowess Panther	4.71.3765	Convolution	Sim	Primus	Siemens		SMLC	3	5	6	0,674	1,000
Eclipse	8.6.17	AAA	Sim	Clinac 23EX	Varian	120	DMLC	/	5	6	0,665	1,000
Prowess Panther	4.71.3765	Convolution	Sim	Primus	Siemens		SMLC	3	5	6	0,674	1,005
Eclipse	8.6.15	PBC	Sim	Clinac 2100C	Varian	120	DMLC	/	5	6	0,671	0,990
Prowess Panther	5.1	Convolution	Sim	Oncor Expression	Siemens	82	SMLC	5 campos com 6, 1 com 4 e 1 com 5	7	15	0,759	0,998
Eclipse	8.6.17	AAA	Sim	Clinac 23EX	Varian	120	DMLC	/	5	6	0,665	0,999
XiO	4.62	Superposition	Sim	Axesse	Elekta	80	SMLC	2 campos com 16, 1 com 15, 1 com 12 e 1 com 9	5	6	0,684	0,993

4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 - Análise da homogeneidade do campo de radiação

A análise da distribuição de dose obtida com o filme Kodak X-OMAT V mostrou que a simetria e a planura do campo 20 cm x 20 cm estavam abaixo de 0,9%, sendo este percentual ainda menor se menor for o tamanho do campo de radiação (figuras 4.1, 4.2 e 4.3).

Como cada pastilha de TLD tem aproximadamente 3,2 mm x 3,2 mm, consegue-se irradiar 49 TLDs simultaneamente em uma matriz de 7 x 7 TLDs, a qual apresenta uma área de cerca de 22,4 mm x 22,4 mm. Dentro dessa área, a partir do eixo central do feixe de radiação, o campo é bastante homogêneo (figura 4.1), com planura e simetria nas duas direções - axial e transversal - menores que 1% (figuras 4.2 e 4.3), o que permite a irradiação de 49 TLDs sem comprometimento dos resultados.

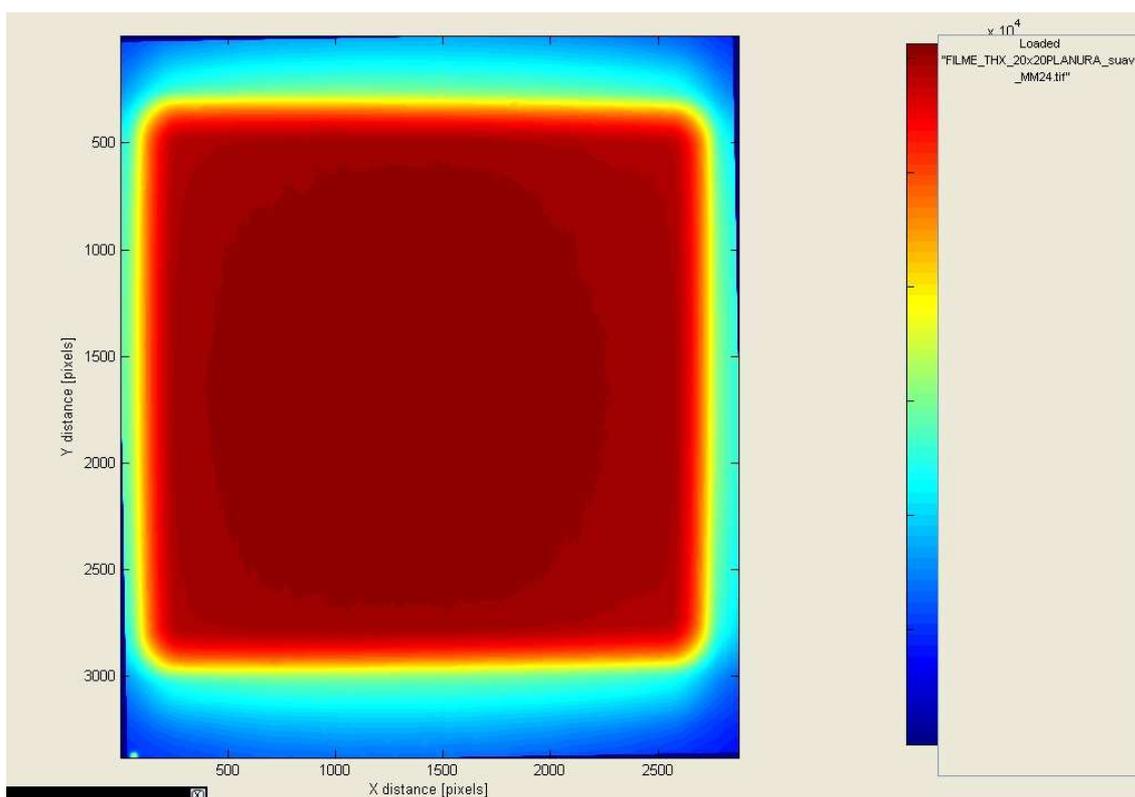


Figura 4.1 - Distribuição de dose do campo 20 cm x 20 cm analisada pelo programa DoseLab®.

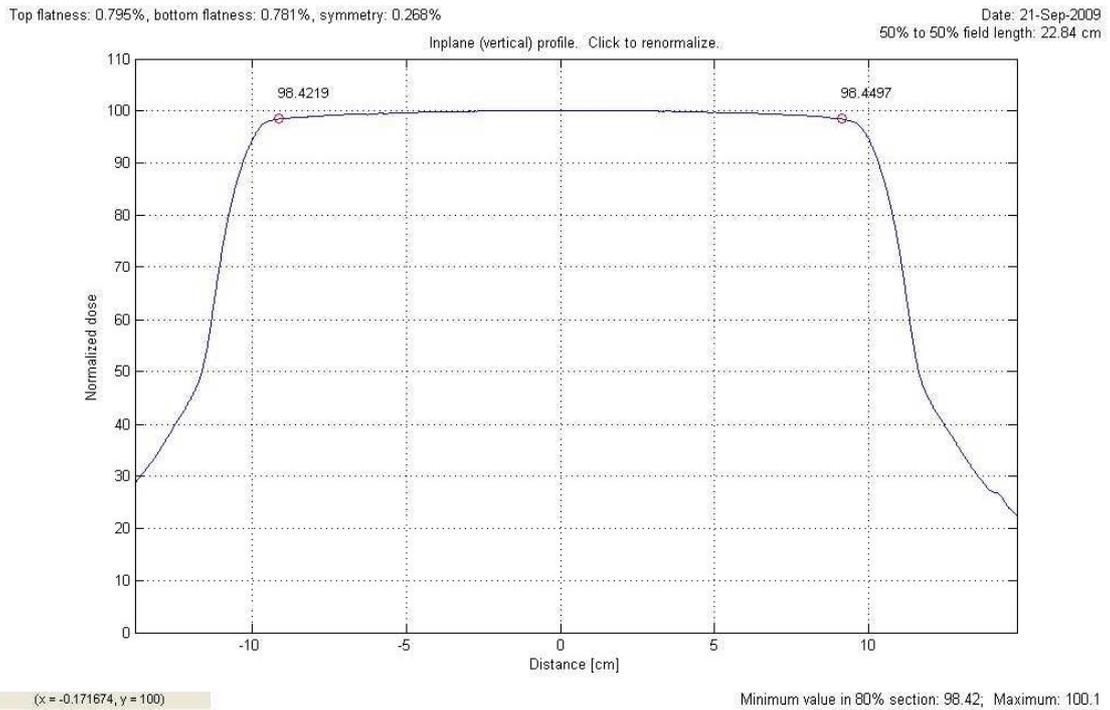


Figura 4.2 - Análise da simetria e da planura na direção axial (*inplane*) do campo 20 cm x 20 cm efetuada pelo programa DoseLab®.

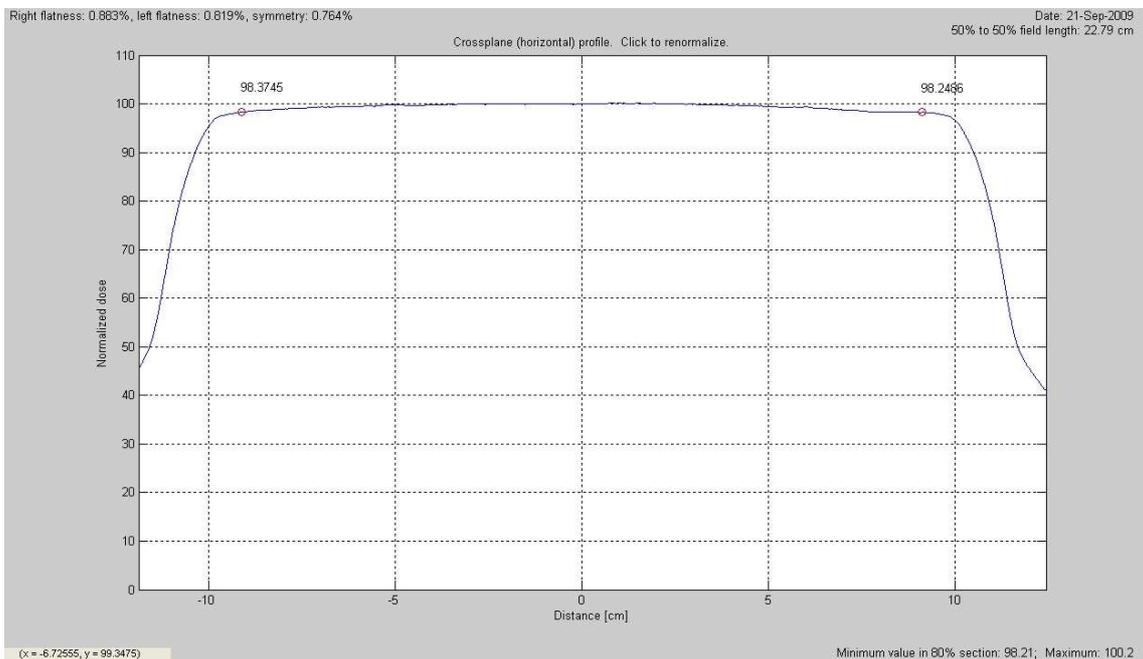


Figura 4.3 - Análise da simetria e da planura na direção transversal (*crossplane*) do campo 20 cm x 20 cm efetuada pelo programa DoseLab®.

4.2 - Determinação da leitura de fundo (BG) dos TLDs

O valor médio de contagem relativa ao sinal TL, para um valor de dose absorvida de 1 Gy, considerando cinco leituras dos 505 TLDs, sem subtrair o BG, foi de 23650.

Os valores das leituras (contagens) fornecidos pela leitora para a dose zero (BG) dos TLDs foram: 3 para o valor mínimo, 24 para o valor máximo e 11,52 para a média aritmética, que representam 0,05% do valor médio do sinal TL obtido em uma irradiação de 1 Gy.

No novo estudo feito com o lote de 291 TLDs, foi usada uma segunda leitora Fimel PCL3, mais nova, com as mesmas características da primeira, diferindo apenas na sensibilidade da válvula fotomultiplicadora, que faz com que os valores de leitura dos TLDs para a mesma dose anterior seja maior. Como todo o processo de caracterização dos TLDs recomeçou do início, não foi necessária nenhuma correção para os novos valores obtidos.

O valor médio de contagem do sinal TL das cinco leituras dos 291 TLDs, irradiados com dose de 1 Gy, sem subtrair o BG, ficou em 57017. Já o valor médio das leituras (contagens) fornecidos pela leitora para a dose zero (BG) dos 291 TLDs foi 67, que representa 0,125% do valor médio do sinal TL obtido em uma irradiação de 1 Gy.

4.3 - Estudo da sensibilidade dos TLDs

Após a determinação da sensibilidade relativa de cada dosímetro, obteve-se 43 TLDs com repetitividade de até $\pm 0,5\%$ de desvio padrão da média, 291 TLDs com até $\pm 1\%$; 486 com até $\pm 2\%$; 503 com até $\pm 3\%$, como declarado pelo fabricante, e dois TLDs acima deste valor.

Quando o processo de seleção dos lotes foi feito usando somente os 291 TLDs, obteve-se 30 TLDs com repetitividade de até $\pm 0,5\%$ de desvio padrão da média, 114 TLDs com até $\pm 1\%$; 232 com até $\pm 2\%$; 275 com até $\pm 3\%$ e 16 TLDs acima deste valor.

Os 114 TLDs com repetitividade de até $\pm 1\%$ de desvio padrão da média foram então selecionados para a utilização no presente trabalho.

4.4 - Estudo da linearidade dos TLDs

Para o estudo da linearidade da resposta dos TLDs em função da dose, foi considerado o intervalo de doses entre 50 cGy e 500 cGy.

Para cada dose da escala escolhida, foi calculada a razão entre a dose aplicada e a resposta do TLD. Normalizando esta razão em relação àquela obtida para a dose de referência de 1 Gy, obteve-se o fator F_{lin} , que é o fator de correção para não-linearidade em função da leitura de um TLD irradiado com dose desconhecida.

A figura 4.4 mostra a curva obtida através do *software* OriginPro® 8 para a correção de não-linearidade da resposta dos TLDs.

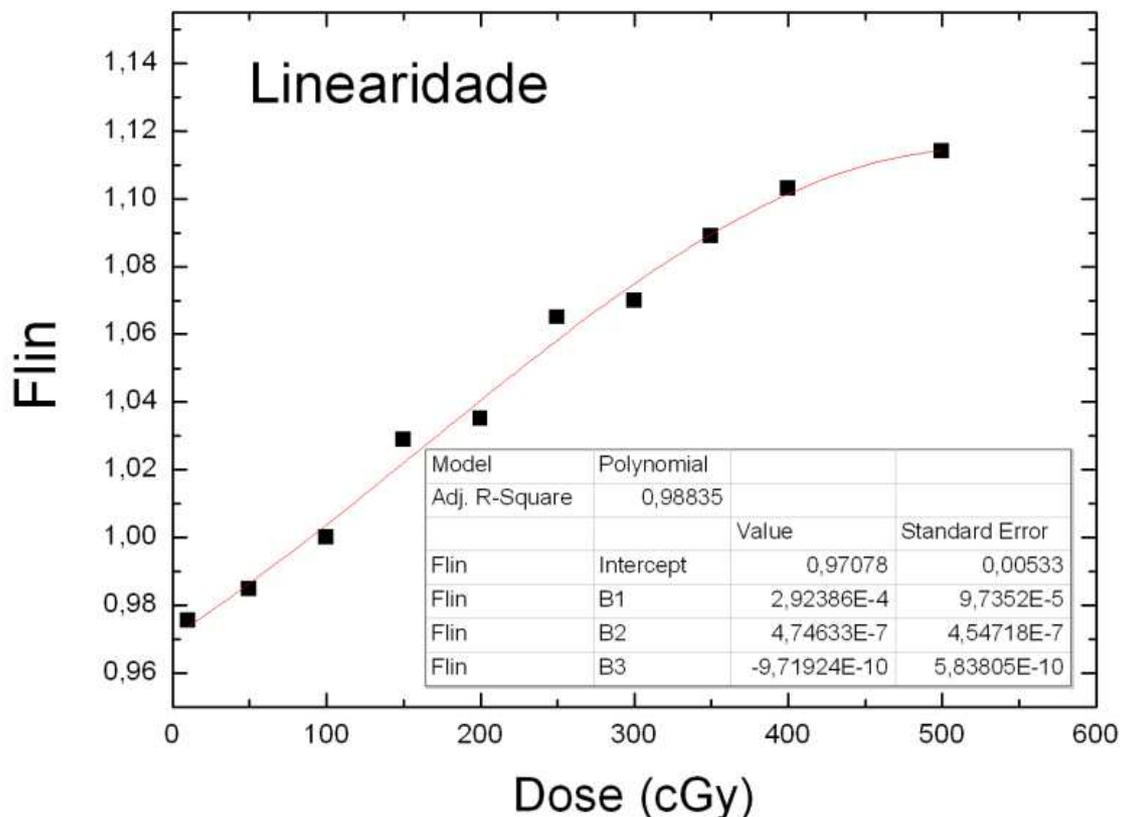


Figura 4.4 - Gráfico relacionando o fator de correção de não-linearidade da resposta dos TLDs com a dose.

Foi também feita uma comparação dos valores obtidos pelo OriginPro® 8 para o fator F_{lin} , com o *software* MATLAB® versão 7.10.0.499 (R2010a) e com o *software* Microsoft Excel® 2003 (que obteve um $R^2 = 0,9923$, melhor que o obtido pelo OriginPro® 8). O desvio percentual médio entre os valores obtidos com o OriginPro® 8 e o MATLAB® foi de 0,24%, e de -0,17% na comparação com o Microsoft Excel®.

Usando os valores encontrados para o fator F_{lin} , tanto pelo MATLAB® quanto pelo Microsoft Excel®, obteve-se para o valor final da dose, respectivamente, os seguintes desvios: -0,25% e 0,17%. Essa comparação possibilita uma melhor estimativa da contribuição da incerteza do fator F_{lin} na dose final dos TLDs.

4.5 - Estudo da dependência energética dos TLDs

Para o estudo da dependência energética da resposta dos TLDs a partir do índice de qualidade do feixe ($TPR_{20/10}$), obteve-se a curva e sua respectiva equação, através do OriginPro® 8, conforme mostra a figura 4.5. Os pontos da curva referem-se aos índices de qualidade dos feixes de Co-60 (0,556), de 6 MV (0,672) e de 15 MV (0,760).

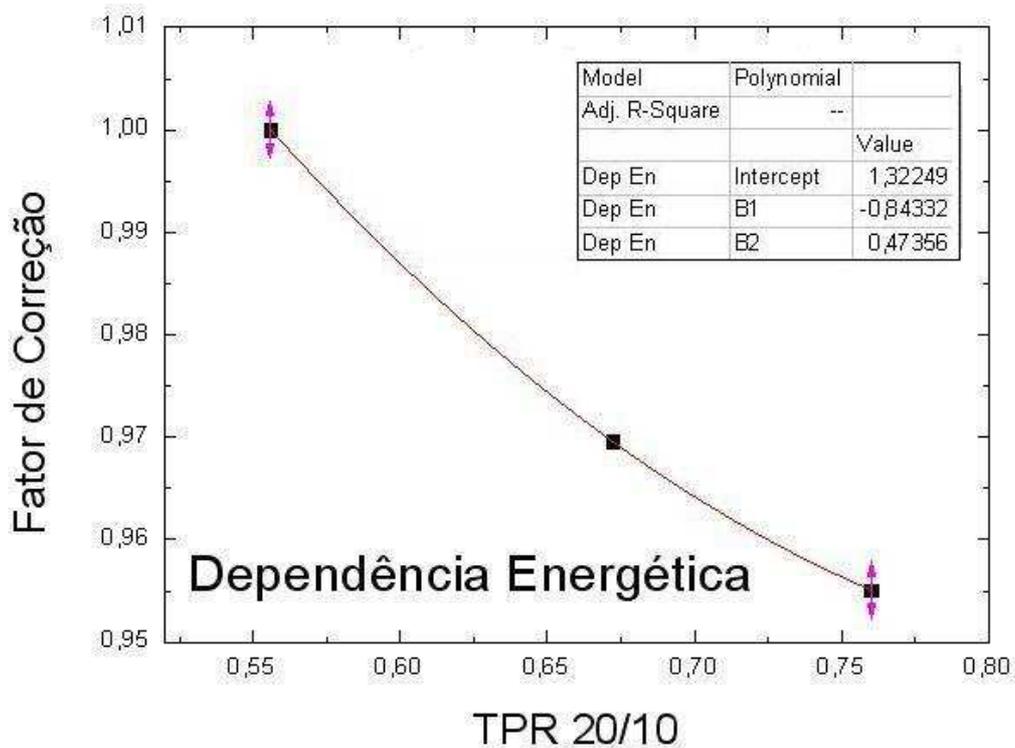


Figura 4.5 - Gráfico para correção da dependência energética da resposta dos TLDs.

A mesma comparação feita para a linearidade também foi feita para a dependência energética, mas desta vez utilizando-se somente o Microsoft Excel®. Os valores encontrados para os coeficientes da curva foram exatamente os mesmos, o que já era esperado, face ao R^2 ser igual a 1.

4.6 - Correções para tempo, trânsito e variações na leitura dos TLDs de controle

Esta correção somente é necessária quando os TLDs de referência e os TLDs contidos no protótipo são irradiados em dias diferentes. Por exemplo, nos casos das avaliações feitas na cidade do Rio de Janeiro, os TLDs de controle foram irradiados horas antes da irradiação do protótipo com a técnica de IMRT na instituição avaliada e, em todos os casos, o fator F_{corr} foi igual a 1,000. Para as avaliações realizadas fora da cidade do Rio de Janeiro o valor máximo obtido para o fator F_{corr} foi de 1,011.

4.7 - Estudo das incertezas

A determinação da incerteza da dose obtida com os TLDs partiu da análise da equação 3.7:

$$D = \frac{(TL - BG) \cdot 10^2}{S \cdot F_{lin} \cdot F_{depen} \cdot F_{corr}}$$

Denominando-se aqui a leitura TL-BG simplesmente como L e fazendo-se as derivadas parciais da dose em relação a cada uma das variáveis (L, S, F_{lin} , F_{depen} e F_{corr}), tem-se:

$$\frac{\partial D}{\partial L} = \frac{10^2}{S \cdot F_{lin} \cdot F_{depen} \cdot F_{corr}} = \frac{D}{L} \quad (4.1)$$

$$\frac{\partial D}{\partial S} = -\frac{L \cdot 10^2}{S^2 \cdot F_{lin} \cdot F_{depen} \cdot F_{corr}} = -\frac{D}{S} \quad (4.2)$$

$$\frac{\partial D}{\partial F_{lin}} = -\frac{L \cdot 10^2}{S \cdot F_{lin}^2 \cdot F_{depen} \cdot F_{corr}} = -\frac{D}{F_{lin}} \quad (4.3)$$

$$\frac{\partial D}{\partial F_{depen}} = -\frac{L \cdot 10^2}{S \cdot F_{lin} \cdot F_{depen}^2 \cdot F_{corr}} = -\frac{D}{F_{depen}} \quad (4.4)$$

$$\frac{\partial D}{\partial F_{corr}} = -\frac{L \cdot 10^2}{S \cdot F_{lin} \cdot F_{depen} \cdot F_{corr}^2} = -\frac{D}{F_{corr}} \quad (4.5)$$

Daí,

$$u_D^2 = \left(\frac{D}{L}\right)^2 u_L^2 + \left(-\frac{D}{S}\right)^2 u_S^2 + \left(-\frac{D}{F_{lin}}\right)^2 u_{F_{lin}}^2 + \left(-\frac{D}{F_{depen}}\right)^2 u_{F_{depen}}^2 + \left(-\frac{D}{F_{corr}}\right)^2 u_{F_{corr}}^2 \quad (4.6)$$

$$u_D^2 = D^2 \left[\left(\frac{1}{L}\right)^2 u_L^2 + \left(-\frac{1}{S}\right)^2 u_S^2 + \left(-\frac{1}{F_{lin}}\right)^2 u_{F_{lin}}^2 + \left(-\frac{1}{F_{depen}}\right)^2 u_{F_{depen}}^2 + \left(-\frac{1}{F_{corr}}\right)^2 u_{F_{corr}}^2 \right] \quad (4.7)$$

Então:

$$\left(\frac{u_D}{D}\right)^2 = \left(\frac{u_L}{L}\right)^2 + \left(\frac{u_S}{S}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{lin}}}{F_{lin}}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{depen}}}{F_{depen}}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{corr}}}{F_{corr}}\right)^2 \quad (4.8)$$

Por fim, a incerteza relativa para a dose D é:

$$\frac{u_D}{D} = \sqrt{\left(\frac{u_L}{L}\right)^2 + \left(\frac{u_S}{S}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{lin}}}{F_{lin}}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{depen}}}{F_{depen}}\right)^2 + \left(\frac{u_{F_{corr}}}{F_{corr}}\right)^2} \quad (4.9)$$

Onde:

$\frac{u_L}{L} = 0,0019$ - que foi o desvio padrão percentual da média das leituras realizadas com

todos os TLDs durante a caracterização dos mesmos;

$\frac{u_S}{S} = 0,01$ - 1% é o valor máximo da sensibilidade de todos os TLDs selecionados para

compor o simulador do sistema de avaliação em IMRT;

$\frac{u_{F_{lin}}}{F_{lin}} = 0,012$ - que é o desvio percentual do perfeito ajuste da curva aos dados

experimentais;

$\frac{u_{F_{depen}}}{F_{depen}} = 0,0005$ - que foi o máximo arredondamento percentual feito a partir dos dados

obtidos no Projeto Piloto, já que o ajuste da curva para a dependência energética obteve um $R^2 = 1$.

$\frac{u_{F_{corr}}}{F_{corr}} = 0,011$ - que foi a máxima correção obtida para tempo e trânsito dos TLDs.

$$\frac{u_D}{D} = \sqrt{(0,0019)^2 + (0,01)^2 + (0,012)^2 + (0,0005)^2 + (0,011)^2} \quad (4.10)$$

Assim, em termos numéricos, a incerteza relativa para a dose D obtida com os TLDs é de $\pm 0,0193$ ou $\pm 1,93\%$.

4.8 - Protótipo do simulador para controle de qualidade em IMRT

O primeiro protótipo, construído na McGill University, consistia de quatro placas de acrílico de 5 cm x 5 cm de lado e 3 cm de espessura, unidas por quatro parafusos de PVC inseridos nos vértices de suas faces (figura 4.6).

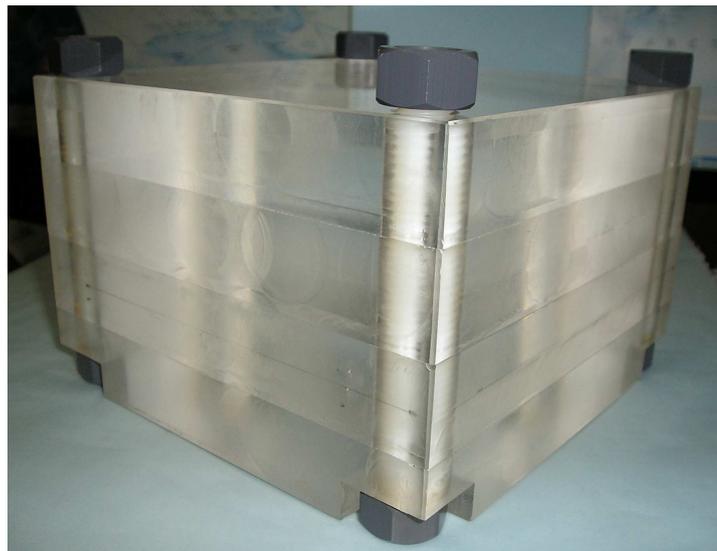


Figura 4.6 - Primeiro protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT.

Uma das placas do conjunto possuía uma matriz com 17 cavidades para colocação dos TLDs (figura 4.7a) e em outra placa havia um rasgo de 10 cm x 10 cm x 0,1 cm para colocação do filme radiocrômico (figura 4.7b).

