

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP- DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS, ÁREA: FÍSICA
APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

MICHELY CRISTINA DA SILVEIRA

Distribuição da dose absorvida no tratamento da Micose Fungóide através da
Dosimetria Fricke Xilenol Gel

RIBEIRÃO PRETO – SP
2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

MICHELY CRISTINA DA SILVEIRA

**Distribuição da dose absorvida no tratamento da Micose Fungóide através da
Dosimetria Fricke Xilenol Gel**

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia,
Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como
parte das exigências para a obtenção do Título de
Mestre em Ciências, Área: Física Aplicada à
Medicina e Biologia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Adelaide de Almeida

RIBEIRÃO PRETO – SP
2010

Silveira, Michely C.

Distribuição da dose absorvida no tratamento da Micose Fungóide através da dosimetria Fricke Xilenol Gel.

Ribeirão Preto, 2010.

47 p.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Física aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Almeida, Adelaide de.

1. Radioterapia. 2. Dosimetria. 3. Dosímetro Fricke Xilenol Gel.

Dedico este trabalho a DEUS, por tantas bênçãos maravilhosas e pela Vossa presença em todos os momentos da minha vida. Também a meus pais, Marcos Antônio da Silveira e Sandra Maria da Silva Silveira, e ao meu irmão Matheus Henrique da Silveira, pelo apoio, amor e carinho em todos os momentos desta caminhada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Prof^a. Dr^a. Adelaide de Almeida pela orientação, toda colaboração, paciência e grande amizade.

À minha avó Nilza, aos meus tios Marcos, Rosana, Claudinei, Ângela; aos meus primos Monize, Moniely, Maria Eduarda e Luís Filipe que me acompanharam e me apoiaram durante esta caminhada.

Ao meu amigo Francisco G. A. Sampaio, por toda ajuda e parceria neste trabalho. Também aos meus amigos de trabalho: Rosangela T. Costa, Lucas Del Lama, Fernanda Cavalcante, Aldriano, Adriano Bianchini, Caroline Czelusniak e David Marçal pela ajuda e apoio em todos os momentos.

Aos Físicos Médicos, José Renato O. Rocha, “in memorian”, Paulo C. D. Petchevist e Marcos V. Moreira pela amizade, apoio e ensinamentos. Também ao André Leon pela colaboração durante as medidas realizadas no Hospital das Clínicas da UNICAMP.

Aos meus amigos de São José do Rio Preto, Wilian, Francine, Ligia, Fernanda, Juliana, Michelle, Tayla e Natália que fizeram parte da minha vida e também me apoiaram nesta caminhada.

Aos técnicos do DFM - FFCLRP, Sergio Bueno e José Luiz Aziane pela amizade e colaboração.

Ao professor Paulo Mazzoncini e o funcionário Jessé Ferreira pela ajuda na disponibilização do *scanner* digital do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto - USP.

À todos os meus professores e funcionários da Instituição, que nestes anos de alguma maneira me ensinaram a crescer.

À CNPQ, pelo apoio financeiro.

À USP, pela infra-estrutura fornecida.

SUMÁRIO

Lista de Figuras	vii
RESUMO	ix
ABSTRACT	x
CAPÍTULO 1 – Introdução	1
CAPÍTULO 2 – Aspectos Teóricos	3
2.1 – Interação dos elétrons com a matéria.....	3
<i>Perda de energia (Colisão e Radiação)</i>	3
<i>Alcance</i>	5
2.2 – Dosimetria de elétrons.....	6
<i>Medidas através do FXG e filme</i>	9
<i>Registro da imagem FXG</i>	9
<i>Registro da imagem no filme</i>	10
2.3 – Neoplasia Mucose Fungóide.....	10
<i>Linfoma Cutâneo de Células-T</i>	10
<i>Classificação Patológica da Mucose Fungóide</i>	11
<i>Técnica de Stanford</i>	14
CAPÍTULO 3 – Materiais e Métodos	17
3.1 – Materiais.....	17
3.1.1 – Dosímetros.....	17
<i>Dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG)</i>	17
<i>Filme</i>	18
3.1.2 – Objetos Simuladores.....	18
<i>Cubetas utilizadas</i>	18
3.1.3 – Fontes de Radiação.....	20
3.2 – Métodos.....	20

3.2.1 – Irradiação dos Dosímetros.....	20
3.2.2 – Avaliação dos Dosímetros.....	21
<i>Dosímetro FXG</i>	21
<i>Filmes</i>	21
<i>Curvas de calibração</i>	22
CAPÍTULO 4 – Resultados e Discussões.....	23
4.1 - Curvas de calibração para o FXG e filme.....	23
4.2 – Perfis das distribuições das doses absorvidas.....	24
<i>Dosímetro FXG</i>	24
<i>Filme</i>	32
4.3 – Comparações dos perfis médios de crânio e abdômen.....	39
CAPÍTULO 5 – Conclusões.....	42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	43
APÊNDICE A.....	46

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Relação da Densidade Óptica com a Dose absorvida - Curva Característica do filme.....	8
Figura 2.2. Estágio eritematoso – no qual máculas eritematosas no tronco e extremidades são apresentadas.....	12
Figura 2.3. Estágio de placas - placas escamosas elevadas apresentam coloração rosada ou vermelho/marrom, quase sempre pruríticas.....	12
Figura 2.4. Estágio de tumor - tumores em forma de cúpula e firmes ocorrem no rosto, couro cabeludo e dobras corporais.....	13
Figura 2.5. Estágio avançado – tumores são alastrados em área e profundidade no corpo.....	13
Figura 2.6. Geometrias de irradiação de áreas extensas de pele para a neoplasia Micose Fungóide.....	15
Figura 2.7. Irradiação da pele total, utilizando a técnica de Stanford, mostrando a angulação do cabeçote do acelerador de elétrons.....	16
Figura 3.1. Esquema do simulador Rando, apresentando os dois tomos que foram substituídos por cubetas de acrílico preenchidas com o FXG.....	18
Figura 3.2. a) Cubeta especial de crânio b) Cubeta especial de abdômen e c) Cubeta padrão.....	19
Figura 4.1. Curvas Absorbância em função da Dose absorvida para os dosímetros FXG e filme, irradiados com feixes de elétrons de 6 MeV.....	23
Figura 4.2 – Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen I.....	25
Figura 4.3. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições de dose absorvida do tomo de abdômen I.....	25
Figura 4.4 – Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen II.....	26
Figura 4.5. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen II.....	26
Figura 4.6 – Imagem da distribuição da dose absorvida da fatia de abdômen III.....	27
Figura 4.7. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen III.....	27
Figura 4.8 – Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio I.....	29

Figura 4.9. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio I.....	29
Figura 4.10 – Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio II.....	30
Figura 4.11. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio II.....	30
Figura 4.12 – Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio III.....	31
Figura 4.13. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio III.....	31
Figura 4.14. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen I.....	33
Figura 4.15. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen I.....	33
Figura 4.16. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen II.....	34
Figura 4.17. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen II.....	34
Figura 4.18. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio I.....	36
Figura 4.19. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio I.....	36
Figura 4.20. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio II.....	37
Figura 4.21. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio II.....	37
Figura 4.22. Médias dos perfis de abdômen para o filme e o FXG: a) a 0° e b) a 90°	39
Figura 4.23. Médias dos perfis de crânio para o filme e o FXG: a) a 0° e b) a 90°.....	39

RESUMO

Silveira, M. C. Distribuição da dose absorvida no tratamento da Micose Fungóide através da dosimetria Fricke Xilenol Gel. Dissertação - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2010. 47 p.

A radioterapia utiliza a radiação ionizante para a destruição de células tumorais. O controle da dose absorvida de um tipo específico de radiação aplicada a um volume alvo (tumor) é feito através da dosimetria, (uso de sensores de radiação), que neste trabalho foram utilizados os dosímetros químicos Fricke e filme. Dentre os diversos tipos de câncer, indicados para tratamento, utilizando a radiação ionizante, têm-se também a neoplasia *Micose Fungóide* (MF), linfoma que se alastra na superfície e em profundidade na pele para o qual elétrons com alta energia são utilizados para seu tratamento, devido aos seus alcances. Neste trabalho o Fricke Xilenol Gel (FXG) foi utilizado para o planejamento do tratamento da MF, para averiguar a distribuição da dose absorvida proveniente das interações dos elétrons com os tecidos. Para tal, foram construídas cubetas especiais em acrílico (tomos) conformacionadas aos contornos do crânio e do abdômen, que uma vez preenchidas com o FXG serviram para avaliar as doses absorvidas num objeto simulador antropomórfico, o *Rando Phantom*. O simulador, completado com cubetas e filmes radiocrômicos, este último também conformacionado aos dois contornos de interesse, foi submetido à técnica de Stanford para irradiação do corpo total com elétrons de 6 MeV. Imagens CCD e de densidade radiográfica foram feitas e posteriormente avaliadas, através de perfis horizontais e verticais passando por seus centros. Estes a seguir foram analisados por programas computacionais: um desenvolvido no Matlab para as imagens do FXG e o outro pelo programa já conhecido, ImageJ, para as imagens do filme. Das medidas, pode-se inferir que o dosímetro FXG se presta, similarmente ao filme, para as avaliações da dose absorvida devida aos elétrons na superfície do paciente e no seu interior, devida à contaminação por raios-X.

Palavras-chave: Radioterapia. Dosimetria. Dosímetro Fricke Xilenol Gel.

ABSTRACT

Silveira, M. C. Absorbed dose distribution in the treatment of Mycosis Fungoides using Fricke Xylenol Gel dosimetry. Dissertation - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2010. 47 p.

Radioterapy uses ionizing radiation to destroy tumor cells. The absorbed dose control in a target volume is done through dosimetry, using radiation sensors, being the Fricke and film used in this study. Among several types of cancer indicated for treatment using ionizing radiation, there is also the Mycosis Fungoides (MF), lymphom that spreads on surface and depth in the skin, for which high-energy electrons are used for its treatment. In this work the Fricke Xylenol Gel (FXG) was used for MF treatment control, to obtain the absorbed dose distribution from electrons interaction with the tissues. For this scope cuvettes were manufactured of acrylic (slices), with the same contours of the skull and abdomen anthropomorphic simulator tomos. Once filled with the FXG, these cuvettes were used to infer the absorbed dose by the anthropomorphic simulator Rando Phantom. This simulator, completed with the cuvettes and radiochromic films, this last one also with the same contours similar to skull and abdomen were submitted to the Stanford technique, for 6 MeV electrons total body irradiation. CCD and radiographic density images were acquired and evaluated by horizontal and vertical profiles through theirs centers. These profiles were analyzed through a computer programs: one developed in Matlab for FXG images and the other by an already known program, ImageJ, for film images. From the results one can infer that the FXG dosimeter presents similarity with that of film, in the evaluation of the absorbed dose distribution on surface and also inside of the patient.

Keywords: Radioterapy. Dosimetry. Fricke Xylenol Gel Dosimeter.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A radiação ionizante é aquela radiação que na sua interação com a matéria, produz íons, que por sua vez interagem com os tecidos até perder sua energia. Pode ser do tipo fotônica (raios-X e γ) ou corpuscular (elétrons, β , p, n) que carregam energia e ao interagirem com os tecidos, dão origem a elétrons rápidos que ionizam o meio produzindo radicais livres, que por sua vez, ao se ligarem com outras moléculas ou macromoléculas (DNA) podem danificá-las produzindo alterações nas mesmas e efeitos deletérios¹.

A radioterapia é uma especialidade médica que utiliza a radiação ionizante para destruir células tumorais. A dose absorvida de um tipo específico de radiação (γ , raios-X, elétrons, β , p, n) é prescrita previamente pelo radioterapeuta e é aplicada, no volume alvo (tumor), buscando a erradicação das células tumorais, com o menor dano possível àquelas normais circunvizinhas. No Brasil os tipos de radiação mais utilizados são γ , raios-X, elétrons e β . O controle da dose absorvida é feito através da dosimetria, que faz uso de sensores de radiação como os a gás (câmaras de ionização, geiger etc...), os de estado sólido (cristais cintiladores, diodos, etc...), os químicos (filmes, Fricke) e outros^{2,3,4}. Este trabalho está mais ligado à detecção da radiação de elétrons através do dosímetro Fricke e filme.

Nos dosímetros químicos após terem sido irradiados, a determinação da dose absorvida é feita a partir variação da concentração de reagentes químicos iniciais. O dosímetro Fricke padrão é uma solução de sulfato ferroso de amônio, que quando exposta à radiação ionizante leva ao processo de oxidação do ferro II (Fe^{+2}) para ferro III (Fe^{+3}), sendo a concentração desses últimos íons, linearmente proporcional à dose absorvida⁵.

Dentre os diversos tipos de câncer, indicados para o tratamento, utilizando a radioterapia tem-se também a neoplasia *Micose Fungóide* (MF), que é um tipo raro de câncer (persistente e de crescimento lento), originário dos linfócitos T maduros na superfície da pele. Estes podem ser disseminados para os linfonodos (órgãos linfóides que fazem parte do sistema imunológico) e órgãos internos, levando ao agravamento da doença e até à morte. Para o tratamento da MF, elétrons de alta energia são utilizados, por serem seus alcances adequados às lesões superficiais ou pouco profundas, propiciando resultados mais satisfatórios ao tratamento, quando comparado à irradiação com fótons^{6,7}.

Inicialmente a irradiação da MF era feita através da utilização de vários campos de feixes de raios-X, o que levava à superposição dos mesmos ou superdosagem, além de uma maior dose aos tecidos sadios mais profundos. Essas aplicações, ainda necessitavam de mais tempo do tubo de raios-X, prejudicando a rotina diária da instituição, além de ser extremamente cansativo ao paciente. Essas dificuldades foram superadas a partir da introdução da técnica de Stanford⁸, criada na Universidade de Stanford, que utiliza feixe de elétrons em campos totalmente abertos com o paciente girando em frente ao campo para irradiação total do seu corpo.

O objetivo do presente trabalho é averiguar a distribuição da dose absorvida no planejamento do tratamento da neoplasia MF utilizando o dosímetro Fricke como sensor para a radiação de elétrons. Para tal foram construídas cubetas especiais (tomos) conformacionadas no contorno do crânio e do abdômen, para avaliar as doses absorvidas por um simulador antropomórfico, *Rando Phantom*. Imagens CCD das cubetas ou tomos foram feitos e posteriormente avaliadas, através de perfis horizontais e verticais para serem comparadas com perfis análogos obtidos com filmes radiocrômicos (especiais para radioterapia) que foram recortados no mesmo contorno das cubetas e que foram inseridos no mesmo simulador durante as irradiações. Os perfis das imagens foram analisados por programas computacionais, os dos filmes pelo ImageJ e os do Fricke por um programa Matlab, especialmente desenvolvido no grupo (pelo Francisco G. A. Sampaio) para os trabalhos que estão em andamento. As irradiações foram feitas utilizando doses absorvidas de 2 Gy e elétrons de 6 MeV, provenientes do Acelerador Linear Varian Clinac 2100 C, do Hospital das Clínicas da Unicamp, por ser este hospital um dos únicos com vasta experiência, no Brasil, na irradiação da citada neoplasia.

No **CAPÍTULO 2** são apresentados os conceitos teóricos (físicos, químicos e clínicos) utilizados para o desenvolvimento deste. No **CAPÍTULO 3** são apresentados os materiais e métodos utilizados, assim como a metodologia para o uso do dosímetro FXG. No **CAPÍTULO 4** são apresentados os resultados das medidas realizadas com os dosímetros FXG e filme utilizando o simulador e a técnica de Stanford. No **CAPÍTULO 5** são apresentadas as conclusões inferidas a partir dos resultados e discussões obtidos.

CAPÍTULO 2

ASPECTOS TEÓRICOS

2.1. Interação dos elétrons com a matéria

A radiação ionizante ao incidir sobre a matéria pode ou não depositar energia no meio, dependendo do tipo da radiação (raios-X, γ , α , β , e-, n e p) e da sua energia. Os íons são diretamente e os fótons indiretamente ionizantes¹. Neste trabalho serão mais utilizadas as noções da interação da partícula carregada com a matéria (e⁻) e, portanto uma pequena base teórica neste tópico será apresentada.

