

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA CIÊNCIAS E LETRAS DE
RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA**

PAULO CESAR DIAS PETCHEVIST

**DOSÍMETRO FXGB PARA CARACTERIZAÇÃO DE FEIXES
EM RADIOTERAPIA**

RIBEIRÃO PRETO

2006

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

PAULO CESAR DIAS PETCHEVIST

**DOSÍMETRO FXGB PARA CARACTERIZAÇÃO DE FEIXES
NA RADIOTERAPIA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

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

RIBEIRÃO PRETO

2006

Petchevist, Paulo C. D.

Dosímetro FXGB para Caracterização de Feixe em Radioterapia
Ribeirão Preto, 2006.

51 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 FXGB

Dedico este trabalho aos meus pais, Cezar Petchevist e Sonia Fernades Dias, e ao meu irmão Rodrigo Dias Petchevist, pelo apoio e carinho em todos os momentos dessa caminhada.

AGRADECIMENTOS

O desenvolvimento deste trabalho só foi possível graças à participação dessas pessoas que tive o grande prazer de conhecer, aprender, conviver, rir, chorar, e desfrutar de momentos inesquecíveis. Por tudo isso e muito mais, tenho tanto a agradecer a:

À Deus, pela minha vida, saúde, paz e todas as pessoas que coloca no meu caminho.

Aos meu pais, Cezar Petchevist e Sonia Fernandes Dias, meu irmão Rodrigo Dias Petchevist, pelo grandioso e incondicional carinho em todos os momentos da minha vida. Obrigado por toda a felicidade a cada reencontro.

À minha avó Lídia Petchevist por toda a preocupação e carinho sempre presente mesmo com a distância.

À minha namorada Eliane Shigemori, por todo o amor, carinho, compreensão, e força durante todo o tempo mesmo com a distância. Obrigado pela confiança, e pela vida que sempre trouxe aos meus dias.

À professora Dr^a. Adelaide de Almeida, pela orientação, amizade, carinho e tantos ensinamentos no campo profissional e pessoal. Obrigado por cada momento em que pude trabalhar ao seu lado.

Ao meu amigo, meu irmão não de sangue, mas de toda a vida, Herofen Zaias, pela simplicidade e humildade com que sempre tratou nossa amizade desde o primário até os dias atuais. Obrigado pela companhia, pelas brigas, pelas risadas, pelo prazer de compartilhar tantas histórias e pelo trabalho que desempenhamos juntos nesses dois anos de mestrado.

Agradeço ao meu amigo Marco Aurélio Parada “in memoriam”, por todos os ensinamentos compartilhados, sem os quais não chegaria até aqui. Obrigado pelo exemplo de vida, de profissional, de amigo, de companheiro, de paciência, humildade e simplicidade. Sei que onde quer você esteja, estás bem, pois foi um homem correto, honesto, trabalhador e acima de tudo um irmão muito próximo a todos que o conheciam.

Ao técnico José Luiz Aziane, do DFM – FFCLRP, pela amizade, pela imensurável contribuição que deu na confecção dos materiais e dispositivos utilizados neste trabalho. Foi a primeira pessoa que conheci em Ribeirão Preto, e nunca vou esquecer das conversas, das risadas, de seu jeito sempre bem humorado, da sua visão crítica e da forma justa e transparente de pensar. Obrigado meu amigo por cada tarde que passei na oficina mecânica com a sua companhia e pela oportunidade de conhecer uma pessoa com tamanho caráter.

Aos meus amigos, Diego Merigue e Otávio Riani de Oliveira, pela amizade construída e pelos banhos de água suja durante as faxinas dos finais de semana, nunca vou esquecê-las. Obrigado pela oportunidade única e eterna de tê-los conhecido e compartilhado cada dia destes dois anos de mestrado.

Ao físico médico Marcos Vasques Moreira, pela amizade criada, pelo apoio, ensinamentos, discussões sobre radioterapia em geral, e pela grandiosa contribuição nas irradiações dos dosímetros.

Às técnicas, Marlene, Regina, Cecília e Sonia, por todas as vezes que as atrapalhamos buscando um tempinho para irradiar os dosímetros FXGB entre um paciente e outro. Obrigado pela amizade e paciência.

À Alessandra Tomal, pela amizade e dedicação ao ajudar na formatação deste trabalho.

Ao Leonardo Amaral pela amizade desenvolvida em tão pouco tempo de convívio, companheirismo e ajuda fundamental fornecida durante as leituras de perfil de campo neste trabalho.

Aos professores do Departamento de Física da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras que contribuíram muito para a minha formação.

Ao professor Iouri Borissevitch do DFM – FFCLRP, por gentilmente ceder seu laboratório para medidas de espectrofotometria e pesagens dos componentes do gel FXGB, sem os quais nada seria alcançado.

Ao Renato Minamisawa e Lucas Nonato, companheiros de grupo, pela amizade criada.

Aos técnicos do DFM: Léo, Nelson e Élcio pela ajuda prestada na leitura do espectro dos LED's utilizados, assim como na confecção do dosímetro FXGB.

A todos os familiares e amigos de Ponta Grossa que sempre torceram muito por mim.

Ao Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer e ao Instituto de Radioterapia de Megavoltagem de Ribeirão Preto (IRMEV).

À CAPES pelo apoio financeiro.

À USP pela infra-estrutura oferecida.