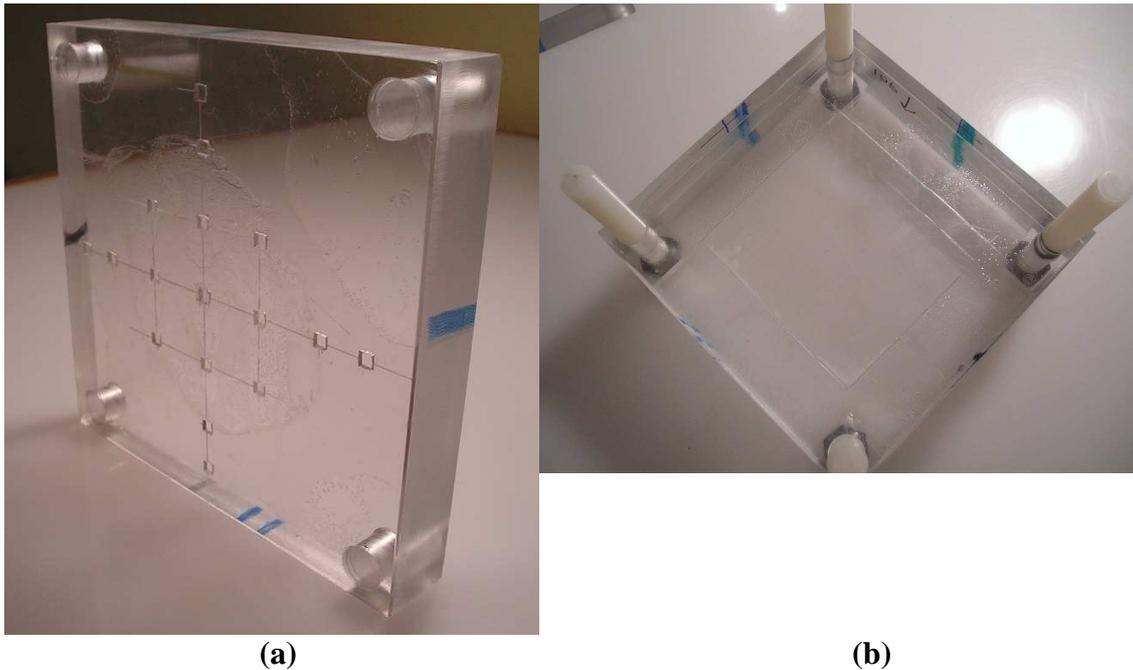


Figura 4.7 - (a) Matriz de 17 cavidades para colocação dos TLDs e (b) rasgo para colocação do filme radiocrômico.

Este primeiro protótipo, já testado anteriormente em Montreal, Canadá, apresentava alguns problemas:

- Sua confecção foi artesanal e as placas com as cavidades para encaixe dos TLDs e do filme radiocrômico eram coladas com formaldeído em uma placa maciça do simulador, deixando assim um *gap* de ar entre as mesmas em algumas partes;
- O número de placas não era adequado ao perfeito equilíbrio eletrônico e espalhamento nos detectores;
- As placas não eram simétricas e precisavam ter seus lados marcados, impossibilitando mudanças na montagem ou troca da ordem das mesmas.

O segundo protótipo do objeto simulador (figura 4.8) também foi confeccionado em acrílico, na forma de um paralelepípedo, e seguiu a mesma ideia do primeiro protótipo. No entanto, sua confecção foi totalmente industrial, com as cavidades para os TLDs e para o filme radiocrômico esculpidas por jato de água na mesma placa que os suporta.

Constituído de 5 placas de 5 cm x 5 cm x 3 cm destacáveis do conjunto e unidas por quatro parafusos de PVC inseridos nos vértices de suas faces, elas são totalmente simétricas e podem ser montadas em qualquer ordem e em qualquer sentido.

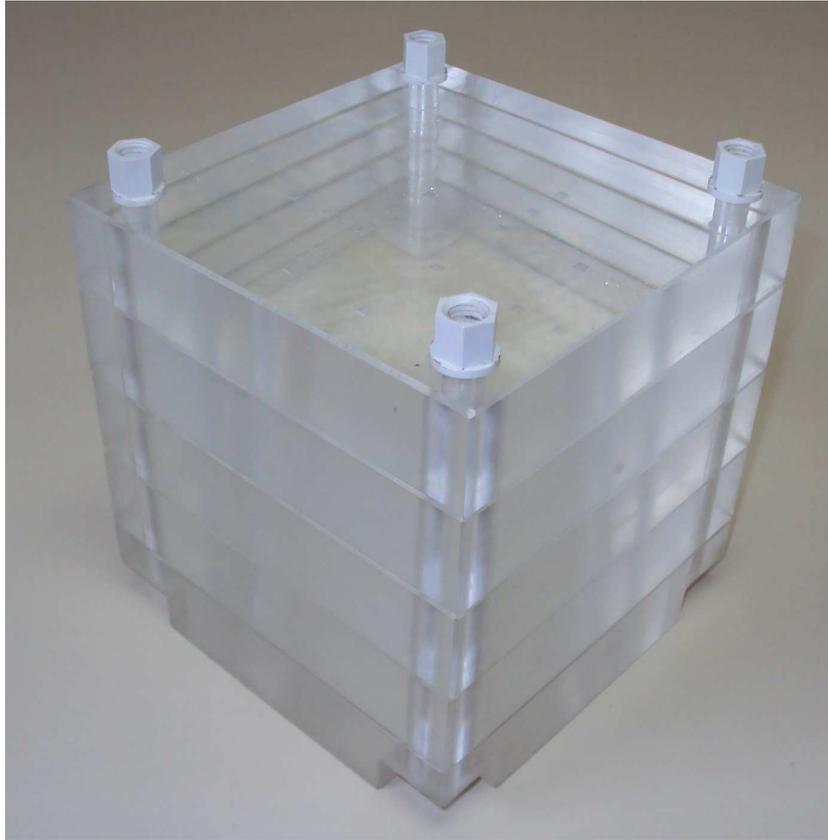


Figura 4.8 - Segundo protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT.

Como no primeiro protótipo, uma das placas do conjunto possui uma matriz com 17 cavidades para colocação dos TLDs, que nelas se encaixam perfeitamente e sem folgas (figura 4.9). Em outra placa há um rasgo de 10 cm x 10 cm x 0,1 cm para colocação do filme radiocrômico (figura 4.10).

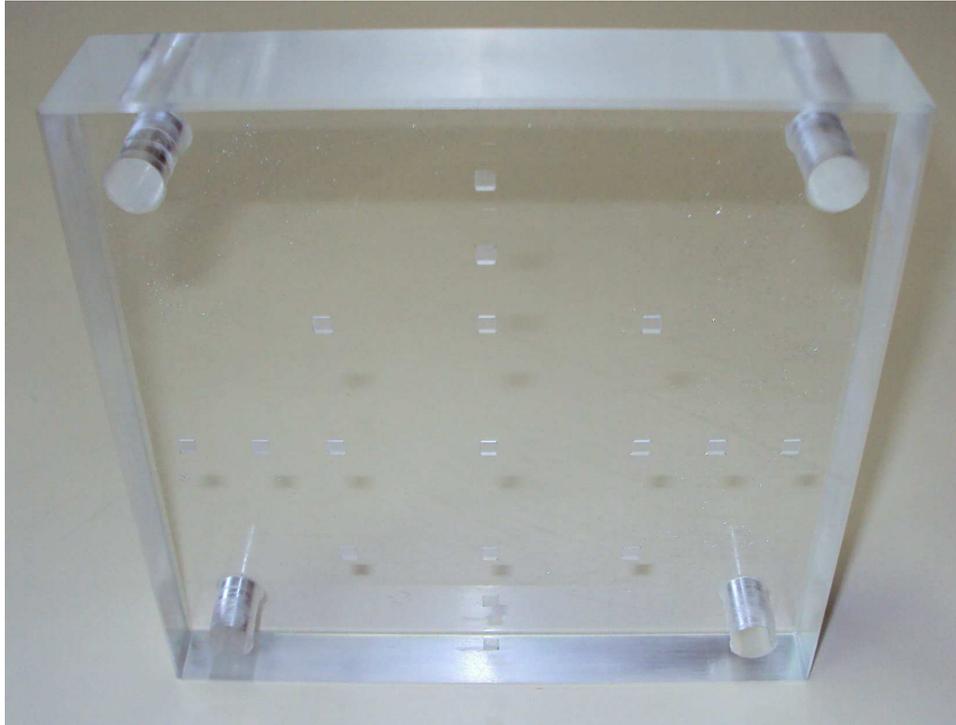


Figura 4.9 - Matriz de 17 cavidades para colocação dos TLDs.

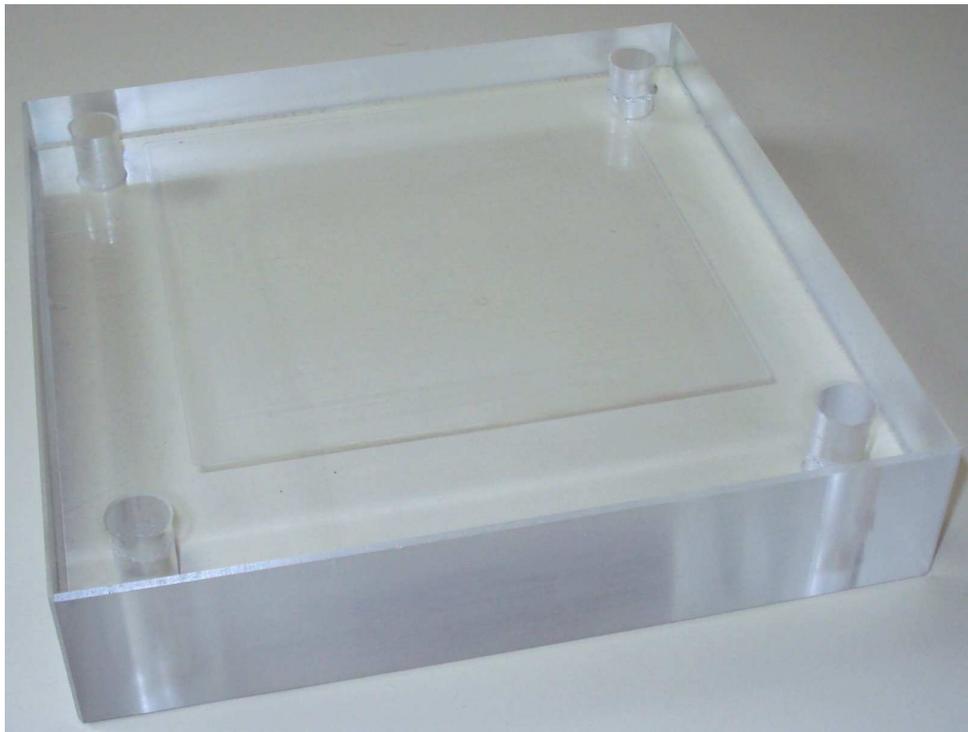


Figura 4.10 - Rasgo para colocação do filme radiocrômico.

Com os testes deste protótipo verificou-se a impossibilidade de se fazer análises volumétricas, visto que, tanto o filme radiocrômico quanto a matriz de TLDs somente proporcionariam informações de dose em seus respectivos planos.

Então foram feitas as principais modificações que fizeram o protótipo funcionar adequadamente para a análise em três dimensões da dose depositada com a técnica de IMRT:

- Aumento da densidade de detectores: as 17 cavidades em apenas uma placa de 3 cm de espessura passaram a ser uma matriz de 81 cavidades em 6 placas de 1 cm de espessura (figura 4.11), possibilitando a simulação de volumes de até 5 cm de comprimento, aproximadamente, com qualquer formato desejado.
- Para permitir o planejamento e as irradiações dos casos testes de forma mais parecida com a realidade dos tratamentos, o fantoma precisou ser tomografado e irradiado deitado, e não mais de pé, como nas figuras 4.6 e 4.8. Desta forma, um maior número de TLDs encontra-se contido em um mesmo plano tomográfico.
- Uma das placas de 1 cm com a matriz de 81 cavidades possui, na sua face oposta, o rasgo para a inserção do filme radiocrômico. Desta forma, o isocentro do tratamento cai exatamente na junção das duas placas, onde em uma está o filme radiocrômico e na outra está a parte dos TLDs inseridos no protótipo. Assim é possível avaliar as doses com dois detectores diferentes em um mesmo plano. Ou seja, o mapa de doses escolhido para a avaliação, e que contém o isocentro do planejamento, é analisado pelos dois tipos de detectores usados no presente trabalho: os TLDs e o filme radiocrômico.

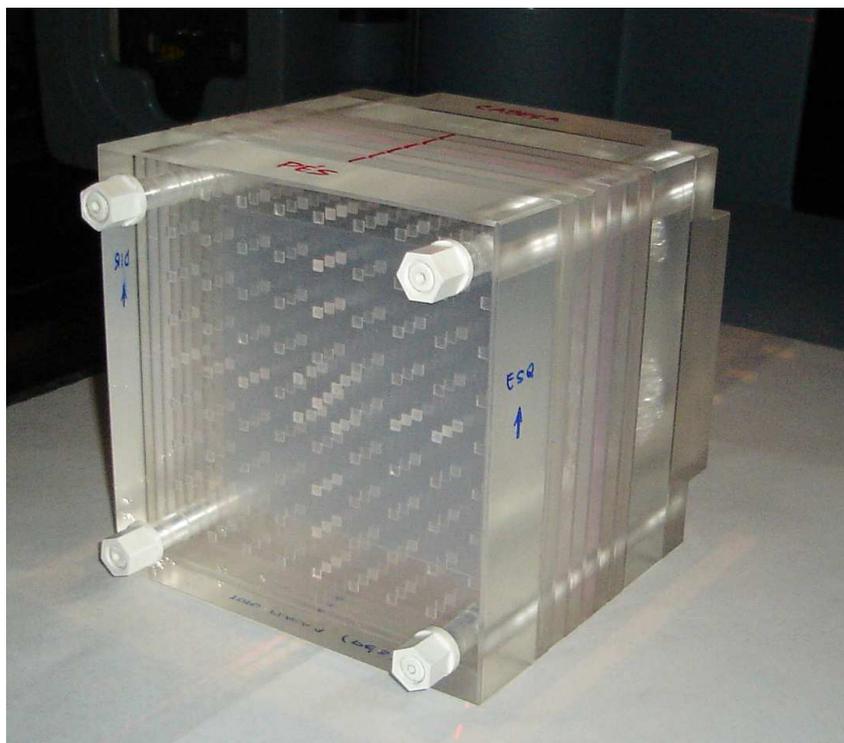


Figura 4.11 - Segundo protótipo modificado.

Após o exame de qualificação, em que a banca sugeriu a inserção de heterogeneidades no fantoma, foi criado um terceiro protótipo (figura 4.12), cujas placas foram confeccionadas em poliestireno, com cinco insertos em cada uma das seis placas onde se encontra a matriz de cavidades para os TLDs. O poliestireno foi o material escolhido por ser, dentre os disponíveis no mercado, o mais leve e mais tecido-equivalente que o acrílico ($d_{\text{acrílico}} = 1170 \text{ kg/m}^3$, $d_{\text{poliestireno}} = 1050 \text{ kg/m}^3$ e $d_{\text{água}} = 1000 \text{ kg/m}^3$).

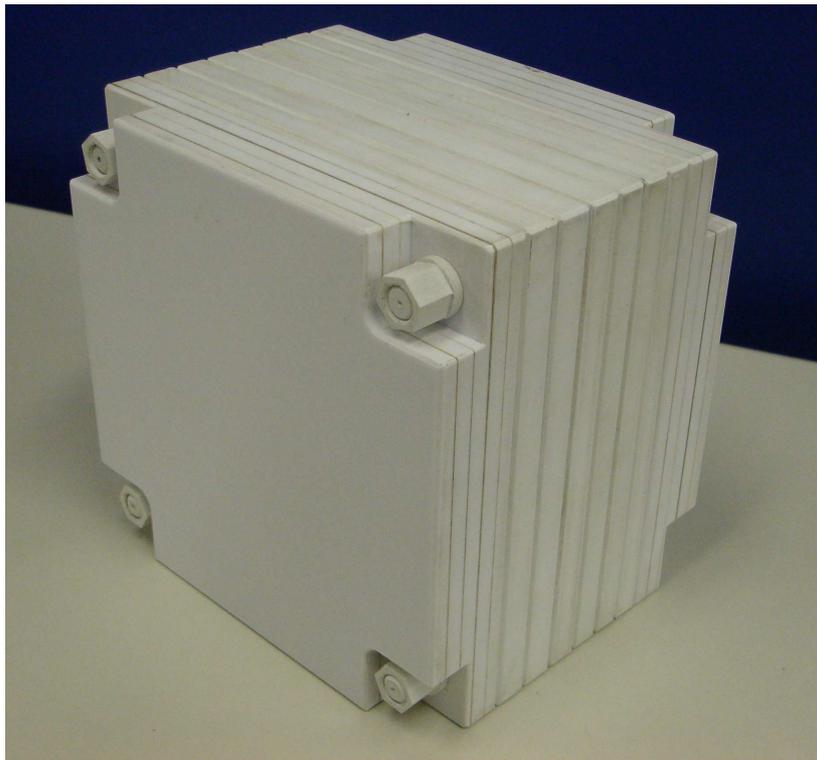


Figura 4.12 - Terceiro protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT.

Os insertos, por possuírem diferentes densidades, simulam diferentes órgãos. Foram usados o náilon (1130 kg/m^3), o acrílico (1170 kg/m^3), o polietileno (920 kg/m^3) e o PVC (1350 kg/m^3) como heterogeneidades (figura 4.13), que são materiais disponíveis comercialmente e que podem simular com alguma aproximação, respectivamente, bexiga ($\sim 1050 \text{ kg/m}^3$), próstata ($\sim 1060 \text{ kg/m}^3$), reto ($\sim 950 \text{ kg/m}^3$) e ossos ($\sim 1550 \text{ kg/m}^3$).

A modificação da ordem de colocação dos insertos permite a simulação de outros órgãos e regiões anatômicas.



Figura 4.13 - Placa com as cinco heterogeneidades: 2 de PVC (laterais), 1 de polietileno (inferior), 1 de acrílico (centro) e 1 de náilon (superior).

Por fim, as placas de 1 cm foram substituídas por placas de 0,5 cm, pois as primeiras foram identificadas na tomografia como sendo de PVC e não se encontrou no mercado à época, placas de espessura de 1 cm de poliestireno. Com isso o comprimento final do fantoma ficou em 9 cm (figura 4.14), mas a densidade de detectores no volume



Figura 4.14 - Versão final do protótipo do objeto simulador para controle de qualidade em IMRT.

planejado ficou maior, já que o espaçamento entre as placas passou de 1 cm para 0,5 cm.

Por fim, a distribuição dos TLDs em cada uma das cinco heterogeneidades em cada placa do presente sistema foi feita da seguinte maneira: PTV, 5 TLDs; Bexiga e Reto, 3 TLDs em cada e Fêmures, 2 TLDs em cada.

4.9 - Resultados dos casos testes dos protótipos

4.9.1 - Resultados obtidos com os TLDs

O segundo protótipo modificado e o terceiro protótipo foram irradiados cinco vezes, cada um deles, no acelerador linear Trilogy. A tabela 4.1 mostra os resultados obtidos para o segundo protótipo modificado.

Tabela 4.1 - Resultado das doses obtidas nos TLDs para o caso teste do segundo protótipo modificado.

ÓRGÃO	DOSE MÉDIA ESPERADA	DOSE (cGy) D1	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D2	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D3	DESVIO (%)
PTV	211,45	215,34	1,84	218,40	3,28	210,62	-0,40
BEXIGA	152,77	148,41	-2,85	150,45	-1,52	147,74	-3,29
RETO	133,03	126,62	-4,82	132,58	-0,33	125,34	-5,78
FEM DIR	113,20	105,06	-7,20	106,63	-5,80	105,39	-6,90
FEM ESQ	111,82	110,73	-0,97	111,19	-0,57	109,59	-2,00
	DOSE (cGy) D4	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D5	DESVIO (%)	DOSE MÉDIA (cGy)	DESVIO PADRÃO MÉDIO (%)	DESVIO MÉDIO (%)
	217,14	2,69	219,29	3,71	216,16	3	2,22
	150,51	-1,48	149,92	-1,87	149,41	4	-2,20
	132,51	-0,39	131,95	-0,81	129,80	4	-2,42
	105,83	-6,51	107,96	-4,64	106,17	13	-6,21
	110,78	-0,93	116,67	4,33	111,79	12	-0,03

O desvio padrão médio é a média dos desvios padrão dos resultados obtidos com os TLDs para cada um dos órgãos. O desvio médio é a média dos desvios entre a dose média esperada e a dose obtida em cada medida com os TLDs.

A incerteza expandida (U), para um intervalo de confiança de 95%, associada à repetitividade dos resultados obtidos com o segundo protótipo modificado é

apresentada na tabela 4.2. Foi utilizada a distribuição de *student* para 4 graus de liberdade.

Tabela 4.2 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados de dose no PTV obtidos com os TLDs para o segundo protótipo modificado.

D1 (cGy)	D2 (cGy)	D3 (cGy)	D4 (cGy)	D5 (cGy)	Dose Média (cGy)	SDM (u_c)	Dose Ref: (cGy)	Desvio (%)	k	U = ku_c
215,34	218,40	210,62	217,14	219,29	216,16	0,71%	211,45	2,22	2,776	2,0%

A tabela 4.3 mostra os resultados obtidos com os TLDs para o terceiro protótipo.

Tabela 4.3 - Resultado das doses obtidas nos TLDs para o caso teste do terceiro protótipo.

ÓRGÃO	DOSE MÉDIA ESPERADA	DOSE (cGy) D1	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D2	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D3	DESVIO (%)
PTV	195,90	193,54	-1,21	190,68	-2,66	189,60	-3,21
BEXIGA	73,00	73,39	0,53	70,93	2,84	70,75	3,08
RETO	51,60	48,97	-5,10	46,75	-9,40	47,94	-7,10
FEM DIR	118,30	121,09	5,92	122,38	3,45	123,89	4,72
FEM ESQ	115,80	117,77	1,71	116,85	0,90	117,25	1,25
	DOSE (cGy) D4	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D5	DESVIO (%)	DOSE MÉDIA (cGy)	DESVIO PADRÃO MÉDIO (%)	DESVIO MÉDIO (%)
	190,98	-2,51	188,30	-3,88	190,62	3	-2,69
	72,39	-0,83	71,09	-2,62	71,71	6	0,60
	47,27	-8,40	54,26	9,04	49,04	21	-4,19
	124,06	4,87	123,31	4,24	122,95	6	4,64
	115,62	-0,15	115,74	-0,05	116,65	11	0,73

A incerteza expandida (U), para um intervalo de confiança de 95%, associada à repetitividade dos resultados obtidos com o terceiro protótipo é apresentada na tabela 4.4. Também foi utilizada a distribuição de *student* para 4 graus de liberdade.

Tabela 4.4 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados no PTV obtidos com os TLDs para o terceiro protótipo.

D1 (cGy)	D2 (cGy)	D3 (cGy)	D4 (cGy)	D5 (cGy)	Dose Média (cGy)	SDM (u_c)	Dose Ref: (cGy)	Desvio (%)	k	U = ku_c
193,54	190,68	189,60	190,98	188,30	190,62	0,46%	195,90	-2,69	2,776	1,3%

A dose medida com os TLDs, obtida para cada um dos órgãos simulados no presente sistema, é a média das doses obtidas em cada um dos TLDs nesses respectivos órgãos. Assim como no planejamento dos tratamentos, os casos testes foram planejados procurando-se homogeneizar as doses dentro do PTV, deixando uma certa liberdade ao sistema de planejamento para modelar a menor dose possível dentro do volume de cada um dos órgãos de risco, respeitando seus limites de dose. No entanto, nos órgãos de risco, em geral, o gradiente de dose é alto. Pequenos deslocamentos no posicionamento do simulador podem interferir na dose obtida nos TLDs que se encontram nestas regiões. Como o número de TLDs dentro de cada volume planejado é limitado, em alguns casos o TLD pode estar contido em uma região de alto gradiente e seu resultado fornecer uma dose média que apresente um certo desvio da dose esperada para o volume que ele representa. Isso pode ser observado através da análise do desvio padrão das doses obtidas para os TLDs em cada órgão, apresentado nas tabelas 4.1 e 4.3. É possível observar que, em geral, onde o desvio padrão foi maior, o desvio médio percentual também o foi.

Da mesma forma, se na dose média fornecida pelo sistema de planejamento do tratamento para um determinado órgão já estiver embutido um desvio padrão alto, isso se refletirá nas medidas com os TLDs (tabela 4.3). Por exemplo, para o reto no terceiro protótipo, o desvio padrão da dose fornecida pelo sistema de planejamento foi de 15,4%. Isso quer dizer que a distribuição de doses dentro do volume do reto não estava homogênea no planejamento do tratamento e o sistema desenvolvido no presente trabalho foi capaz de detectar essas variações.

4.9.2 - Resultados obtidos com os filmes radiocrômicos

Os primeiros resultados das análises dos filmes radiocrômicos dos primeiros protótipos não foram satisfatórios, por que não se conseguiu valores aceitáveis para o índice gama.

O primeiro protótipo utilizou o filme EBT, que foi analisado com a primeira versão (1.1.0330) do *software* FilmQA™, desenvolvido pelo próprio fabricante do filme radiocrômico. A figura 4.15 mostra o resultado da comparação entre uma distribuição de doses do sistema de planejamento Corvus® e a distribuição de doses medida no filme radiocrômico.

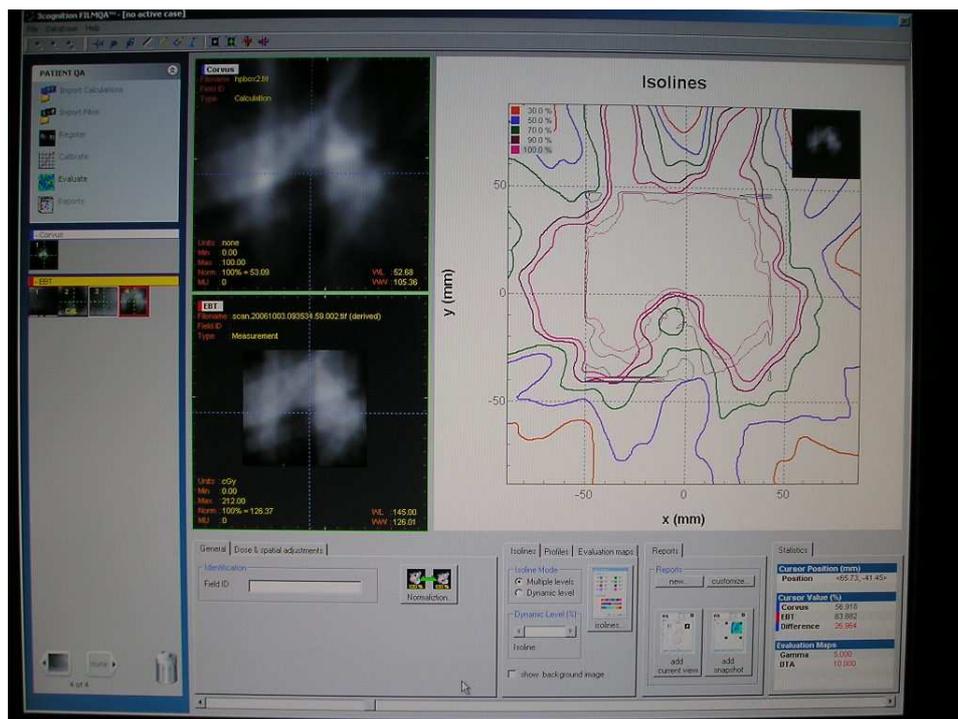


Figura 4.15 - Resultado da análise das distribuições de dose do tratamento planejado comparado com o medido para o primeiro protótipo com o *software* FilmQA™.

O segundo protótipo nem chegou a ter seu filme analisado, porque ainda estava se tentando usar os *softwares* Verisoft® e o DoseLab® sem sucesso. Como este segundo protótipo também necessitava de modificações estruturais, a análise do filme deste caso teste foi abandonada.

O segundo protótipo modificado teve dois casos testes planejados com o filme EBT e mais outro caso teste planejado com o filme EBT2. As figuras 4.16 a 4.19 mostram os resultados das comparações de dois planos, realizadas no *software* Verisoft® e os respectivos filmes EBT irradiados.

Não se conseguiu ajustar as duas imagens (do planejamento e a medida) de forma que pudessem ser comparáveis. Mesmo após os ajustes de resolução, unidades, normalização, centralização, etc, as imagens permaneciam com uma considerável diferença no perfil de dose, como pode ser observado nas figuras 4.17 e 4.19. O mesmo foi tentado no *software* DoseLab®, também sem sucesso. Isso produzia valores inaceitáveis para o índice gama selecionado (5%, 3mm). O critério do *software* de “passa” ou “não-passa” é índice gama ≤ 1 e as cores dos mapas de doses das figuras 4.17 e 4.19 têm o seguinte significado para a região que “passa”, em percentual de concordância: Verde – de 90% a 100 %; Amarelo – de 75% a 90%; Vermelho – de 0% a 75%.