Os elétrons podem interagir com o átomo como um todo com os elétrons das camadas ou até mesmo com o núcleo do átomo através de interações inelásticas produzindo processos de ionização, excitação e até mesmo por radiação (característica e/ou *bremstrahlung*)¹. Um feixe de partículas carregadas perde energia distintamente do feixe de fótons. Estes últimos sofrem uma interação intermediária na transferência da energia (fotoelétrico, compton incoerente e coerente, produção de pares) e os feixes de íons ou elétrons perdem energia diretamente para o meio (interações coulombianas)¹. Essas interações, que se dá entre campos, pode excitar elétrons orbitais para níveis maiores de energia⁹. Na descrição quântica do átomo, um elétron pode ser transferido a um estado de maior energia somente se absorver uma quantidade de energia igual ou maior à diferença de energia entre os dois possíveis estados do elétron. O processo de emissão da radiação característica ocorre quando o elétron fizer a transição entre dois estados com diferentes energias, emitido a energia da diferença como raios-X característico¹.

Perda de energia (Colisão e Radiação)

Um mecanismo importante nas interações dos íons é o da deposição da energia no meio, pelo feixe de radiação. Na maioria das interações uma pequena fração da energia do elétron é transferida para ao meio e este sofrerá muitas colisões, durante o seu percurso, até dissipar toda a sua energia¹.

O comportamento da perda de energia do elétron no meio foi inicialmente estudado por Bethe^{9,10} e com as equações por ele obtidas é possível inferir os processos envolvidos com a perda de energia. Uma partícula carregada ao atravessar um meio pode transferir sua energia a este meio por processos de colisão e freamento da radiação. Este último efeito é expresso em termos de poder de freamento ou Stopping Power, definido como a variação média da perda de energia por unidade de caminho percorrido. A perda de energia da partícula carregada pode ocorrer por colisões (interações fracas ou fortes) ou por radiação (raios-X característicos ou raios-X por freamento), então o Stopping Power (S) é a soma das suas componentes por colisão (S_c) e por radiação (S_r). Assim o Stopping Power de massa em um material com número atômico Z e densidade ρ é dado por¹:

$$\left(\frac{1}{\rho}\right)S = \left(\frac{1}{\rho}\right)S_c + \left(\frac{1}{\rho}\right)S_r \quad (\text{J.m}^2/\text{kg}) \quad (2.1)$$

As interações que podem ocorrer durante o percurso do elétron num meio são: ionização, excitação, produção de radiação característica e de freamento ou *bremstrahlung*¹. A perda de energia por colisão é resultado dos processos de ionização e excitação. O primeiro ocorre quando o feixe de elétrons incidente no alvo remove elétrons da camada eletrônica, transferindo ao elétron ejetado uma energia cinética para que este possa seguir seu próprio caminho de ionizações. A excitação pode ocorrer quando um elétron ao incidir no meio e interagindo com o átomo como um todo, excita elétrons orbitais para níveis maiores de energia, e estes ao retornarem às suas órbitas de equilíbrio, emitem a energia excedente sob a forma raios-X característicos. A perda de energia por radiação por freamento pode ocorrer se o elétron incidente passar suficientemente próximo ao núcleo do átomo alvo sofrendo um desvio, devido ao campo coulombiano, e perde parte da sua energia por radiação fotônica, neste caso raios-X de freamento. Essas radiações são relativamente raras, porque as interações coulombianas dos elétrons com os núcleos dos átomos do alvo, têm baixa probabilidade de ocorrer para elétrons com energia menor do que mc^2 , além de existir um campo atrativo entre elétrons e núcleos, que faz com que os elétrons sejam freados com perda de energia proporcional a intensidade quadrada dos campos de atração (ou Z^2). Uma vez que o campo de atração varia inversamente com a distância (parâmetro de impacto) entre as partículas envolvidas, a energia do fóton emitido será tanto maior quanto menor for a distância ao núcleo, ou seja, quanto maior for a intensidade do campo de atração ou $Z^{1, 11,12}$.

Alcance

Quando um feixe de elétrons passa através de um meio, as interações podem retardar e mudar as direções dessas partículas. Eventualmente, dependendo da energia da partícula e da composição e espessura do meio, esta perderá toda a sua energia cinética chegando ao repouso. O alcance da partícula ou *range* é a distância finita que esta alcança até alcançar velocidade nula. Esta distância é definida como a média de comprimento do caminho percorrido por elétrons monoenergéticos^{1, 12}.

O alcance (S) do elétron pode ser escrito como:

$$S = \int \frac{1}{\frac{dT}{dx}} dT \quad (\text{m}) \quad (2.2)$$

Sendo: dT a energia cinética do elétron, perdida por unidade de caminho no meio (dx).

O alcance em função da energia pode ser identificado por (ρS) e Katz^{11,12} e Penfold^{11,13} propuseram para ele, duas equações em mg/cm^2 (podendo-se obter o alcance do elétron em qualquer meio) e dependentes de intervalos de energia, as quais são apresentadas a seguir:

$$\rho S = 0,412 \cdot (T)^{1.265 - 0.95 \ln(T)} \quad \text{g/cm}^2 \quad (2.3)$$

Para elétrons com energia de 0,1 a 3,0 MeV e

$$\rho S = 0,530 \cdot (T) - 0,160 \quad \text{g/cm}^2 \quad (2.4)$$

Para elétrons com energia de 1,0 a 20,0 MeV

2.2. Dosimetria de elétrons

A dosimetria é a determinação da dose absorvida num material, resultante das interações da radiação ionizante com um meio. Esta determinação é feita por cálculos e/ou medidas utilizando grandezas radiológicas pertinentes, definidas em protocolos elaborados pela Comissão Internacional em Unidades e Medidas de Radiação^{2,3}.

O dosímetro é um instrumento capaz de fornecer uma leitura da energia da radiação absorvida na massa de um meio de interesse ou uma leitura em dose absorvida. Existem alguns tipos de dosímetros que normalmente são utilizados para medidas da distribuição de dose da radiação, dentre eles: câmaras de ionização, filmes, termoluminescentes, Fricke etc. Como neste trabalho utilizaremos os dosímetros químicos filmes e Fricke, vamos nos ater somente sobre os dois.

A dosimetria química consiste na determinação da dose absorvida a partir das medidas das variações nas concentrações dos reagentes químicos de uma solução, induzidas pela radiação ionizante. Da interação da radiação ionizante com o meio podem surgir íons que podem favorecer reações com outras moléculas e produzirem radicais livres e íons secundários resultando em produtos químicos estáveis^{4,14}. Hugo Fricke e Stern Morse em 1927¹⁵, iniciaram um estudo sobre a mudança química em solução contendo sulfato ferroso para a realização de medidas de dose absorvida quando irradiada por raios-X. Posteriormente diversos tipos de solução apareceram e em 2000 a original foi modificada com a adição de um corante e uma gelatina de origem animal que a tornou mais consistente, mais sensível e estável. A Fricke Xilenol Gel (FXG) ou Fricke modificado¹⁶.

O dosímetro químico Fricke baseia-se na oxidação de sulfato ferroso, que quando exposto à radiação, os íons ferrosos Fe^{+2} são oxidados indo para íons férricos Fe^{+3} , sendo a concentração desses últimos, proporcional à energia absorvida ou dose absorvida⁵. Utilizando a lei de Lambert-beer¹⁷ é possível correlacionar a absorção, num determinado comprimento de onda, à concentração dos íons férricos formados como:

$$A = \epsilon c L \quad (2.5)$$

Sendo:

A= absorção,

ϵ = coeficiente de absorção molar,

c = concentração dos íons de interesse formados e

L = caminho óptico.

A dose absorvida para este dosímetro pode ser escrita por^{1,18, 19}:

$$D = 9,647 \cdot 10^8 \left(\frac{\Delta A}{G(Fe^{+3}) \rho \cdot \Delta \epsilon \cdot L} \right) \quad (\text{cGy}) \quad (2.6)$$

Sendo:

ΔA = diferença das absorvâncias pré e pós irradiação,

L = caminho óptico,

ρ = densidade do gel,

$G(Fe^{+3})$ = rendimento químico (números de íons férricos formados) e

$\Delta \epsilon$ = diferença do coeficiente de absorção molar entre os íons férricos e os íons ferrosos.

O FXG tem algumas vantagens quando comparados à outros dosímetros: Z efetivo muito próximo ao da água, o que facilita a comparação deste dosímetro com o corpo humano, possibilidade de se fazer medidas num plano de uma só vez, resolução, forma e volume variável, amplo intervalo de dose útil ≥ 1 a 30 Gy, disponibilidade comercial dos reagentes, baixo custo, sensibilidade, precisão e exatidão adequados para medidas de dose de radiação ionizante¹⁹. Neste trabalho utilizamos este dosímetro para a avaliação da distribuição da dose absorvida no tratamento da *Micose Fungóide* e posteriormente foi aplicado um sistema de detecção CCD, para a realização de suas leituras.

O dosímetro químico filme, também é utilizado na dosimetria. Este é constituído por cristais de brometo de prata sobre uma matriz de gelatina, depositada num material plástico, que quando exposto à radiação ionizante, os cristais são transformados em prata pura formando uma imagem latente, que pode ser correlacionada à variação da intensidade do feixe que alcançou o filme. Após a exposição à radiação, o filme é revelado, e os cristais (expostos à radiação) são reduzidos a pequenos grãos de prata metálica. Em seguida, o filme é fixado por meio de uma solução de tiosulfito de sódio, que dissolve o brometo de prata e a gelatina da emulsão, não expostos à radiação, e lavado em água corrente para remover os resíduos químicos. As áreas mais expostas à radiação aparecem enegrecidas, com intensidades de cinza linearmente proporcionais à dose absorvida^{20,21}.

Na leitura do filme, a quantidade de luz incidente é dada por I_0 e a que consegue atravessá-lo é dada por I , sendo o coeficiente de transmissão igual a $T = I/ I_0$. Assim, o grau de enegrecimento de uma região do filme pode ser descrito pela densidade óptica¹.

$$DO = \log\left(\frac{1}{T}\right) = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (2.7)$$

Sendo o enegrecimento do filme linearmente dependente do logaritmo da dose absorvida^{20,21}, a relação entre a dose absorvida e a densidade óptica pode ser inferida da curva característica do filme ou curva Hurter e Driffield²², apresentada na figura a seguir:

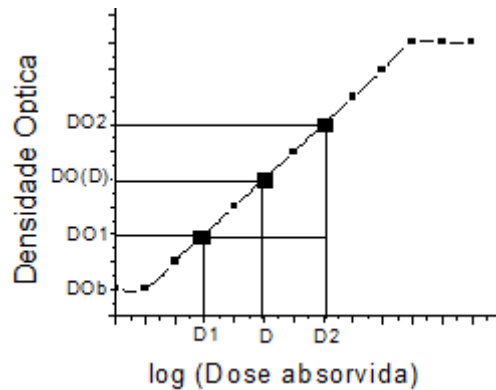


Figura 2.1. Curva característica do filme - Relação entre a Densidade óptica e a dose absorvida.

$$\log D = \left(\frac{DO(D) - DO_b}{DO_2 - DO_1} \right) (\log D_2 - \log D_1) \quad (\text{cGy}) \quad (2.8)$$

Sendo:

DO_1 = densidade óptica resultante da dose D_1 ,

DO_2 = densidade óptica resultante da dose D_2 ,

$DO(D)$ = densidade óptica,

DO_b = densidade óptica de base mais fog.

A curva característica apresenta esta relação do grau de enegrecimento do filme, ou densidade óptica ($DO(D)$), com a exposição recebida pelo filme. Com esta, é possível a avaliação do contraste, sensibilidade e o valor de base+fog do filme. O valor de base+fog

(DO_b) é relativo às regiões do filme que não foram expostas e tem baixos valores de densidade óptica^{20, 21}.

O filme apresenta vantagens na dosimetria, como: Z efetivo muito próximo ao da água, possibilidade de se fazer medidas num plano de uma só vez, alta resolução espacial e necessidade de pouco tempo de máquina (radiação) enquanto as medidas estão sendo realizadas. Neste trabalho o filme será utilizado como parâmetro de comparação com o FXG no controle do tratamento da MF, devido à existência de literatura comprovando a sua utilização para a citada neoplasia^{23, 24, 25}.

Medidas através do FXG e filme

Os dosímetros uma vez sensibilizados pela radiação, necessitam ser lidos. As leituras são normalmente realizadas por aparelhos como o espectrofotômetro para o FXG, e o densitômetro para o filme, que medem as concentrações formadas nesses dosímetros devida à radiação.

Neste trabalho, ao invés do espectrofotômetro para medidas de absorvância do FXG, foi utilizada uma câmera CCD juntamente com um programa Matlab²⁶, especialmente desenvolvido para este propósito, para a avaliação das imagens CCD e ao invés de um densitômetro para medidas de densidades ópticas, foi utilizado o programa ImageJ²⁷, já conhecido, para avaliação das imagens digitalizadas do filme.

Registro da imagem FXG

O Sistema CCD utilizado para registro da imagem FXG neste trabalho, consistiu em utilizar uma câmera fotográfica digital que registrou imagens bidimensionais das cubetas contendo o FXG, antes e após as irradiações^{28,29}. As imagens foram analisadas por um programa no Matlab, desenvolvido especialmente para este propósito, que consiste em verificar a distribuição da dose absorvida pelo dosímetro, convertendo os valores das intensidades dos pixels em absorvância. Maiores detalhes serão vistos no **Capítulo 3**.

Registro da imagem no filme

A imagem do filme foi obtida através de um processamento químico que envolveu as fases de revelação, fixação, lavagem e secagem^{20, 21}. Posteriormente foi feito um registro digital das imagens obtidas, através do escaneamento dos filmes, por um *scanner* digital. Essas imagens foram digitalizadas pelo *scanner* correlacionando a escala de tons de cinza com uma escala numérica, sendo os tons mais escuros compatíveis com os números mais altos. Posteriormente esta imagem foi submetida ao programa disponível na internet ImageJ, que possibilita a obtenção de perfis de distribuição da dose absorvida, selecionados na imagem.

2.3. Neoplasia Mucose Fungóide

Feixes de elétrons entre 4 e 20 MeV são usados em radioterapia, através de aceleradores lineares (LINAC). Normalmente esses feixes são utilizados para o tratamento de lesões mais superficiais, parede torácica e irradiação de cabeça e pescoço²⁹, sendo que a energia do feixe depende da evolução da doença (estadiamento). Para o tratamento da citada neoplasia, feixes de elétrons de 2 a 9 MeV^{23, 24, 25, 30} podem ser utilizados. Para este trabalho feixes de elétrons de 6 MeV foram utilizados, porque atende a profundidade de tratamento de interesse médio, que esta entre 1cm e 2cm.

Linfoma Cutâneo de Células-T

A *Mucose Fungóide* é um tipo raro de linfoma não-Hodgkin, persistente e de crescimento lento, originário de um linfócito T maduro que afeta a pele, podendo avançar para os linfonodos e órgãos internos. Esta neoplasia inicia-se em uma pequena área da pele que depois é espessada e evolui para uma erupção pruriginosa e prolongada, que posteriormente pode desenvolver nódulos e se disseminando lentamente em área e profundidade. Em alguns casos pode evoluir para a leucemia (síndrome de Sézary), na qual aparecem linfócitos anormais na corrente sanguínea⁷. Em seus estágios iniciais, apresenta dificuldades para ser diagnosticada, mesmo com uma biópsia. Entretanto ao longo da sua evolução, uma biópsia revelará a presença de células linfomatosas na pele³¹.

A radiação tem sido usada no tratamento de pacientes com MF, desde 1902. No início eram utilizadas baixas doses absorvidas de fótons de raios-X, de baixa voltagem ou energia (orthovoltagem). Esses equipamentos não permitiam abrir campos grandes para irradiação de áreas extensas e superdosagens podiam ocorrer, nas interfaces dos campos adjacentes. Também os feixes de fótons, tendo uma penetração significativa, podiam irradiar tecidos que não necessitavam ser irradiados. Em 1940 foi sugerido o uso de elétrons acelerados para o tratamento da MF e em 1952 o primeiro paciente foi tratado com um acelerador linear de Van der Graaff^{18, 32}. A seguir, foram feitas varias modificações para o referido tratamento e o método de Stanford foi estabelecido para otimizar a irradiação do corpo total com elétrons^{6,7,8}.