SUMÁRIO

Lista de Figuras	viii
Lista de Tabelas	x
RESUMO.....	xi
ABSTRACT	xii
Capítulo 1 - Introdução.....	1
Capítulo 2 – Aspectos Teóricos	3
2.1 – Algumas Aplicações Médicas da Radiação.....	3
2.2 – Interações Básicas da Radiação com a Matéria.....	4
2.2.1 – Interação de Fótons com a Matéria	4
2.2.2 – Interação de Elétrons com a Matéria	8
2.3 – Dosimetria em Radioterapia	12
2.4 – Dosímetro Fricke Modificado	14
2.5 – Espectrofotometria de Absorção UV-Visível.....	14
2.6 - Radiólise da Água	15
Capítulo 3 – Materiais e Métodos	20
3.1. Materiais	20
3.1.1 – Materiais utilizados na preparação do dosímetro Fricke Xilenol Gel B (FXGB)	20
3.1.2 – Cubetas para acondicionamento do dosímetro químico FXGB.	20
3.1.3 – Simuladores Especiais Confeccionados	21
3.1.4 – Fontes de Radiação Utilizadas.....	22
3.1.5 – Equipamentos Leitores Utilizados.....	22
3.2 – Métodos	24
3.2.1 – Preparação do Dosímetro FXGB.....	24
3.2.2 – Irradiação do Dosímetro FXGB	24
3.2.3 – Avaliação do Dosímetro FXGB	25
3.2.4 – Aplicações do Dosímetro FXGB na Radioterapia.....	28
Capítulo 4 – Resultados e Discussões.....	32
4.1 – Avaliação do Dosímetro FXGB	32
4.1.1 – Espectro de Absorção das Amostras	32
4.1.2 – Espectros de Emissão dos LED's para o Protótipo RADIARE III	33
4.1.3 - Curvas de Calibração para raios γ	34
4.1.4 – Avaliação da Dependência Energética do Dosímetro FXGB para fótons X e γ ..	37
4.1.5 – Obtenção das Curvas de Calibração para elétrons.....	37
4.1.6 – Dependência energética para elétrons de 5, 7 e 10 MeV.....	40
4.2 – Aplicações do Dosímetro FXGB na Radioterapia.....	41
4.2.1 – Perfis de Campo com Elétrons	41
4.2.2 – Determinação do Fator de Campo para Elétrons de 10 MeV	42
4.2.3 – Porcentagem de dose profunda (PDP).....	42
Capítulo 5 – Conclusões	44

5.1 – Caracterização do Dosímetro FXGB	44
5.2 – Aplicação do Dosímetro FXGB para algumas medidas na Radioterapia.....	45
5.3 – Perspectivas Futuras	46
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
APÊNDICE A - Cálculo da dose absorvida absoluta pelo dosímetro FXGB	50

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Importância relativa dos três maiores tipos de interações com fótons.....	5
Figura 2.2 – Espalhamento Rayleigh (ou Coerente).....	6
Figura 2.3 – Efeito Fotoelétrico.....	6
Figura 2.4 – Efeito Compton.....	7
Figura 2.5 – Produção de Pares.....	8
Figura 2.6 – Excitação de um átomo através de um elétron incidente.....	9
Figura 2.7 – Ionização de um átomo quando a distância que o elétron projétil passa do átomo é comparável ao raio atômico.....	9
Figura 2.8 – Interação elástica do elétron com o campo elétrico nuclear.....	10
Figura 2.9 – Radiação de freamento (<i>bremstrahlung</i>) gerada pela deflexão do elétron ao interagir com o campo elétrico nuclear.....	10
Figura 2.10 – Ionização de um átomo com subsequente emissão de radiação característica.....	11
Figura 2.11 – Percentual de dose absorvida em função da profundidade de elétrons em água.....	12
Figura 2.12 – Ionização das moléculas de água através de radiação ionizante.....	17
Figura 3.1 – a) Cubeta padrão de 4,5 x 1 x 1 cm ³ e b) cubeta especial de 15 x 15 x 1 cm ³	21
Figura 3.2 – a) simulador cúbico de acrílico e b) simulador XY.....	21
Figura 3.3 – Fonte de ⁶⁰ Co Theratronics/Theratron 780C.....	21
Figura 3.4 – Fonte de raios X Philips/Stabilipan/RT200/250.....	22
Figura 3.5 – Fonte de elétrons Varian/CLINAC 4.....	22
Figura 3.6 – Protótipo RADIARE III desenvolvido para avaliação de dose absorvida pelo dosímetro FXGB.....	23
Figura 3.7 – Sistema XY mecânico construído para varredura de amostras bidimensionais de quaisquer geometria.....	23
Figura 3.8 – Disposição das cubetas no simulador XY para posterior verificação do perfil de campo com elétrons de energia de 10 MeV.....	28
Figura 3.9 – Cubeta selecionada para a obtenção dos fatores de campo.....	29
Figura 3.10 – a) Esquema experimental para determinação da PDP; b) vista superior do simulador cúbico de acrílico.....	30
Figura 3.11 – a) Configuração inicial de leitura da PDP; b) vista superior da configuração inicial.....	31
Figura 4.1 – Espectro de absorção do dosímetro FXGB para diferentes doses, após irradiação das amostras com raios γ do ⁶⁰ Co.....	32
Figura 4.2 – Espectros de emissão dos LED's testados, através do espectrômetro.....	33
Figura 4.3 – Espectro de emissão do LED âmbar em (590 nm) e largura à meia altura de 14 nm.....	34
Figura 4.4 – Curvas de calibração do dosímetro FXGB inferidas das medidas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro, ambos em 590 nm para a irradiação com raios γ	34
Figura 4.5 – Após a irradiação do dosímetro FXGB com raios γ do ⁶⁰ Co obteve-se: a) Absorbância <i>versus</i> dose absorvida para vários tempos e b) Absorbância <i>versus</i> tempo para diferentes doses absorvidas.....	36
Figura 4.6 – Dependência energética do dosímetro FXGB para fótons de energias até 1,25 MeV.....	37
Figura 4.7 - Curvas de calibração do dosímetro FXGB para elétrons de 10 MeV, obtidas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro em 590 nm.....	38

Figura 4.8 - Após a irradiação do dosímetro FXGB com elétrons de 10 MeV obteve-se: a) Absorbância <i>versus</i> dose absorvida para vários tempos e b) Absorbância <i>versus</i> tempo para diferentes doses absorvidas.	39
Figura 4.9 – a) Absorbância <i>versus</i> dose absorvida para elétrons com energias de 5, 7 e 10 MeV e b) Absorbância <i>versus</i> energia para uma dose de 2 Gy.....	40
Figura 4.10 – Perfis, X e Y, dos campos 10x10, 15x15 e 20x20 cm ² para feixes de elétrons de 10 MeV.	41
Figura 4.11 – PDP's medidas para as energias de 5, 7 e 10 MeV.....	43

Lista de Tabelas

TABELA 3.1 – Composição e concentrações dos reagentes utilizados na preparação do dosímetro FXGB.	20
TABELA 3.2 – Potencial de aceleração, corrente, material e espessura do filtro inerente, adicional e camada semi-redutora (HVL), energia efetiva e rendimento do feixe de raios-X utilizados na irradiação do dosímetro FXGB	25
TABELA 4.1 – Valores de absorvância obtidos para a determinação dos fatores de campo para 10x10 e 20x20 cm ² , tomando o de 15x15 cm ² como referência.	42
TABELA 4.2 – Parâmetros gráficos inferidos das PDP's para a obtenção das energias dos feixes de elétrons.	43

RESUMO

PETCHEVIST, P. C. D. *Dosímetro FXGB para Caracterização de Feixe em Radioterapia*. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2006. 51 p.