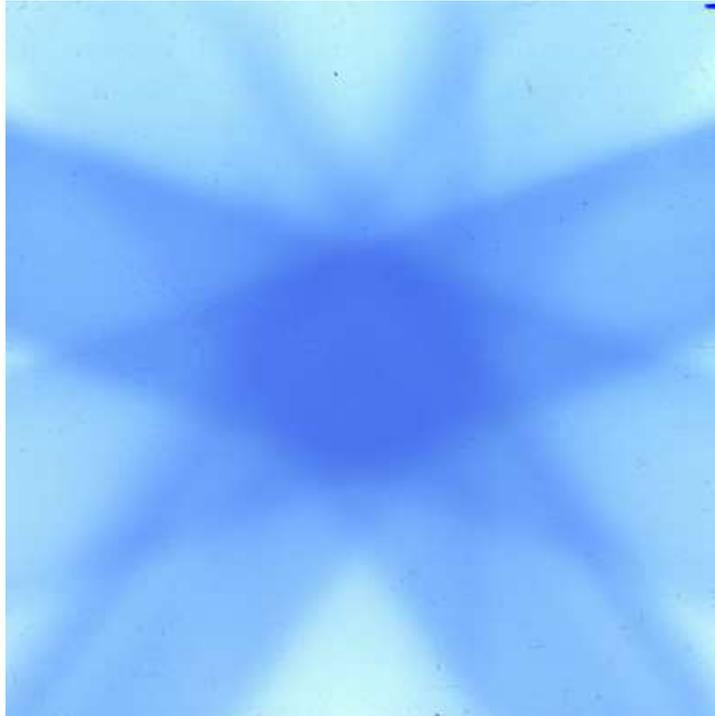


Figura 4.16 - Filme EBT irradiado para o primeiro caso teste do segundo protótipo modificado.

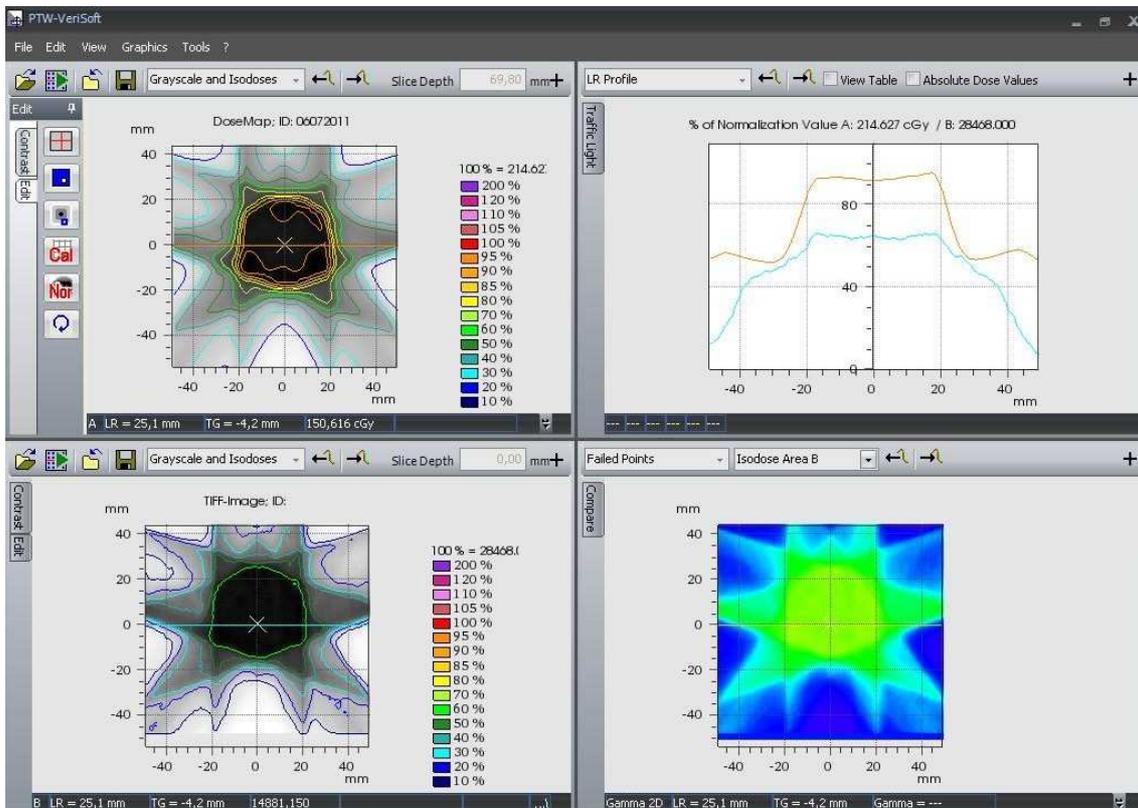


Figura 4.17 – Resultado da análise feita pelo *software* Verisoft® do primeiro caso teste com o filme EBT no segundo protótipo modificado.



Figura 4.18 - Filme EBT irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado.

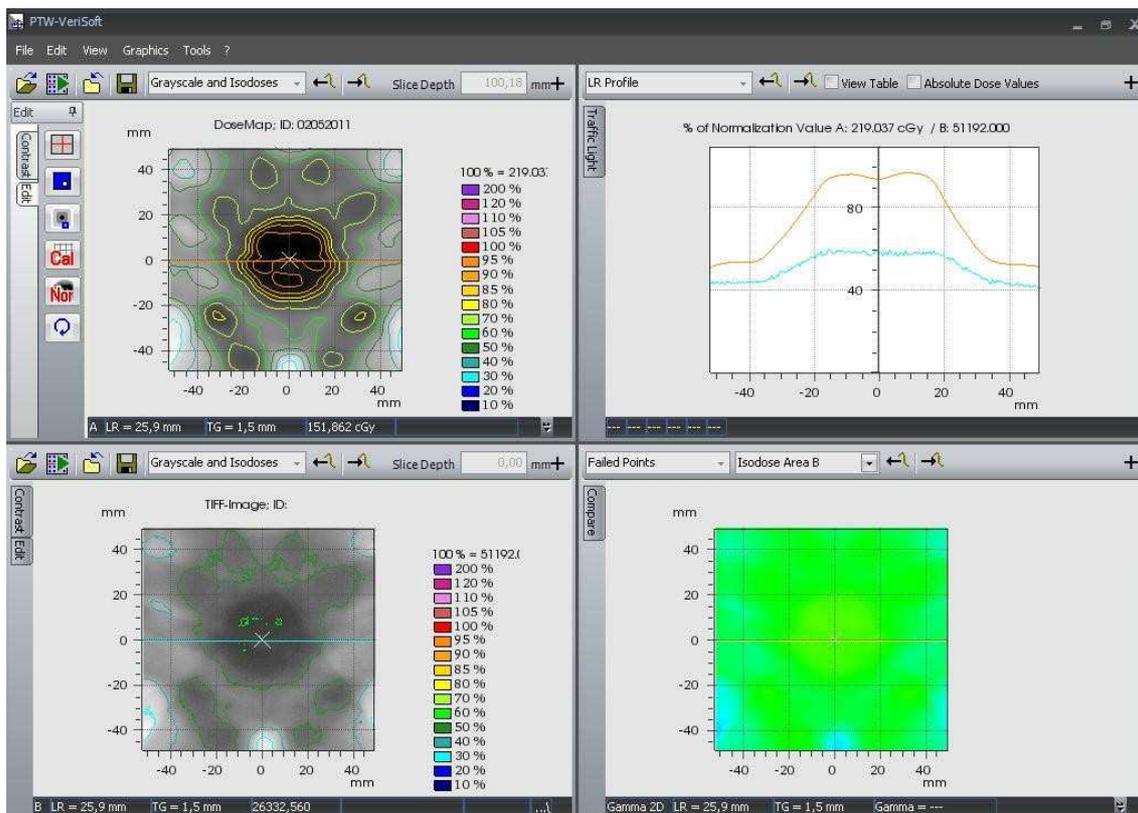


Figura 4.19 - Resultado da análise feita pelo *software* Verisoft® do segundo caso teste com o filme EBT no segundo protótipo modificado.

O segundo caso teste também foi executado com o filme EBT2 (figura 4.20), visto que o fabricante descontinuou a venda da primeira versão, o EBT (figuras 4.17 e 4.19). Porém, os resultados obtidos foram qualitativamente os mesmos com os *softwares* Verisoft® e o DoseLab®.

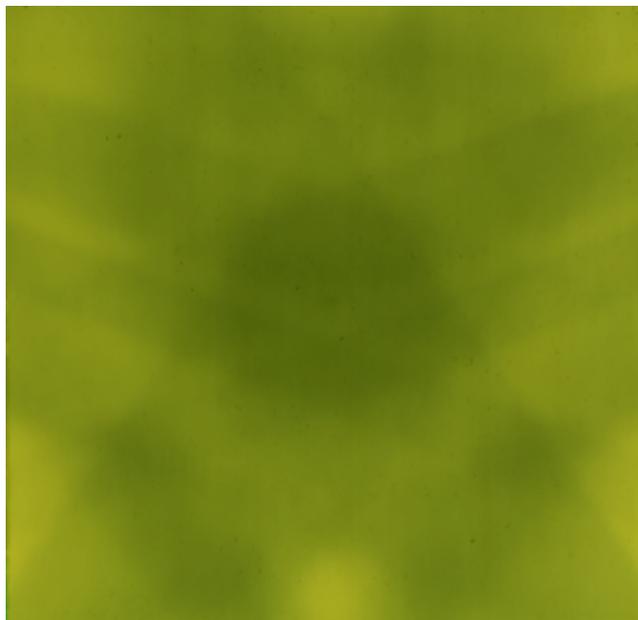


Figura 4.20 - Filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado.

A seguir, são apresentados os resultados obtidos com os *softwares* FilmQA® Pro 2011 e o desenvolvido no PQRT para a análise dos três filmes EBT2 irradiados para o segundo caso teste no segundo protótipo modificado.

As figuras obtidas do *software* FilmQA® Pro 2011 (figuras 4.21, 4.23 e 4.25) mostram, à esquerda, o mapa de doses sinalizando as regiões que passaram e as que falharam no critério do índice gama escolhido (5%-3mm) e à direita, a sobreposição das curvas de isodose obtidas através do sistema de planejamento e do filme radiocrômico.

As figuras obtidas do *software* desenvolvido no PQRT (figuras 4.22, 4.24 e 4.26) mostram: na parte superior, os mapas de dose obtidos através do sistema de planejamento e do filme radiocrômico; na parte inferior esquerda, o mapa de doses sinalizando as regiões que passaram ($\gamma \leq 1$) e as que falharam ($\gamma > 1$) no critério do índice gama escolhido (5%-3mm); e na parte inferior direita, o histograma de frequências do índice gama.

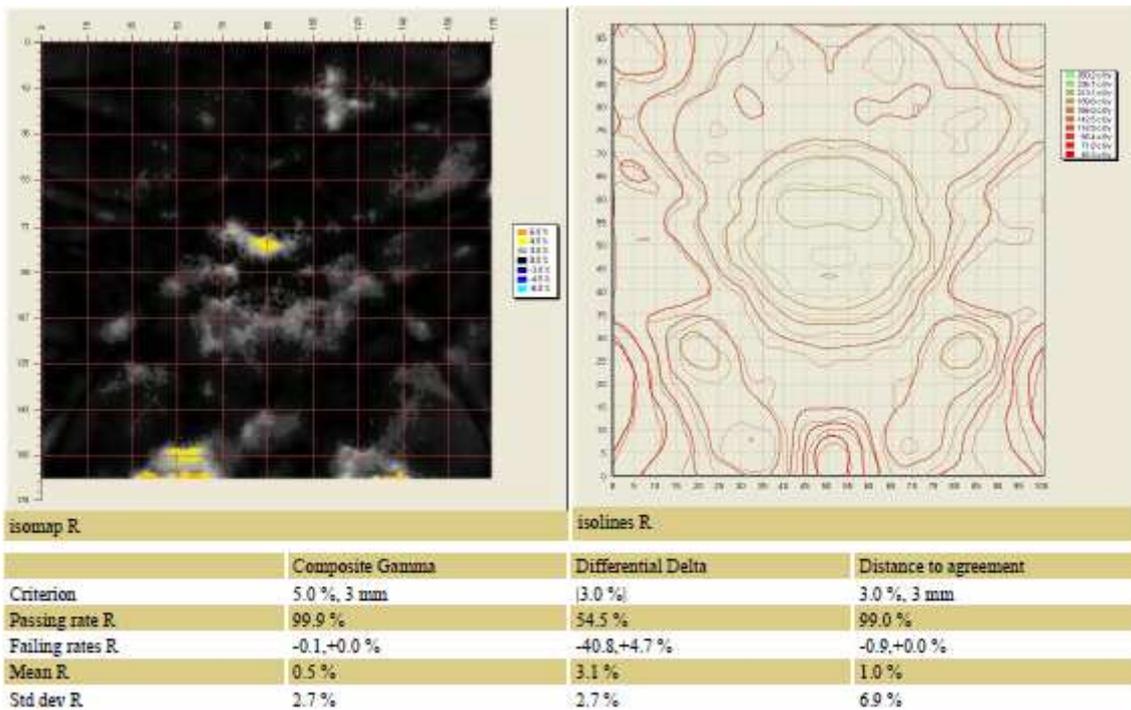


Figura 4.21 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do primeiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

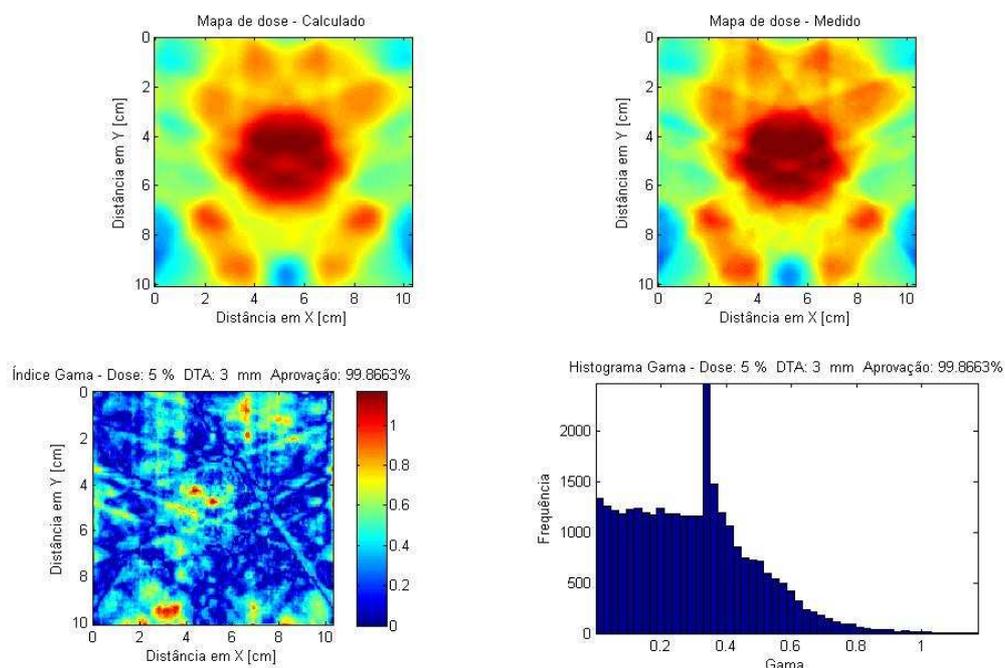


Figura 4.22 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do primeiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

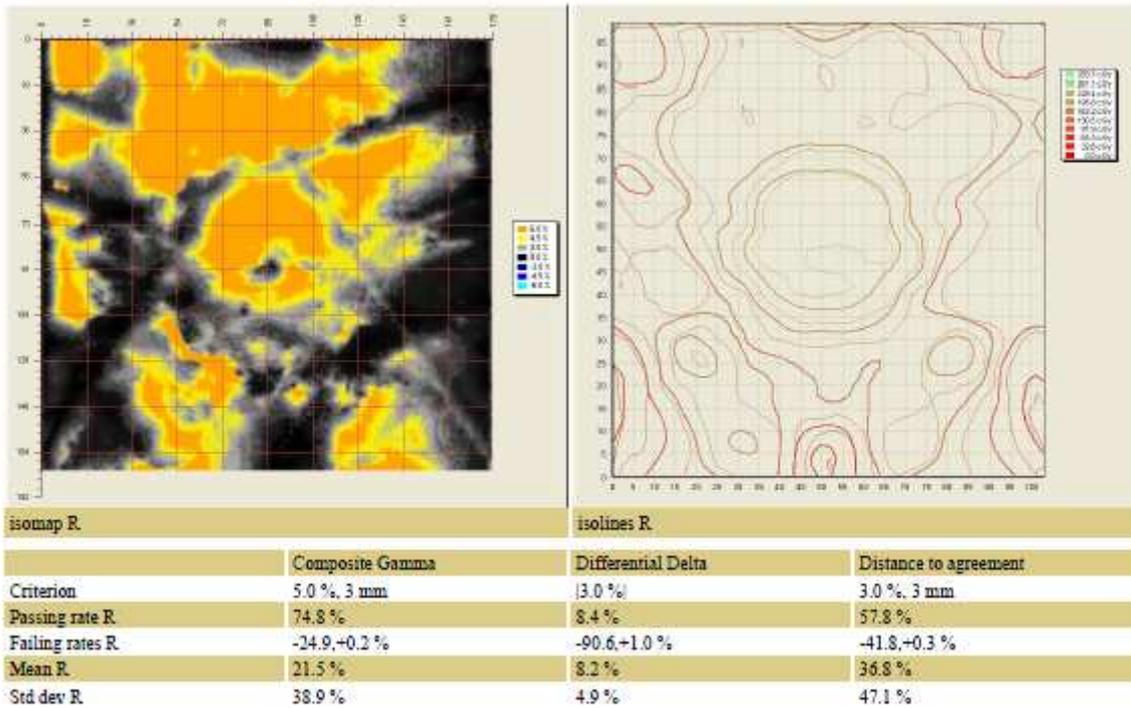


Figura 4.23 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do segundo filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

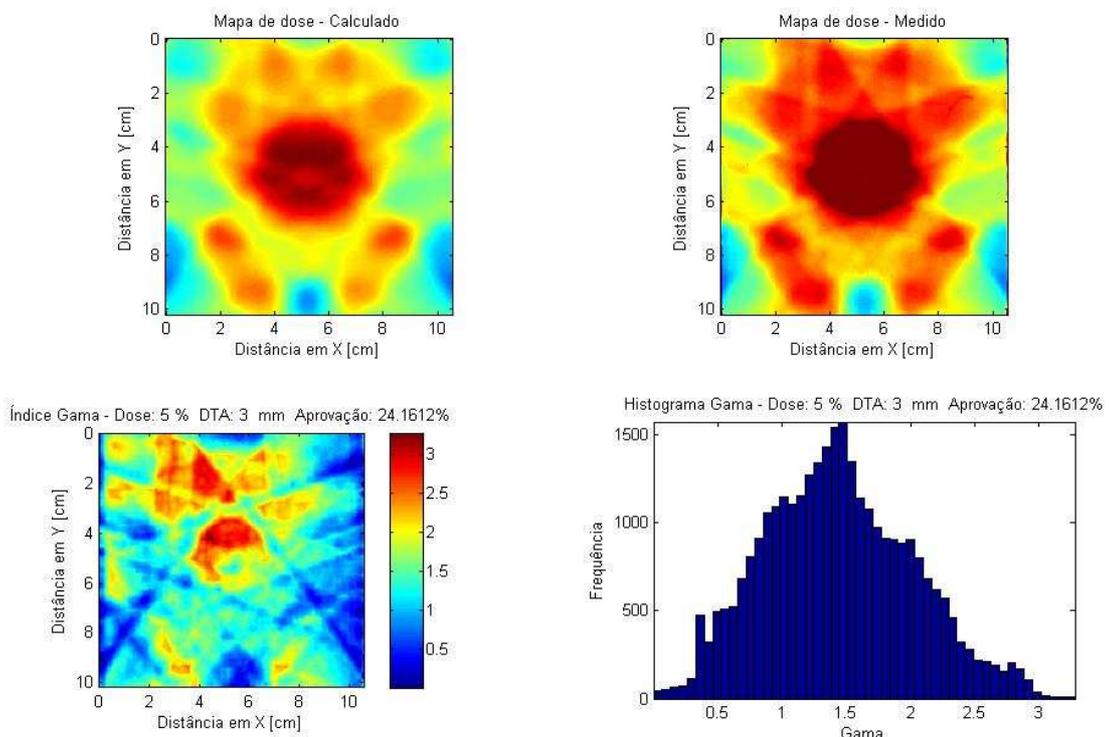


Figura 4.24 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do segundo filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

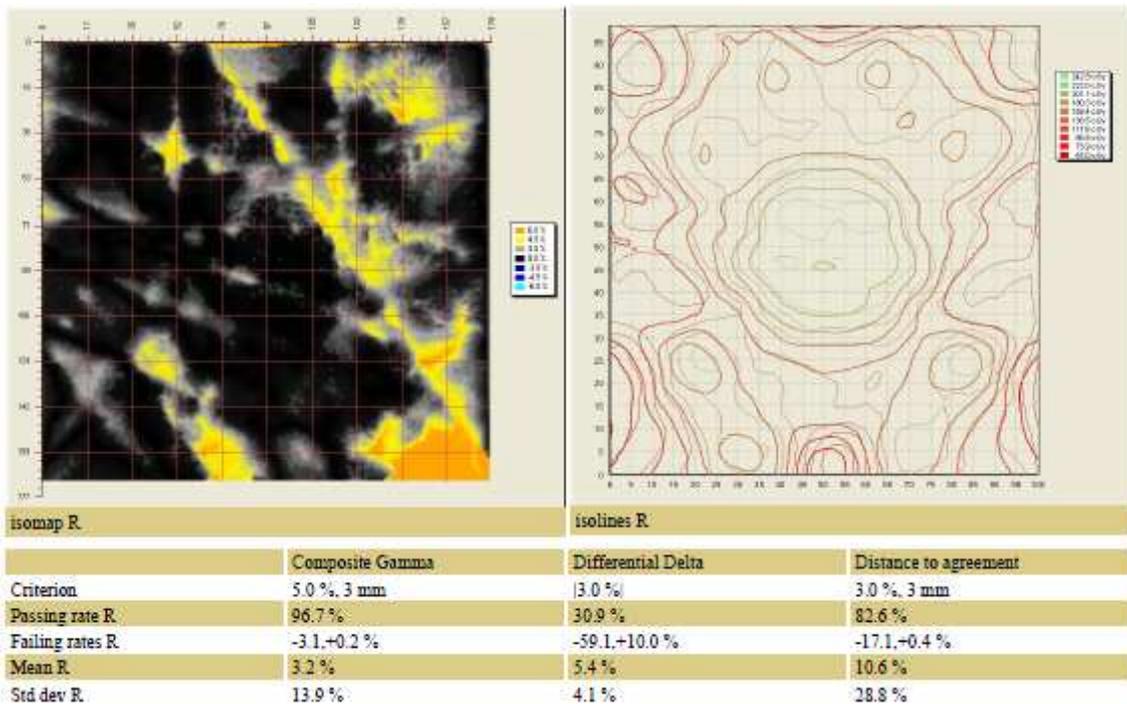


Figura 4.25 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do terceiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

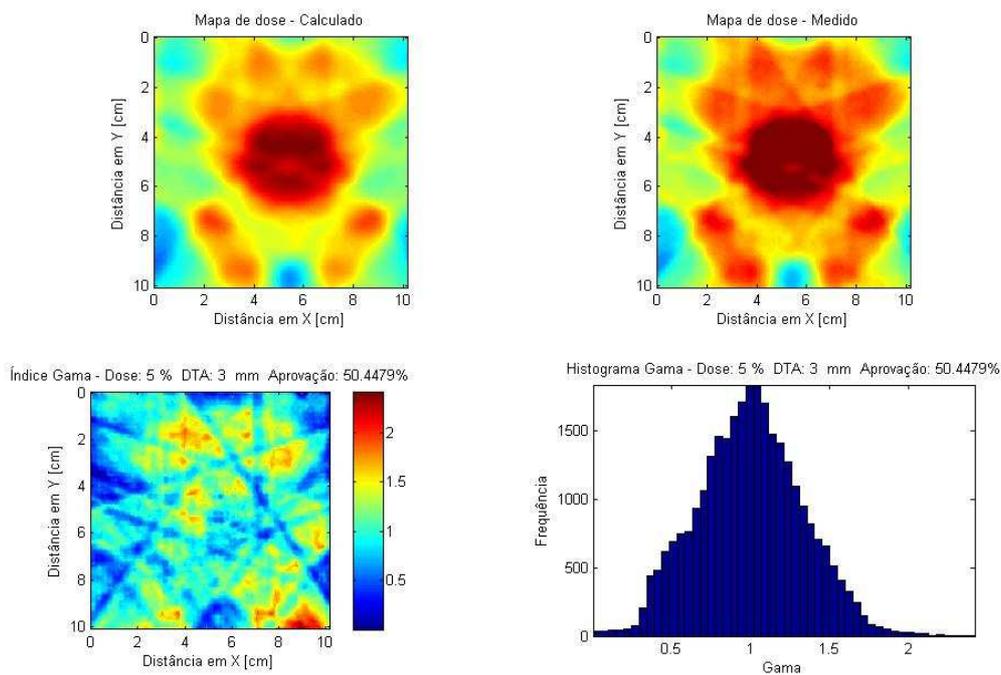


Figura 4.26 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do terceiro filme EBT2 irradiado para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Além do índice gama, também foi feita uma análise das doses médias registradas nos filmes para cada uma das regiões de interesse (PTV, bexiga, reto, fêmur direito e fêmur esquerdo) e comparadas com as esperadas, calculadas pelo sistema de planejamento do tratamento. A tabela a seguir apresenta esses resultados obtidos através do *software* FilmQA® Pro 2011.

Tabela 4.5 - Valores médios de dose registrados nos filmes EBT2 irradiados para o segundo caso teste do segundo protótipo modificado para cada uma das regiões de interesse, obtidos pelo *software* FilmQA® Pro 2011 e comparados com os valores do sistema de planejamento.

ÓRGÃO	DOSE MÉDIA ESPERADA	DOSE (cGy) D1	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D2	DESVIO (%)
PTV	211,45	211,80	0,16	221,40	4,70
BEXIGA	152,77	152,30	-0,31	171,20	12,06
RETO	133,03	134,60	1,18	131,50	-1,15
FEM DIR	113,20	115,30	1,85	126,50	11,75
FEM ESQ	111,82	110,40	-1,27	113,80	1,77
		DOSE (cGy) D3	DESVIO (%)	DOSE MÉDIA (cGy)	DESVIO MÉDIO (%)
		210,60	-0,40	214,60	1,49
		156,80	2,64	160,10	4,80
		134,00	0,73	133,37	0,25
		116,60	3,00	119,47	5,53
		117,90	5,44	114,03	1,98

A incerteza expandida (U), para um intervalo de confiança de 95%, associada à repetitividade dos resultados obtidos com o filme radiocrômico para o segundo protótipo modificado é apresentada na tabela 4.6. Foi utilizada a distribuição de *student* para 1 grau de liberdade, porque o resultado obtido para o segundo filme possui, claramente, um erro aleatório associado e, portanto, foi descartado.

Tabela 4.6 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados obtidos com o filme radiocrômico para o segundo protótipo modificado.