Classificação Patológica da Micose Fungóide

A *Micose Fungóide* foi descrita pela primeira vez em 1870, e posteriormente uma classificação da doença foi dividida em três estágios clínicos: *période erythémateuse* (fase onde a doença se limita à superfície da pele), *període lichenoide* (fase onde há uma infiltração das placas da doença no tecido) e *període fungoide* (fase onde tumores começam a aparecer)^{6,25}. Em 1977, Fuks³³ e o grupo de Stanford descreveram os estadiamentos da MF descritos na tabela a seguir:

TABELA 2.1 - Estágios da MF, descritos por Fuks e pelo grupo de Stanford.

Estágio	Descrição
I	MF limitada á pele
Ia	Placas da doença com menos de 25% de toda superfície
Ib	Envolvimento de mais de 25% da superfície total da pele
II	Presença de tumores
III	MF com envolvimento dos nódulos linfáticos
IV	MF com envolvimento órgãos internos

As Figuras a seguir apresentam alguns dos estágios da *Micose Fungóide*.



Figura 2.2. Estágio eritematoso – no qual máculas eritematosas no tronco e extremidades são apresentadas³⁴.



Figura 2.3. Estágio de placas - placas escamosas elevadas apresentam coloração rosada ou vermelho/marrom, quase sempre pruríticas³⁴.



Figura 2.4. Estágio de tumor - tumores em forma de cúpula e firmes ocorrem no rosto, couro cabeludo e dobras corporais³⁴.



Figura 2.5. Estágio avançado – tumores são alastrados em área e profundidade no corpo³⁵.

Recentemente foi proposto um sistema de estadiamento uniforme, baseado nos nódulos de tumores metastáticos (TMN), sobre o qual o estadiamento vem sendo referido⁶, apresentado no **APÊNDICE A**.

Técnica de Stanford

A técnica da irradiação do corpo total com elétrons, para o tratamento da *Micose Fungóide* foi desenvolvida pelo grupo de Stanford na década de sessenta e acabou sendo um padrão mundial para irradiação da MF. Um protocolo que descreve esta técnica foi publicado⁸ pela American Association of Physicists in Medicine (AAPM), para ser consultado pelos interessados. Esta técnica permite que campos grandes sejam aplicados nos pacientes e também que a radiação não atinja os tecidos sadios que estão mais profundo. Para irradiação da superfície total da pele, o paciente é colocado em uma geometria estratégica, para melhor aproveitamento dos feixes. Ele é colocado em pé, sobre uma plataforma giratória demarcada de 60° em 60°, para irradiar até completar uma volta; perfazendo seis posições diferentes, como apresentado na **Figura 2.6**. Para cada posição de irradiação, o paciente é irradiado com dois feixes de elétrons angulados de 20° em relação à linha na cintura, para cima e para baixo. Para as irradiações é utilizada uma placa de acrílico, colocada na frente do paciente a fim de homogeneizar a distribuição da dose em toda a extensão da superfície da pele (**Figura 2.7**).

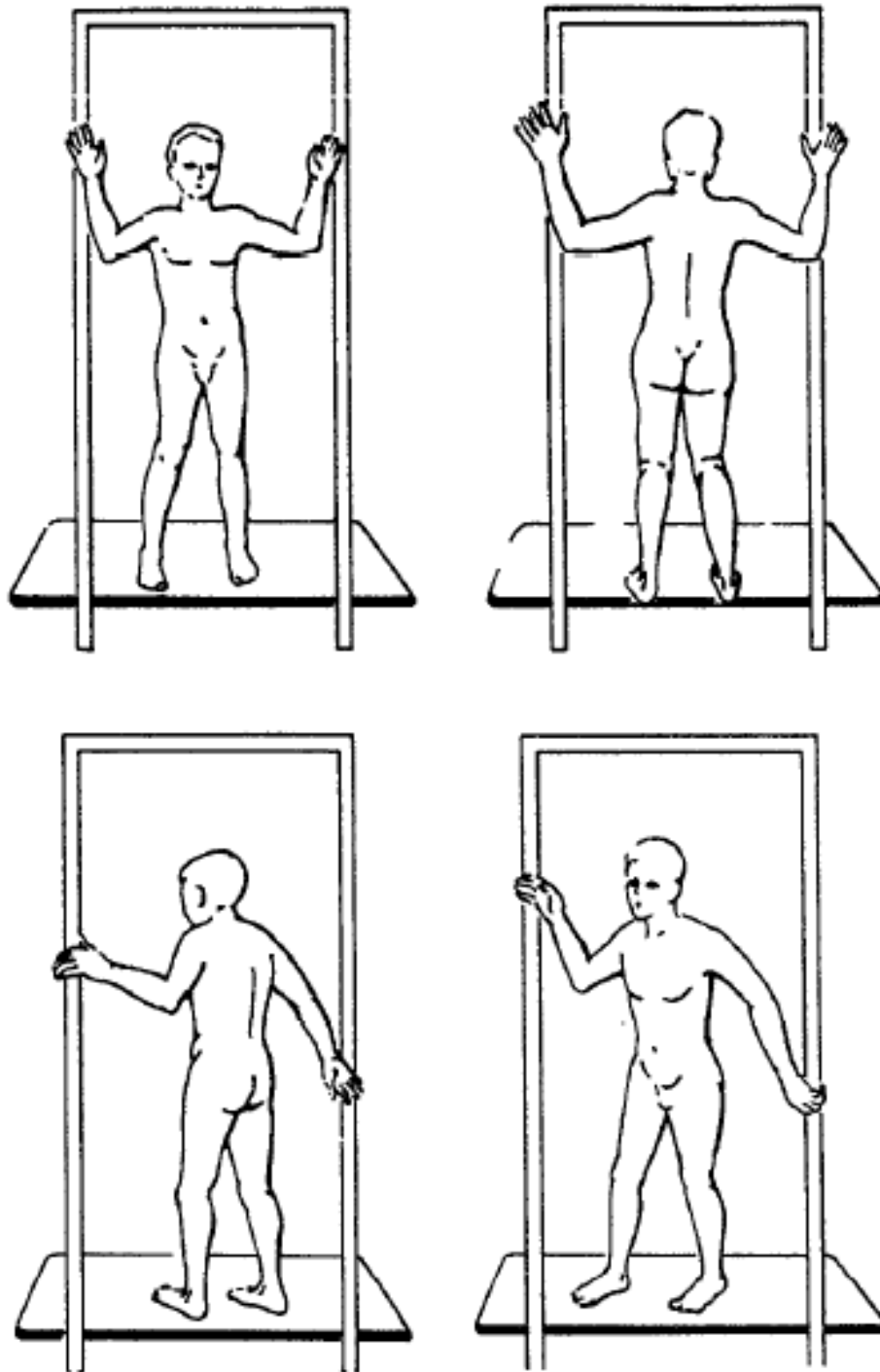


Figura 2.6. Geometrias de irradiação de áreas extensas de pele para a neoplasia *Micose Fungóide*⁸.

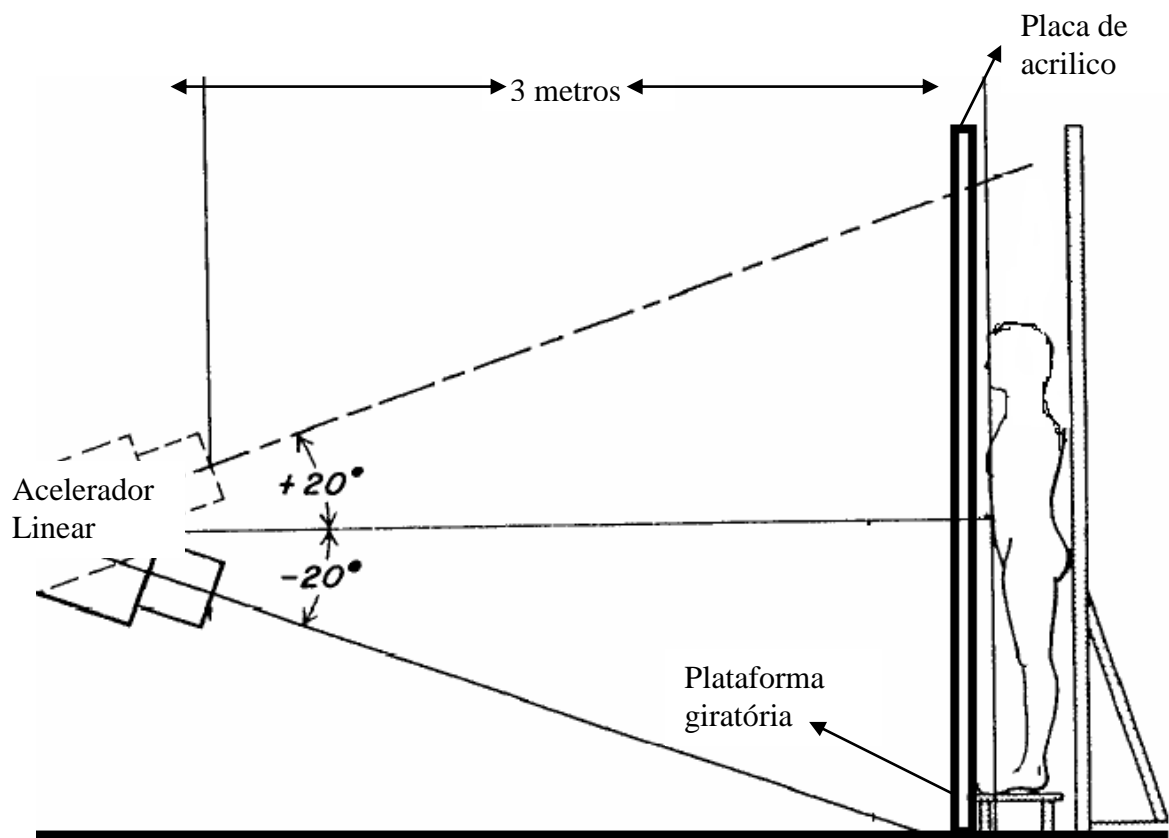


Figura 2.7. Irradiação da pele total, utilizando a técnica de Stanford, mostrando a angulação do cabeçote do acelerador de elétrons⁸.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

3.1.1. Dosímetros

Dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG)

Para a preparação do dosímetro FXG foram utilizados: gelatina 300 Bloom (Aldrich)³, alaranjado de xilenol, sulfato ferroso de amônio, ácido sulfúrico, água mili-Q, cujas concentrações¹⁹ utilizadas constam na **TABELA 3.1**. Um termopar para medir a temperatura do dosímetro durante o preparo, um agitador magnético para homogeneizar melhor a solução e vidrarias (béqueres, pipetas e provetas).

TABELA 3.1 - Composição e concentrações dos reagentes utilizados na preparação do dosímetro FXG.

Composto	Fórmula Molecular	Peso Molecular (g/mol)	Concentração (mM)
Gelatina	$(C_{17}H_{32}N_5O_6)_x$	402,47	124,38
Xilenol	$C_{31}H_{28}N_2O_{13}SNa_4$	760,58	0,1
Sulfato Ferroso	$Fe(NH_4)_2(SO_4)_2 \cdot 6H_2O$	312,12	0,5
Ácido Sulfúrico	H_2SO_4	98,07	25

Para a realização das leituras do dosímetro FXG, irradiado e não irradiado, foi utilizada uma câmera CCD (Charge-Coupled Device) NIKON/D40 que forneceu imagens bidimensionais das cubetas para posterior análise do comportamento do dosímetro.

Filme

O filme, utilizado para verificação da distribuição da dose absorvida nos tomos do crânio e do abdômen no simulador antropomórfico, foi o do tipo radiocrômico, específico para radioterapia Kodak/EDR2 (35 x 43 cm²), que foi recortado nos mesmos contornos das cubetas de acrílico (ou nos mesmos dos tomos que foram substituídos) e esses foram irradiados simultaneamente com as cubetas. Após a irradiação, os filmes foram revelados e digitalizados (em níveis de cinza) em um scanner digital Mirage II/Color Flatbed do Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto, para posterior análise pelo programa ImageJ²⁷.

3.1.2. Objetos Simuladores

Um simulador antropomórfico (Rando Fantom), composto de materiais humanos e de outros que simulam o tecido mole, foi utilizado com dois de seus tomos (um de crânio e um de abdômen) substituídos por tomos de acrílico e preenchidos com o dosímetro FXG (3 cubetas para cada tomo), ilustrado na **Figura 3.1**.

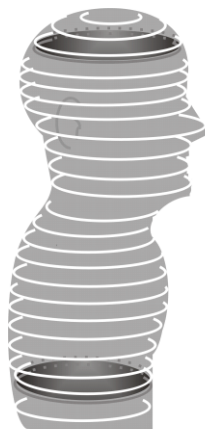


Figura 3.1. Esquema do simulador Rando, apresentando os dois tomos que foram substituídos por cubetas de acrílico preenchidas com o FXG³⁶.

Cubetas utilizadas

As cubetas utilizadas foram confeccionadas especialmente para este trabalho, feitas de acrílico e com o formato das fatias de crânio e abdômen, para substituir os tomos do

simulador antropomórfico. Foram utilizadas 3 cubetas de crânio e 3 de abdômen com espessura de 1 cm (caminho óptico) para as irradiações e também foram utilizadas 9 cubetas padrões ($4,5 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$) que serviram como referência para as medidas realizadas. Na **Figura 3.2** são apresentadas as cubetas de crânio e de abdômen que foram confeccionadas, juntamente com a figura da cubeta padrão de referência.

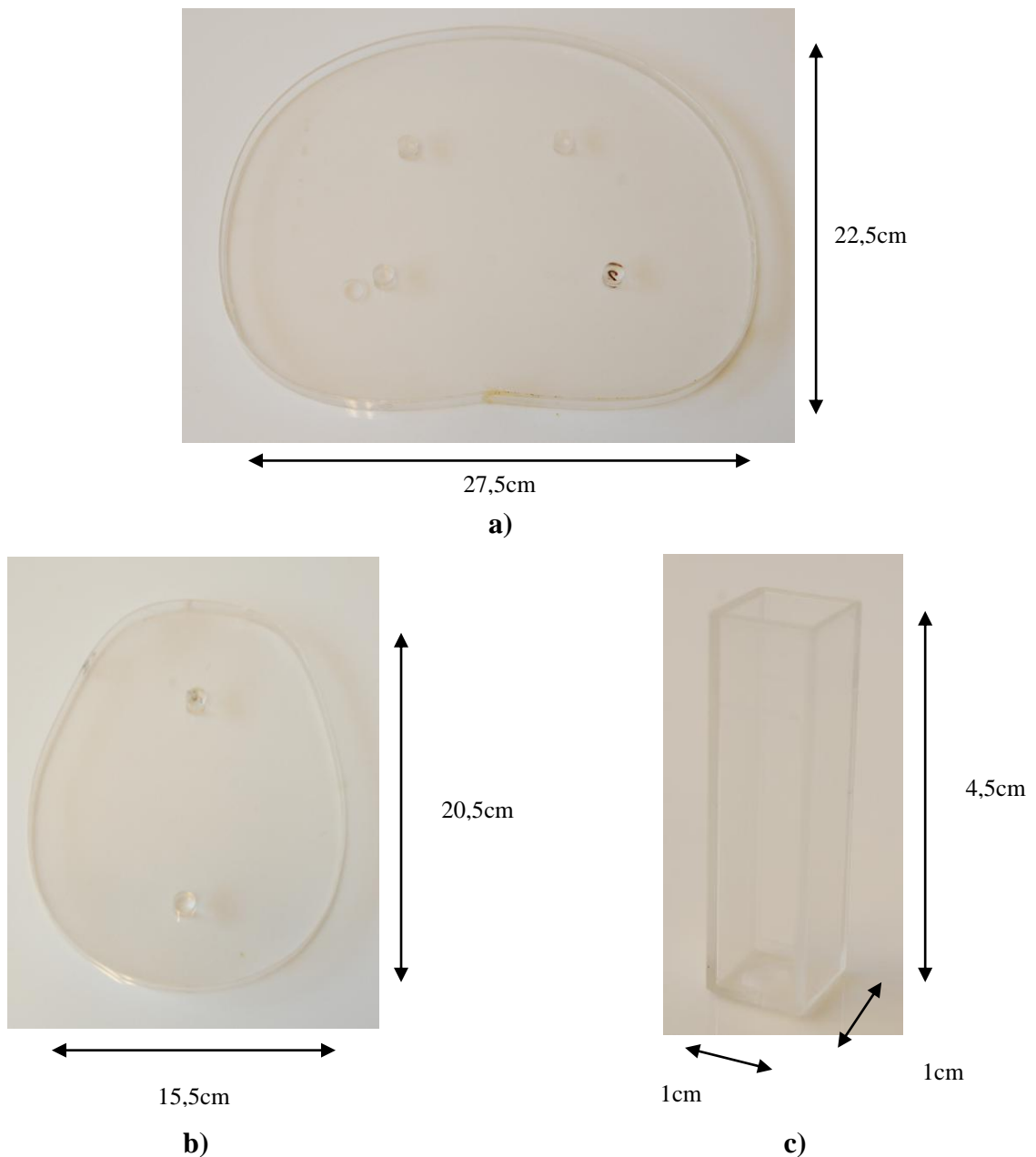


Figura 3.2. a) Cubeta especial de abdômen b) Cubeta especial de crânio e c) Cubeta padrão.