Desde a descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Roentgen em 1895, a medicina vem fazendo uso da radiação ionizante para o tratamento de alguns cânceres. No entanto, para que os tratamentos se façam com maior precisão, há a necessidade de um controle de qualidade adequado, que é da responsabilidade do físico médico de um serviço de radioterapia. Do aprimoramento do dosímetro químico Fricke em 2000 [BERO *et al*, 2000], através da adição de alaranjado de xilenol e gelatina de origem animal 300 Bloom, alcançou-se um aumento da sensibilidade e estabilidade da substância química. Porém, o custo da importação da gelatina e de um espectrofotômetro para as medidas de absorção óptica na determinação da dose absorvida poderia dificultar a utilização desse dosímetro num serviço de radioterapia. O presente trabalho busca apresentar uma alternativa simples e barata para atender às situações apresentadas através da substituição da gelatina importada por uma nacional (atualmente em teste) constituindo o novo dosímetro FXGB, que permitiu uma caracterização prévia de feixes de fótons (1,25 MeV) e elétrons (5, 7 e 10 MeV), além da determinação de parâmetros físicos para elétrons como fator e perfil de campo e porcentagem de dose profunda. As medidas foram realizadas com um protótipo leitor portátil (RADIARE III) desenvolvido [FELIPE, 2001] e otimizado [ZAIAS, 2006] em nosso grupo de pesquisa. Dessas medidas foi comprovado que o novo dosímetro é adequado para ser utilizado em medidas de dose absorvida na radioterapia para fótons e elétrons.

Palavras-Chaves: 1. Radioterapia. 2. Dosimetria. 3. Dosímetro FXGB

ABSTRACT

PETCHEVIST, P. C. D. FXGB Dosimeter for Beam Calibration in Radiotherapy. [Dissertation]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2006. 51 p.

Since the X rays discovery for Wilhelm Conrad Roentgen in 1895, the medicine started to use the ionizing radiation for some cancers treatments. However, to obtain higher precision in the treatments is necessary an adequate quality control, which is a medical physicist responsibility in the service. This work was developed to assist the medical physicist on the quality control through an simple, inexpensive and commercially accessible dosimetry. From the chemical dosimetry Fricke improvement in 2000 [*BERO et al, 2000*], through the orange xilenol and 300 Bloom gelatin addition, it was shown a sensibility and chemical stability improvement. However, the high cost and difficulty to import the gelatin and necessity to utilize an spectrophotometer to determine the absorbed dose lead us to find another new gelatin adequate for the measurements. The new FXGB dosimeter was characterized for photons (1,25 MeV) and electrons (5, 7 and 10 MeV) and applied for some electrons beam physical determination as: field factor, field profile and depth dose percentage (PDD). From the obtained results, the FXGB dosimetric system (FXGB gel + prototype RADIARE III) show a promising option to assist the quality control in an radiotherapy service.

Keywords: 1. Radiotherapy. 2. Dosimetry. 3. FXGB Dosimeter

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A radioterapia vem se consolidando ao longo do tempo como uma ferramenta eficaz no tratamento do câncer tanto através da Teleterapia (fonte de radiação ionizante distante do volume alvo a ser tratado) quanto da Braquiterapia (fontes radiativas perto do volume a ser tratado por meio de implantes, radiomoldagens ou inserções em cavidades do corpo) [WHO, 1988]. Tudo deve-se à capacidade da radiação ionizante causar dano à estruturas celulares e destruí-las.

Na radioterapia, o foco principal está em tratar a região tumoral preservando ao máximo as regiões sadias. Por isso é preciso que a dose administrada ao paciente seja assegurada, e assim garantir que a região tumoral receberá a dose prescrita pelo radioterapeuta.

Esse controle de dose absorvida e conseqüente controle da qualidade é feito através da dosimetria, que por sua vez utiliza-se de dosímetros para as medidas de dose absorvida. Dentre os vários tipos de dosímetros, destacam-se: câmara de ionização, filmes, detectores termoluminescentes, optoluminescentes, semicondutores, filmes, químicos, eletretos e outros mais [WILLIAMS e THWAITES, 2000; PODGORSK, 2005].

Os dosímetros podem utilizar-se de diferentes princípios físicos para a determinação da dose absorvida. No caso da dosimetria química, a dose absorvida é obtida através da variação da concentração de reagentes químicos quando exposta à radiação ionizante [MAHESH e VIJ, 1985].

O dosímetro químico Fricke desenvolvido por Hugo Fricke e Sterne Morse em 1927, era uma solução resultante da combinação de três reagentes, o sulfato ferroso de amônio, o ácido sulfúrico e água [CORNELIUS, 1962]. Quando a solução é irradiada, ocorre o processo de oxidação do Fe^{+2} , formando Fe^{+3} , sendo a concentração de Fe^{+3} , proporcional à dose absorvida [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983].

O dosímetro Fricke aquoso foi sendo aprimorado ao longo do tempo de forma a minimizar sua oxidação espontânea em tempo e temperatura (estabilidade), melhorar seus limites de detecção da dose absorvida mínima e máxima (intervalo de detecção da dose) e

aumentar a sensibilidade à dose de radiação. Um destes aprimoramentos foi feito por Bero em 2000 [BERO *et al*, 1999; COSTA, 2001].

As modificações feitas no dosímetro Fricke original foram a inserção do alaranjado de xilenol e da gelatina de origem animal, o que lhe proporcionou considerável diminuição da oxidação, significativo aumento da sensibilidade para baixos valores de dose absorvida e ampla resposta linear da dose absorvida [COSTA, 2001]. Este novo dosímetro recebeu o nome de dosímetro Fricke Modificado (FXG).

O presente trabalho tem por objetivo caracterizar e avaliar a viabilidade do novo dosímetro FXGB para auxiliar na rotina do serviço de radioterapia. O dosímetro FXGB deriva do FXG, tendo como principal diferença, a gelatina utilizada, uma vez que a precursora utiliza-se de uma gelatina nacional de baixo custo é comercialmente mais difícil de ser obtida por ser mais cara e importada que a nacional.