D1 (cGy)	D3 (cGy)	Dose Média (cGy)	SDM (u_c)	Dose Ref: (cGy)	Desvio (%)	k	U = ku_c
211,80	210,64	211,22	0,27%	211,45	-0,11	12,706	3,5%

Os resultados para o terceiro protótipo apresentavam os mesmos problemas com os *softwares* Verisoft® e DoseLab®, até que foi conseguida a licença para o *software* FilmQA Pro® 2011 e o outro *software* ter sido desenvolvido no PQRT.

As irradiações do caso teste para este protótipo foram executadas usando somente filmes EBT2 (figura 4.27).

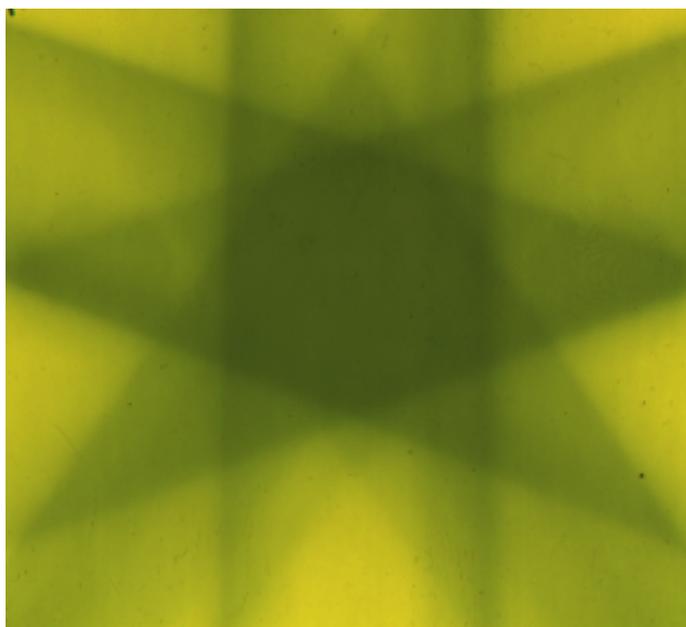


Figura 4.27 - Filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo.

A seguir, são apresentados os resultados obtidos com os *softwares* FilmQA® Pro 2011 (figuras 4.28, 4.30, 4.32, 4.34 e 4.36) e o desenvolvido no PQRT (figuras 4.29, 4.31, 4.33, 4.35 e 4.37) para a análise dos cinco filmes EBT2 irradiados para o caso teste no terceiro protótipo do sistema, objeto deste trabalho.

Da observação dessas figuras é possível identificar que as regiões onde ficam as heterogeneidades do reto e do fêmur esquerdo foram aquelas nas quais o critério de 5%-3mm para o índice gama mais falhou. Isso se reflete nos valores médios de dose registrados nos filmes e que serão apresentados a seguir, após as figuras, na tabela 4.7.

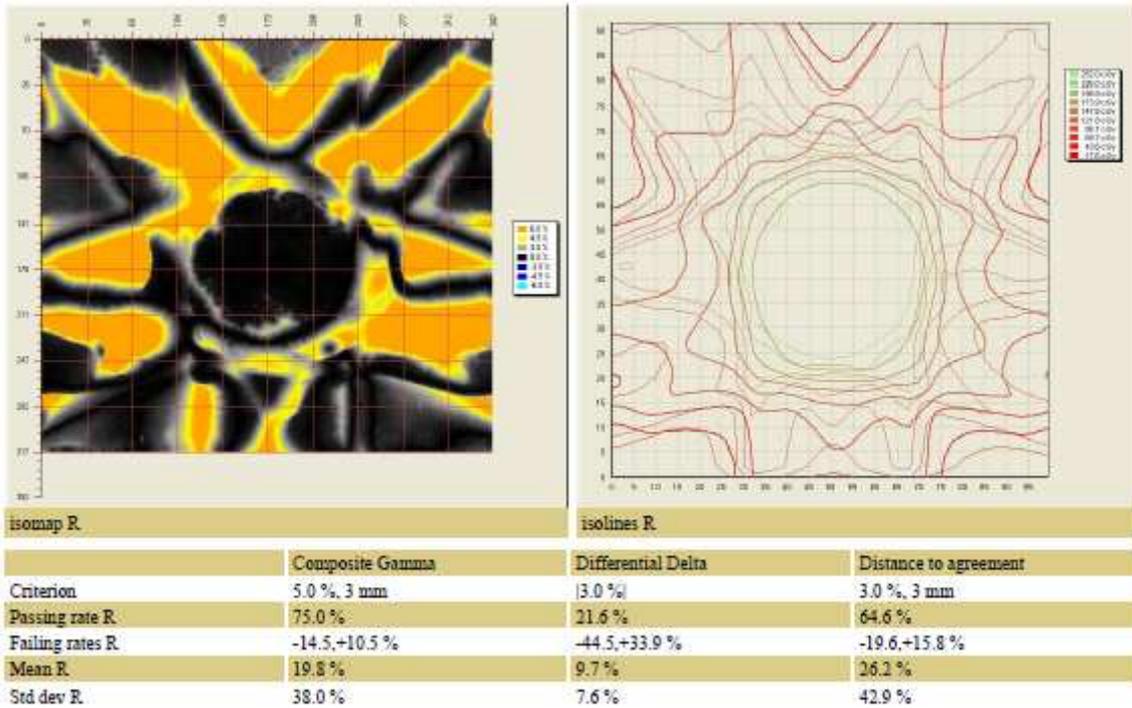


Figura 4.28 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do primeiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

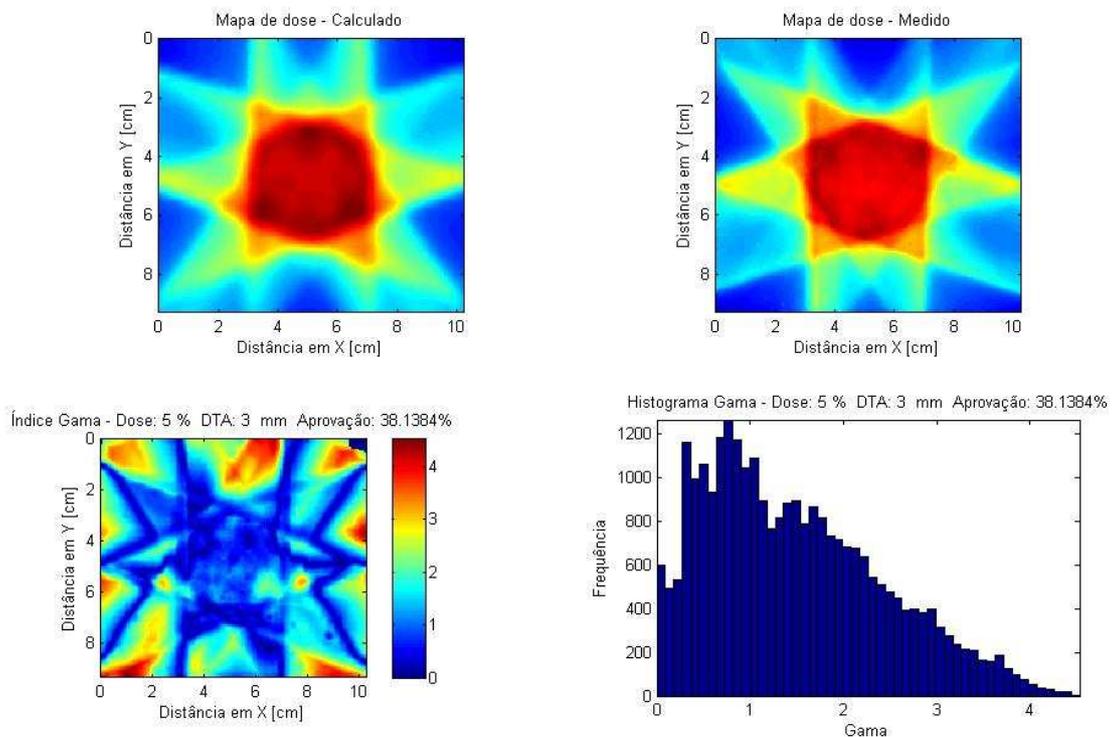


Figura 4.29 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do primeiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

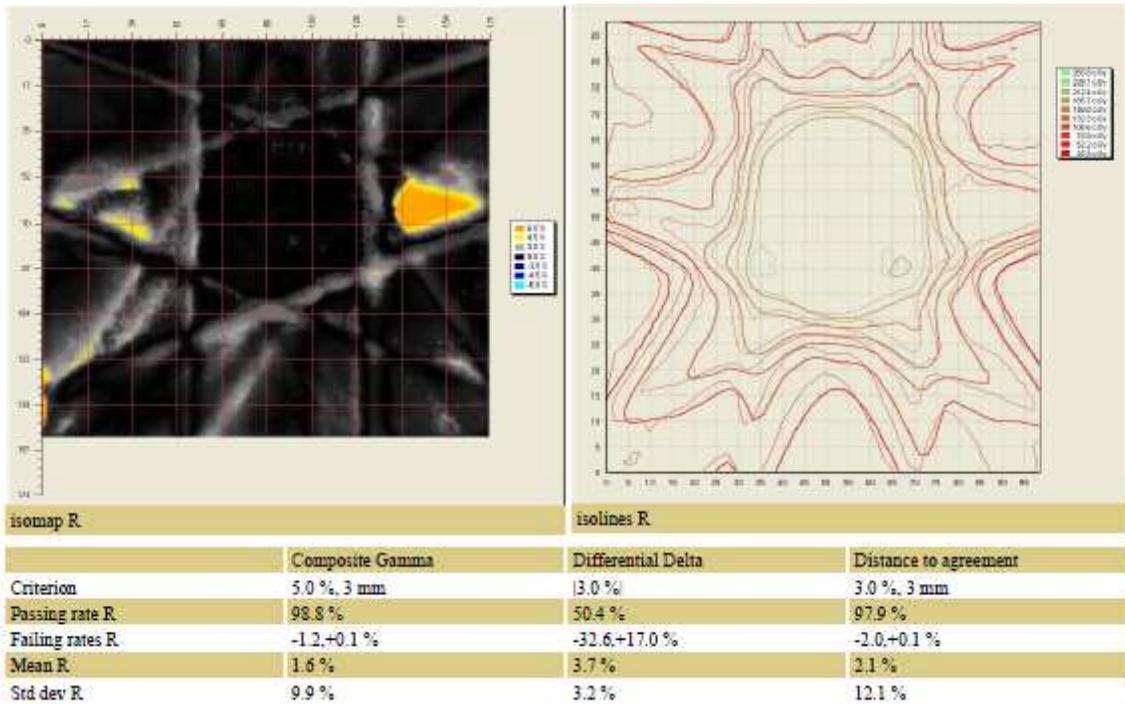


Figura 4.30 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do segundo filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

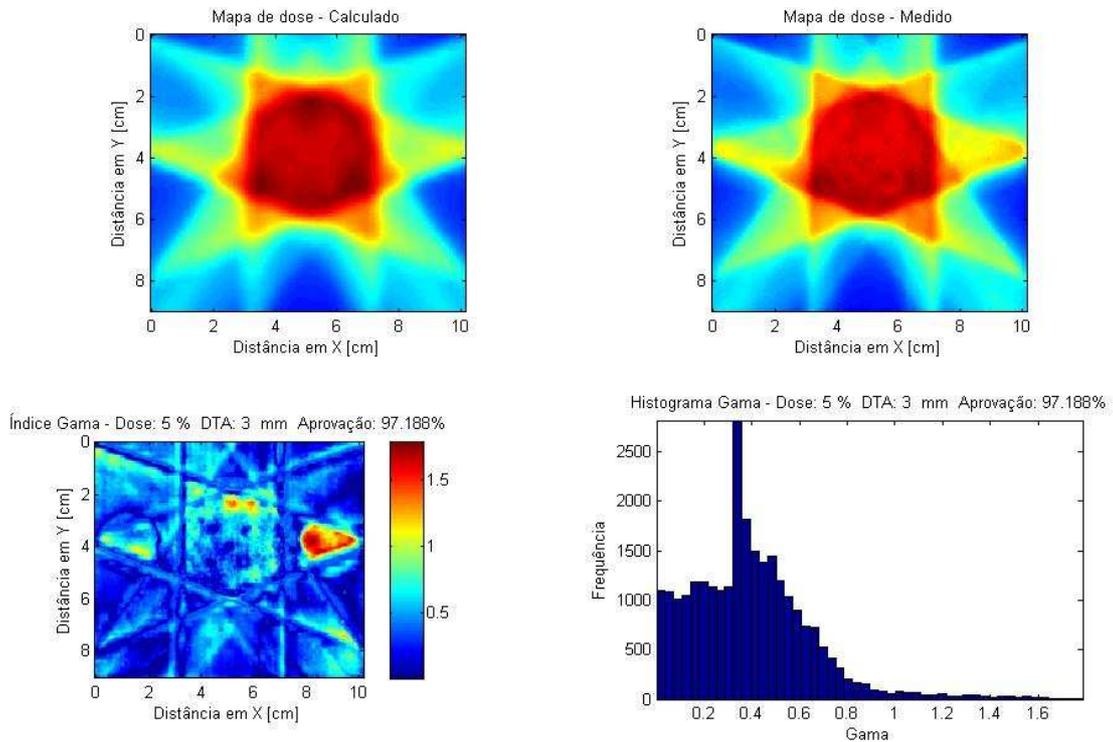


Figura 4.31 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do segundo filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

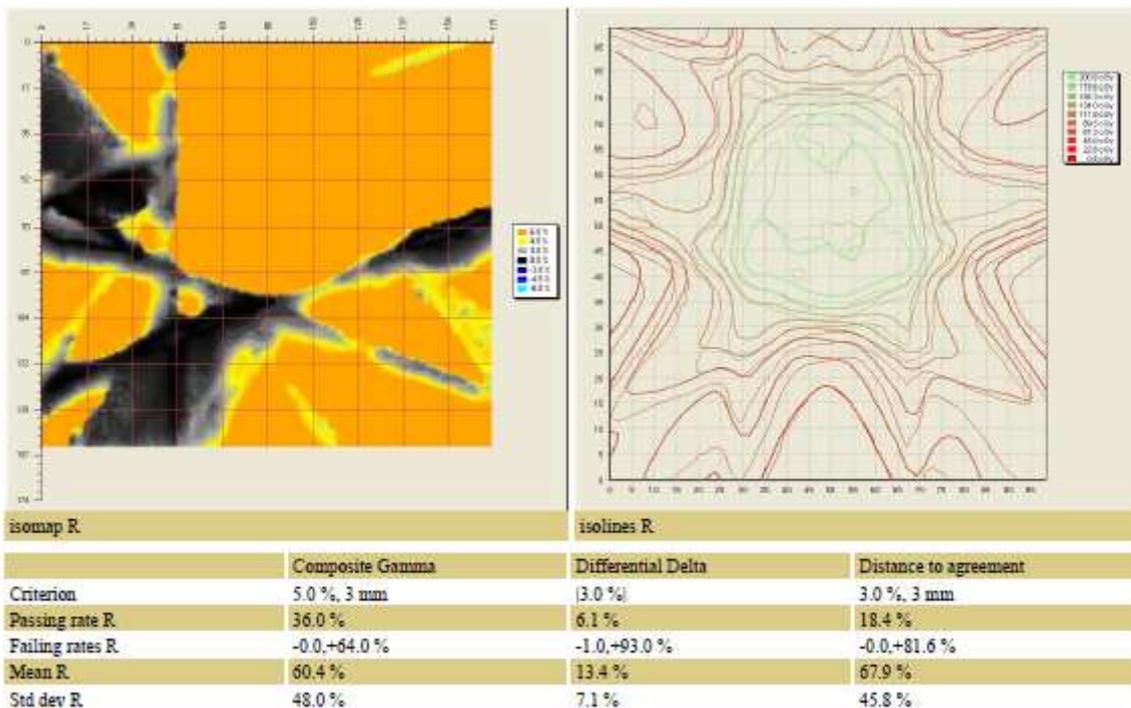


Figura 4.32 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do terceiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

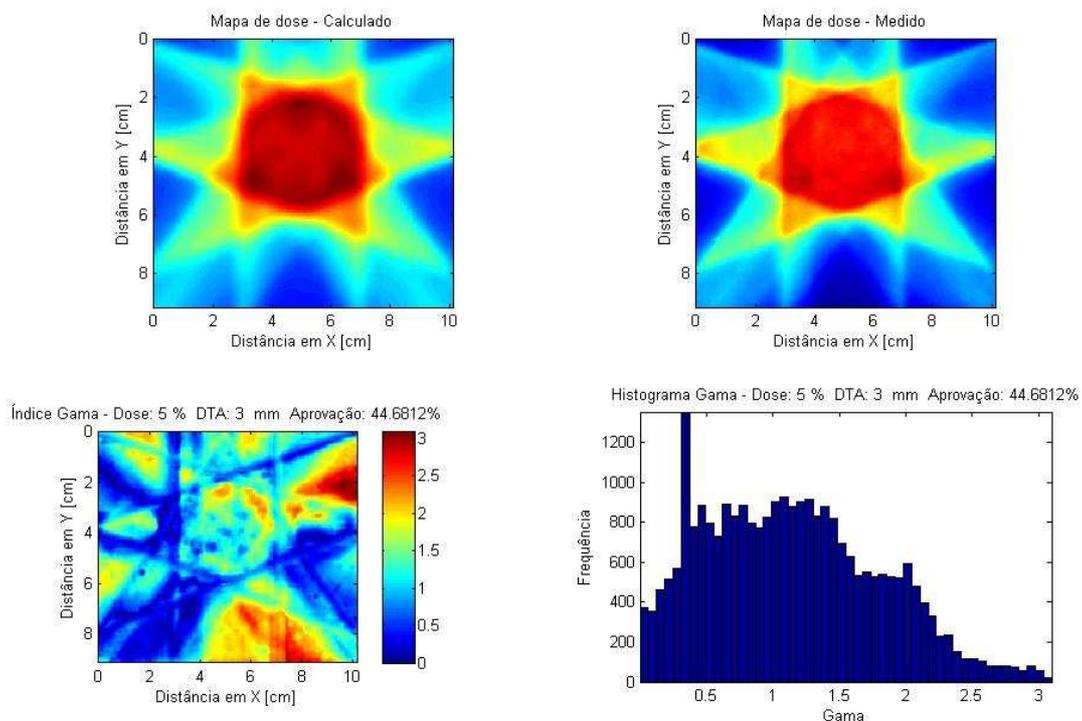


Figura 4.33 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do terceiro filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

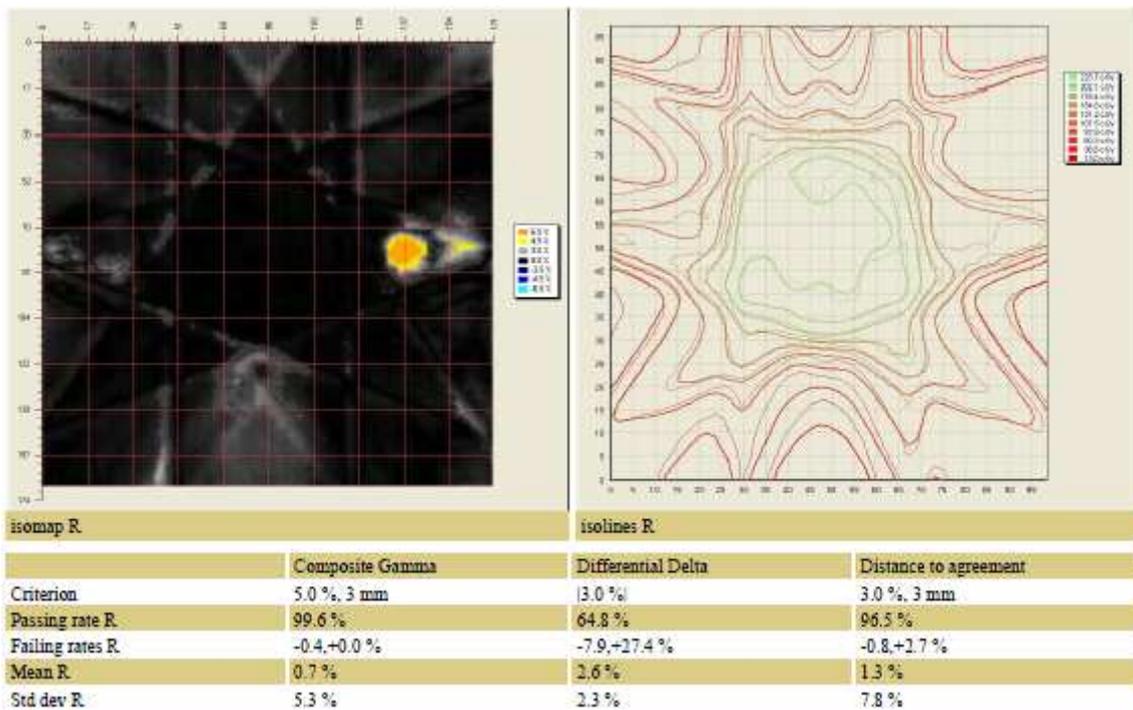


Figura 4.34 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do quarto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

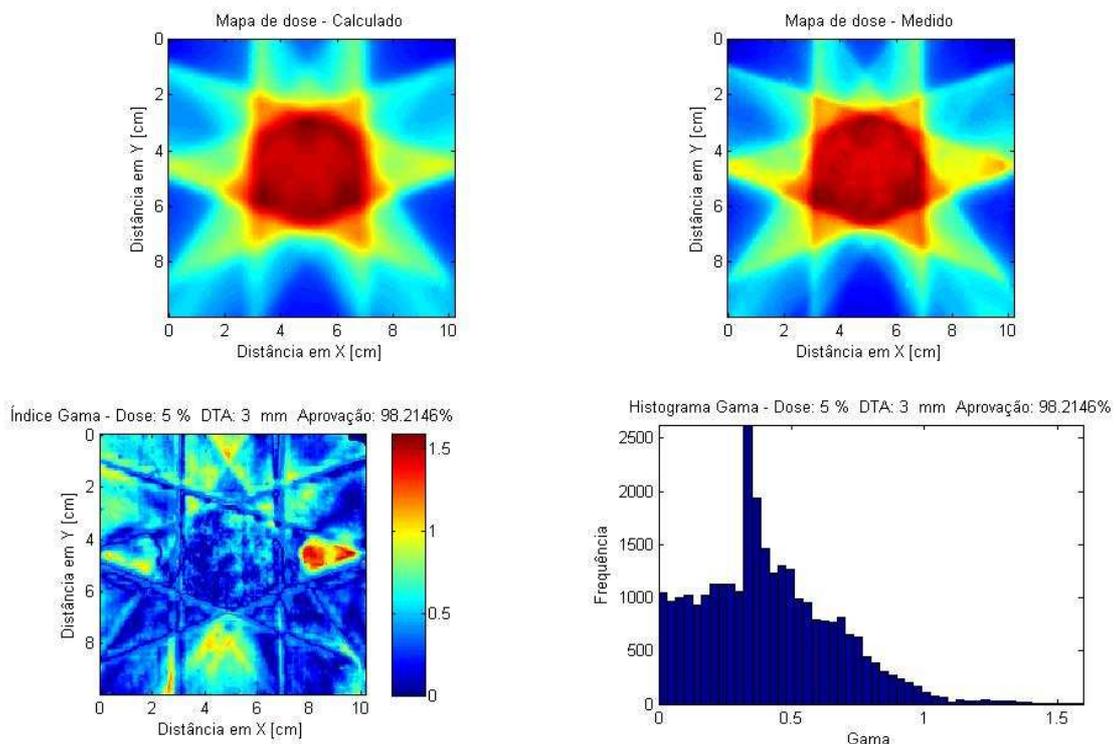


Figura 4.35 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do quarto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

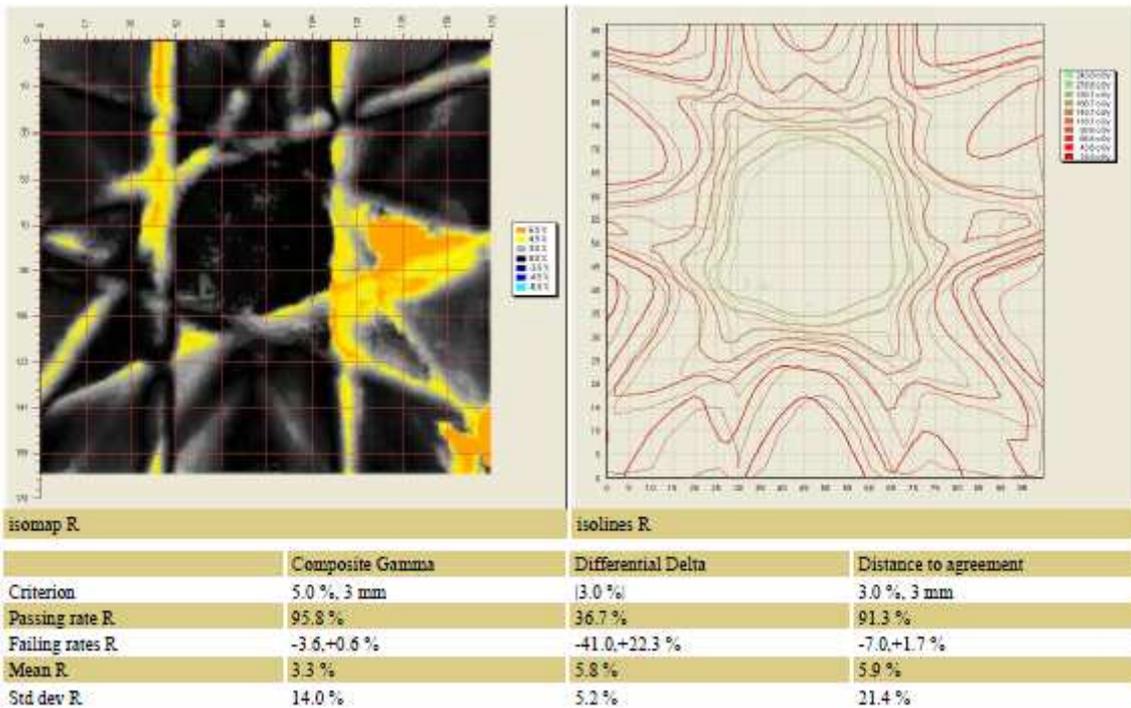


Figura 4.36 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do quinto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

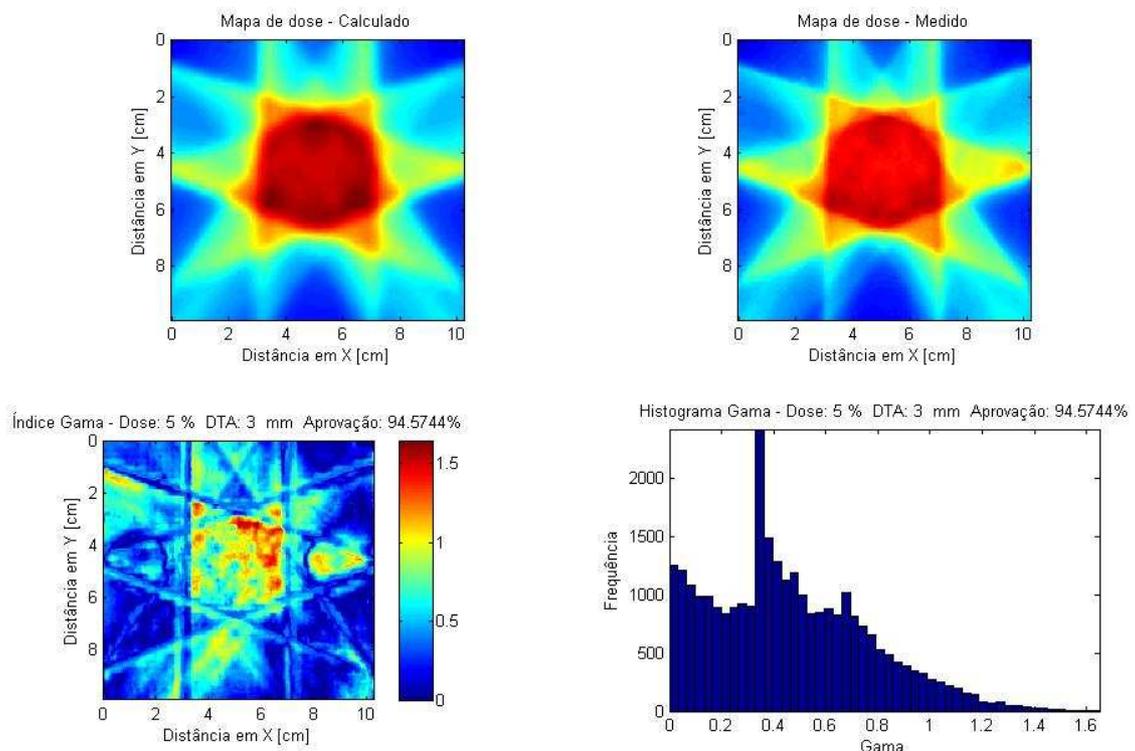


Figura 4.37 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do quinto filme EBT2 irradiado para o caso teste do terceiro protótipo com o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Assim como foi feito para o segundo protótipo modificado, além do índice gama, também foi feita uma análise das doses médias registradas nos filmes para cada uma das regiões de interesse (PTV, bexiga, reto, fêmur direito e fêmur esquerdo) e comparadas com as esperadas, calculadas pelo sistema de planejamento do tratamento para o terceiro protótipo. A tabela a seguir apresenta esses resultados obtidos através do *software* FilmQA® Pro 2011.