3.1.3. Fonte de Radiação

Para a irradiação do dosímetro FXG e dos Filmes foi utilizado o Acelerador Linear de elétrons (AL) Varian/Clinac 2100C pertencente ao Hospital das Clínicas da UNICAMP, juntamente com uma placa de cobre (12,5cm de diâmetro) na saída do seu colimador para espalhar o feixe de elétrons no tratamento da MF. Uma placa de acrílico de 2 m de altura, 97 cm de largura e 4 mm de espessura foi colocada na frente do paciente, entre a fonte e o Rando Phantom para homogeneizar a distribuição da dose em toda a extensão da superfície do simulador. As energias de elétrons no tratamento da MF disponíveis neste acelerador são de 4, 6, 9, 12 e 15 MeV. Neste trabalho utilizamos a energia de 6 MeV, onde o AL já havia sido calibrado para determinada energia e dose que em geral é utilizada para este tipo de tratamento nesta Instituição e abertura do campo de 36 x 36 cm².

3.2. Métodos

3.2.1. Irradiação dos Dosímetros

Primeiramente foram preparadas 3 receitas do FXG¹⁹ com 1000 ml cada uma, no mesmo dia, para o preenchimento das 6 cubetas especiais de acrílico. O dosímetro FXG foi inserido nas cubetas de crânio, de abdômen e nas de referência; a seguir foram levadas ao refrigerador (por 30 minutos) para que a gelatina alcançasse a consistência adequada. Uma vez que o dosímetro estava no estado de gel, as cubetas estavam prontas para serem irradiadas.

Das referidas cubetas, duas a duas (uma de crânio e uma de abdômen) foram inseridas no simulador humanóide, que foi irradiado com a técnica de Stanford, 12 vezes girando o simulador de 60 em 60 graus e cabeçote com duas angulações (+20 e - 20 graus) em relação à linha da cintura. Em duas dessas combinações de irradiação, de cubetas de crânio e abdômen, também foram inseridos os filmes (já cortados nos contornos de crânio e abdômen) sobre as cubetas de acrílico para serem irradiados simultaneamente.

Durante as irradiações, o simulador foi irradiado com feixes de elétrons com energia de 6 MeV e dose absorvida de 2 Gy. A temperatura da sala de irradiação sempre esteve constante e igual a 24,4°C.

3.2.2. Avaliação dos Dosímetros

Dosímetro FXG

Após as irradiações das cubetas do crânio e do abdômen, medidas do dosímetro FXG foram feitas utilizando uma câmera CCD, que forneceu imagens bidimensionais das cubetas. A seguir, essas imagens foram analisadas por um programa no Matlab²⁶ desenvolvido para esta finalidade, que consiste em verificar a distribuição da dose absorvida convertendo os valores das intensidades dos pixels em absorbância, utilizando o princípio da Lei de Lambert-beer. Assim, as análises das imagens CCD foram feitas correlacionando um gradiente de cores com as porcentagens de dose absorvida num intervalo de 256 cores, representadas nessas imagens por uma barra de cores. As intensidades das cores nas imagens são relativas aos valores de pixels no intervalo dado, sendo o mais claro igual a 0 (azul) e o mais escuro igual a 255 (vermelho escuro). A partir dos valores de absorbâncias, foi possível obter os comportamentos das porcentagens de dose absorvida em função da profundidade, nos perfis horizontais e verticais (0° e 90°) das imagens CCD. Com essas análises foi possível inferir a porcentagem da dose absorvida superficial, quanto da interna (contaminação por raios-X) em cada perfil.

Filme

Os filmes, após serem irradiados, foram revelados e digitalizados por um scanner para posteriores análises.

Pesquisas mostram que as imagens digitalizadas, apresentam valores de pixels distribuídos em uma variação dinâmica similar aquela do fotodensitômetro^{28, 29}. Assim, neste trabalho, as imagens digitalizadas foram submetidas ao programa ImageJ para obtenção das leituras das densidades radiográficas. Foram feitas varreduras dos perfis horizontais e verticais (0° e 90°) das imagens, que consiste em fornecer as densidades radiográficas identificando os pixels mais escuro e o mais claro correlacionando-os com um intervalo de 256 tons de cinza, onde o valor zero representa o preto e o 255 o branco^{28,29}. Considerando que no gradiente de cinza, cada tom corresponde a um número (um nível de cinza), que no programa ImageJ quanto mais claro, maior o valor da intensidade do pixel, inversamente a densidade óptica esperada para um filme radiográfico. Então os valores de densidades obtidos

dos filmes irradiados, foram invertidos para obter as densidades que seriam lidas se fosse utilizado um densitômetro. Esta nova densidade radiográfica é conhecida na literatura por Densidade Radiográfica invertida²⁸. A partir dessas análises foi verificada a distribuição da dose absorvida superficial e interna em cada tomo, obtendo comportamentos que puderam ser comparados aos obtidos com o dosímetro FXG.

Curvas de Calibração

Para a utilização dos dosímetros é necessário conhecer seus comportamentos. O comportamento mais simples é aquele da resposta do dosímetro em função da dose absorvida, também conhecido por curva de calibração^{1, 29}. Neste trabalho, uma curva de calibração para o FXG foi feita, para comprovação da adequabilidade do uso deste dosímetro para medidas das doses absorvidas dos feixes de elétrons de 6 MeV, utilizados nas irradiações do simulador humanóide. Para comparação com um dosímetro conhecido e já utilizado no controle da MF^{23, 24, 25}, uma curva de calibração para o filme foi feita.

Dezoito cubetas padrões foram preenchidas com o dosímetro FXG para 6 valores de dose absorvida de 0,5; 1; 1,5; 2; 2,5 e 3 Gy. Para a obtenção de um valor médio das medidas, foram utilizadas 3 cubetas para cada valor da dose absorvida. As cubetas foram fotografadas pela câmara CCD antes e após as irradiações para obter respectivamente imagens de referência para a linha de base das medidas e imagens cujas intensidades seriam relativas aos valores de dose apresentados. A partir dessas imagens uma curva de absorbância versus dose absorvida foi obtida para o FXG pelo programa Matlab.

Doze pedaços de filmes foram irradiados com doses de 0,5 a 2,0 Gy para a obtenção dos valores médios da densidade óptica, em função da dose absorvida. O intervalo das doses é menor que o utilizado para o FXG, porque a resposta do filme satura em doses mais baixas. Os filmes foram analisados utilizando o programa do Matlab com o qual foi possível também obter a curva de calibração do filme para comparação com a do FXG.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Curvas de calibração para o FXG e filme

Curvas de calibração foram feitas para obter os comportamentos dos dosímetros FXG e filme, para avaliação da resposta do dosímetro em função da dose absorvida. As leituras das doses foram feitas a partir das imagens desses dosímetros, obtidas através de uma câmera CCD para o FXG e através de um *scanner* digital para os filmes, para posterior análise.

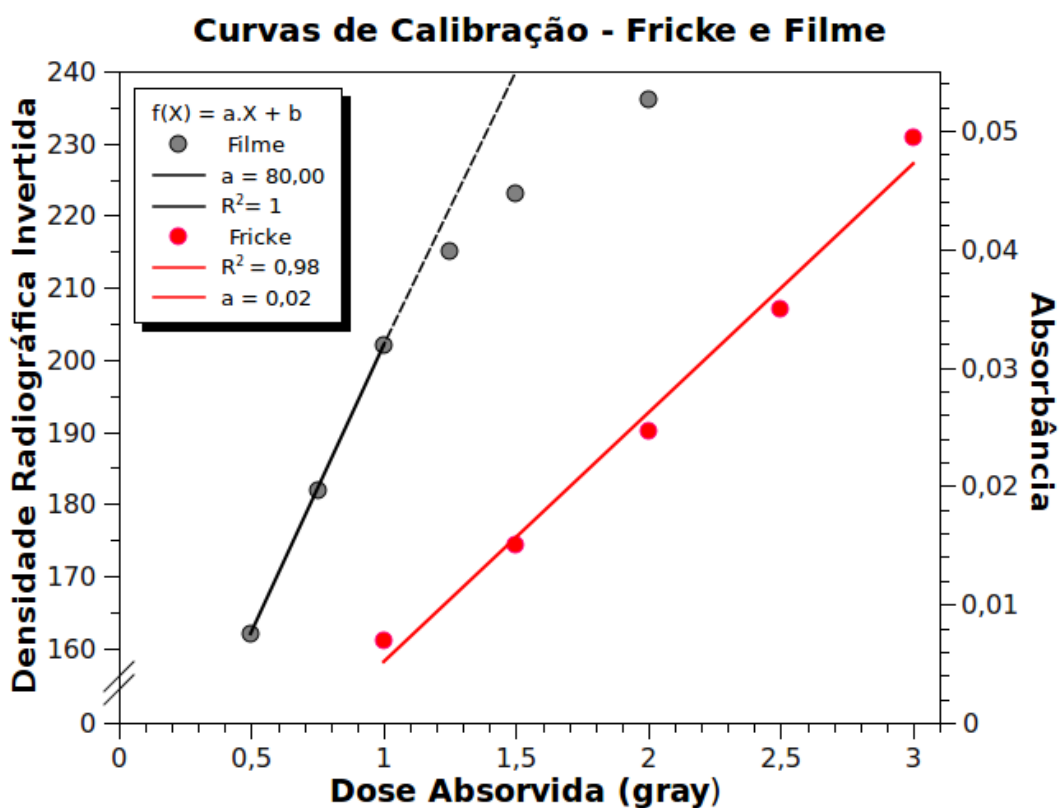


Figura 4.1. Curvas Absorbância em função da Dose absorvida para os dosímetros FXG e filme, irradiados com feixes de elétrons de 6 MeV.

Uma vez com as imagens digitalizadas do FXG e do filme para as curvas de calibração, essas foram respectivamente analisadas pelo programa Matlab, para obtenção dos valores de absorbância, e pelo programa ImageJ, para obtenção dos valores de densidade invertida.

Do comportamento apresentado na **Figura 4.1**, para o FXG, nota-se que a absorvência aumenta linearmente com a dose absorvida. Isto ocorre devido à oxidação dos íons (Fe^{+2}) para (Fe^{+3}) que aumenta proporcionalmente com a dose absorvida⁵. Para os filmes também observa-se um comportamento linear com a dose absorvida, entretanto nota-se que houve uma saturação com o aumento da dose, devido a sensibilidade do filme para doses mais altas ser menor.

Dos resultados apresentados pode-se notar que a curva de calibração do dosímetro FXG tem uma inclinação ou sensibilidade também adequada para as medidas de dose absorvida na faixa de doses que podem ser mensuradas pelo filme e além desta. Assim pode-se inferir a adequação do uso deste dosímetro nas medidas das doses absorvidas dos feixes de elétrons de 6 MeV.

4.2. Perfis das distribuições das doses absorvidas

Perfis das distribuições da dose absorvida nas varreduras horizontal (0°) e vertical (90°) foram obtidos das imagens digitalizadas dos dosímetros (FXG e filme), nos formatos de tomos selecionados de crânio e abdômen, para posterior avaliação das distribuições da dose absorvida em relação à profundidade para correlacionar com o tratamento da MF.

Dosímetro FXG

Após a irradiação das cubetas, preenchidas com o FXG (3 de abdômen e 3 de crânio), foram realizadas medidas fotográficas e as imagens CCD correspondentes à essas medidas foram analisadas pelo programa Matlab. Este programa foi especialmente planejado e desenvolvido para converter as intensidades dos pixels em dose absorvida. Nas imagens a seguir observa-se uma relação de cores com as porcentagens da dose absorvida através de uma escala de cores, de menor dose (azul) e de maior dose (vermelha escura). Com o mesmo programa, perfis horizontais e verticais (0° e 90°) das distribuições das doses absorvidas em função da profundidade nessas mesmas imagens foram obtidos.

Abdômen I (AbI)

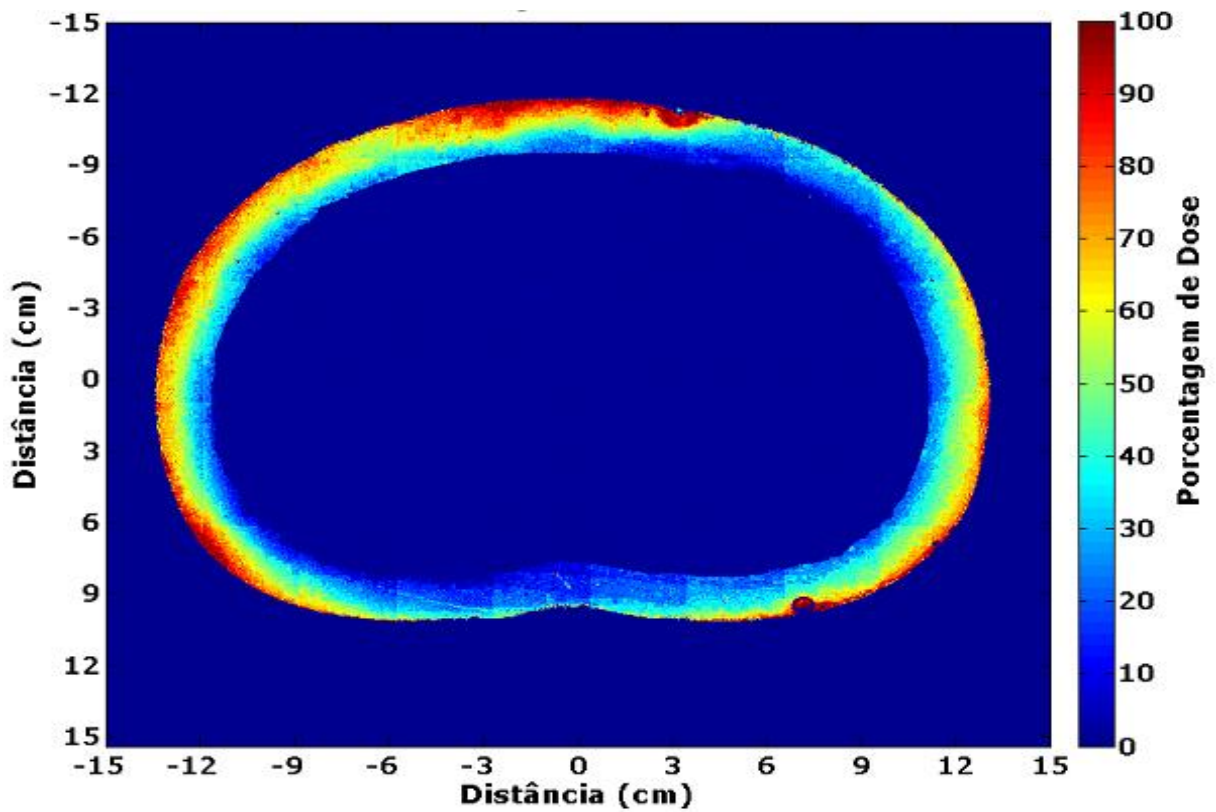


Figura 4.2. Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen I.