Assim como o FXG, as leituras de dose absorvida no dosímetro FXGB também baseiam-se na absorção óptica, porém, utilizando-se de um protótipo portátil especialmente otimizado para este trabalho (protótipo RADIARE III) [ZAIAS, 2006], ao contrário do FXG que até então utilizava um espectrofotômetro para esse fim.

No **CAPÍTULO 2** são apresentadas as noções teóricas utilizadas para o desenvolvimento deste trabalho, juntamente com as informações da dosimetria química e dos parâmetros físicos de interesse aos quais o dosímetro FXGB é aplicado.

O **CAPÍTULO 3** apresenta os materiais utilizados, assim como a metodologia empregada para a caracterização do gel como dosímetro e seu emprego na rotina de radioterapia.

O **CAPÍTULO 4** apresenta os resultados obtidos na caracterização do gel como dosímetro e a avaliação de seu desempenho.

O **CAPÍTULO 5** é dedicado às conclusões e perspectivas futuras do trabalho.

CAPÍTULO 2

ASPECTOS TEÓRICOS

2.1 – Algumas Aplicações Médicas da Radiação

À partir da descoberta dos Raios X por Roentgen em 1895 e da radioatividade natural por Becquerel, Pierre e Marie Curie em 1896, a utilização das radiações ionizantes na área médica foi imediata.

Em fevereiro de 1896, Edwin Brant Frost Dartmouth, irradiou um paciente com o objetivo de obter uma imagem radiográfica de um osso fraturado. Em Janeiro de 1896, Emil Grubbe, um terapeuta de Chicago, irradiou um câncer de pulmão posicionando um tubo de raios X nas proximidades do corpo [ORTON, 1896]. A esta técnica de irradiação com fontes fora do corpo foi denominada de “teleterapia”. Em 1901, Robert Abbe, cirurgião do Hospital St. Luke em Nova Iorque, teve a idéia de implantar cirurgicamente um recipiente de vidro com 100 mg de rádio dentro do corpo de uma paciente que sofria de hipertireoidismo [ORTON, 1896]. O material radioativo foi extraído depois de 1 dia, o paciente foi mandado para casa, e depois de 6 anos ele foi encontrado com boa saúde, sem sinais de retorno da doença. Em sua versão moderna, o tratamento consiste na implantação de sementes dentro do corpo do paciente, nas proximidades do tumor, e é conhecido por “braquiterapia”.

À medida que os mecanismos fundamentais da interação da radiação com a matéria foram sendo esclarecidos pode-se tratar tumores mais profundos, com feixes de alta energia. Em 1920, ampolas de 200 kVp foram desenvolvidas [HOPE-STONE, 1976], e os primeiros sistemas de megavoltagem apareceram antes de 1940. Após a 2ª Guerra Mundial, a produção artificial de ^{60}Co proporcionou raios γ de 1,25 MeV, que poderiam ser utilizados como uma alternativa menos cara em relação ao rádio. Outra alternativa que apareceu foi o acelerador linear (LINAC), que se tornou uma das mais importantes fontes de radiação utilizadas na teleterapia.

2.2 – Interações Básicas da Radiação com a Matéria

A radiação, dependendo da sua habilidade em ionizar a matéria, pode ser classificada em duas categorias principais: não ionizantes e ionizantes. A energia mínima para ionizar um átomo vai de alguns elétron-volt para elementos alcalinos à 24,5 eV para o hélio. A ionização, por sua vez, pode ser direta ou indireta

A radiação diretamente ionizante deposita energia no meio através de interações coulombianas diretas entre a partícula carregada projétil (elétrons, prótons, partículas alfa e íons pesados) com os elétrons orbitais dos átomos do meio.

A radiação indiretamente ionizante, como fótons e nêutrons, depositam sua energia inicialmente sobre as partículas carregadas do meio, que por sua vez podem ser libertadas (fótons podem libertar elétrons ou pósitrons e nêutrons podem libertar prótons). Essas partículas carregadas transferem energia para os átomos do meio através de interações coulombianas diretas com os elétrons orbitais dos átomos.

A grandeza física que descreve a quantidade de radiação ionizante absorvida por um meio é a dose absorvida **D**, definida como a energia depositada (**E**) por unidade de massa (**m**) do meio na qual ela interage. No Sistema Internacional de Medidas, a dose absorvida é dada em gray (Gy).

$$D = \frac{E}{m} \quad (2.1)$$

onde **1 Gy = 1 J/kg**, ou **1 Gy = 100 rad** (unidade antiga de dose absorvida)[*LNMRI, 2002*].

2.2.1 – Interação de Fótons com a Matéria

A interação de fótons, sejam X ou γ , com a matéria pode ocorrer basicamente através de espalhamento Rayleigh (ou coerente), efeito fotoelétrico, efeito Compton e Produção de Pares.

A importância relativa do efeito Compton, efeito Fotoelétrico e Produção de Pares depende tanto da energia do fóton incidente ($E = h\nu$) quanto do número atômico do meio absorvedor [*ATTIX, 1986*]. A figura 2.1 indica as regiões de Z e E em que cada interação predomina.

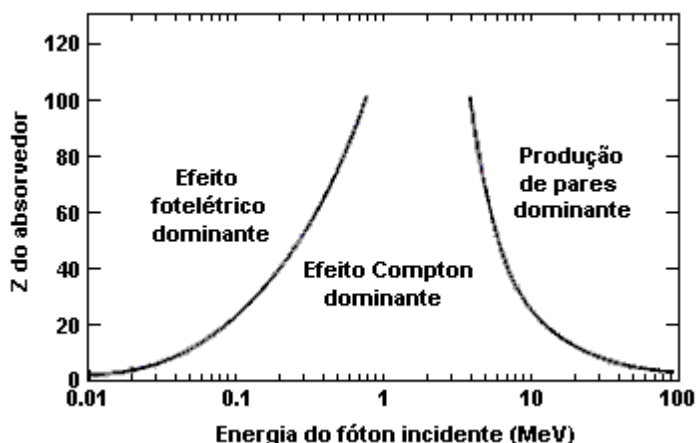


Figura 2.1 – Importância relativa dos três maiores tipos de interações com fótons [ATTIX, 1986].