Tabela 4.7 - Valores médios de dose registrados nos filmes EBT2 irradiados para o caso teste do terceiro protótipo para cada uma das regiões de interesse, obtidos pelo *software* FilmQA® Pro 2011 e comparados com os valores do sistema de planejamento.

ÓRGÃO	DOSE MÉDIA ESPERADA	DOSE (cGy) D1	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D2	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D3	DESVIO (%)
PTV	195,90	208,00	6,18	201,30	2,76	156,10	-20,32
BEXIGA	73,00	69,40	-4,93	74,40	1,92	75,60	3,56
RETO	51,60	69,40	34,50	54,00	4,65	46,50	-9,88
FEM DIR	118,30	137,30	16,06	124,50	5,24	94,20	-20,37
FEM ESQ	115,80	135,10	16,67	137,20	18,48	109,60	-5,35
		DOSE (cGy) D4	DESVIO (%)	DOSE (cGy) D5	DESVIO (%)	DOSE MÉDIA (cGy)	DESVIO MÉDIO (%)
		200,50	2,35	203,20	3,73	193,82	-1,06
		72,80	-0,27	76,10	4,25	73,66	0,90
		52,00	0,78	49,50	-4,07	54,28	5,19
		123,40	4,31	125,90	6,42	121,06	2,33
		138,40	19,52	139,50	20,47	131,96	13,96

A incerteza expandida (U), para um intervalo de confiança de 95%, associada à repetitividade dos resultados obtidos com o filme radiocrômico para o terceiro protótipo é apresentada na tabela 4.8. Foi utilizada a distribuição de *student* para 2 graus de liberdade, considerando que os resultados obtidos para o primeiro e terceiro filmes possuem, claramente, erros aleatórios associados e, portanto, foram descartados.

Tabela 4.8 - Incerteza expandida associada à repetitividade dos resultados obtidos com o filme radiocrômico para o terceiro protótipo.

D2 (cGy)	D4 (cGy)	D5 (cGy)	Dose Média (cGy)	SDM (u_c)	Dose Ref: (cGy)	Desvio (%)	k	U = ku_c
201,30	200,50	203,20	201,67	0,40%	195,90	2,94	4,303	1,7%

O valor de dose medido com os filmes radiocrômicos, obtido para cada um dos órgãos simulados no presente sistema, é a média das doses obtidas através da seleção de uma região de interesse (ROI, do inglês *region of interest*) nesses respectivos órgãos em um único plano, o do isocentro. Sempre se procura uma região homogênea para a seleção da ROI, no entanto, é nos órgãos de risco que, em geral, estão as regiões onde há um maior gradiente de dose. É possível observar nas tabelas 4.5 e 4.7 que, em geral, é nos órgãos de risco que foram encontrados os maiores desvios entre a dose planejada e a dose medida.

A seguir, são apresentados os resumos dos resultados obtidos para o índice gama com as irradiações dos filmes radiocrômicos EBT2 para os dois protótipos (segundo modificado e terceiro) usando os dois *softwares* de análise, o FilmQA® Pro 2011 e o desenvolvido no PQRT.

Tabela 4.9 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada um dos protótipos, usando o *software* FilmQA® Pro 2011.

Índice gama – FilmQA® Pro 2011							
Segundo protótipo modificado							
Filme	3%-2mm	3%-3mm	4%-3mm	4%-4mm	5%-3mm	5%-4mm	5%-5mm
1	96,1%	99,1%	99,6%	99,8%	99,9%	99,9%	100,0%
2	37,9%	56,5%	66,1%	77,3%	74,8%	83,7%	89,1%
3	66,1%	83,2%	92,7%	97,3%	96,7%	98,5%	99,0%
Média	66,7%	79,6%	86,1%	91,4%	90,5%	94,0%	96,0%
Terceiro protótipo							
Filme	3%-2mm	3%-3mm	4%-3mm	4%-4mm	5%-3mm	5%-4mm	5%-5mm
1	53,6%	67,0%	71,7%	80,1%	75,4%	83,0%	88,3%
2	92,0%	97,8%	98,5%	99,0%	98,8%	99,2%	99,5%
3	20,1%	28,4%	32,3%	39,5%	36,0%	43,2%	51,1%
4	97,8%	99,1%	99,4%	99,6%	99,7%	99,8%	99,9%
5	75,8%	90,9%	93,7%	97,5%	95,8%	98,4%	99,0%
Média	67,9%	76,6%	79,1%	83,1%	81,1%	84,7%	87,5%

Tabela 4.10 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada um dos protótipos, usando o *software* desenvolvido no PQRT.

Índice Gama – software PQRT							
Segundo protótipo modificado							
Filme	3%-2mm	3%-3mm	4%-3mm	4%-4mm	5%-3mm	5%-4mm	5%-5mm
1	94,8%	98,0%	99,4%	99,8%	99,9%	100,0%	100,0%
2	7,8%	13,2%	17,5%	24,9%	24,2%	32,0%	40,8%
3	14,1%	25,3%	35,5%	49,0%	50,5%	63,5%	72,6%
Média	38,9%	45,5%	50,8%	57,9%	58,2%	65,1%	71,1%
Terceiro protótipo							
Filme	3%-2mm	3%-3mm	4%-3mm	4%-4mm	5%-3mm	5%-4mm	5%-5mm
1	20,5%	27,4%	32,6%	38,9%	38,1%	43,5%	48,6%
2	85,1%	92,0%	95,8%	97,2%	97,2%	97,9%	98,3%
3	25,6%	33,6%	38,8%	46,9%	44,7%	52,3%	59,6%
4	79,7%	88,9%	95,3%	97,7%	98,21%	98,9%	99,3%
5	71,3%	81,5%	89,0%	91,9%	94,6%	96,2%	97,2%
Média	56,4%	64,7%	70,3%	74,5%	68,6%	77,8%	76,4%

Excluindo-se os resultados obtidos no segundo filme do segundo protótipo modificado e no primeiro e terceiro filmes do terceiro protótipo têm-se as seguintes médias obtidas para o *software* FilmQA® Pro 2011:

- segundo protótipo modificado: 3%-2mm: 81,1%; 3%-3mm: 91,1%; 4%-3mm: 96,1%; 4%-4mm: 98,5%; 5%-3mm: 98,3%; 5%-4mm: 99,2%; 5%-5mm: 99,5%.
- terceiro protótipo: 3%-2mm: 88,6%; 3%-3mm: 95,9%; 4%-3mm: 97,2%; 4%-4mm: 98,7%; 5%-3mm: 98,1%; 5%-4mm: 99,1%; 5%-5mm: 99,4%.

E para o *software* desenvolvido no PQRT têm-se as seguintes médias obtidas:

- segundo protótipo modificado: 3%-2mm: 54,4%; 3%-3mm: 61,6%; 4%-3mm: 67,4%; 4%-4mm: 74,4%; 5%-3mm: 75,2%; 5%-4mm: 81,7%; 5%-5mm: 86,3%.
- terceiro protótipo: 3%-2mm: 78,7%; 3%-3mm: 87,5%; 4%-3mm: 93,4%; 4%-4mm: 95,6%; 5%-3mm: 95,9%; 5%-4mm: 97,7%; 5%-5mm: 98,8%.

Da análise dos resultados, resumidos nas tabelas 4.9 e 4.10, pode-se observar que, o índice gama irá variar de acordo com o *software* usado na análise.

4.10 - Resultados do Projeto Piloto

Os resultados obtidos com o Projeto Piloto, assim denominado por ser a primeira vez que o protótipo do sistema de controle de qualidade em IMRT foi posto em campo, em condições reais de uso, vieram das medidas realizadas nas 9 instituições que participaram do mesmo.

Em alguns casos, há mais de um resultado para uma mesma instituição, visto que foi repetida a avaliação cujos resultados não foram satisfatórios da primeira vez, para se evitar erros aleatórios não detectados na primeira avaliação.

A seguir são apresentados os resultados de cada uma das avaliações realizadas no Projeto Piloto, obtidos pelas leituras dos TLDs (tabelas 4.11 a 4.22) e pela análise dos filmes radiocrômicos (figuras 4.38 a 4.61).

Tabela 4.11 - Resultados dos TLDs para a instituição 1.

INSTITUIÇÃO 1				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	212,40	3	207,46	2,38
BEXIGA	85,06	4	82,11	3,60
RETO	77,42	8	79,29	-2,36
FEM DIR	87,98	8	76,32	15,28
FEM ESQ	92,00	8	81,27	13,21

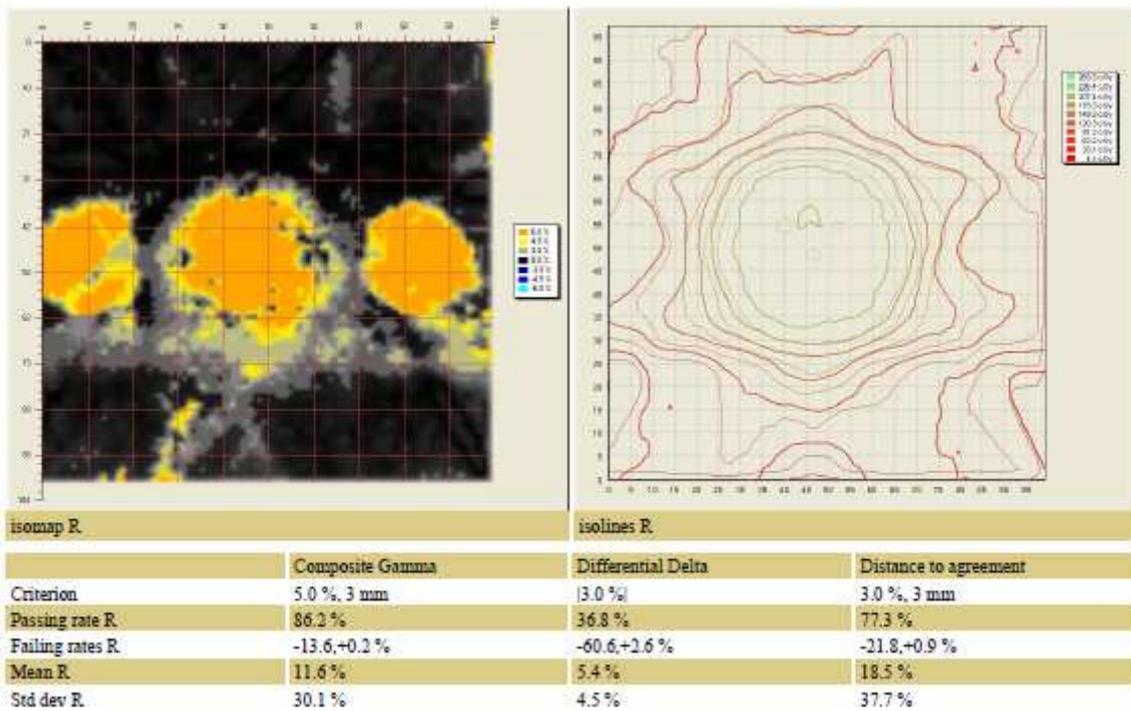


Figura 4.38 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 1 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

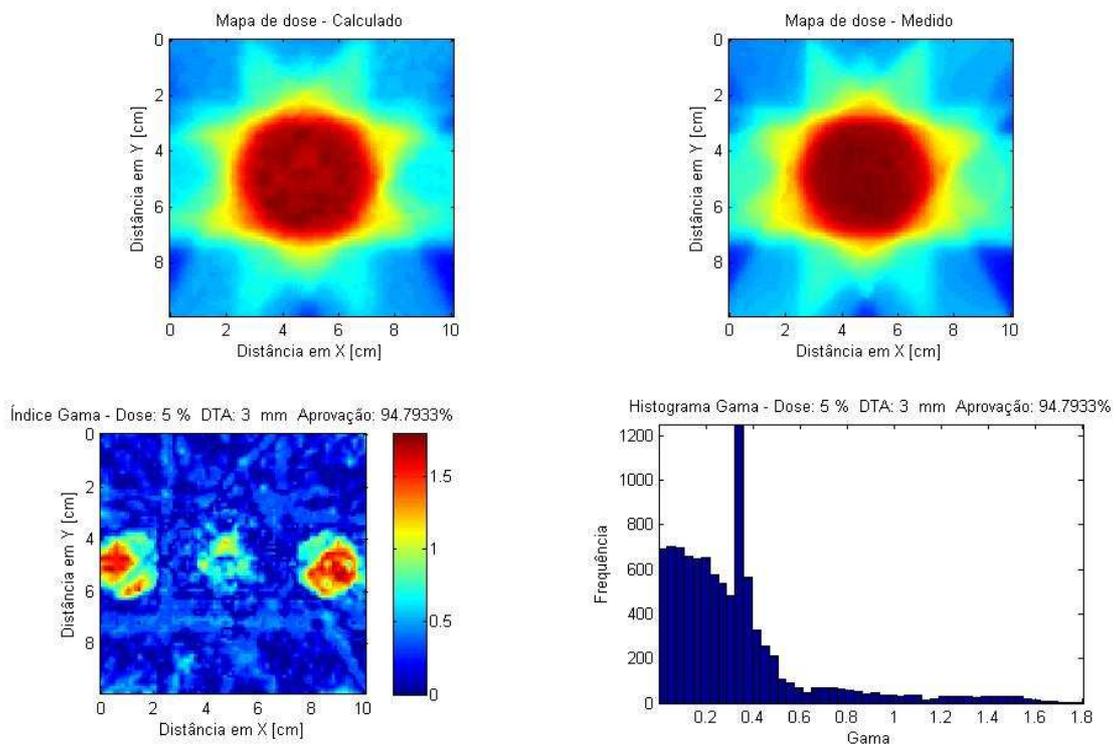


Figura 4.39 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 1 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.12 - Resultados dos TLDs para o acelerador 1 da instituição 2.

INSTITUIÇÃO 2 - Acelerador 1				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	200,76	3	201,13	-0,18
BEXIGA	91,47	4	94,93	-3,65
RETO	79,73	10	85,95	-7,24
FEM DIR	95,07	5	101,80	-6,61
FEM ESQ	90,48	7	80,47	12,44

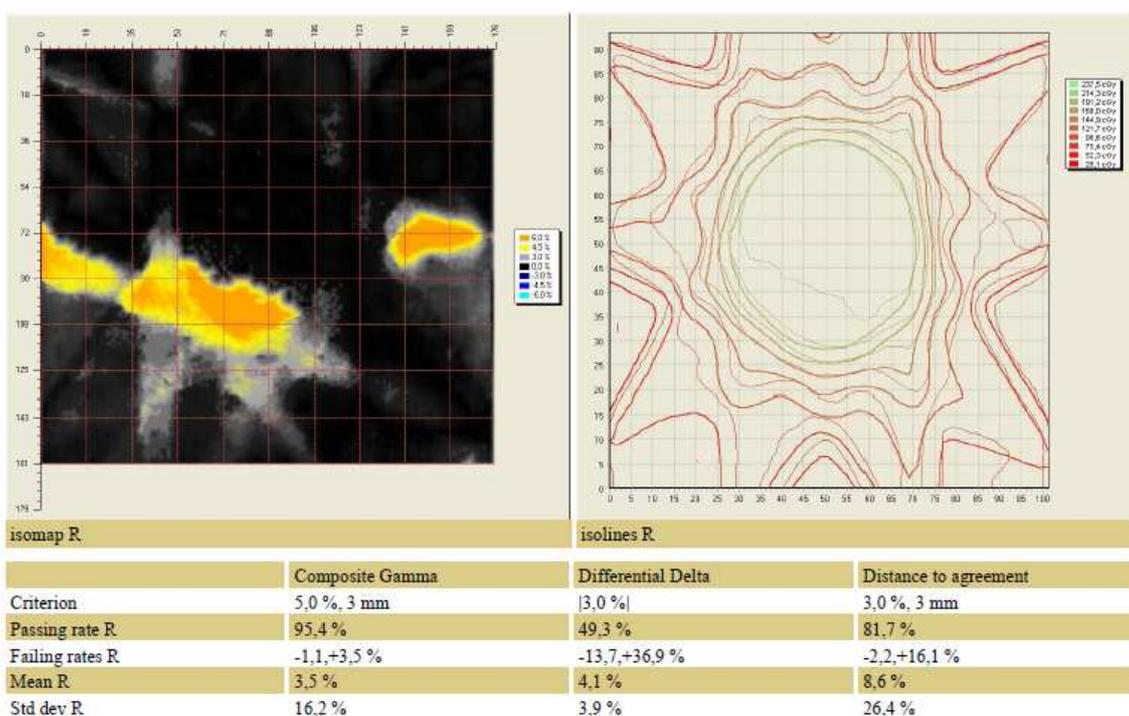


Figura 4.40 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado no acelerador 1 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

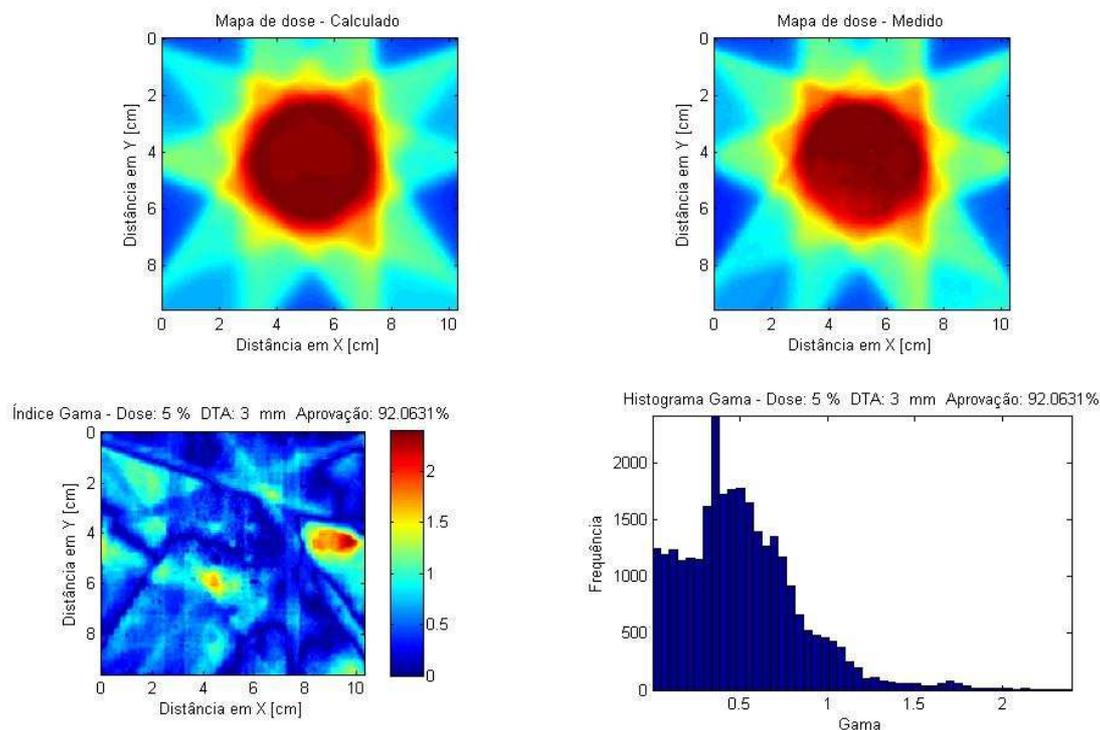


Figura 4.41 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado no acelerador 1 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.13 - Resultados dos TLDs para o acelerador 2 da instituição 2.

INSTITUIÇÃO 2 - Acelerador 2				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	182,00	3	195,23	-6,78
BEXIGA	88,56	11	94,15	-5,93
RETO	93,36	16	94,02	-0,71
FEM DIR	88,10	6	82,45	6,86
FEM ESQ	88,38	6	89,31	-1,04

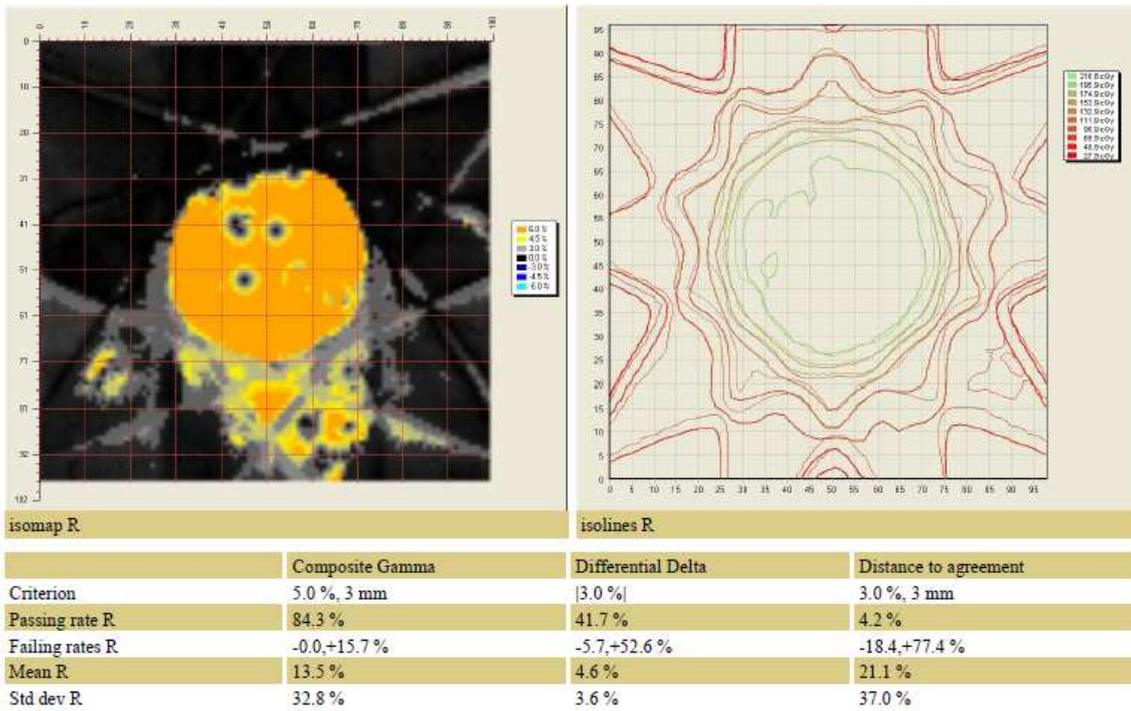


Figura 4.42 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado no acelerador 2 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

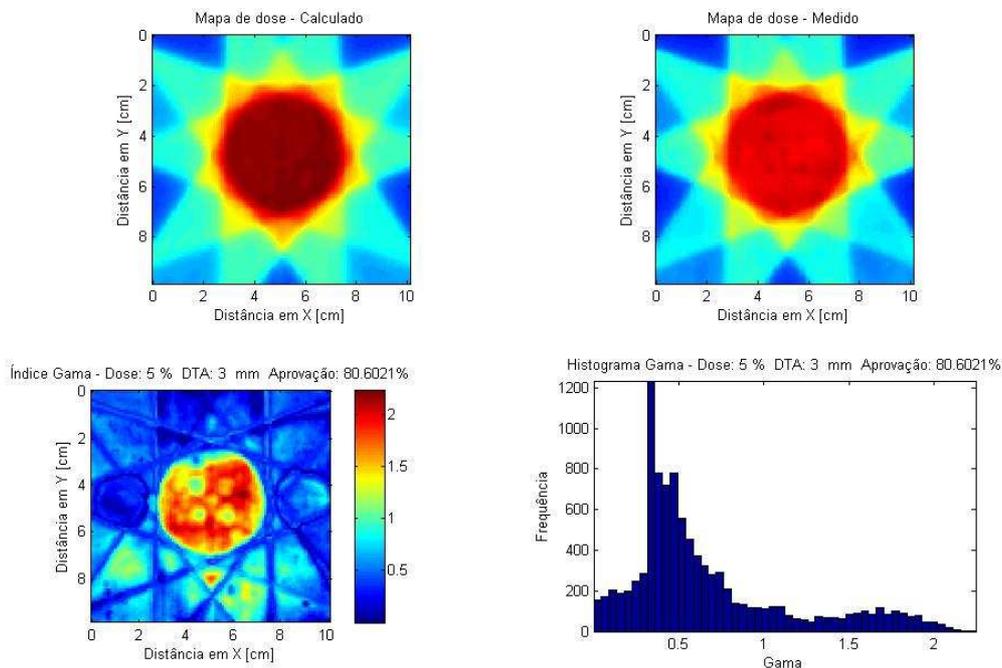


Figura 4.43 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado no acelerador 2 da instituição 2 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.14 - Resultados dos TLDs para a instituição 3.