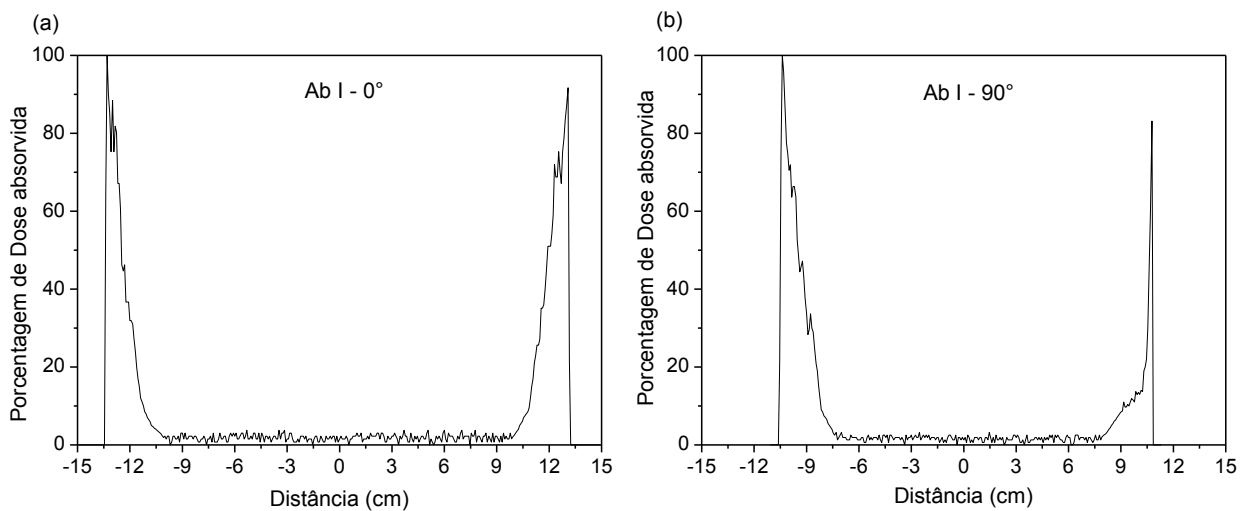


Figura 4.3. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições de dose absorvida do tomo de abdômen I.

Abdômen II (AbII)

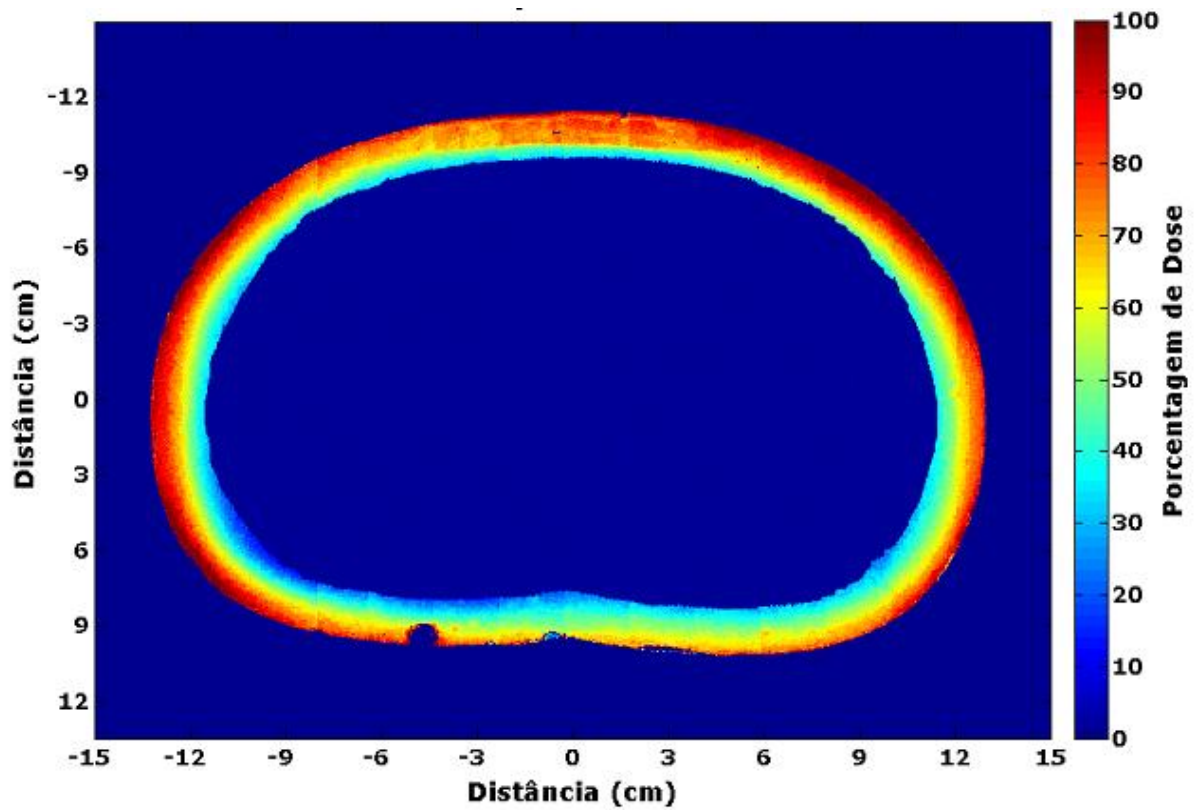


Figura 4.4. Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen II.

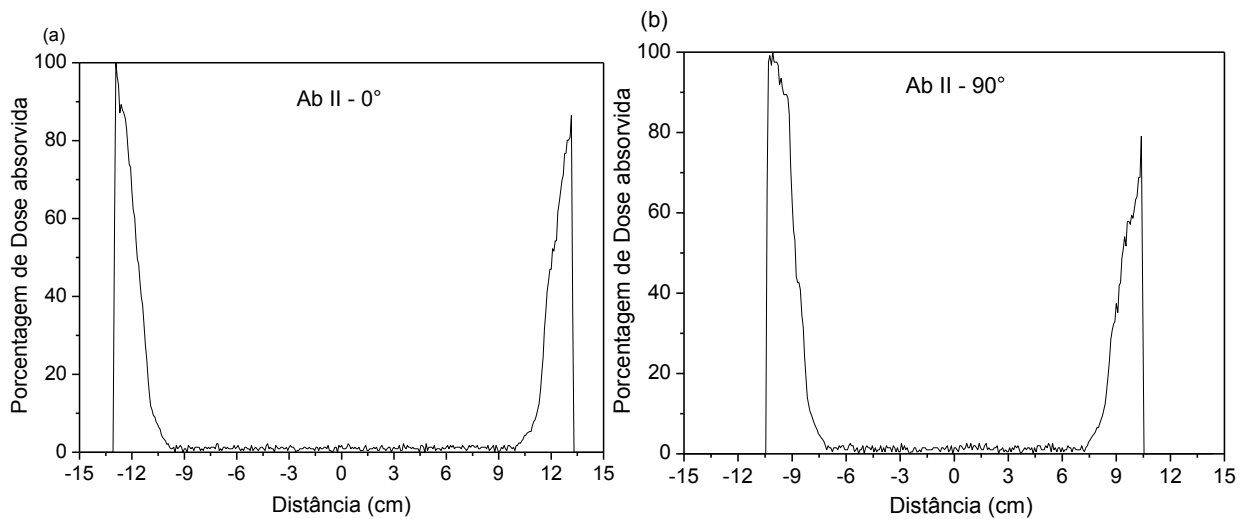


Figura 4.5. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen II.

Abdômen III (AbIII)

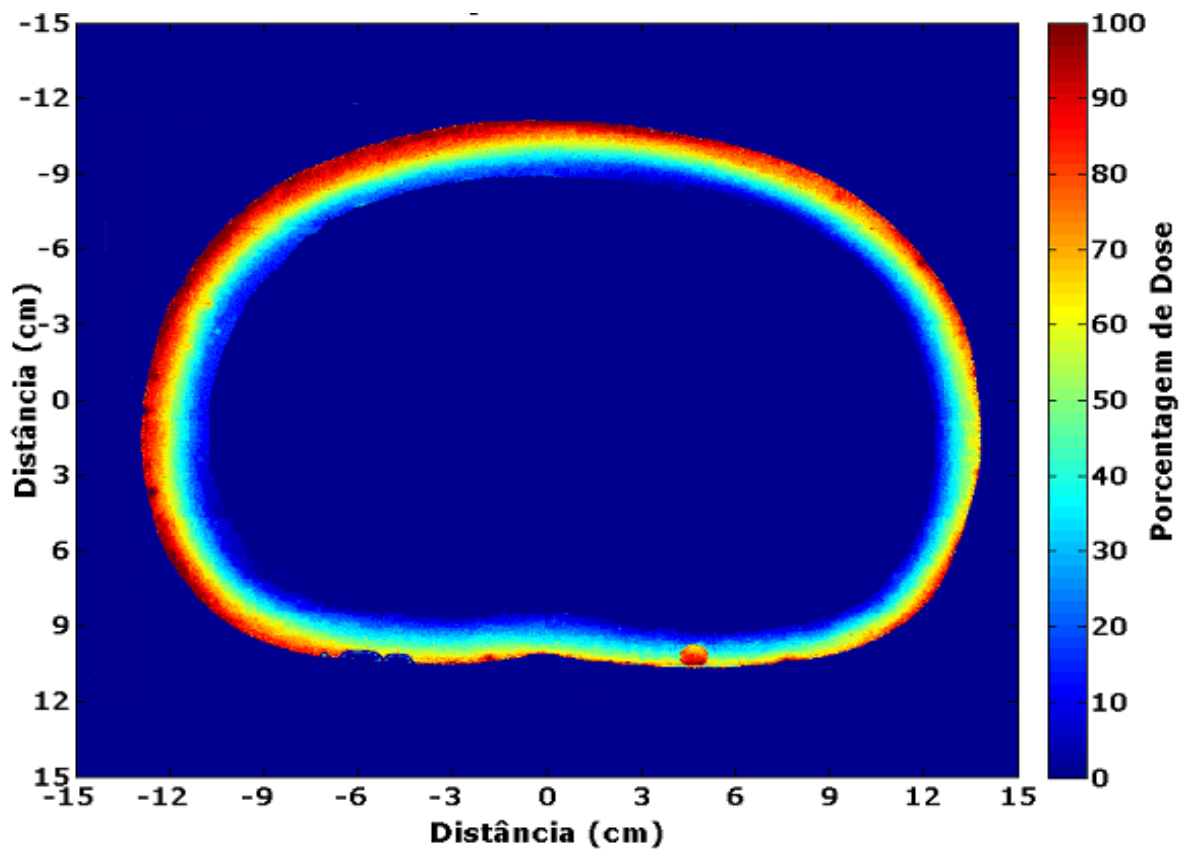


Figura 4.6. Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen III.

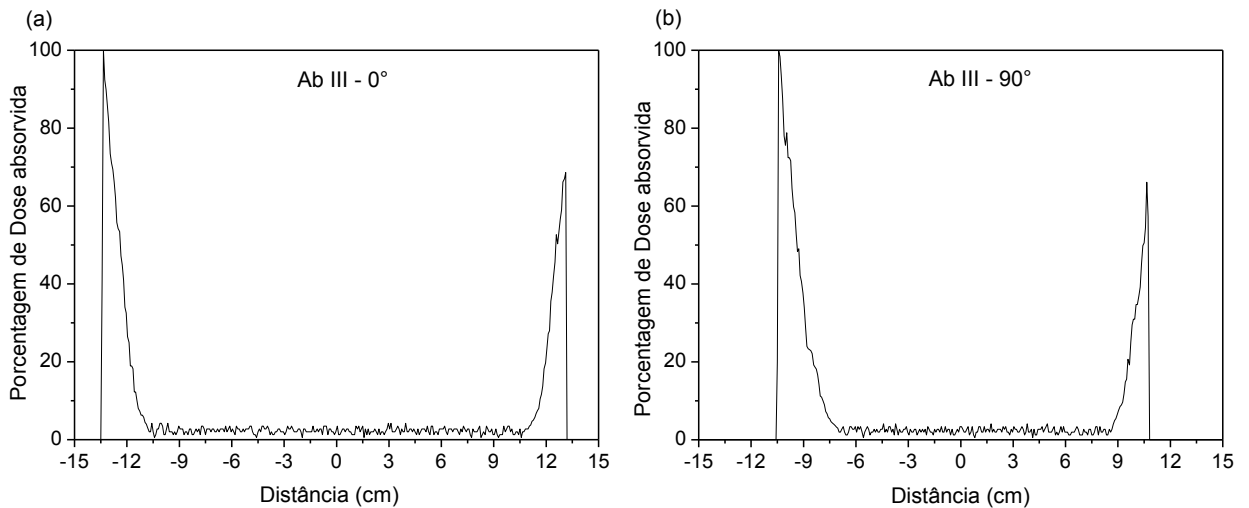


Figura 4.7. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen III.

Nas **Figuras 4.2, 4.4 e 4.6** tem-se imagens CCD obtidas das cubetas do abdômen (AbI, AbII e AbIII). Nessas imagens relacionam-se as cores na amostra com as da barra de porcentagem da dose absorvida, podendo-se inferir que há uma maior porcentagem nas superfícies das cubetas e uma diminuição conforme se vai em direção ao centro. Nas superfícies tem-se ~100% da dose absorvida e no centro tem-se ~2%. Nas figuras citadas foram selecionadas linhas horizontais e verticais passando pelo centro do abdômen. Para essas linhas foi aplicado o programa desenvolvido no Matlab para a obtenção dos perfis da distribuição da dose absorvida. Os perfis obtidos são apresentados nas **Figuras 4.3, 4.5 e 4.7**, nas quais a largura dos picos está correlacionada ao alcance dos elétrons e a dose absorvida no centro das amostras, à radiação de freamento (raios-X) proveniente de alguns elétrons no meio.

Na **Figura 4.3 (a)**, o perfil fornecido pelo programa na direção 0° é praticamente simétrico, pois os dois picos apresentados no início e no final do perfil, têm praticamente a mesma altura e largura. Na **Figura 4.3 (b)** o perfil fornecido pelo programa na direção 90° apresenta um pico maior na região antero-posterior do abdômen e um menor na extremidade oposta. Esta diferença foi acusada pelo FXG, devido às diferenças geométricas do contorno nos pontos onde foi tracejada a linha de 90° . Semelhantemente à **Figura 4.3 (a e b)**, na **Figura 4.5 (a)** tem-se dois picos quase simétricos apresentados, no início e no final do perfil e uma diferença na altura entre os dois picos na parte **(b)** da mesma figura, sendo maior o pico do lado esquerdo e menor o do lado direito devido às diferenças geométricas do tomo de abdômen.

Na **Figura 4.7 (a)** o perfil a 0° também apresenta um pico maior do lado esquerdo e um menor do lado direito, o que ocorre também na parte **(b)** da figura, no perfil a 90° . Embora esta segunda parte apresente uma diferença da altura e largura desses picos maior que a diferença observada na parte **(a)**.

As medidas obtidas, embora semelhantes, mostram ligeiras diferenças para cada amostra de FXG (cada cubeta) na altura e largura de pico, devido aos fatores que podem influenciar nas medidas, como temperatura e pequenas diferenças entre o acrílico das cubetas confeccionadas. Sendo assim, os resultados dos perfis foram mediados para uma melhor representação das medidas e posterior comparação com os perfis dos filmes mediados.