As curvas mostram onde pares de tipos de interações são igualmente prováveis. Nota-se que para as menores energias, o efeito fotoelétrico é predominante, para médias o efeito Compton e para as maiores, a produção de pares. Para materiais com baixos valores de Z , como carbono, ar, água, tecido humano, a predominância do efeito Compton é grande, se estendendo de aproximadamente 20 keV a aproximadamente 30 MeV. A região de energia Compton vai gradualmente estreitando com o aumento do Z [ATTIX, 1986].

- *Espalhamento Rayleigh (ou coerente)*

É a interação de fótons com elétrons fortemente ligados ao átomo. A radiação eletromagnética ao passar perto do elétron, faz com que ele oscile, reirradiando a mesma energia numa direção diferente daquela incidente. Este efeito é mais provável para materiais com altos números atômicos e fótons de baixas energias [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 1986].

Em geral a ocorrência desse efeito na faixa de energia utilizada na radioterapia pode ser considerada desprezível.

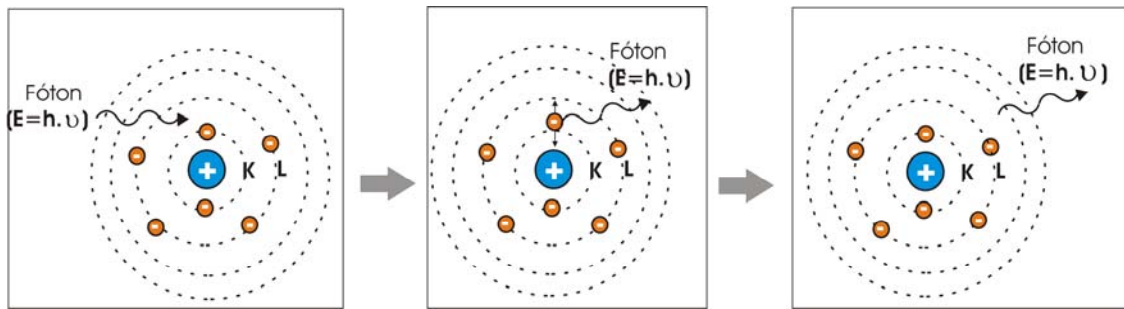


Figura 2.2 – Espalhamento Rayleigh (ou Coerente).

- Efeito Fotoelétrico

Quando um fóton de energia $E = h \cdot \nu$ interage com um átomo ele pode transferir totalmente sua energia a um dos elétrons orbitais. O elétron ejetado (fotoelétron), geralmente da camada K, é liberado com uma energia cinética dada por:

$$E_c = h \cdot \nu - W \tag{2.2}$$

onde W , representa a energia de ligação do elétron na camada e $h \cdot \nu$ a energia do fóton incidente.

Para que a absorção fotoelétrica ocorra, a energia do fóton incidente deve ser maior que a de ligação do elétron na camada. A probabilidade de ocorrência deste efeito aumenta para fótons com baixas energias e material com número atômico Z elevado [KNOLL, 1989].

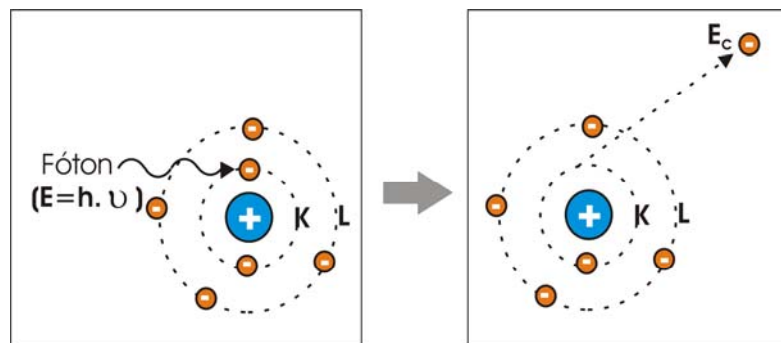


Figura 2.3 – Efeito Fotoelétrico.

- Efeito Compton

Este efeito ocorre entre um fóton incidente e um elétron fracamente ligado nas órbitas mais externas do átomo. O fóton pode ceder parte da sua energia ao elétron que é ejetado e a diferença das energias é dada ao fóton espalhado que sai num ângulo θ em relação à direção do fóton incidente. Visto que a colisão Compton se verifica entre fótons e elétrons livres (fracamente ligados), a probabilidade dessa interação ocorrer dependerá da quantidade de elétrons por grama do material (densidade eletrônica do meio), logo este efeito depende da densidade do material [KNOLL, 1989].

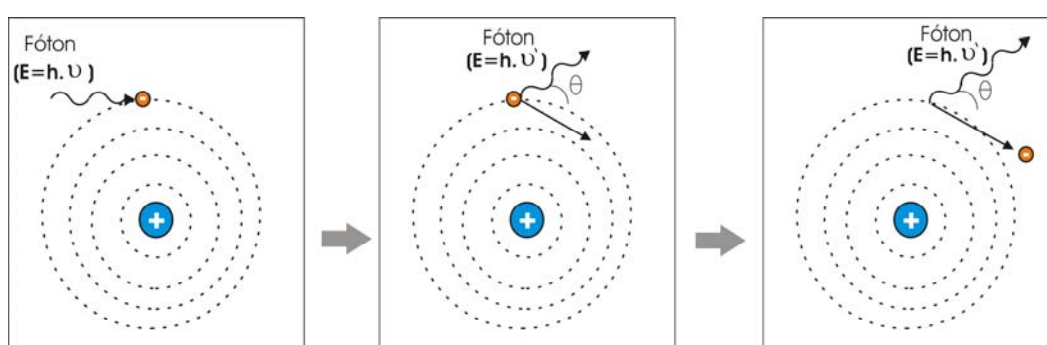


Figura 2.4 – Efeito Compton.

- Produção de Pares

Quando um fóton incidente passa perto do núcleo de um átomo alvo, este pode interagir fortemente com o campo nuclear fornecendo toda sua energia para a produção de dois elétrons (positivo e negativo). A energia limiar para a formação de um par de cargas eletrônicas é 1,02 MeV (o dobro da energia de repouso do elétron). O fóton incidente deve ter energia maior do que a limiar para que além da produção do par também a diferença seja cedida aos elétrons como energia cinética [ATTIX, 1986].