INSTITUIÇÃO 3				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	197,76	3	206,29	-4,13
BEXIGA	94,73	3	97,24	-2,58
RETO	100,88	4	106,50	-5,28
FEM DIR	84,12	5	84,87	-0,88
FEM ESQ	72,66	6	72,33	0,45

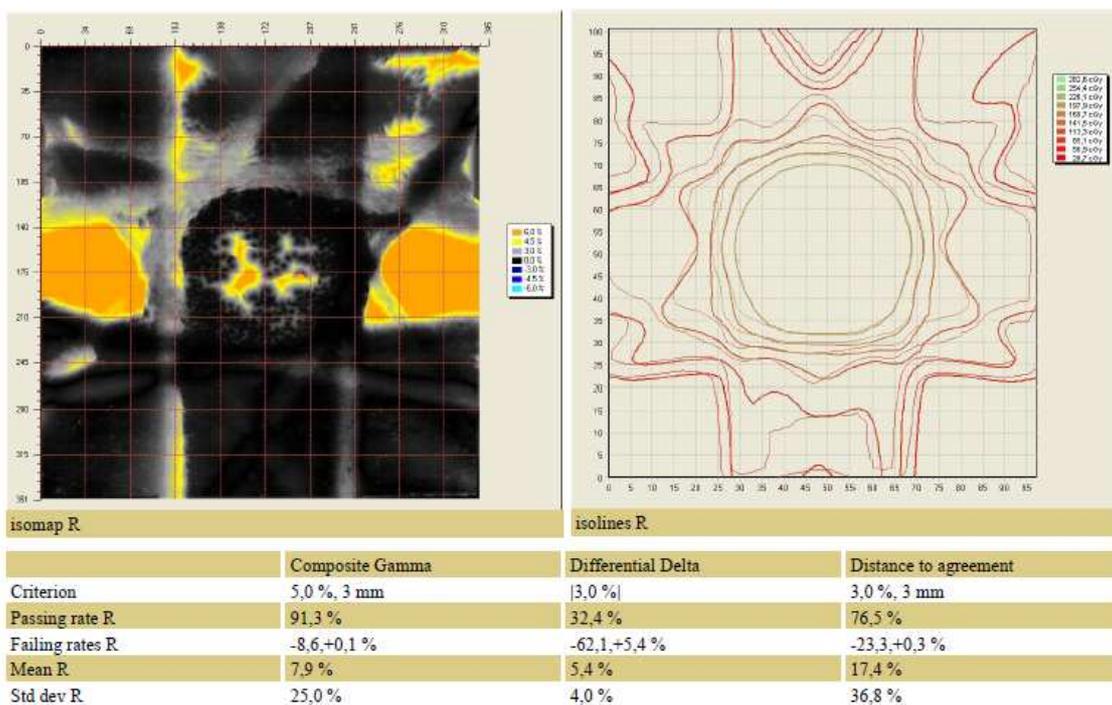


Figura 4.44 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 3 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

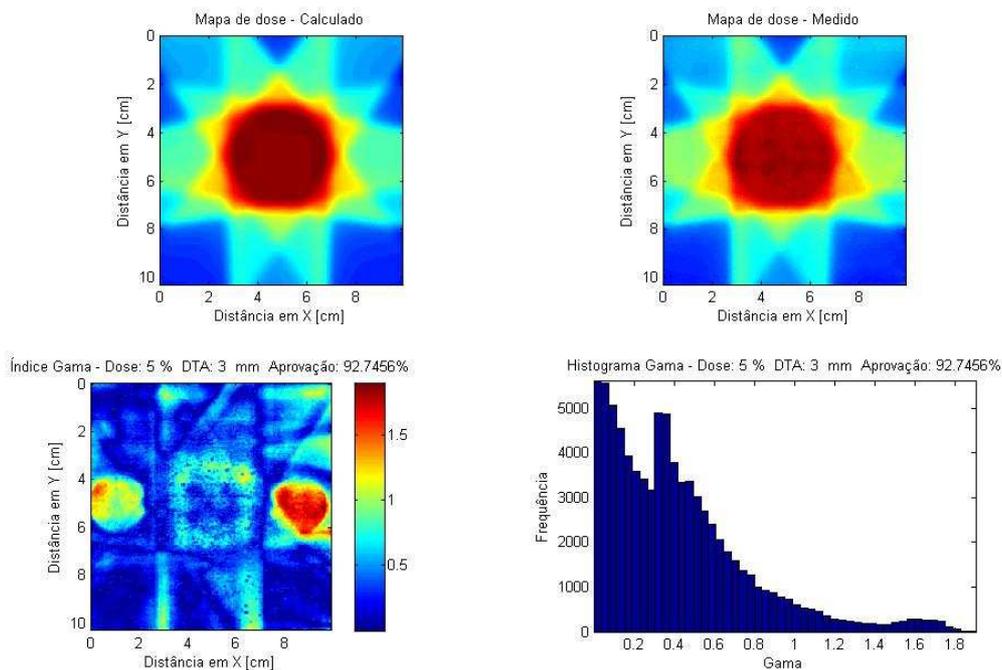


Figura 4.45 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 3 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.15 - Resultados dos TLDs para a instituição 4.

INSTITUIÇÃO 4				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	207,89	2	206,95	0,46
BEXIGA	82,95	11	84,69	-2,05
RETO	83,64	4	81,67	2,41
FEM DIR	102,41	7	94,33	8,57
FEM ESQ	101,61	5	94,33	7,71

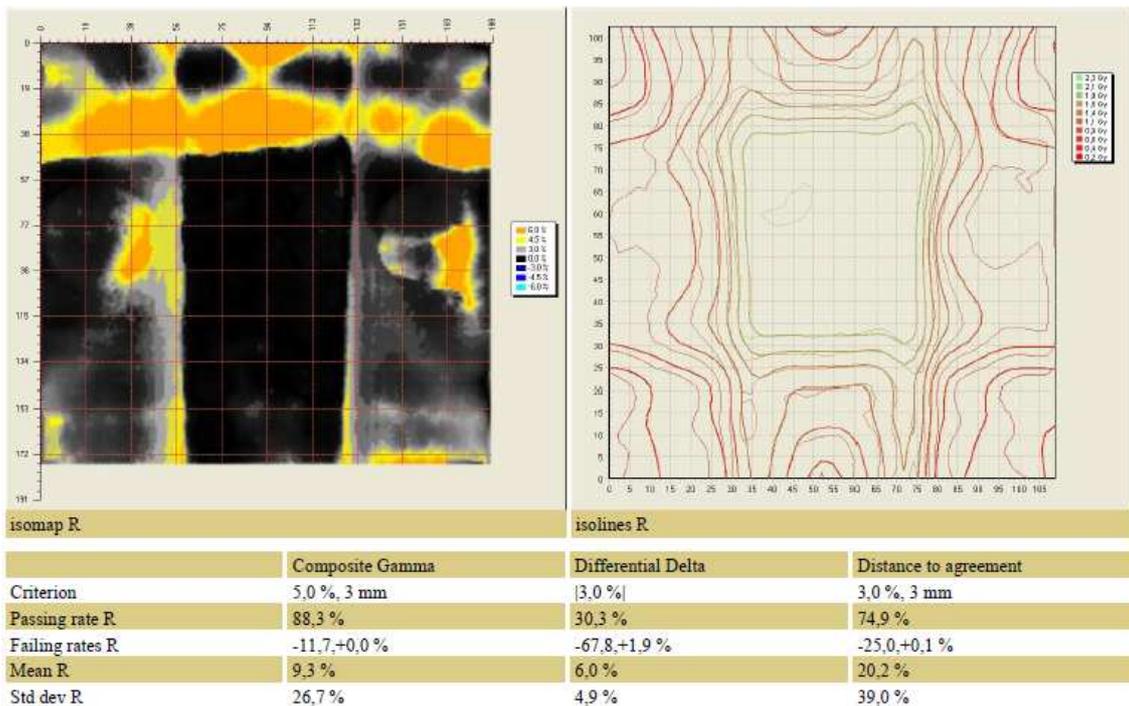


Figura 4.46 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 4 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

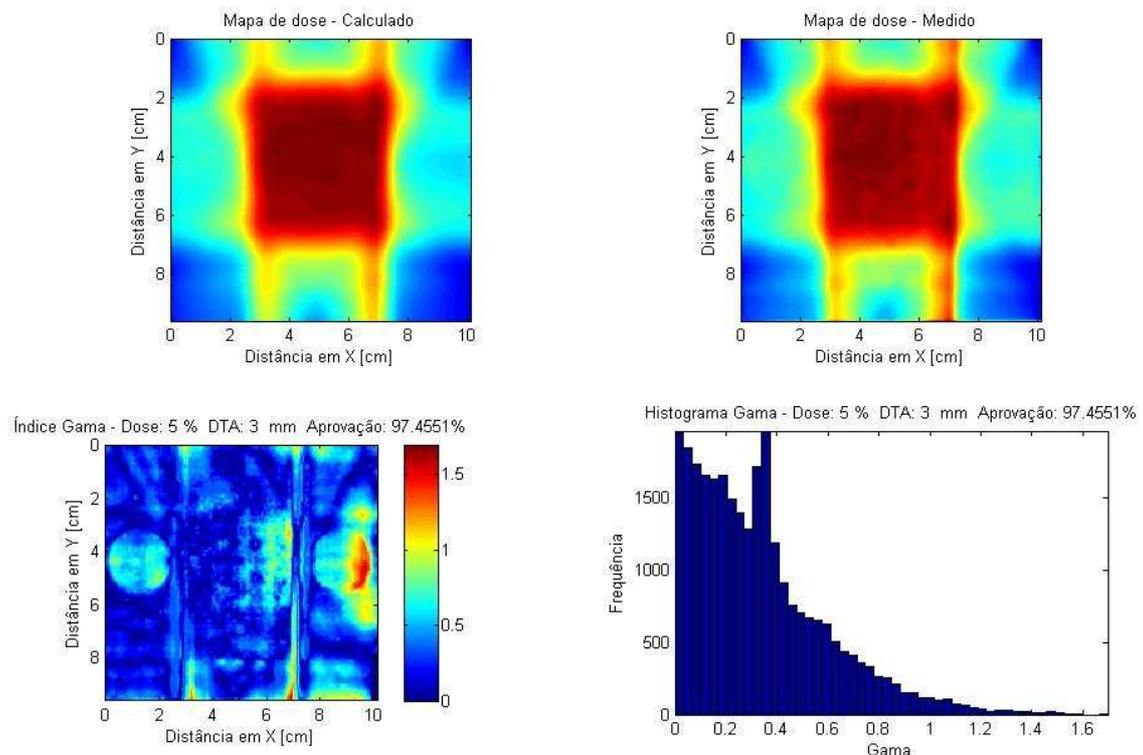


Figura 4.47 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 4 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.16 - Resultados dos TLDs para a primeira avaliação da instituição 5.

INSTITUIÇÃO 5 - PRIMEIRA AVALIAÇÃO				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	220,15	3	203,11	8,39
BEXIGA	91,57	11	84,21	8,74
RETO	117,71	11	115,80	1,65
FEM DIR	92,19	6	89,78	2,69
FEM ESQ	86,86	7	82,56	5,22

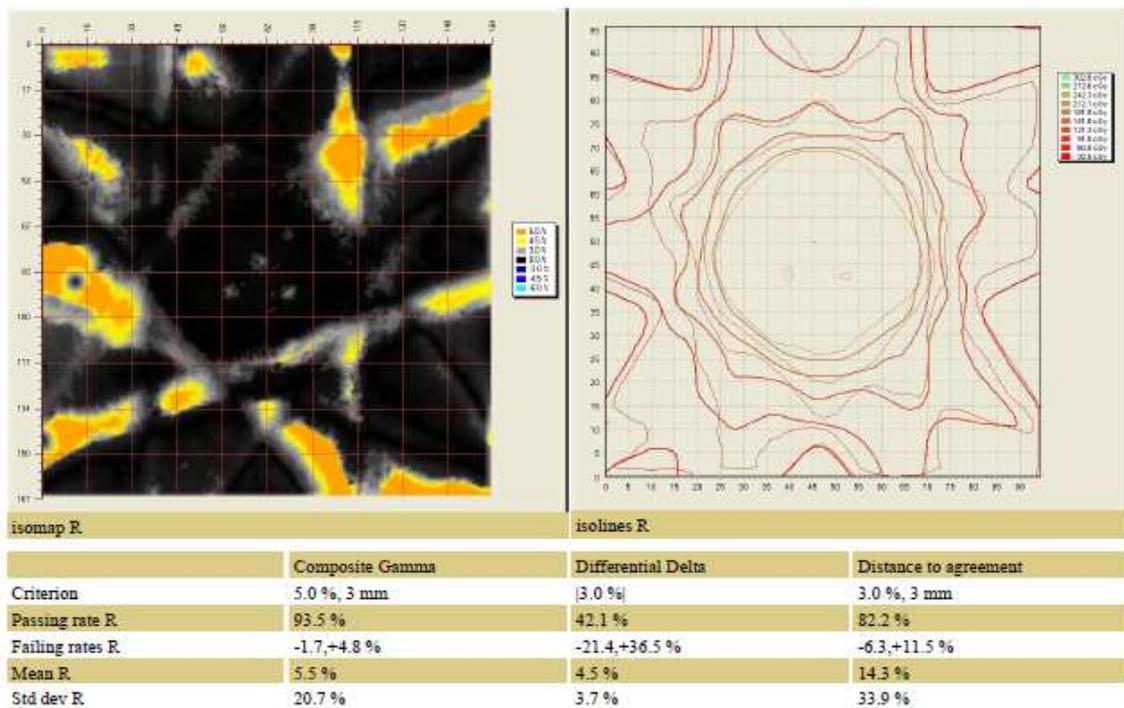


Figura 4.48 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

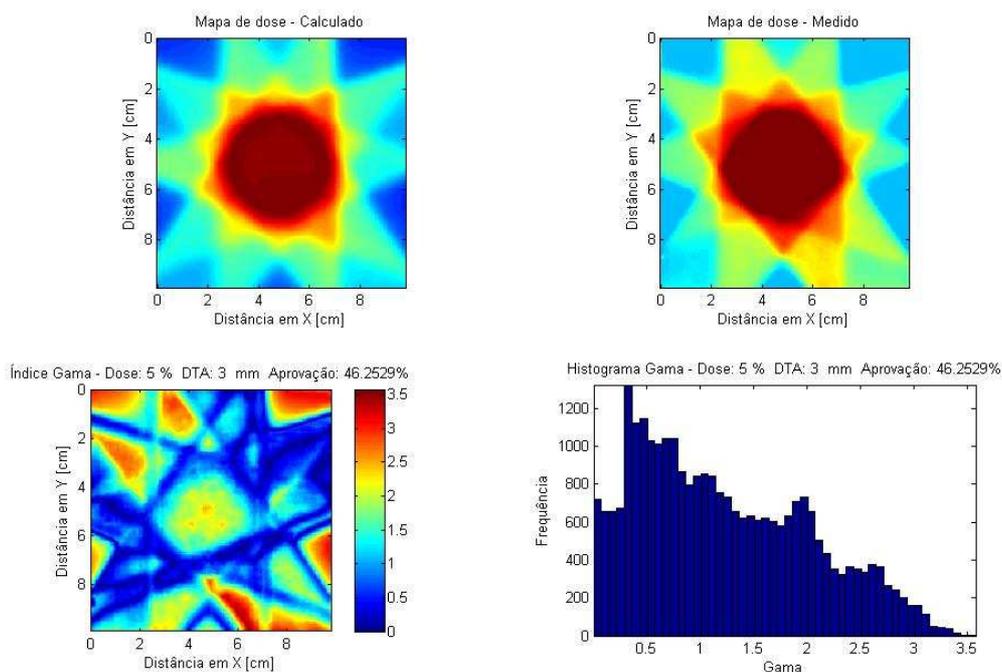


Figura 4.49 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.17 - Resultados dos TLDs para a segunda avaliação da instituição 5.

INSTITUIÇÃO 5 - SEGUNDA AVALIAÇÃO				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	212,80	3	204,12	4,25
BEXIGA	90,93	10	84,63	7,45
RETO	110,91	13	116,37	-4,70
FEM DIR	91,68	14	90,22	1,62
FEM ESQ	84,32	7	82,97	1,63

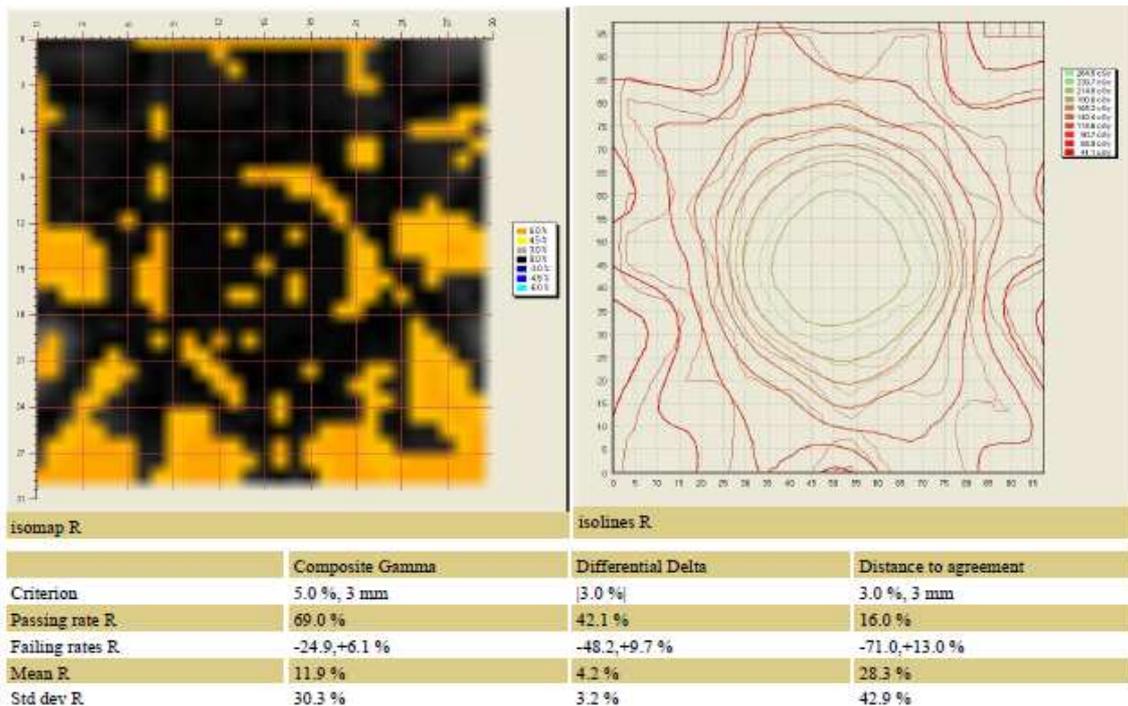


Figura 4.50 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

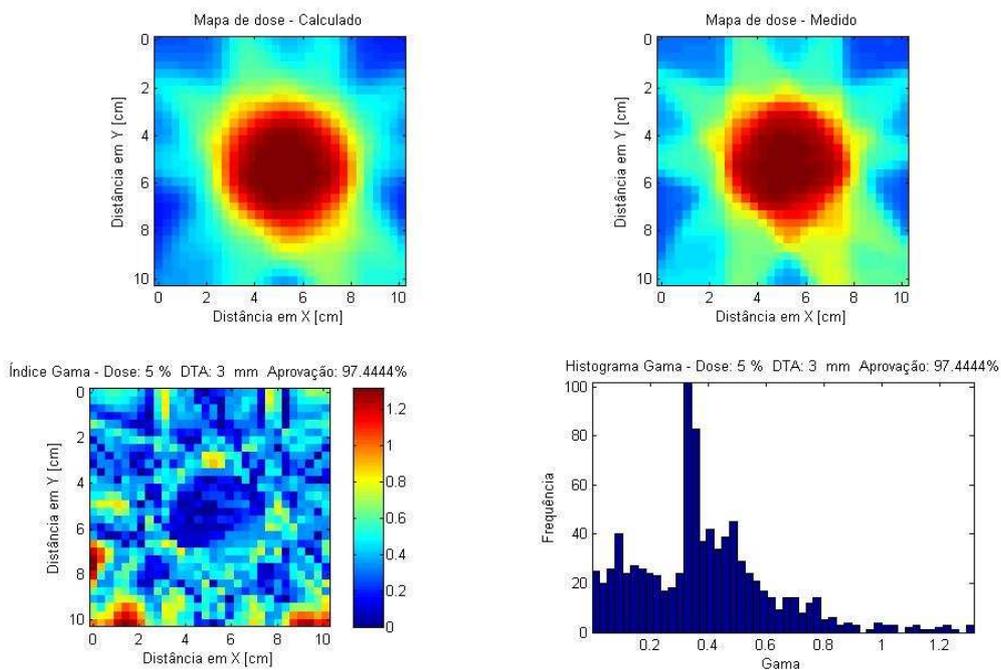


Figura 4.51 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 5 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.18 - Resultados dos TLDs para a primeira avaliação da instituição 6.

INSTITUIÇÃO 6 - PRIMEIRA AVALIAÇÃO				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	227,92	2	212,10	7,46
BEXIGA	111,40	7	106,10	4,99
RETO	112,93	6	102,00	10,71
FEM DIR	110,64	4	94,30	17,33
FEM ESQ	108,78	6	95,10	14,39

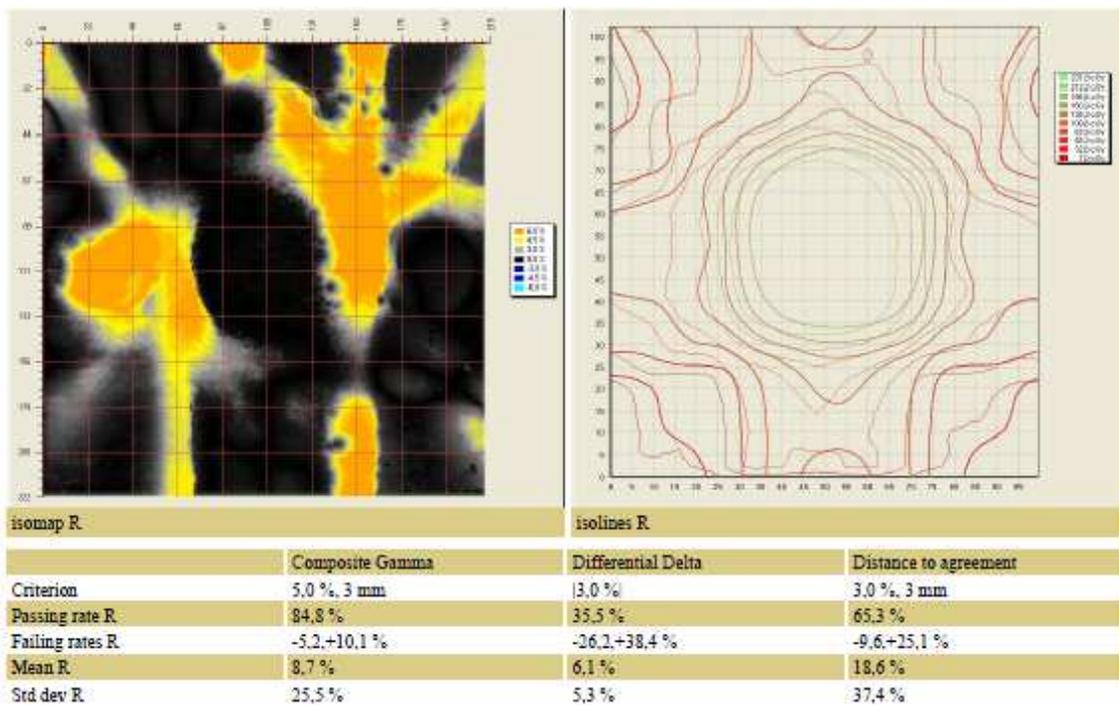


Figura 4.52 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

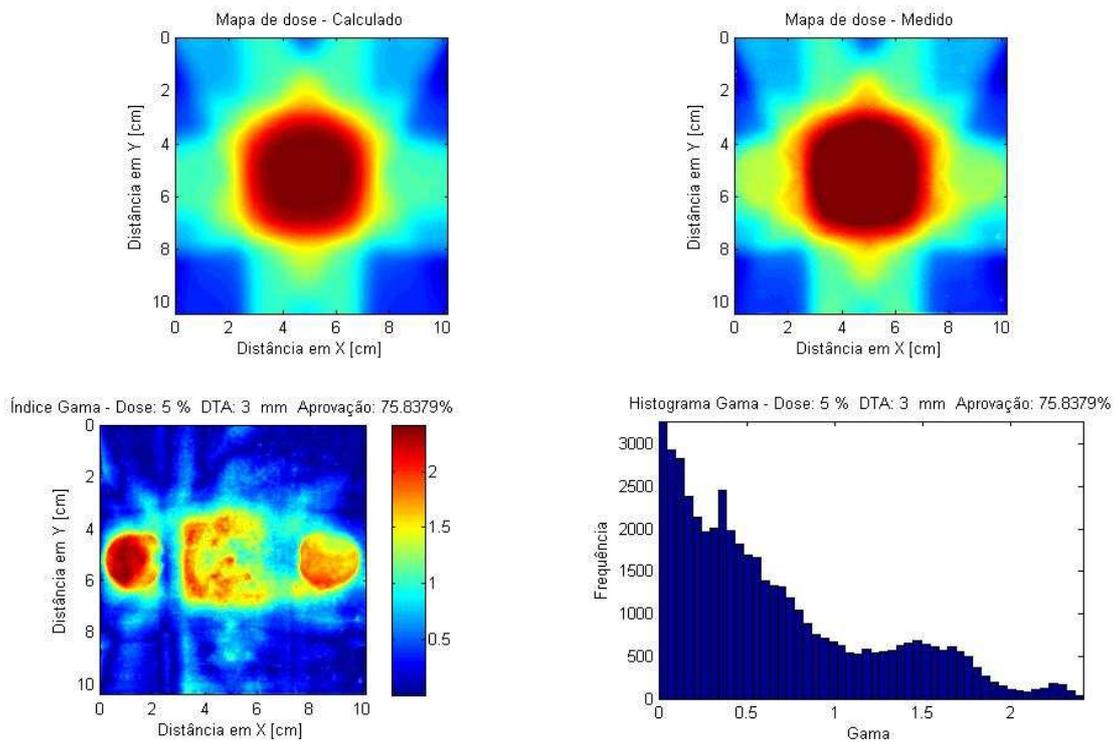


Figura 4.53 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na primeira avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.19 - Resultados dos TLDs para a segunda avaliação da instituição 6.

INSTITUIÇÃO 6 - SEGUNDA AVALIAÇÃO				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	212,11	3	211,89	0,10
BEXIGA	103,79	8	105,99	-2,08
RETO	105,54	7	101,90	3,58
FEM DIR	102,12	3	94,21	8,40
FEM ESQ	103,10	7	95,00	8,52

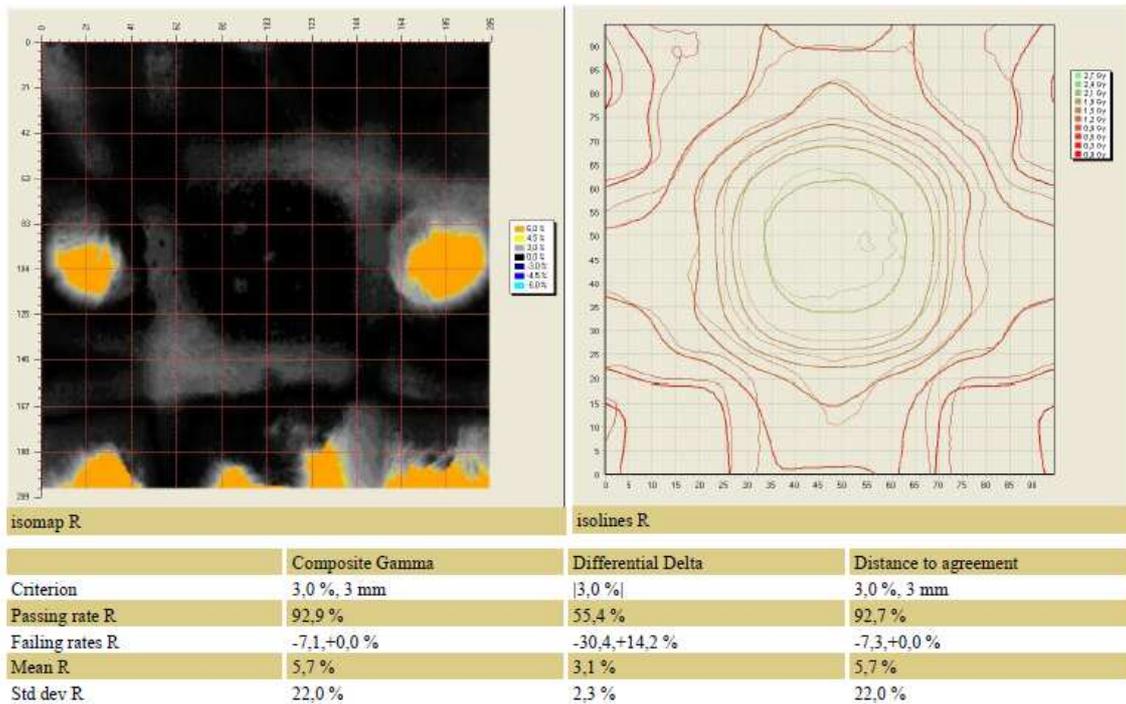


Figura 4.54 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

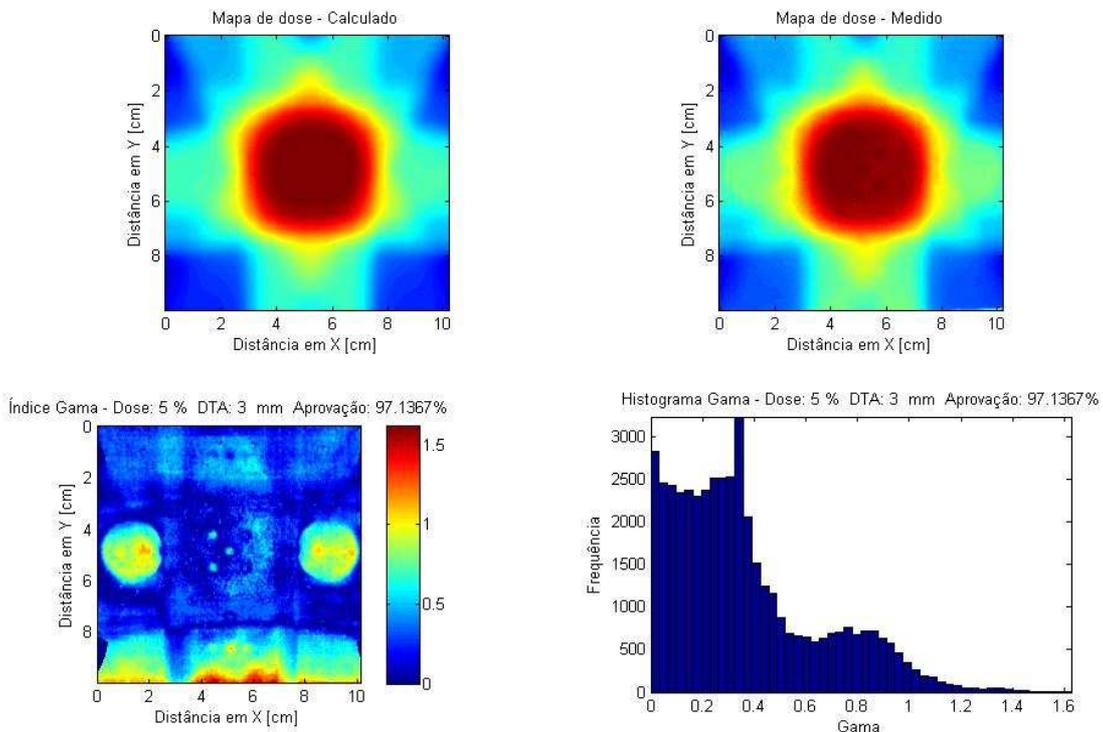


Figura 4.55 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQR do filme EBT2 irradiado na segunda avaliação da instituição 6 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.20 - Resultados dos TLDs para a instituição 7.