Crânio I (CrI)

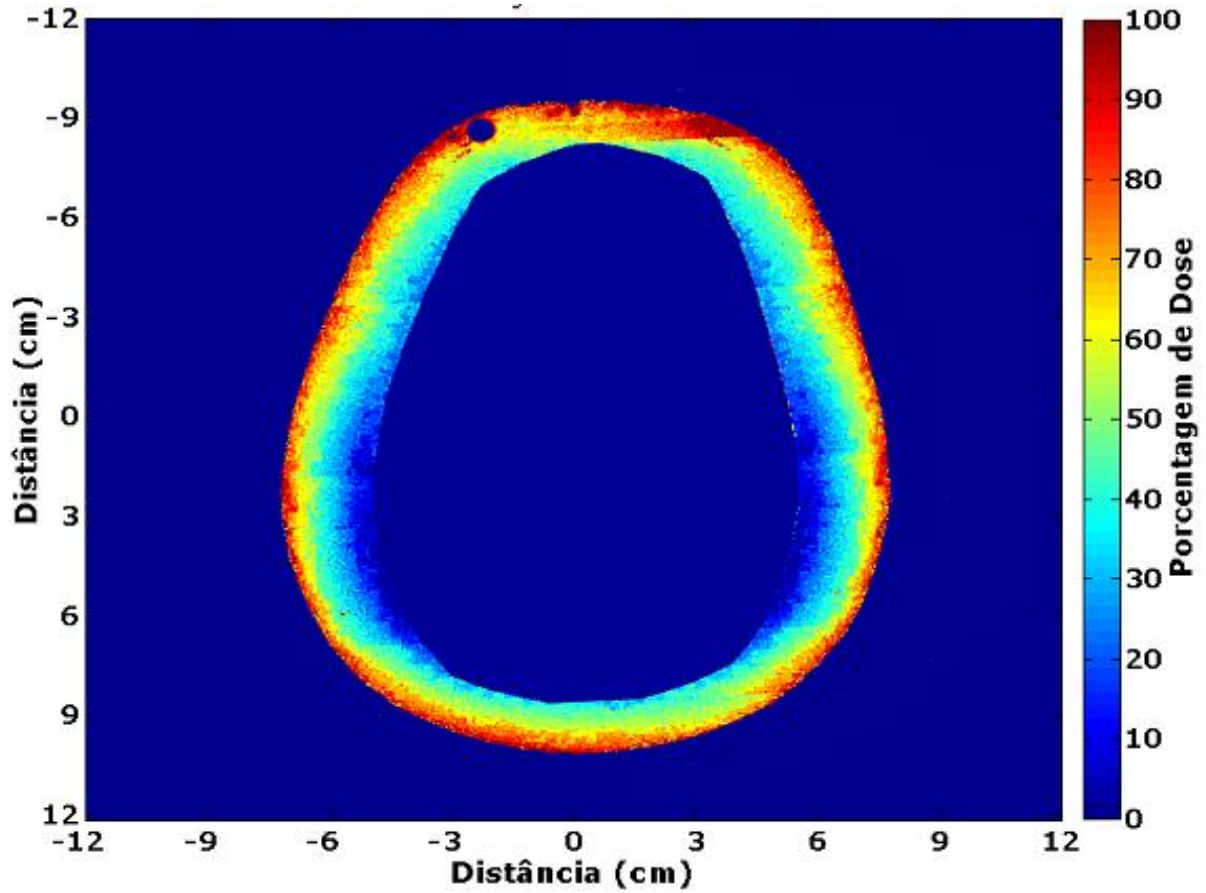


Figura 4.8. Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio I.

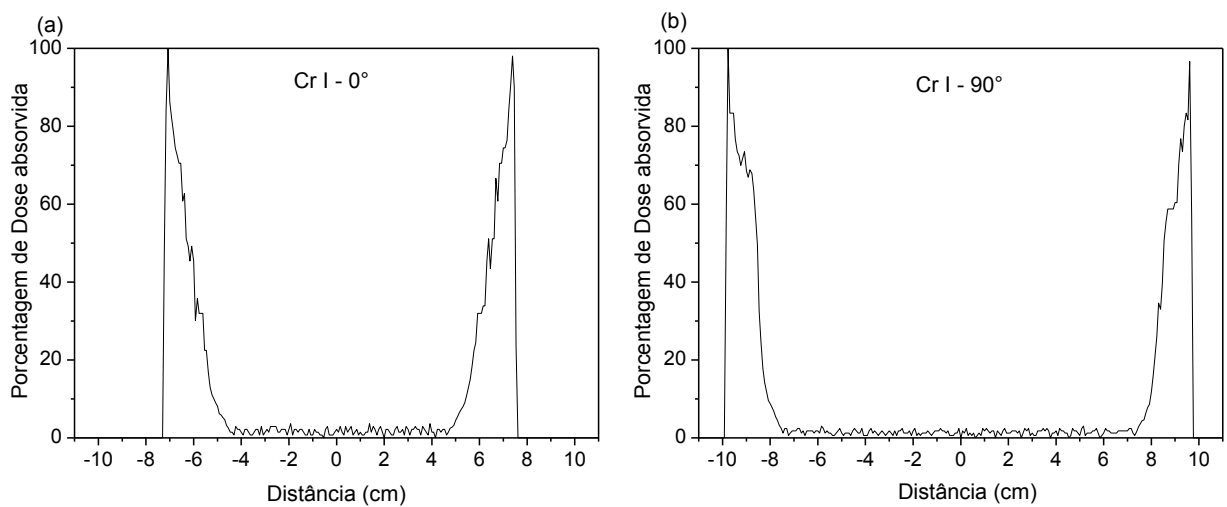


Figura 4.9. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio I.

Crânio II (CrII)

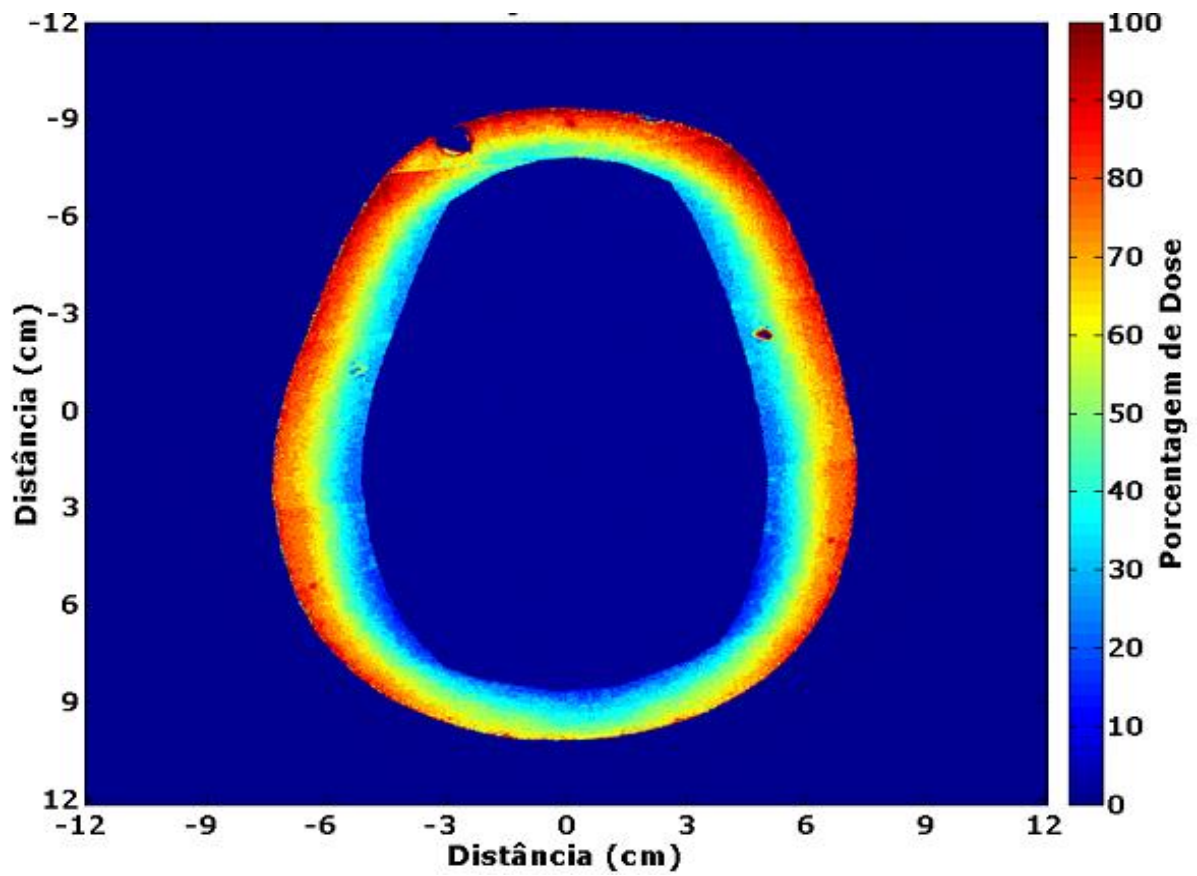


Figura 4.10. Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio II.

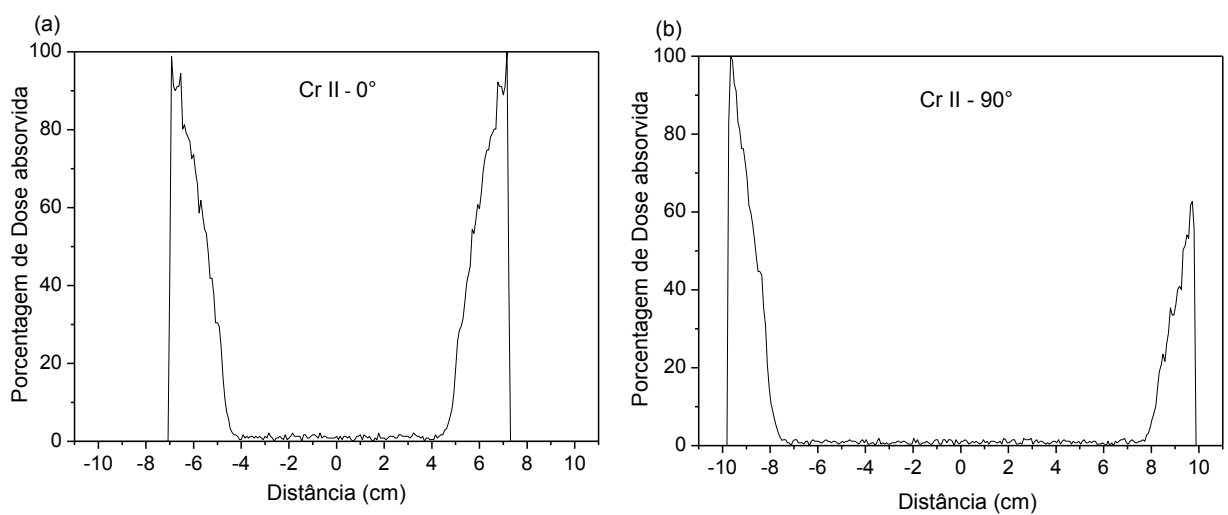


Figura 4.11. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio II.

Crânio III (CrIII)

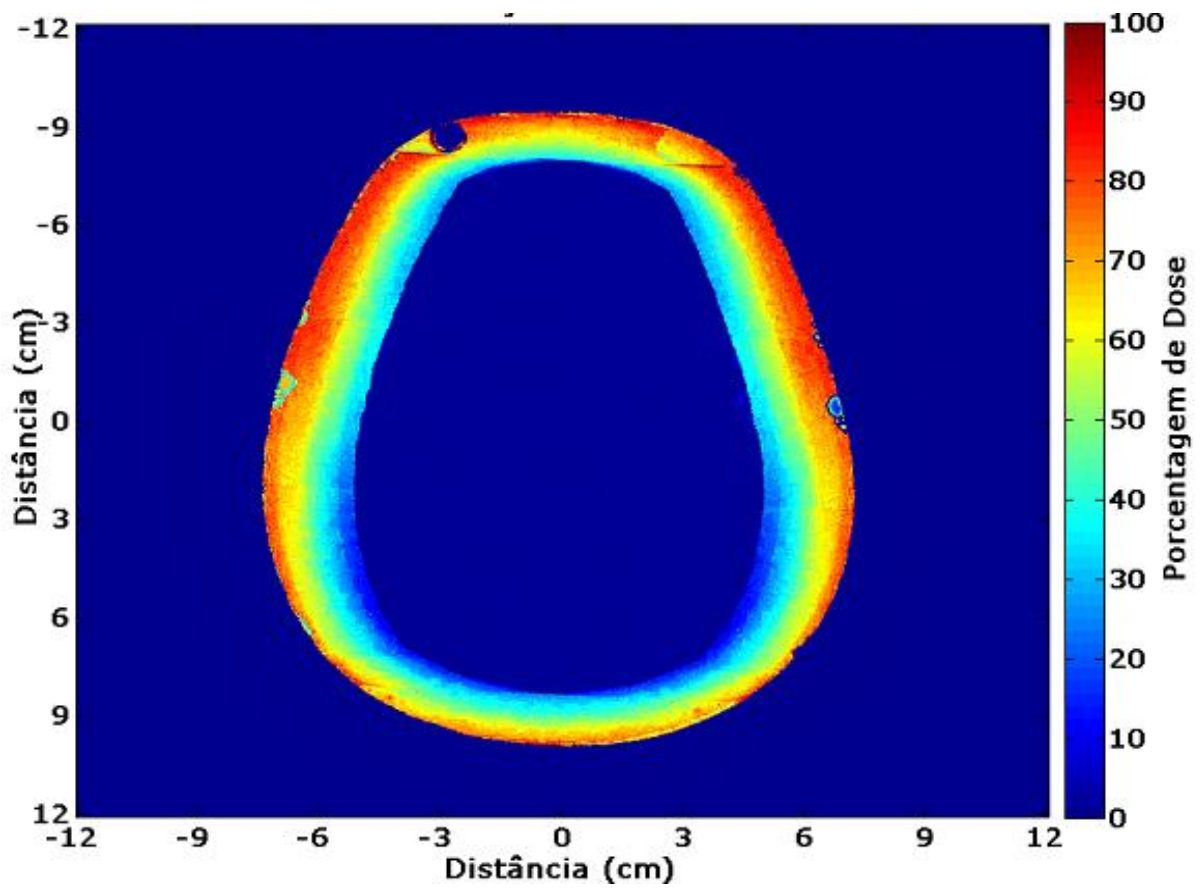


Figura 4.12. Imagem da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio III.

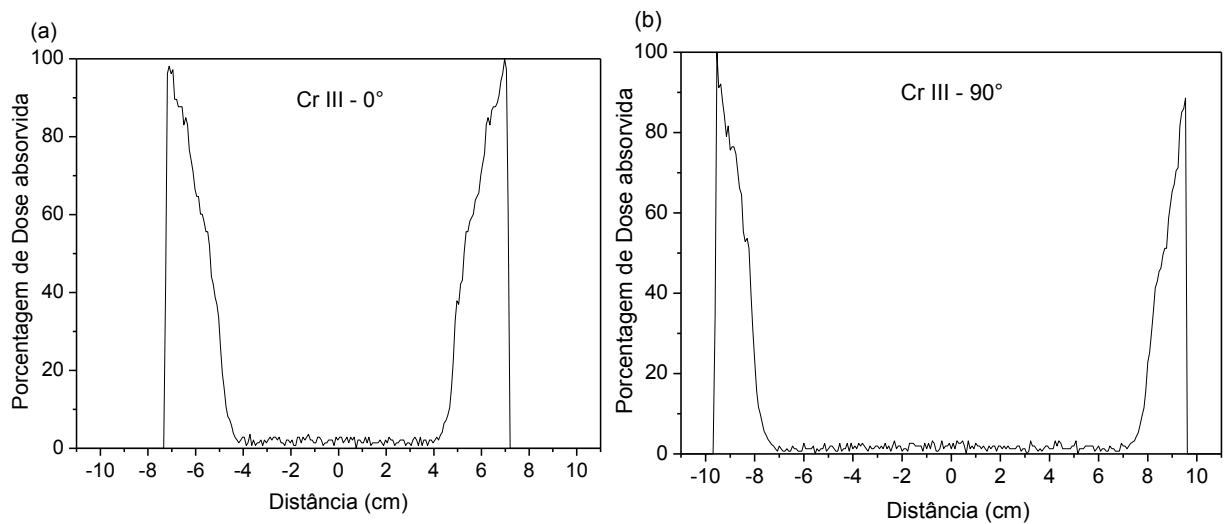


Figura 4.13. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio III.

As imagens CCD obtidas do crânio das **Figuras 4.8, 4.10 e 4.12** também foram correlacionadas à uma escala de cores, de menor dose até uma maior dose, e perfis horizontais e verticais (0° e 90°) do tomo foram obtidos. A partir das imagens CCD nota-se uma alta porcentagem da dose nas superfícies das cubetas, em torno de 100%, e uma menor no centro, $\sim 1,5\%$. Para as imagens de crânio foi aplicado o mesmo processo com o programa Matlab, utilizado para as imagens de abdômen. Linhas horizontais e verticais foram tracejadas passando pelo centro para a obtenção dos perfis das distribuições da dose absorvida.