Uma vez formado o pósitron ele vai perdendo energia por colisão com os átomos, até que fique praticamente em repouso, momento em que pode sofrer a interação de um elétron, desaparecendo ambas as partículas, e aparecendo em seu lugar uma radiação eletromagnética de 1,022 MeV. O produto da aniquilação são dois fótons de 0,511 MeV em direções opostas, se ocorrer longe do núcleo, e direções formando ângulos menores que 180°, caso ocorra próxima ao núcleo [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 1986].

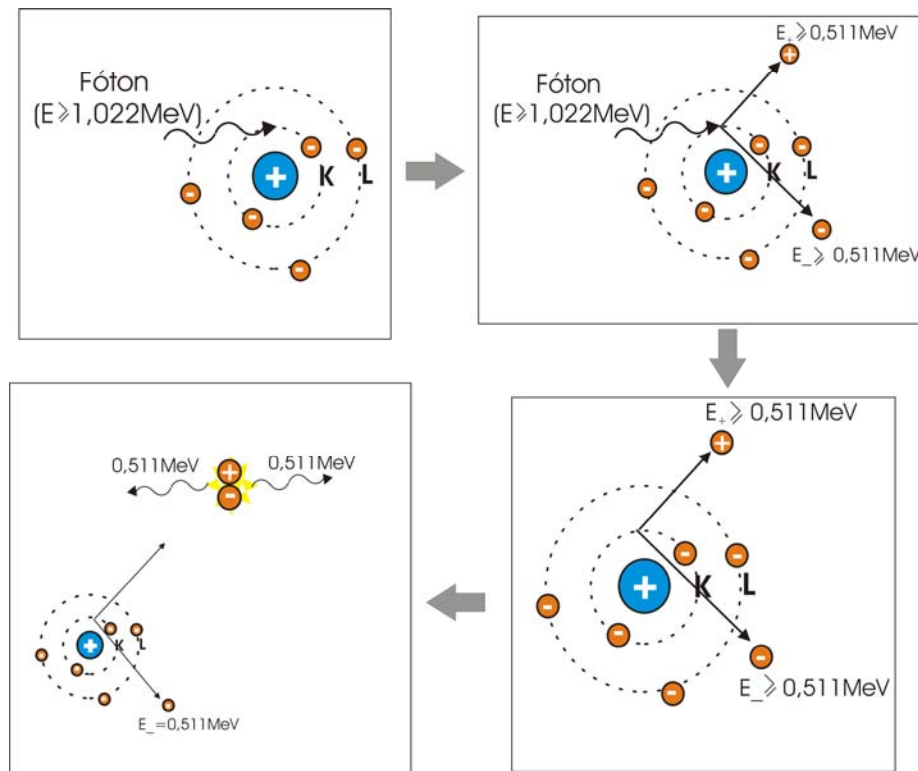


Figura 2.5 – Produção de Pares.

2.2.2 – Interação de Elétrons com a Matéria

As partículas carregadas perdem sua energia de uma maneira distinta daquelas radiações indiretamente ionizantes. Elas interagem através de interações coulombianas com os elétrons orbitais ou mesmo com o núcleo do átomo, perdendo energia por colisões ou por radiação (*bremstrahlung*) e na maioria das vezes, acontecem ao mesmo tempo [KLEVENHAGEN, 1993].

- Perda de Energia por Colisões

Quando um elétron projétil incide sobre um material e passa à uma determinada distância de um átomo, há uma interação entre campos que excitará elétrons orbitais para níveis maiores de energia. Dependendo da energia, o átomo pode ser ionizado. No caso de haver somente excitação, o elétron não permanece muito tempo no estado excitado e então

retorna à camada original e emitindo o excesso de energia na forma de onda eletromagnética (raio X característico)[KLEVENHAGEN, 1993].

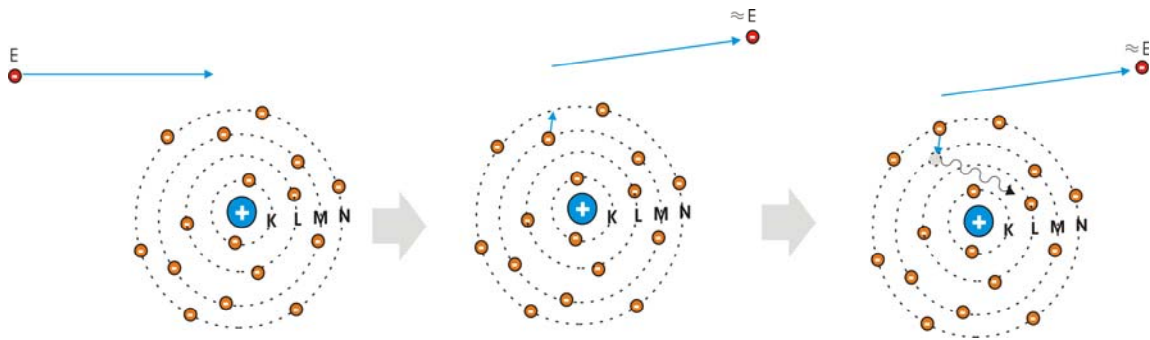


Figura 2.6 – Excitação de um átomo através de um elétron incidente.

Quando a distância que o elétron passa do átomo é pequena (distância da ordem do raio atômico do átomo), a probabilidade de interação desse elétron projétil com um elétron atômico é maior. Dessa interação, há a ionização do átomo através de um elétron sendo ejetado com parte da energia cinética do elétron projétil.

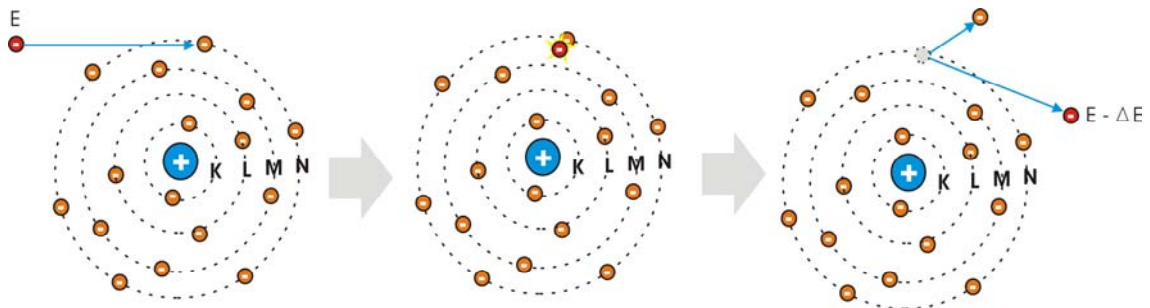


Figura 2.7 – Ionização de um átomo quando a distância que o elétron projétil passa do átomo é comparável ao raio atômico.