INSTITUIÇÃO 7				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	206,94	5	207,12	-0,09
BEXIGA	95,34	4	92,22	3,39
RETO	102,06	5	89,62	13,88
FEM DIR	103,79	3	94,11	10,29
FEM ESQ	99,41	6	92,22	7,80

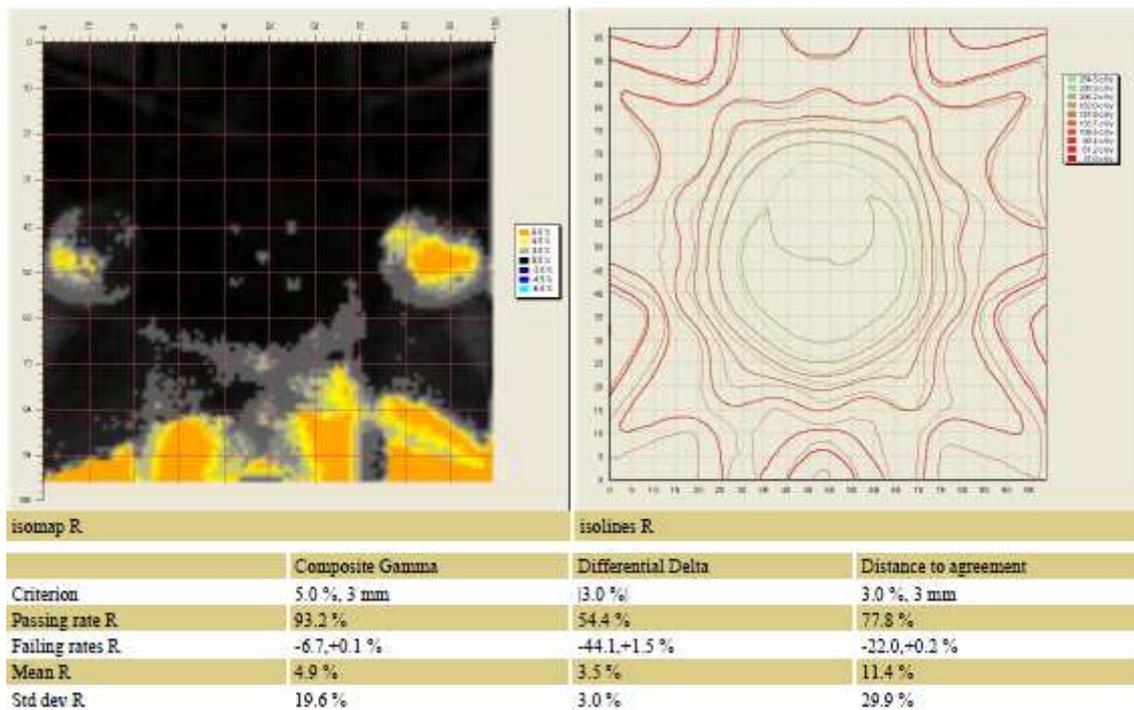


Figura 4.56 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 7 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

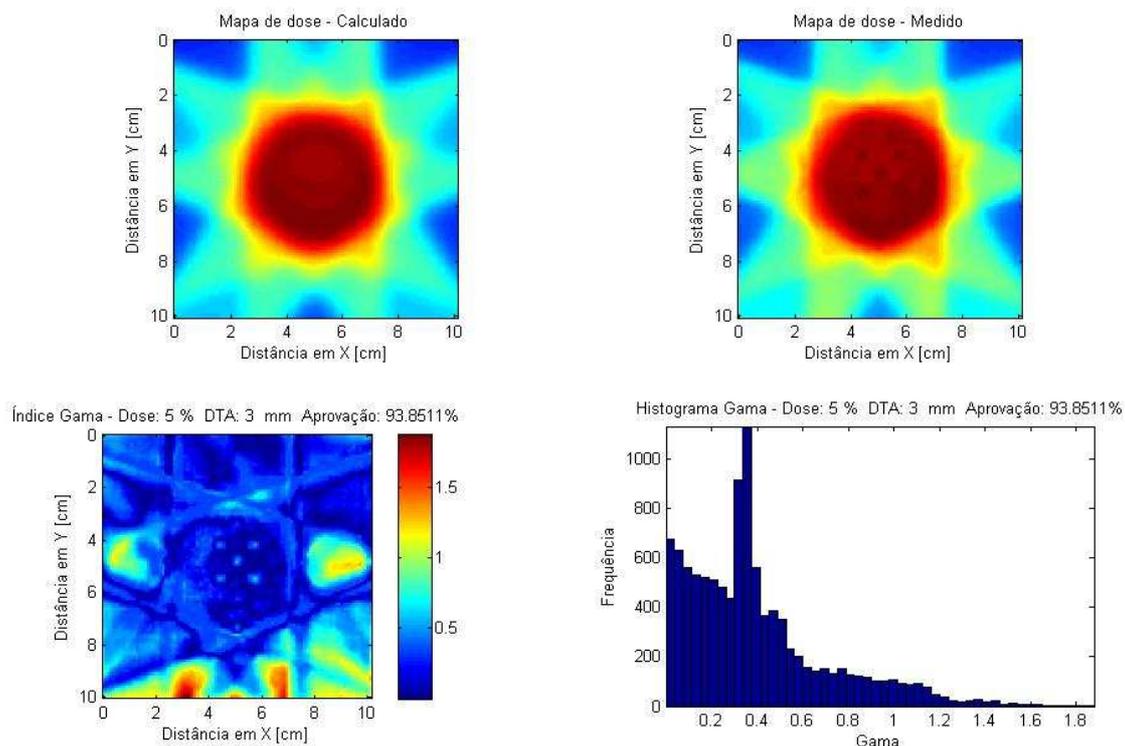


Figura 4.57 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 7 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.21 - Resultados dos TLDs para a instituição 8.

INSTITUIÇÃO 8 - SEGUNDA AVALIAÇÃO				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	199,77	3	204,17	-2,16
BEXIGA	73,18	7	75,23	-2,72
RETO	76,85	13	77,86	-1,30
FEM DIR	73,80	17	72,80	1,36
FEM ESQ	98,95	16	88,17	12,22

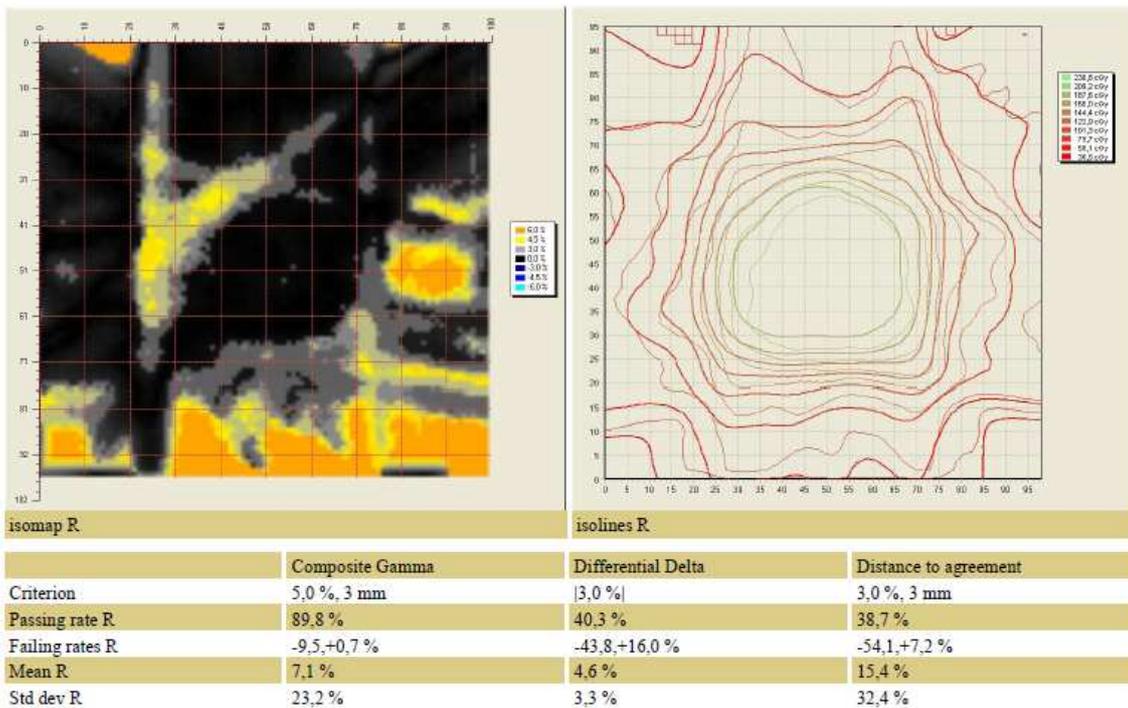


Figura 4.58 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 8 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

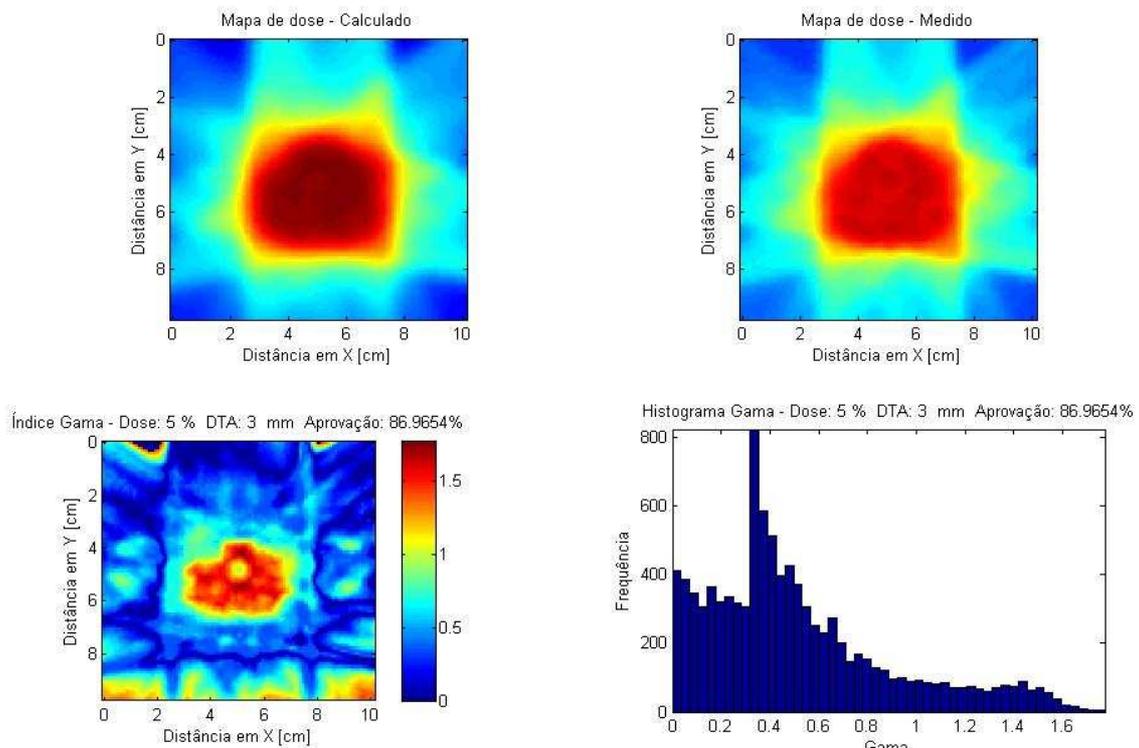


Figura 4.59 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 8 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Tabela 4.22 - Resultados dos TLDs para a segunda avaliação da instituição 9.

INSTITUIÇÃO 9				
ÓRGÃO	DOSE MÉDIA MEDIDA (cGy)	DESVPAD DA DOSE TLDs (%)	DOSE MÉDIA ESPERADA (cGy)	DESVIO (%)
PTV	200,74	7	203,57	-1,39
BEXIGA	157,36	12	151,93	3,58
RETO	108,40	27	101,29	7,02
FEM DIR	41,40	48	33,76	22,63
FEM ESQ	35,42	45	55,61	-36,30

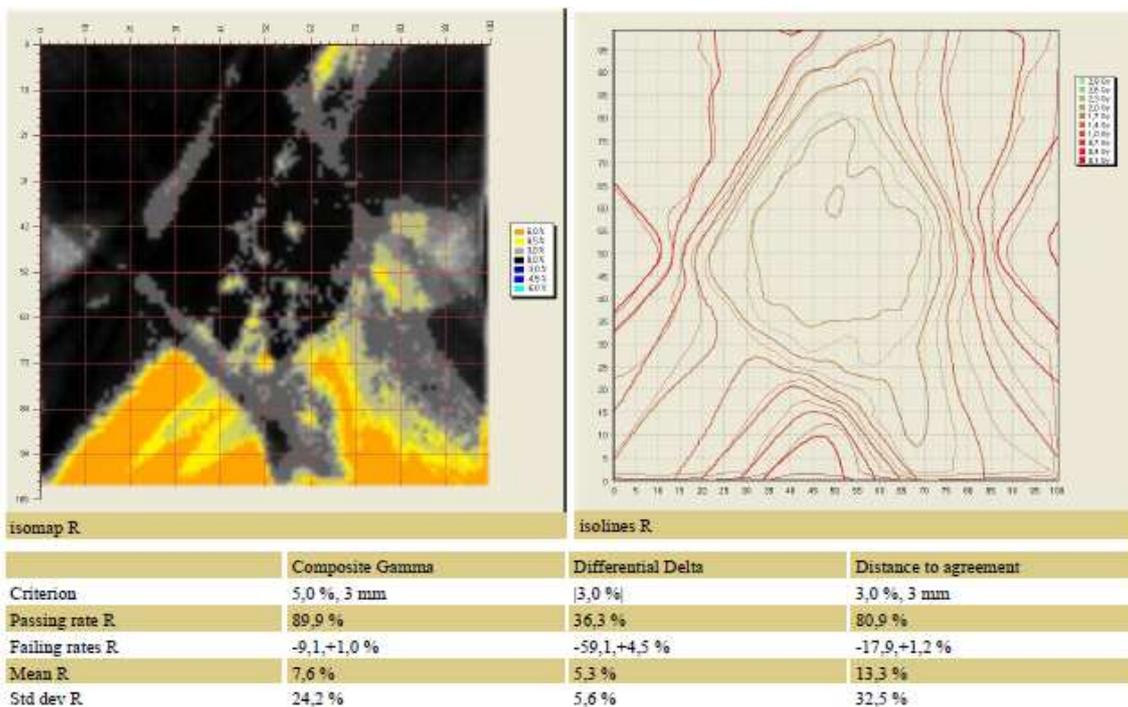


Figura 4.60 - Resultado da análise feita pelo *software* FilmQA® Pro 2011 do filme EBT2 irradiado na instituição 9 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

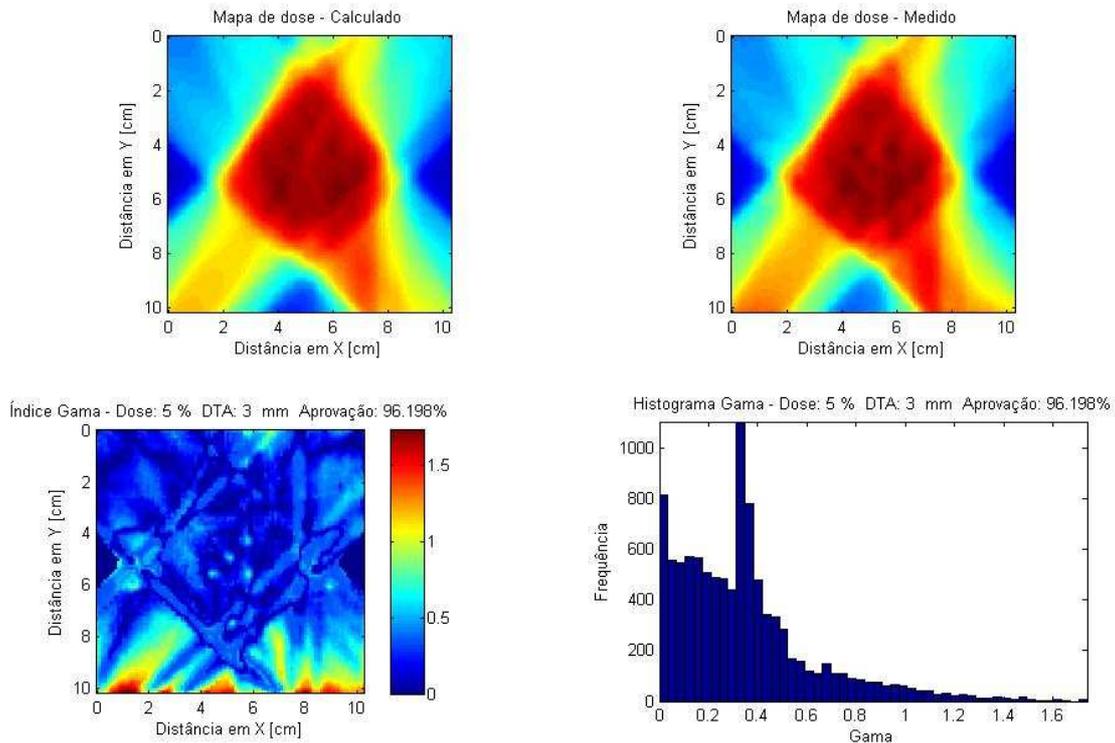


Figura 4.61 - Resultado da análise feita pelo *software* desenvolvido no PQRT do filme EBT2 irradiado na instituição 9 usando o critério para o índice gama de 5%-3mm.

Analisando os resultados obtidos nas avaliações das instituições participantes do Projeto Piloto, é possível verificar a concordância entre os valores obtidos com os TLDs e os mapas de dose obtidos pela análise dos filmes radiocrômicos através dos dois *softwares* usados. Em geral, os desvios percentuais entre a dose média esperada pelo sistema de planejamento e a dose média medida com os TLDs foram altos nas regiões onde os mapas de dose indicam que o índice gama falhou no critério de 5%-3mm, ou seja, onde $\gamma > 1$. Nessas regiões, o desvio padrão da dose obtida com os TLDs também foi alto, o que indica que foram medidos em regiões de alto gradiente. Como o número de TLDs em cada heterogeneidade é limitado, a recíproca nem sempre é verdadeira, pois os TLDs podem estar em uma região homogênea de dose no órgão analisado.

A figura 4.62, que mostra a tela do computador com a imagem da distribuição de doses no corte do isocentro do planejamento executado para o acelerador 2 da instituição 2, exemplifica a questão. Nela é possível observar que o TLD central da heterogeneidade que representa o fêmur direito (à esquerda de quem vê) encontra-se bem na confluência de três isodoses diferentes, 33, 32 e 30 Gy, ou seja, gradiente de 10%. Já o TLD mais à esquerda de quem vê encontra-se em uma região mais

homogênea. Porém, os TLDs que se encontram na heterogeneidade que representa o fêmur esquerdo (à direita de quem vê) encontram-se em uma região homogênea. Daí os desvios encontrados pelos TLDs para as duas heterogeneidades serem diferentes: 6,86% para o fêmur direito e $-1,04\%$ para o fêmur esquerdo.

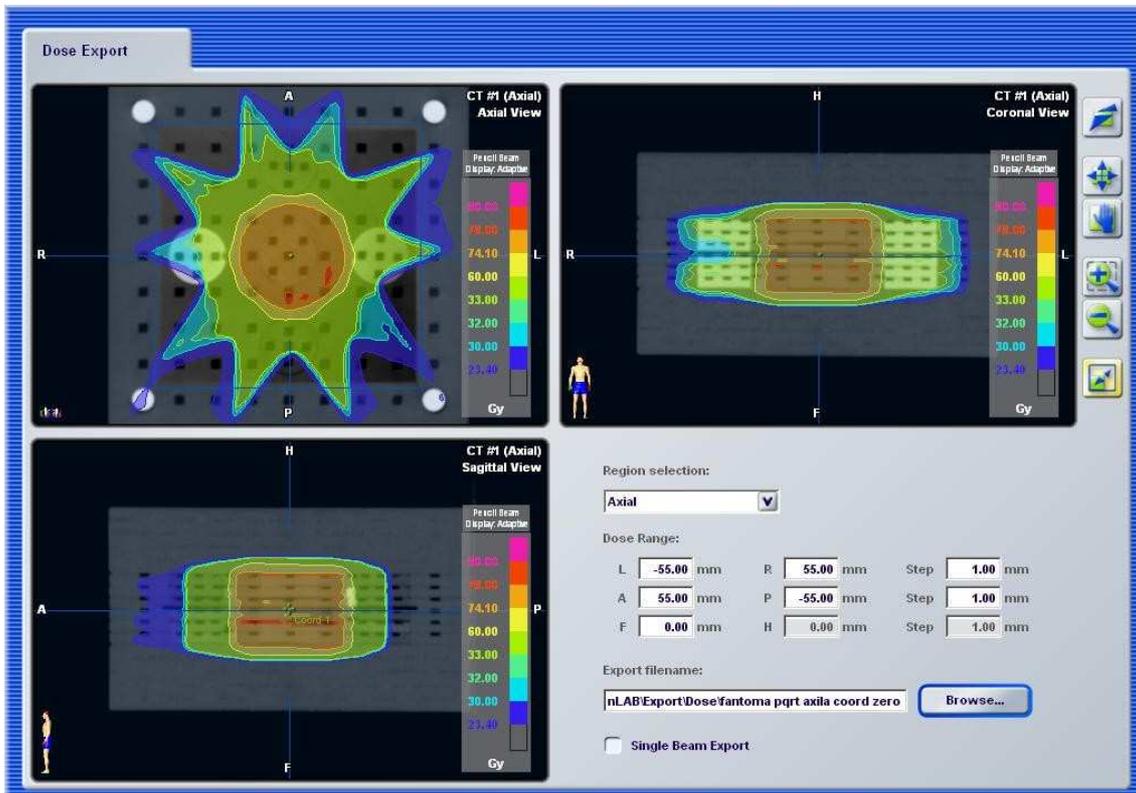


Figura 4.62 - Tela do sistema de planejamento com a imagem da distribuição de doses no corte do isocentro do planejamento executado para o acelerador 2 da instituição 2.

Uma forma de minimizar os desvios encontrados seria uma observação atenta durante a fase de planejamento da irradiação, tentando-se evitar que os gradientes de dose caiam exatamente sobre os TLDs. No entanto, tal análise torna-se de difícil execução, pois seria necessário verificar cada um dos cortes tomográficos do volume do órgão analisado, já que as isodoses mudam a cada corte.

Uma outra forma seria aumentar o número de TLDs nos volumes dos órgãos de risco, que é onde se encontram as regiões de maior gradiente de dose, para que na média, se consiga diminuir os desvios entre os valores planejados e os medidos.

A tabela 4.23 apresenta o resumo dos resultados obtidos com os TLDs para cada uma das heterogeneidades nas avaliações das instituições participantes do Projeto Piloto.

Tabela 4.23 - Resumo dos desvios percentuais encontrados entre a dose prescrita e a dose medida com TLDs em cada uma das heterogeneidades para cada uma das instituições do Projeto Piloto.

	PTV	BEXIGA	RETO	FEM DIR	FEM ESQ
Instituição 1	2,38%	3,60%	-2,36%	15,28%	13,21%
Instituição 2 Acelerador 1	-0,18%	-3,65%	-7,24%	-6,61%	12,44%
Instituição 2 Acelerador 2	-6,78%	-5,93%	-0,71%	6,86%	-1,04%
Instituição 3	-4,13%	-2,58%	-5,28%	-0,88%	0,45%
Instituição 4	0,46%	-2,05%	2,41%	8,57%	7,71%
Instituição 5 Avaliação 1	8,39%	8,74%	1,65%	2,69%	5,22%
Instituição 5 Avaliação 2	4,25%	7,45%	-4,70%	1,62%	1,63%
Instituição 6 Avaliação 1	7,46%	4,99%	10,71%	17,33%	14,39%
Instituição 6 Avaliação 2	0,10%	-2,08%	3,58%	8,40%	8,52%
Instituição 7	-0,09%	3,39%	13,88%	10,29%	7,80%
Instituição 8	-2,16%	-2,72%	-1,30%	1,36%	12,22%
Instituição 9	-1,39%	3,58%	7,02%	22,63%	-36,30%
MÉDIA DOS DESVIOS	0,69%	1,06%	1,47%	7,30%	3,85%

Da análise da tabela 4.23 é possível verificar que alguns resultados podem ser claramente classificados como “não conformes”, modificando as médias dos desvios percentuais encontradas para cada órgão. Esses valores servem para se estabelecer critérios de conformidade e não conformidade para o presente sistema, no entanto é necessário descartar aqueles não conformes. Como critério foram descartados os menores e os maiores desvios obtidos para cada órgão, obtendo-se como médias 1% para PTV, bexiga e reto e 7% para os fêmures. Comparando-se esses resultados com os obtidos nos casos testes, cujo resumo é apresentado na tabela 4.24, e usando o mesmo

critério de supressão dos valores extremos temos, como média em termos absolutos, 3% para PTV, 2% para reto, 1% para bexiga e fêmur esquerdo e 5% para fêmur direito.

Tabela 4.24 - Resumo dos desvios percentuais encontrados entre a dose prescrita e a dose medida com TLDs em cada uma das heterogeneidades, em cada uma das irradiações dos casos testes do terceiro protótipo.