Na **Figura 4.8 (a)** e **(b)** correspondentes aos perfis nas direções 0° e 90° , os picos podem ser considerados praticamente simétricos, pois possuem praticamente a mesma altura e largura. Na **Figura 4.10** parte **(a)** o perfil fornecido na direção 0° também é praticamente simétrico, apresentando os dois picos no início e no final do perfil, com praticamente a mesma altura e largura. Entretanto na parte **(b)** na direção 90° tem-se um pico maior na região frontal do crânio e um menor na região posterior do mesmo. Este efeito é devido ao formato do tomo do crânio não ser simétrico, nos extremos, para a varredura a 90° .

Na **Figura 4.12** parte **(a)** o perfil na direção 0° apresenta picos de alturas e larguras bem próximos, praticamente simétricos. Na direção a 90° parte **(b)** tem-se uma mínima diferença entre os picos relacionados à altura, também em decorrência da geometria do tomo.

As imagens e os perfis dos tomos de crânio e de abdômen, obtidos pelo programa no Matlab para dosímetro FXG, apresentaram nas bordas dos tomos, distribuições de dose absorvida esperada para o tratamento da neoplasia MF.

Filme

Quatro filmes foram irradiados, 2 de abdômen e 2 de crânio, que posteriormente tiveram suas imagens digitalizadas por um scanner digital para possível realização das leituras das densidades radiográficas invertidas, através do programa ImageJ. As imagens e os comportamentos horizontais (0°) e verticais (90°) obtidos são apresentados nas figuras a seguir.

Abdômen I (AbI)



Figura 4.14. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de abdômen I.

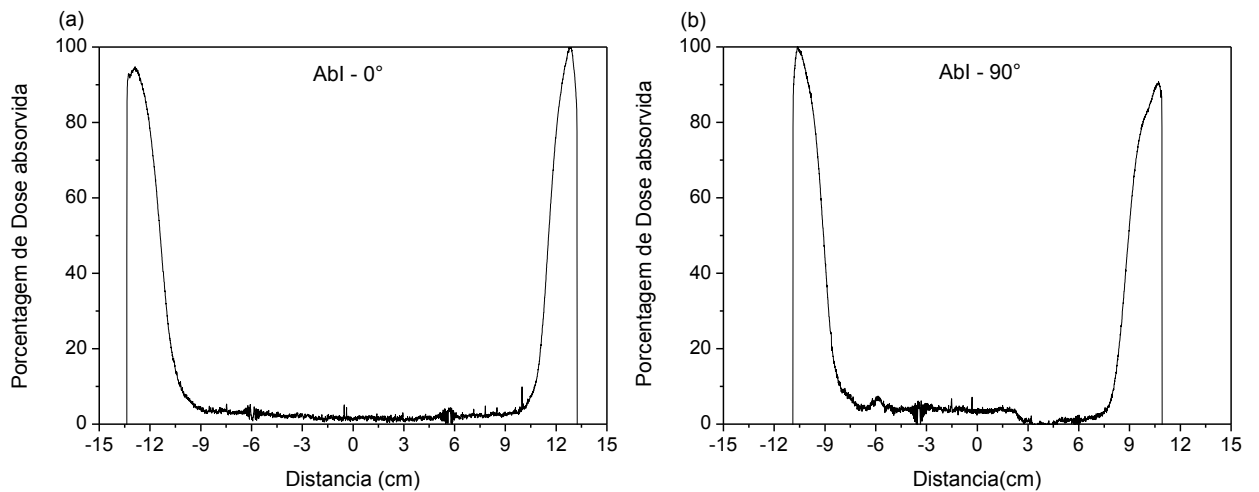


Figura 4.15. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen I.

Abdômen II (AbII)



Figura 4.16. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo do abdômen II.

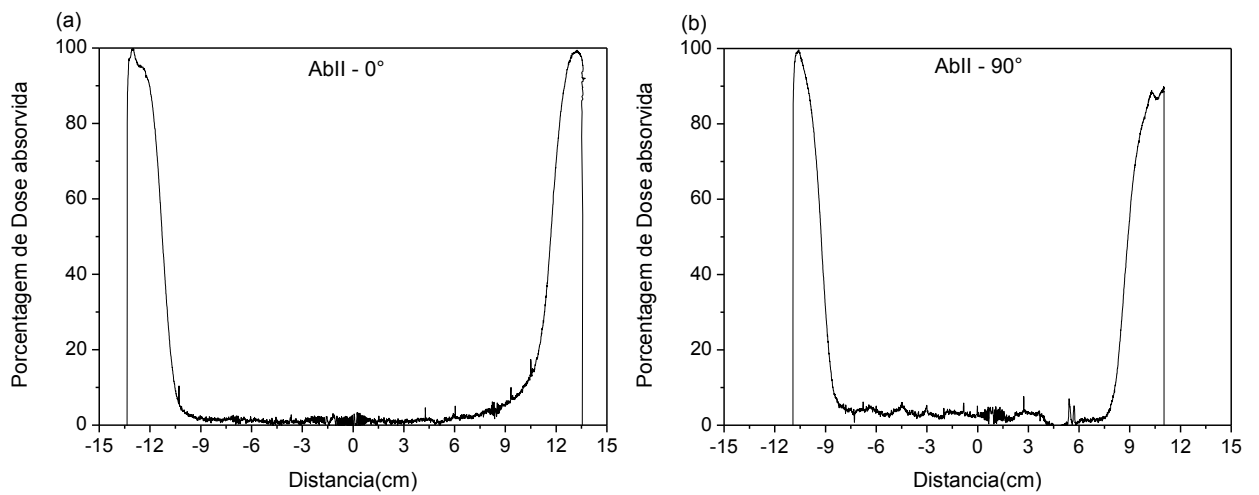


Figura 4.17. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de abdômen II.

Para comparação dos perfis das imagens do dosímetro FXG com um dosímetro conhecido e utilizado no controle do tratamento da MF, foi escolhido o filme. Nas imagens digitalizadas do filme referentes aos tomos de abdômen e crânio, também foram selecionadas linhas horizontais e verticais passando pelo centro utilizando o programa ImageJ para a obtenção dos perfis da distribuição da dose absorvida.

Nas **Figuras 4.14** e **4.16**, nota-se um enegrecimento nas bordas das imagens, correspondentes à uma maior dose absorvida. Assim, há uma maior porcentagem da dose absorvida nas superfícies dos filmes e uma diminuição conforme se vai em direção aos centros. Nas bordas tem-se ~100% da dose absorvida e nos centros ~2%.

Na **Figura 4.15 (a)**, o perfil fornecido pelo programa ImageJ na direção 0° é praticamente simétrico, pois os dois picos apresentados no início e no final do perfil, têm praticamente a mesma altura e largura, embora no pico do lado esquerdo observa-se uma mínima diferença na altura em relação ao pico do lado direito. Na parte **(b)** o perfil na direção 90° apresenta um pico um pouco maior na região antero-posterior do abdômen e um menor na outra extremidade. Esta pequena diferença é devida aos mesmos motivos que levaram às diferenças para o dosímetro FXG para o mesmo tomo e direção, ou seja devido às diferenças geométricas do contorno do tomo.

Na **Figura 4.17 (a)** e **(b)**, os perfis nas direções 0° e 90° são semelhantes aos perfis da **Figura 4.15**, notando-se uma pequena diferença nas alturas dos picos na direção de 90° , devida à geometria do tomo do abdômen ser diferente na parte anterior em relação a posterior.

Crânio I (CrI)

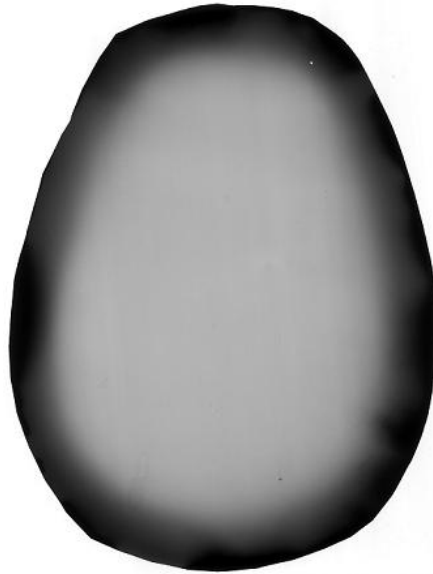


Figura 4.18. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio I.

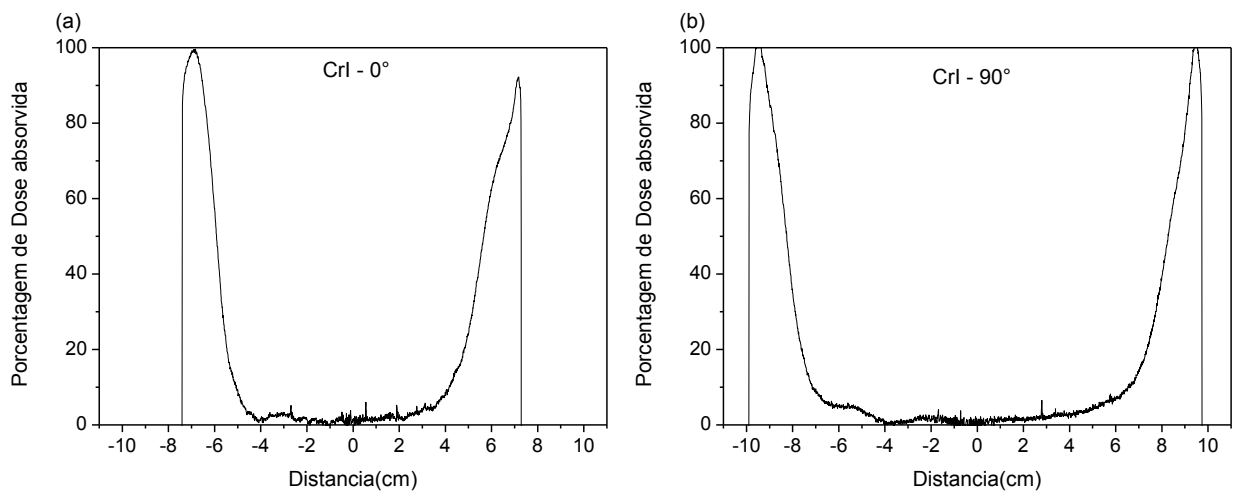


Figura 4.19. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio I.

Crânio II (CrII)



Figura 4.20. Imagem digitalizada do filme da distribuição da dose absorvida do tomo de crânio II.

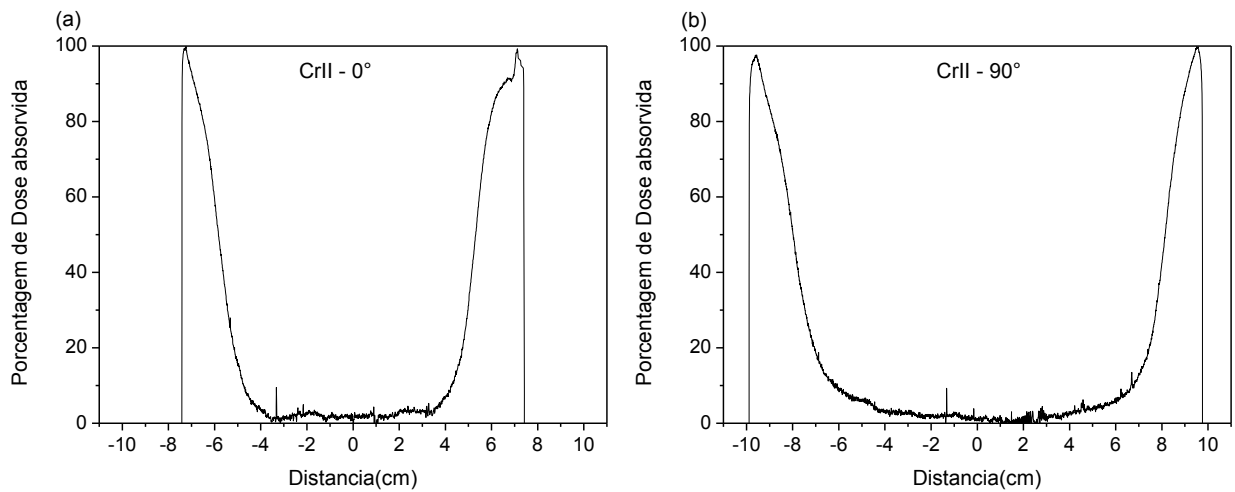


Figura 4.21. a) Perfil horizontal (0°) e b) Perfil vertical (90°) das distribuições da dose absorvida do tomo de crânio II.

O mesmo processo com o programa ImageJ para a obtenção dos perfis horizontais e verticais da distribuição da dose absorvida, também foi utilizado nas imagens de crânio dos filmes digitalizados. Assim, foi possível notar uma maior porcentagem da dose absorvida na superfície e uma menor no interior da imagem do crânio no filme.

Nas **Figuras 4.18 e 4.20** nota-se um enegrecimento nas bordas das imagens dos filmes, correspondentes à uma maior dose absorvida, com uma porcentagem de dose em torno de 100%, e nos centros uma dose absorvida menor, em torno de 0,6%.

O perfil fornecido pelo programa ImageJ na direção 0° , parte **(a)** da **Figura 4.19** apresenta o pico do lado direito menor do que o do lado esquerdo. Embora a diferença na altura dos dois picos seja pequena, este fato pode ter ocorrido por fatores que podem ter influenciado o processamento do filme (temperatura, manipulação etc). Na parte **(b)** o perfil na direção 90° tem picos simétricos, com praticamente mesma altura e largura.

Na **Figura 4.21 (a)** o perfil na direção 0° apresenta picos semelhantes, embora observa-se uma pequena diferença na largura do pico do lado direito, em relação ao pico do lado esquerdo. A **Figura 4.21 (b)**, também apresenta picos praticamente simétricos e semelhantes aos da **Figura 4.19 (b)**.

Os comportamentos médios dos perfis obtidos das imagens dos filmes, tanto para os tomos de abdômen, quanto para os de crânio, ficaram próximos quando comparados aos comportamentos médios dos perfis obtidos das imagens do dosímetro FXG.

4.3. Comparações de perfis médios de crânio e abdômen

Os perfis médios de abdômen e de crânio para as direções 0° e 90° foram obtidos para os dosímetros FXG e filme. Estes são apresentados nas figuras abaixo para possíveis comparações.

Médias dos perfis de Abdômen

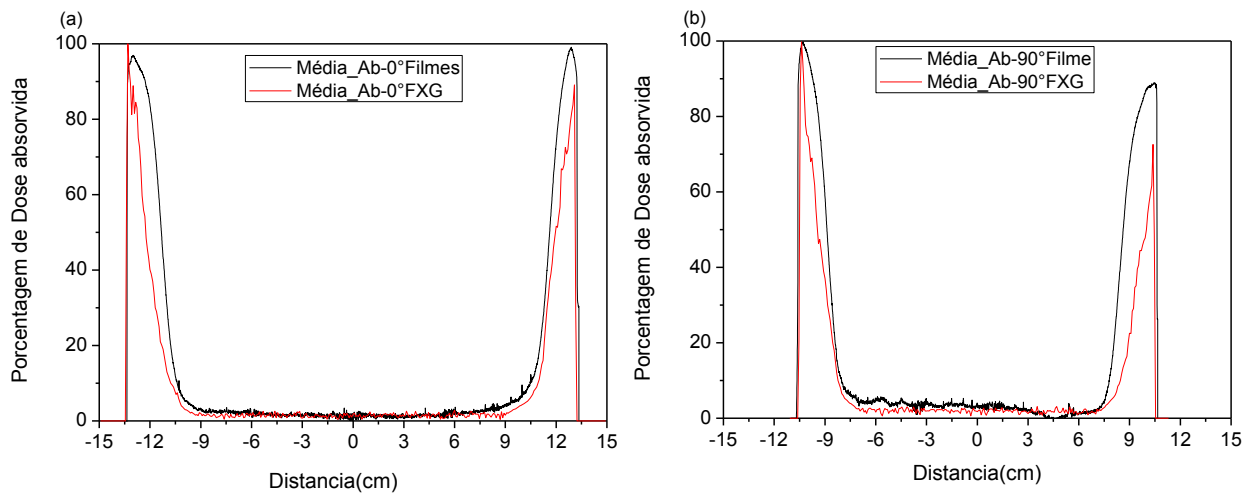


Figura 4.22. Médias dos perfis de abdômen para o filme e o FXG: **a)** a 0° e **b)** a 90° .