- Perda de Energia por Radiação (Bremsstrahlung)

Se o elétron incidente passa à uma distância menor do que o raio atômico, de 2 a 3% dos elétrons serão espalhados elasticamente sem emissão de raios X ou excitação do núcleo, como apresentado na figura 2.8. Ele perde uma quantidade insignificante de energia cinética necessária para satisfazer a conservação de momentum para a colisão [ATTIX, 1986].

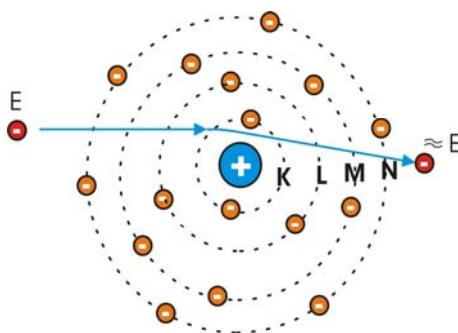


Figura 2.8 – Interação elástica do elétron com o campo elétrico nuclear.

Em outros, 2 a 3 % dos casos irá interagir inelasticamente com o campo coulombiano nuclear não sendo somente defletido, mas fornecendo grande parte da sua energia cinética a um fóton de raio-X produzido, conhecido como “radiação de *bremstrahlung*”, ou freamento.

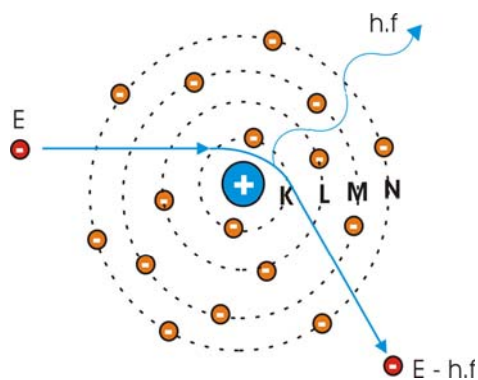


Figura 2.9 – Radiação de freamento (*bremstrahlung*) gerada pela deflexão do elétron ao interagir com o campo elétrico nuclear.

Existe também a possibilidade do elétron incidente interagir com o campo elétrico de um elétron orbital perto do núcleo e arrancar este elétron do átomo, fazendo com que haja a emissão de energia na forma de radiação característica, como apresentado na figura 2.10.

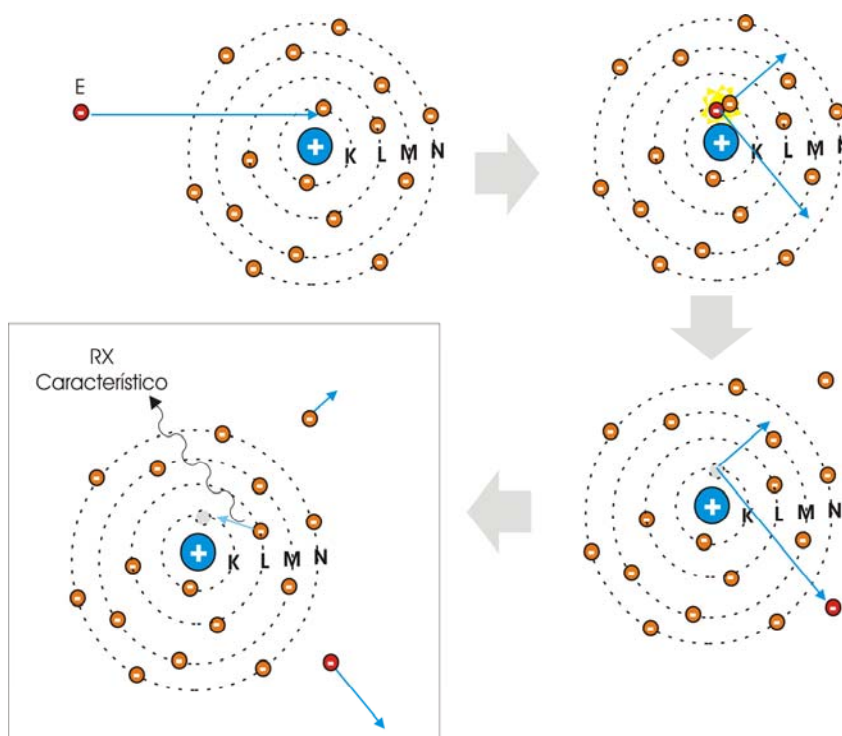


Figura 2.10 – Ionização de um átomo com subsequente emissão de radiação característica.

- Alcance dos Elétrons num Meio

Quando um feixe de partículas carregadas, como elétrons, passa através da matéria, as interações podem retardar e mudar a direção das partículas. Eventualmente, uma partícula perderá toda a sua energia cinética chegando ao repouso. A essa distância finita que ela alcança a velocidade nula, dá-se o nome de alcance da partícula ou “range” [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983].

A figura 2.11 apresenta o comportamento percentual da dose absorvida de um feixe monoenergético de elétrons à medida que penetra em água.

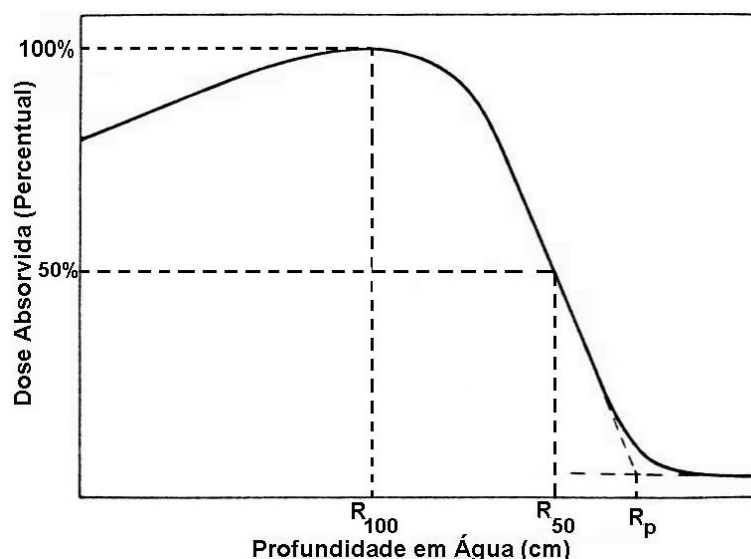


Figura 2.11 – Percentual de dose absorvida em função da profundidade de elétrons em água [JOHNS e CUNNINGHAM, 1983; FERRAZ, 2000].