	PTV	BEXIGA	RETO	FEM DIR	FEM ESQ
Medida 1 (%)	-1,21	0,53	-5,10	5,92	1,71
Medida 2 (%)	-2,66	2,84	-9,40	3,45	0,90
Medida 3 (%)	-3,21	3,08	-7,10	4,72	1,25
Medida 4 (%)	-2,51	0,83	-8,40	4,87	-0,15
Medida 5 (%)	-3,88	-2,62	9,04	4,24	-0,05
MÉDIA DOS DESVIOS (%)	-2,69	0,93	-4,19	4,64	0,73

Excetuando-se os valores encontrados para o reto, onde já era esperado um desvio percentual mais alto, devido ao alto desvio padrão da dose fornecida pelo sistema de planejamento, conforme citado anteriormente, as médias obtidas nos casos testes para os órgãos de risco foram menores que as obtidas no Projeto Piloto. Isso já era esperado, visto que nos casos testes as condições são mais controladas que no Projeto Piloto, pois nos primeiros, todas as medidas foram executadas pelo mesmo operador, no mesmo acelerador, com o mesmo planejamento. Sendo assim, se escolhido o critério 4% para PTV e bexiga (extrapolando para o reto, considerando que seguiria o mesmo padrão da bexiga caso o planejamento tivesse sido mais homogêneo no mesmo) e 6% para os fêmures, 100% das medidas estariam aprovadas.

Se os mesmos critérios fossem usados nos valores obtidos no Projeto Piloto, as taxas de aprovação seriam, 58% para PTV, 67% para bexiga, 50% para reto, 33% para o fêmur direito e 25% para o fêmur esquerdo. Para obter os mesmos 100% de medidas aprovadas, ou pelo menos 92%, seria necessário que o critério fosse 8% para PTV e bexiga, 11% para reto e, ainda assim, o índice de aprovação do fêmur direito seria de 75% e o do fêmur esquerdo de 25% já que, neste último só 7 de 12 medidas seriam

aprovadas. Portanto, não excluir os valores extremos ou utilizar somente a média para a seleção dos critérios de avaliação talvez não seja totalmente adequado. Se ainda levarmos em consideração que, alguns dos valores usados para essa seleção podem ser classificados como não conformes por erros aleatórios em alguma parte do processo de medida ou, simplesmente, por que o resultado para a irradiação com a técnica de IMRT estava realmente fora de conformidade e os desconsiderarmos para a seleção final, podemos ter critérios mais próximos do ideal, de forma que não sejam rigorosos demais ou muito fáceis de serem alcançados.

Assim sendo, a escolha dos valores de $\pm 3\%$ para PTV, reto e bexiga e $\pm 5\%$ para os critérios de conformidade da dose obtida com os TLDs para o presente sistema vai ao encontro do desejado para o mesmo, ou seja, não serem rigorosos demais ou muito fáceis de serem alcançados.

No entanto, esses critérios não são rígidos. O uso do presente sistema na prática aumentará as estatísticas de avaliações obtidas durante o seu desenvolvimento, que poderão sugerir ajustes futuros nos valores, para mais ou para menos.

Uma análise do ponto de vista clínico levaria à conclusão de que, dose maior que a prescrita para o PTV e doses menores que as prescritas para os órgãos de risco não apresentariam nenhuma complicação para o paciente uma vez que, no primeiro, as células tumorais precisam ser mortas e, nos demais, as células sadias precisam ser preservadas. Ou seja, clinicamente, sobredosagem no PTV (exclusivamente) ou subdosagem nos órgãos de risco não é um problema. Para estes últimos, quanto menor a dose melhor. Portanto, alguns valores de desvios encontrados, tanto nos casos testes quanto no Projeto Piloto, embora altos em números absolutos, não apresentariam risco de complicações para o paciente, dependendo se o desvio encontrado é para mais ou para menos. No entanto, como a função do presente sistema é detectar desvios entre a dose prescrita e a efetivamente administrada, revelando o grau de exatidão do tratamento através da técnica de IMRT, os aspectos clínicos discutidos acima não devem ser levados em consideração para a escolha dos valores para os critérios de conformidade da dose obtida com os TLDs.

Para os filmes radiocrômicos, o índice gama foi o parâmetro adotado para a avaliação da conformidade do planejamento com a dose efetivamente administrada pelo acelerador linear com a técnica de IMRT.

As tabelas 4.25 e 4.26 apresentam o resumo dos resultados obtidos para o índice gama nas avaliações das instituições participantes do Projeto Piloto.

Tabela 4.25 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada uma das instituições do Projeto Piloto, usando o *software* FilmQA® Pro 2011.

	Índice gama – FilmQA® Pro 2011						
Instituição	3%-2mm	3%-3mm	4%-3mm	4%-4mm	5%-3mm	5%-4mm	5%-5mm
1	68.7%	77.5%	82.7%	86.4%	86.3%	89.5%	91.8%
2 A.L. 1	79.0%	89.2%	93.5%	96.9%	95.4%	97.9%	98.7%
2 A.L. 2	62,2%	74,3%	80,0%	83,5%	84,3%	86,9%	88,8%
3	68.3%	79.3%	86.1%	89.9%	91.3%	93.4%	94.3%
4	60.1%	74.7%	82.8%	90.2%	88.0%	93.7%	99.0%
5 Av. 1	74.9%	83.6%	88.7%	92.5%	93.5%	96.4%	98.1%
5 Av. 2	42.1%	42.1%	56.9%	84.0%	69.0%	89.4%	93.6%
6 Av. 1	61.1%	72.0%	79.7%	89.9%	84.8%	94.3%	98.4%
6 Av. 2	89.2%	92.3%	97.6%	98.7%	99.5%	99.7%	99.8%
7	79.7%	86.2%	89.6%	92.8%	93.2%	95.9%	97.4%
8	60.8%	78.3%	84.9%	90.0%	89.8%	93.2%	95.3%
9	68.8%	81.0%	86.6%	91.0%	89.9%	93.5%	96.4%
Média	67,9%	77,6%	84,1%	90,5%	88,7%	93,7%	96,0%

Tabela 4.26 - Resumo dos resultados encontrados para o índice gama em cada um dos filmes para cada uma das instituições do Projeto Piloto, usando o *software* desenvolvido no PQRT.

	Índice Gama – <i>software</i> PQRT						
Instituição	3%-2mm	3%-3mm	4%-3mm	4%-4mm	5%-3mm	5%-4mm	5%-5mm
1	88.8%	91.3%	93.4%	94.4%	94.8%	95.8%	96.8%
2 A.L. 1	67.9%	80.3%	87.4%	91.3%	92,1%	94.8%	96.0%
2 A.L. 2	63.3%	70.9%	76.9%	79.4%	80.6%	82,27%	83.5%
3	77.8%	82.7%	88.8%	90.5%	92.7%	93.8%	94.5%
4	85.8%	89.7%	94.9%	96.2%	97.5%	98.2%	98.7%
5 Av. 1	28.8%	36.6%	41.3%	46.6%	46.3%	51.0%	55.6%
5 Av. 2	86.2%	92.8%	96.2%	97.0%	97.4%	98.2%	98.9%
6 Av. 1	59.3%	67.2%	72.2%	76.8%	75.8%	79.2%	81.5%
6 Av. 2	80.5%	82.3%	90.2%	91.7%	97.1%	97.7%	98.1%
7	81.6%	87.3%	90.3%	92.9%	93.8%	95.7%	97.0%
8	70.5%	78.6%	83.0%	85.0%	87.0%	88.4%	89.3%
9	86.6%	91.3%	93.8%	95.9%	96.2%	97.5%	98.3%
Média	73.1%	79.2%	84.0%	86.5%	87.2%	90.0%	90.7%

Foram analisados sete critérios para o índice gama e o critério 5%-3mm foi o escolhido para avaliação da conformidade das distribuições de dose obtidas com os filmes radiocrômicos para o presente sistema.

Assim como foi feito para a escolha dos critérios de conformidade para os TLDs, os valores classificados como não conformes, por erros aleatórios em alguma parte do processo de medida ou, simplesmente, por que o resultado para a irradiação com a técnica de IMRT estava realmente fora de conformidade foram desconsiderados para a seleção final.

De forma que os critérios de conformidade não sejam rigorosos demais ou muito fáceis de serem alcançados foram escolhidos os seguintes valores para avaliação do índice gama, seja ele determinado através do *software* FilmQA® Pro 2011 ou através do *software* desenvolvido no PQRT: 3%-2mm: 82,0%; 3%-3mm: 87,0%; 4%-3mm: 92,0%; 4%-4mm: 94,0%; 5%-3mm: 95,0%; 5%-4mm: 96,0%; 5%-5mm: 98,0%.

Assim como para os TLDs, esses critérios não são rígidos. O uso do presente sistema na prática aumentará as estatísticas de avaliações obtidas durante o seu desenvolvimento, que poderão sugerir ajustes futuros nos valores, para mais ou para menos.

5 - CONCLUSÕES

Os protótipos do objeto simulador para o sistema de controle de qualidade em IMRT foram construídos em acrílico, sem nenhuma heterogeneidade interna, e em poliestireno, com cinco heterogeneidades. Foi observado que, dentre os dois materiais, o poliestireno é o melhor material para reprodução das características físicas e radiológicas do corpo humano. A presença de heterogeneidades com características físicas e radiológicas próximas as de alguns órgãos internos, conferem ao sistema melhor condição de avaliação do comportamento do sistema de planejamento e distribuição de doses em IMRT da instituição avaliada.

A construção do objeto simulador em poliestireno também confere uma leveza maior ao sistema em comparação ao construído em acrílico, que o torna mais vantajoso para um sistema postal. Com um peso total de 1,95 kg custaria, em valores atuais, R\$ 31,60 o envio para a cidade de São Paulo pelo serviço de SEDEX dos Correios, por exemplo.

Como em vários sistemas citados na literatura e referidos na introdução teórica deste trabalho, a utilização de TLDs e de filmes radiocrômicos se mostrou eficiente para a medida de dose em um ponto ou volume e de distribuições de dose em um plano, respectivamente. Isso permite que sejam avaliados, além dos casos de IMRT, planejamentos em 2D e 3D.

No entanto, com relação aos filmes radiocrômicos, o *software* de análise de doses é de capital importância, visto que cada um realiza suas rotinas computacionais baseadas em algoritmos de cálculo diferentes entre si. Isso faz com que os resultados não sejam totalmente comparáveis quando se usa análises realizadas por dois *softwares* diferentes, além de as incertezas para medidas com filme radiocrômicos serem maiores que para outros detectores, como os TLDs. Por estes motivos, os critérios de avaliação de conformidade para o índice gama diferem para diferentes *softwares* de análise de dose.

A seleção dos critérios de avaliação de conformidade para os resultados de dose e do índice gama das avaliações realizadas com o presente sistema para controle de qualidade em IMRT foi feita a partir dos resultados obtidos com os casos testes e com o Projeto Piloto, excluindo-se os valores nitidamente resultantes de erros aleatórios.

Para os TLDs, os valores escolhidos para o critério de avaliação de conformidade são: $\pm 3\%$ de desvio entre a dose planejada e a dose medida nas heterogeneidades que representam PTV, reto e bexiga e $\pm 5\%$ para as heterogeneidades que representam os ossos. Os valores que se encontrarem fora dessas faixas serão considerados não conformes. A incerteza relativa para a dose obtida com os TLDs é de $\pm 1,93\%$.

Para os filmes radiocrômicos, os valores escolhidos para o critério de avaliação de conformidade para o índice gama medido, tanto com o *software* FilmQA® Pro 2011 quanto com o *software* desenvolvido no PQRT, são: 3%-2mm: 82,0%; 3%-3mm: 87,0%; 4%-3mm: 92,0%; 4%-4mm: 94,0%; 5%-3mm: 95,0%; 5%-4mm: 96,0%; 5%-5mm: 98,0%.

Como são muitos critérios de análise, foi eleito o índice gama 5%-3mm para a avaliação de conformidade das distribuições de dose no presente sistema para controle de qualidade em IMRT.

O presente sistema foi validado com a aplicação, em condições reais de uso, em nove instituições do país. Dentre elas, as mais reconhecidas, as de referência nacional e todas da cidade do Rio de Janeiro que oferecem a técnica de IMRT.

A incerteza expandida (U), para um intervalo de confiança de 95%, associada à repetitividade dos resultados foi de 1,3% para os TLDs e de 1,7% para o filme radiocrômicos, o que demonstra a boa precisão do presente sistema para controle de qualidade em IMRT.

Portanto, o sistema para controle de qualidade em IMRT desenvolvido neste trabalho está pronto para utilização em auditorias externas de qualidade em radioterapia. O Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer, em particular, já inseriu o presente sistema em sua rotina de avaliações dos serviços de radioterapia que oferecem IMRT no país.

6 - PERSPECTIVAS

O presente trabalho utilizou uma configuração de um tratamento de próstata, porém, com a modificação da ordem de colocação dos insertos que simulam diferentes heterogeneidades do corpo humano, outros órgãos e regiões anatômicas podem ser avaliadas pelo presente sistema, tais como tumores de cabeça e pescoço, muito comuns de serem tratados com radioterapia de intensidade modulada.

O presente sistema, desenvolvido principalmente para controle de qualidade em IMRT, também pode ser usado para planejamentos em 2D e 3D, conforme descrito anteriormente. No entanto, outras técnicas avançadas como, por exemplo, a VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) ou RapidArc, que são técnicas de IMRT em arco, e a Radiocirurgia merecem atenção, no que tange ao controle de qualidade, no atual cenário da radioterapia brasileira, que avança muito rapidamente em número e em tecnologia implementada.

Face ao acima descrito, é sugerido que sejam levados à cabo estudos para validação do uso do presente simulador em outros sítios anatômicos como cabeça e pescoço, por exemplo, e em técnicas avançadas, como a VMAT e a Radiocirurgia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, *Estimativa 2012: Incidência de Câncer no Brasil*. Rio de Janeiro, INCA, 2011.
- [2] HANSON, W. F., AGUIRRE., J. F., STOVALL, M., “Radiotherapy physics quality audit networks in the USA”. In: IAEA TECDOC 989, *Quality assurance in radiotherapy*, pp. 195-203, Vienna, IAEA, Nov. 1997.
- [3] IZEWSKA, J., ANDREO, P. “The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 54, n. 1, pp. 65-72, Jan. 2000.
- [4] DERREUMAUX, S., CHAVAUDRA, J., BRIDIER, A. *et al.* “A European Quality Assurance Network for Radiotherapy: Dose Measurement Procedure”, *Physics, Medicine and Biology* v. 40, pp. 1191-1208, 1995.
- [5] FERREIRA, I. H., DUTREIX, A., BRIDIER, A., CHAVAUDRA, J., SVENSSON, H. “The ESTRO-QUALity assurance network (EQUAL)”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 55, n. 3, pp. 273-84, Jun. 2000.
- [6] MARIN, A. V., *Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Postal para Uso em Programas de Qualidade em Radioterapia com Feixes de Fótons em Condições de Não Referência*. Dissertação de M.Sc., IRD/CNEN, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2003.
- [7] Disponível em: <http://rpc.mdanderson.org/RPC>. Acesso em: 15 mar 2010.
- [8] Lei nº 8080, de 19 de setembro de 1990.
- [9] Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/cancer/site/oqueue>>. Acesso em: 09 mar. 2010.
- [10] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*. Report nº 24, Bethesda, USA, ICRU, 1976.
- [11] KHAN, F. M., POTISH, R. A. *Treatment Planning in Radiation Oncology*, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [12] PODGORSK, E. B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna, IAEA, 2005.
- [13] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*. Report nº 50, Bethesda, USA, ICRU, 1993.

- [14] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. Report n° 62, Bethesda, USA, ICRU, 1999.
- [15] SCHLEGEL, W., BORTFELD, T., GROSU, A.- L. *New Technologies in Radiation Oncology*, Germany, Springer, 2006.
- [16] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*. Report n° 83, Bethesda, USA, ICRU, 2010.
- [17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*, TECDOC-1151, Vienna, IAEA, 2000.
- [18] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, *Quality Management and Quality Assurance Standards*. Geneva, Switzerland, ISO 9000:1994, ISO, 1994.
- [19] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, *Regulamento Técnico para o Funcionamento de Serviços de Radioterapia*, RDC n° 20 de 02 de fevereiro de 2006, publicada no Suplemento n° 26 do D.O.U. de 06 de fevereiro de 2006.
- [20] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *Quality Assurance in Radiotherapy*, Geneva, Switzerland, WHO, 1988.
- [21] KUTCHER, G. J., COIA, L., GILLIN, M. *et al.* “Comprehensive QA for Radiation Oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40”, *Medical Physics*, v. 21 , n. 4, pp. 581-618, Apr. 1994.
- [22] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Quality Assurance in Radiotherapy*, TECDOC-989, Vienna, IAEA, 1997.
- [23] ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD, *Organización, Desarrollo, Garantía de Calidad y Radioprotección en los Servicios de Radiología: Imaginología y Radioterapia*, Washington, D.C., USA, 1997.
- [24] FRAASS, B., DOPPKE, K., HUNT, M. *et al.* “Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53”, *Medical Physics*, v. 25 , n. 10, pp. 1773-1829, Oct. 1998.
- [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Technical Report Series N° 398, Vienna, IAEA, 2000.

- [26] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, *Quality assurance for clinical trials: a primer for physicists*, AAPM Report n° 86, USA, AAPM, 2004.
- [27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*, Technical Report Series N° 430, Vienna, IAEA, 2004.
- [28] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement: Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO)*, Vienna, IAEA, 2007.
- [29] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *On-site Visits to Radiotherapy Centres: Medical Physics Procedures*, TECDOC-1543, Vienna, IAEA, 2007.
- [30] KLEIN, E. E., HANLEY, J., BAYOUTH, J. *et al.* “Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators”, *Medical Physics*, v. 36, n. 9, pp. 4197-4212, Sep. 2009.
- [31] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. Report n° 44, Bethesda, USA, ICRU, 1989.
- [32] TAHUATA, L., SALATI, I. P. A., DI PRINZIO, R., DI PRINZIO, A. R.; *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*, Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2001. 3ª Revisão.
- [33] DA ROSA. L. A. R., *Dosimetria termoluminescente aplicada à física medica*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, publicação interna, DEFISME/IRD. 2000
- [34] MACKEEVER, S. W. S., MOSCOVITCH, M., TOWNSEND, P. D., *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology Publishing, 1995.
- [35] CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N. S., KENNEY, G. N., *Thermoluminescent Dosimetry*. Univ. Wisconsin Press, Madison, USA, 1968.
- [36] ATTIX, F. H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, USA, 1986.
- [37] MCKINLAY, A. F., *Thermoluminescent Dosimetry*. Medical Physics Handbook 5, USA, 1981.
- [38] MAYHUGH, M. R. J. “Colors Centers and the Thermoluminescence Mechanism in LiF”. *Appl. Phys.*, v. 41, pp. 4776, 1970.
- [39] YU, C. & LUXTON, G. “TLD dose measurement: A simplified accurate technique

- for the dose range from 0,5 cGy to 1000 cGy”, *Medical Physics*, v. 26, n. 6, Jun. 1999.
- [40] HOROWITZ, Y. S., “Fading in LiF:Mg,Ti”. *Radiat. Prot. Dosim.* v. 32, pp. 147, 1993.
- [41] MOSCOVITCH, M., “Automatic method for evaluating elapse time between irradiation and readout in LiF – TLD”. *Radiat. Prot. Dosim.* v. 17, pp.165, 1986.
- [42] ZHU, Y., KIROV, A., MISHRA, V. *et al.* “Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry,” *Medical Physics*, v. 24, n. 2, pp. 223-231, Feb. 1997.
- [43] MEIGOONI, A., SANDERS, M., IBBOTT *et al.* “Dosimetric characteristics of an improved radiochromic film”, *Medical Physics*, v. 23, n. 11, pp.1883-1888, Nov. 1996.
- [44] NORROOMAND-RAD, A., BLACKWELL, C. R., COURSEY, B. M. *et al.* “Radiochromic Film Dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55”, *Medical Physics*, v. 25 , n. 11, pp. 2093-2115, Nov. 1998.
- [45] DEMPSEY, F., LOW, D. A., MUTIC, S., MARKMAN, J. *et al.* “Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions,” *Medical Physics*, v. 27, n. 10, pp. 2462–2475, Oct. 2000.
- [46] BUTSON, M. J., YU P. K. N., CHEUNG, T. *et al.*, “Radiochromic film for Medical Radiation Dosimetry”, *Materials Science and Engineering: Reports*, v. 41, n.3-5, pp. 61–120, Sep. 2003.
- [47] DEVIC, S., SEUNTJENS, J., HEGYI, G. *et al.* “Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers”, *Medical Physics*, v. 31, n. 9, pp. 2392-2401, Sep. 2004.
- [48] DEVIC, S., SEUNTJENS, J., SHAM, E. *et al.* “Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner”, *Medical Physics*, v. 32, n. 7, pp. 2245-2253, Jul. 2005.
- [49] BUTSON, M. J., CHEUNG, T., YU, P. K. “Absorption spectra variations of EBT radiochromic film from radiation exposure,” *Physics in Medicine and Biology*, v. 50, n. 13 pp.135–140, Jun. 2005.
- [50] CHEUNG, T., BUTSON, M. J.,YU, P. K. N., “Measurement of high energy x-ray beam penumbra with Gafchromic™ EBT radiochromic film”, *Medical Physics*, v. 33, n. 8, pp. 2912-2914, Aug. 2006.

- [51] ZEIDAN, A. O., STEPHENSON, S. A. L., MEEKS, S. L. *et al.* “Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification”, *Medical Physics*, v. 33, n. 11, pp. 4064-4072, Nov. 2006.
- [52] FIANDRA, C., RICARDI, U., RAGONA, R. *et al.* “Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy”, *Medical Physics*, v. 33, n. 11, pp. 4314-4319, Nov. 2006.
- [53] LYNCH, B. D., DEMPSEY, J. F., KOZELKA, J. *et al.* “Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film”, *Medical Physics*, v. 33, n. 12, pp. 4551-4556, Dec. 2006.
- [54] DELANA, A., MENEGOTTI, L., MARTIGNANO, A. “Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure”, *Medical Physics*, v. 35, n. 7, pp. 3078-3085, Jul. 2008.
- [55] BUTSON, M. J., YU, P.K.N., CHEUNG, T. *et al.* “Energy response of the new EBT2 radiochromic film to x-ray radiation”, *Radiation Measurements*, v. 45, pp. 836-839, 2010.
- [56] DEVIC, S. “Radiochromic film dosimetry: past, present and future”, *Physica Medica*, v. 27, pp.122-134, 2011.
- [57] Gafchromic® EBT self-developing film for radiotherapy dosimetry, USA, International Specialty Products, 2006.
- [58] Gafchromic® EBT2 self-developing film for radiotherapy dosimetry, USA, International Specialty Products, 2010.
- [59] ANDRÉS, C., DEL CASTILLO, A., TORTOSA, R. *et al.* “A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT”, *Medical Physics*, v. 37, n. 12, pp.6271-6277, Dec. 2010.
- [60] Gafchromic® EBT2 Scan Handling Guide, USA, International Specialty Products, 2011.
- [61] CHILDRESS, N., VANTREESE, R. & ROSEN, I., *DoseLab 4.00 User Manual: An open source dose comparison software package for medical physicists*, USA, 2005.
- [62] MICKE, A., LEWIS, D. F., YU, X. “Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction”, *Medical Physics*, v. 38, n. 5, pp.2523-2534, May 2011.
- [63] LOW, D., HARMS, W. B., MUTIC, S. *et al.* “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions”, *Medical Physics*, v. 25, n. 5, pp.656-661, May 1998.

- [64] BRIDIER, A., NYSTRÖM, H., FERREIRA, I. *et al.* “A comparative description of three multipurpose phantoms (MPP) for external audits of photon beams in radiotherapy: the water MPP, the Umea MPP and the EC MPP”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 55, n. 3, pp.285-293, Jun. 2000.
- [65] SWINNEN, A., VERSTRAETE, J., HUYSKENS, D. P. “The use of a multipurpose phantom for mailed Dosimetry checks of therapeutic photon beams: ‘OPERA’ (operational phantom for external radiotherapy audit)”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 64, n. 3, pp.317-326, Sep. 2002.
- [66] LÉTOURNEAU, D., KELLER, H., SHARPE, M.B. *et al.* “Integral test phantom for dosimetric quality assurance of image guided and intensity modulated stereotatic radiotherapy”, *Medical Physics*, v. 34, n. 5, pp.1842-1848, May 2007.
- [67] SHIN, E. H., HAN, Y., LIM, C. *et al.* “Dosimetry in an IMRT phantom designed for a remote monitoring program”, *Medical Physics*, v. 35, n. 6, pp.2519-2527, Jun. 2008.
- [68] CLARK, C. H., HANSEN, V. N., CHANTLER, H. *et al.* “Dosimetry audit for a multi-centre IMRT head and neck trial”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 93, n. 1, pp.102-108, Oct. 2009.
- [69] SHIEFER, H., FOGLIATA, A., NICOLINI, G. *et al.* “The Swiss IMRT Dosimetry intercomparison using a thorax phantom”, *Medical Physics*, v.37, n. 8, pp.4424-4430, Aug. 2010.
- [70] BUDGELL, G., BERRESFORD, J., TRAINER, M. *et al.* “A national dosimetric audit of IMRT”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 99, n. 2, pp.246-252, May 2011.
- [71] EZZELL, G. A., BURMEISTER, J. W., DOGAN, N. *et al.* “IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119”, *Medical Physics*, v. 36, n. 11, pp.5359-5373, Nov. 2009.
- [72] WEBSTER, G. J., HARDY, M. J., ROWBOTTOM, C. G. *et al.* “Design and implementation of a head-and-neck phantom for system audit and verification of intensity-modulated radiation therapy”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 9, n. 2, pp.46-56, spring 2008.
- [73] GILLIS, S., WAGTER, C., BOHSUNG, J. *et al.* “An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: Results of the ESTRO QUASIMODO Project”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 76, n. 3, pp.340-353, Sep. 2005.

- [74] BOHSUNG, J., GILLIS, S., ARRANS, R. *et al.* “IMRT treatment planning - A comparative inter-system and inter-centre planning exercise of the ESTRO QUASIMODO group”, *Radiotherapy and Oncology*, v. 76, n. 3, pp.354-361, Sep. 2005.
- [75] FOLLOWILL. D. S., EVANS, D. R., CHERRY, C. *et al.* “Design, development, and implementation of the Radiological Physics Center’s pelvis and thorax anthropomorphic quality assurance phantoms”, *Medical Physics*, v. 34, n. 6, pp.2048-2057, Jun. 2007.
- [76] MOLINEAU, A., FOLLOWILL. D. S., BALTER, P. A. *et al.* “Design and implementation of an anthropomorphic quality assurance phantom for intensity-modulated radiation therapy for the Radiation Therapy Oncology Group”, *International Journal of Radiation Oncology, Biology & Physics*, v. 63, n. 2, pp. 577-583, Oct. 2005.
- [77] LOW, D., MORAN, J. M., DEMPSEY, J. F. *et al.* “Dosimetry tools and techniques for IMRT”, *Medical Physics*, v. 38, n. 3, pp.1313-1337, Mar. 2011.
- [78] EZZELL, G. A., GALVIN, J. M., LOW, D. *et al.* “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Repot of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee”, *Medical Physics*, v. 30, n. 8, pp.2089-2115, Aug. 2003.
- [79] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, *Guidelines for the verification of IMRT*, Booklet nº 9, Brussels, ESTRO, 2008.
- [80] RADIATION TREATMENT PROGRAM - CANCER CARE ONTARIO, *Organizational Standards for the Delivery of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) in Ontario*, Ontario, 2008.
- [81] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY & AMERICAN SOCIETY FOR RADIATION ONCOLOGY, *ACR-ASTRO Practice Guideline for Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*, Resolution 17, Revised 2007.
- [82] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE FÍSICA MÉDICA, *Bases físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT*, ABFM, Brasil, 2011.
- [83] ALVES, V. G. L., CARDOSO, S. C., SILVA, A. X. “Gafchromic EBT2 Dosimetry via Robust Optimization”, *Medical Physics*, 10 p. Artigo não publicado, submetido em 16/04/2012.