Médias dos perfis de Crânio

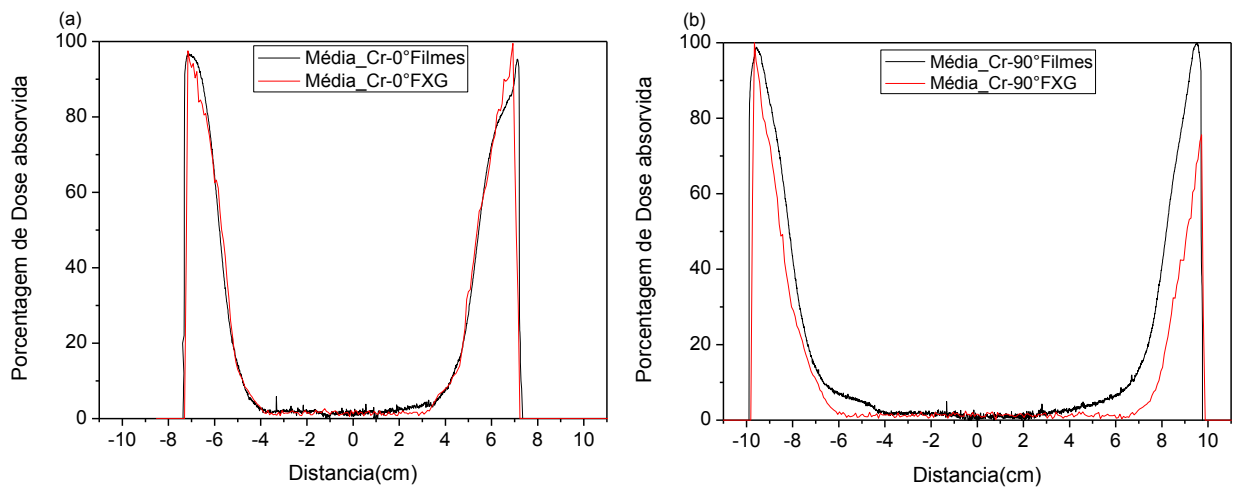


Figura 4.23. Médias dos perfis de crânio para o filme e o FXG: **a)** a 0° e **b)** a 90° .

Os comportamentos médios, horizontais e verticais (0° e 90°), do abdômen e do crânio tanto para o FXG quanto para o filme, apresentaram uma maior porcentagem da dose absorvida nas bordas e uma menor no centro.

Na **Figura 4.22 (a)** os perfis médios do abdômen a 0° obtidos apresentam picos praticamente simétricos em relação à altura e largura. Já na parte **(b)** da mesma figura os perfis médios a 90° apresentam os picos da dose absorvida do lado direito, menores do que os do lado esquerdo. Tanto o filme quanto o FXG mostram a diferença nas alturas dos picos, devida à assimetria dos tomos.

Os perfis médios a 0° do crânio para o filme e FXG, apresentados na **Figura 4.23 (a)**, são semelhantes e praticamente simétricos. Os perfis médios a 90° na parte **(b)** da mesma figura, apresentam diferenças maiores para os picos do lado direito. Isto pode ter ocorrido porque a dose escolhida para irradiação do simulador foi 2 Gy, dose normalmente utilizada no tratamento, porém para o filme este valor de dose já está na região aonde já teve início a saturação.

Para os tomos de abdômen e de crânio foi possível notar que as médias dos perfis dos dosímetros FXG e filme ficaram próximas e atendendo ao perfil esperado para o tratamento da *Micose Fungóide*.

Vimos que os elétrons ao interagirem com um meio além de produzirem interações coulombianas também podem produzir raios-X. Sendo que a borda mais escura obtida em todas as imagens esta relacionada ao alcance dos elétrons, conseqüentemente a dose medida no interior dos tomos é relativa àquela devida aos raios-X. A contribuição da dose absorvida por raios-X foi verificada no centro do campo.

A contaminação por raios-X obtida dos perfis médios do abdômen e do crânio a 0° e 90° , tanto para FXG quanto para o filme foram feitas, para devidas comparações.

TABELA 4.1 - Contaminação por raios-x inferidas das imagens FXG e filme na direção 0° e 90° .

Região do Corpo \ Dosímetro	FXG	FXG	Filme	filme
	% a 0°	% a 90°	% a 0°	% a 90°
Abdômen	1,45	1,76	0,95	3,21
Crânio	1,39	1,42	0,93	0,65

Dos dados apresentados na **TABELA 4.1** tem-se que a porcentagem média dos valores de dose absorvida de raios-X para o dosímetro FXG no abdômen e crânio foram 1,45% e 1,39% para 0° e 1,76% e 1,42% para 90°, respectivamente. A porcentagem média dos valores de dose absorvida de raios-X para o filme no abdômen e crânio foram 0,95% e 0,93% para 0° e 3,21% e 0,65% para 90°, respectivamente. Dos valores obtidos para o FXG, nota-se que na direção 0° a média é praticamente a mesma ($\neq 4\%$), considerando regiões diferentes como abdômen e crânio. Para as citadas regiões na direção de 90° tem-se uma diferença de 19%. Dos valores obtidos para o filme, na direção 0° a média também é praticamente a mesma ($\neq 2\%$), considerando as duas regiões já citadas. Para essas regiões na direção de 90° tem-se uma diferença de 80%. Embora a diferença mais crítica encontrada seja para o filme a 90°, tanto para o abdômen quanto para o crânio, esta diferença maior também foi encontrada para as mesmas condições utilizando o FXG. Para o filme tem-se uma diferença quatro vezes maior do que a do FXG, isto poderia ser devido aos contornos diferentes entre as amostras de filmes e também eventuais problemas nas medidas da dose absorvida devido à saturação. A semelhança entre as médias a 0° para cada dosímetro pode ser devida a geometria para esta direção ser mais simétrica do que a 90°.

Todos os valores obtidos na **TABELA** acima estão abaixo da tolerância para a contaminação por raios-X no tratamento da MF, conforme o protocolo da AAPM⁸ ($\leq 4\%$).

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

No presente trabalho foi utilizado o Dosímetro Fricke Xilenol Gel no planejamento do tratamento da neoplasia *Micose Fungóide*, na tentativa de observar se este dosímetro apresenta resultados compatíveis aqueles, apresentados pelo filme, sob as mesmas condições de medida (feixes de elétrons de 6 MeV e técnica de Stanford). As curvas de calibração para os dois dosímetros apresentam comportamentos lineares com a dose, confirmando a sensibilidade do Fricke para medidas de dose absorvida.

As imagens obtidas das regiões do crânio e abdômen pelo FXG são semelhantes às aquelas obtidas com o filme. Os perfis horizontais e verticais, passando pelo centro de todas as imagens, apresentam maiores valores de porcentagem da dose absorvida (picos normalizados para o valor maior da dose) em seus contornos e menores em seus centros, devido à contaminação por raios-X. Os valores médios obtidos nos centros das imagens devido à contaminação por raios-X, foram todos menores que 4%, a tolerância indicada pelo protocolo da AAPM⁸. Entretanto para as mesmas regiões avaliadas (abdômen e crânio), através da direção de 0° tem-se uma diferença de ~ 33,68% e de 90° de ~ 48,69% entre os valores obtidos com os dois dosímetros.

Os resultados de distribuição de dose para os dois dosímetros são semelhantes qualitativamente e quantitativamente estão dentro do esperado para o planejamento do tratamento da neoplasia citada. Assim, podemos concluir que o FXG se presta ao controle de qualidade nas irradiações da MF.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. First Edition. John Wiley and Sons, Inc; Madison USA, 1986.
- 2 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) Report 60. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation**. USA, 1998.
- 3 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) Report 24. **Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures**. USA, 1976.
- 4 PALM, A. & MATTSON, O. **Influence of Sulphuric Acid Contaminants on Fricke Dosimetry**. *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, pp111-114, 2000
- 5 JOHNS, H. E. & CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. Fourth Edition, USA: Charles C. Thomas, 1983.
- 6 MICAILY, B. et al. **Radiotherapy for Unilesional Mycosis Fungóides**. *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.* vol. 42, n° 2, pp 361- 364, 1998.
- 7 FLETCHER, H. G. **Textbook of Radiotherapy**. Second Edition, University of Texas, 1975.
- 8 AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE - AAPM Report N° 23. **Total skin electron therapy: technique and dosimetry.**, 1987.
- 9 KLEVENHAGEN, S. C. **Physics and Dosimetry of Therapy Electrons Beams**. Medical Physics Publishing, 1993.
- 10 EVANS, R. D. **The Atomic Nucleus**. New York, American Institute of Physics Inc, 1985.
- 11 DE ALMEIDA, A. **Influência do Ruído Quântico em Imagens Radiológicas**. Tese de Doutorado. Departamento de Física e Ciências dos Materiais do Instituto de Física e Química da Universidade de São Paulo – São Carlos, 1990.
- 12 HENDEE, W. R. **Medical Radiation Physics**. Chicago, Year Book Medical Publishers, 599p., 1970.
- 13 HINE, G. J. & BROWNE, G. L. **Radiation Dosimetry**. New York, Academic Press, Third Edition. 932p., 1982.
- 14 GAY, C., COLLINS, J. & GEBICKI, M. **Determination of Iron in Solutions with the Ferric-Xylenol Orange Complex**. *Analytical Biochemistry*, v. 273, pp143-148, 1999.
- 15 FRICKE, H. & MORSE, S. **The Chemical Action of Roentgen Rays on Dilute Ferrous Sulphate Solutions a Measure of Dose**. *American Journal Roentgnology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, v.18, pp430 – 432, 1927.

- 16 BERO, M. A., et al. Tissue-Equivalent Gel for Non-invasive Spatial Radiation Dose Measurements.** Nuclear Instruments and Methods in Physic Research, v.166 – 167, pp820 – 825, 2000.
- 17 CAMPBELL, I. D., DWEK, R. A. Biological Spectroscopy.** USA: Cummings Publishing Company, 1984.
- 18 KHAN, F. M. The Physics of Radiation Therapy.** Second Edition. USA: Williams & Wilkins, 1992.
- 19 COSTA, R. T. Avaliando a Viabilidade do Uso do Dosímetro Fricke Modificado na Radioterapia.** Dissertação de Mestrado. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2001.
- 20 MAGALHÃES, G. A. L., et al. A Importância do Controle de Qualidade de Processadoras Automáticas,** Radiologia Brasileira vol.35 N°6 São Paulo, 2002.
- 21 MAGALHÃES, G. A. L.; et al. Avaliação da velocidade de processamento de processadoras automáticas utilizado o método "STEP test".** Radiologia Brasileira, vol.37 N°3 São Paulo, 2004.
- 22 KNOLL, G. F. Radiation Detection and Measurement,** Second Edition, New York – NY, USA: John Wiley & Sons Inc, 1989.
- 23 CHU S. S., et al. Dosimetry for Total Skin Electron Beam Therapy in Skin Câncer.** Department of Radiation Oncology, College of Medicine, Yonsei University, Seoul Korea. J. Korean Soc Ther Radiol vol 10, N°1, June, 1992.
- 24 POLI. R. E. M. Dosimetria aplicada na irradiação de toda a pele utilizando feixes de elétrons com energia nominal de 4 MeV.** Dissertação de Mestrado em Detectores. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2000.
- 25 FERRAZ, E. Novo Filtro Espalhador e Homogeneizador da Dose para o Tratamento da Neoplasia Mucose Fungóide, Através da Irradiação Total da Superfície do Corpo, com Elétrons de 5 MeV.** Dissertação de Mestrado. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2000.
- 26 MATLAB CREATING GRAPHICAL USER INTERFACES,** Mathworks, 2004, http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf_doc/matlab/buildgui.pdf. Acessado em abril de 2009.
- 27 PROGRAMA IMAGEJ,** <http://rsbweb.nih.gov/ij/download.html>. Acessado em outubro de 2009.
- 28 DEZOTTI, G. S. M. Avaliação da Densidade Óptica e Densidade Radiográfica utilizando Filmes Radiográficos AGFA Dentus M2 “Comfort” processado em três soluções de Processamento em diferentes temperaturas.** Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia, Bauru, Universidade de São Paulo, 2000.

29 COCLETE, A. G., et al. **Comparação das Densidades Ótica e Radiográfica, Analisadas pelo Fotodensitômetro MRA e pelo Sistema Digital Digora.** *Rev. Odontol. UNESP*, v. 32, Nº 2, pp93-98, jul./dez., 2003.

30 Lo T. C. M., et al. **Megavolt Electron Irradiation for Localized Mycosis Fungoides.** Department of Radiation Therapy, Lahey Clinic Medical Center, Burlington, Massachusetts, USA, January, 1981.

31 MANUAL MERCK SAÚDE PARA A FAMÍLIA. **Distúrbios do Sangue: Linfomas, (Micose Fungóide).** Seção 14, Capítulo 158, http://www.msdbrazil.com/msdbrazil/patients/manual_Merck/mm_sec14_158.html#section_4. Acessado em dezembro de 2009.

32 GARCIA, F.A. **Eletromagnetismo: O Gerador de Van Der Graaff.** [http://www.fisica.ufs.br/CorpoDocente/egsantana/electmagnet/campo_electrico/graaf/graaf.htm#El generator de Van de Graaf](http://www.fisica.ufs.br/CorpoDocente/egsantana/electmagnet/campo_electrico/graaf/graaf.htm#El%20gerador%20de%20Van%20de%20Graaf). Acessado em dezembro de 2009.

33 HOPPE., R. T., FUKS, Z., Bagshaw: *Int. J. Radiat. Oncol. Phys.* 2: pp 843-851, 1977.

34 PATOLOGIA MICOSE FUNGÓIDE, http://portfolio.med.up.pt/e_lima/estagios.htm. Acessado em dezembro de 2009.

35 DERMATOLOGY INFORMATION SYSTEM, **Micose Fungóide,** <http://www.dermis.net/dermisroot/pt/19747/image.htm>. Acessado em dezembro de 2009.

36 ZAIAS, H., et al. **The Fricke Xylenol Gel (FXG) dosimetry in the Mycosis Fungoides radiotherapy.** International Nuclear Atlantic Conference – INAC, Santos, SP, Brazil, August, 2005, ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR – ABEN, 2005.

APÊNDICE A

Sistema de estadiamento da neoplasia Micose Fungóide, baseado nos nódulos de tumores metastáticos (TMN), proposto pela *Mycosis Fungóides Cooperative Group* (MFCG) do *National Cancer Institute* (NCI).

Tabela A.1 - Classificação Patológica de TMN para a *Micose Fungóide*.

Magnitude do envolvimento da pele

- T0 Suspeitas Clínicas ou patológicas de lesões
- T1 Lesões primárias ou placas envolvendo menos de 10% da pele
- T2 Lesões primárias ou placas envolvendo mais de 10% da pele
- T3 Um ou mais tumores na pele
- T4 Tumores extensivos, geralmente generalizado

Estado dos nódulos linfáticos periféricos

- N0 Clinicamente normal, patologicamente sem envolvimento
- N1 Clinicamente anormal, patologicamente sem envolvimento
- N2 Clinicamente normal, patologicamente envolvido
- N3 Clinicamente anormal, patologicamente envolvido

Estado do sangue

- B0 Células não apresentam circulação de células atípicas
- B1 Células apresentam circulação de células atípicas

Estado dos órgãos viscerais

- M0 Patologicamente sem envolvimento
 - M1 Patologicamente envolvido
-

Tabela A.2 - Estadiamento da neoplasia *Micose Fungóide*.

Estadiamento	T	N	M
Ia	T1	N0	M0
Ib	T2	N0	M0
IIa	T1-T2	N1	M0
IIb	T3	N0-N1	M0
III	T4	N0-N1	M0
IVa	T1-T4	N2-N3	M0
IVb	T1-T4	N0-N3	M1

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)