R_{100} e R_{50} são respectivamente as profundidades nas quais ocorre a dose máxima, e a metade da dose máxima (alcance médio). O alcance prático (R_p) é determinado pela extrapolação da linha tracejada descendente da curva que encontra o fundo (*bremsstrahlung*).

2.3 – Dosimetria em Radioterapia

O sucesso da terapia com radiações ionizantes depende de quão próximo está o valor da dose absorvida administrada ao paciente, daquela prescrita. Por isso uma maneira de garantir essa proximidade é através da dosimetria, que vem a ser a quantificação da dose absorvida num ponto ou volume de interesse, resultante das interações da radiação ionizante com a matéria, e utilizando medidas e cálculos com grandezas radiológicas pertinentes, definidas em protocolos [ICRU 60, 1998; TRS 398, 2000; TRS 430, 2004; ICRU 24, 1976].

Para os cálculos do tempo (^{60}Co) ou unidade monitor (LINAC) que o paciente deverá ficar exposto para receber a dose prescrita, são necessárias funções da distribuição da dose absorvida com o tamanho do campo e profundidade de interesse (do tumor). Dentre essas funções de interesse podemos salientiar as seguintes:

– *Fator de Correção de Campo (F_c)*

A razão entre a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico no tecido para um determinado campo em relação a um campo de referência, sob as mesmas condições é conhecida por fator de correção de campo F_c.

À medida que o campo de irradiação aumenta, o espalhamento devido ao aumento do volume irradiado também aumenta e portanto, o fator de campo F_c é maior.

Entretanto, tem-se tamanhos de campos para os quais o fator de campo já não varia, isto porque quanto maior o tamanho de campo maior será a quantidade de radiação secundária produzida que não é detectada pelo dosímetro. Este incremento de radiação detectada é cada vez menor até que se torna independente do tamanho do campo [ROESCH & ATTIX, 1968].

– *Porcentagem de Dose Profunda (PDP)*

A relação percentual da dose absorvida numa determinada profundidade em relação à profundidade de dose máxima absorvida (profundidade de equilíbrio eletrônico) é conhecida por Porcentagem de Dose Profunda (PDP) [KHAN, 1992] e definida como:

$$PDP = \frac{D_d}{D_m} \cdot 100\% \quad (2.3)$$

- *Perfil de Campo (ou Planura do Feixe)*

O perfil de campo é a verificação geométrica da simetria da dose absorvida em relação à área do feixe de radiação analisado, geralmente feita com câmara de ionização em água [TRS 430, 2004]. As leituras da câmara devem ser feitas e comparadas em posições simétricas em relação ao eixo central do feixe de radiação. Desta forma, através da varredura de todo o feixe é possível avaliar a condição de seu perfil e conseqüentemente, a homogeneidade do campo.

Esta verificação é de extrema importância já que uma grande variação na simetria do feixe modifica consideravelmente a isodose no interior do paciente, levando a gradientes não adequados da dose absorvida.

2.4 – Dosímetro Fricke Modificado

A dosimetria química consiste na determinação da dose absorvida à partir de medidas da variação das concentrações de reagentes químicos numa solução, induzidas pela radiação ionizante. Da interação da radiação ionizante com um meio surgem íons que podem favorecer reações com outras moléculas e produzir radicais livres e íons secundários que por sua vez podem reagir formando produtos químicos estáveis [PALM e MATTSON, 2000; GAY e GEBICKI, 1999].

A dosimetria química teve início em 1927 com Hugo Fricke e Stern Morse [FRICKE e MORSE, 1927] num estudo sobre a ação química de uma solução de sulfato ferroso para realização de medidas de dose absorvida para os raios X.

O Fricke é um tipo de dosímetro químico cuja determinação da dose absorvida é baseada na oxidação do sulfato ferroso, isto é, quando a solução é exposta à radiação ocorre a oxidação do Fe^{+2} , formando íons férricos Fe^{+3} , sendo esta última concentração proporcional à dose absorvida.

No ano de 2000 à solução original foram adicionados um corante (alaranjado de xilenol) e uma gelatina de origem animal, tornando-a um gel, que a tornou mais sensível e estável pré e pós irradiação, conhecida por dosímetro Fricke Modificado (FXG) [COSTA, 2001].

A dosimetria com o gel Fricke é realizada através da medida, normalmente por espectrofotometria, de seu valor de absorção óptica na região do visível (400 a 700 nm). O dosímetro FM apresenta um pico de absorção máxima em 585 nm, invariável para os valores de dose absorvida até 30 Gy, com limite inferior de dose de 0,5 Gy [COSTA, 2001].

2.5 – Espectrofotometria de Absorção UV-Visível

O princípio da espectrofotometria UV-Visível é incidir radiação eletromagnética (190 e 800 nm) em uma substância, e detectar como ela afeta a passagem da luz. Um espectrofotômetro é um aparelho que permite avaliar a transmissão de uma amostra em função do seu comprimento de onda, isto é, a razão entre a intensidade de luz transmitida pela amostra (I_t) e a intensidade de luz incidente (I_0): a *transmitância* $T = I_t/I_0$. O *espectro* de uma determinada substância, em função do comprimento de onda, é unívoco, ou seja, característico para cada substância. No caso de moléculas dissolvidas em um solvente, em

certas condições a intensidade da luz transmitida (de um determinado comprimento de onda) obedece a lei de Lambert-Beer [*CAMPBELL, 1984*]:

$$T = I_t/I_0 = 10^{-\epsilon l C} \quad (2.4)$$

onde: **T**: transmitância

ϵ : constante característica do soluto (*absortividade*), também conhecida como coeficiente de absorção.

l: distância que a luz atravessa (caminho ótico)

C: concentração.

I₀: intensidade de luz incidente na amostra

I_t: intensidade de luz transmitida pela amostra

Em termos da absorbância **A** tem-se que $A = -\log(T)$, portanto:

$$A = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) = \epsilon l C \quad (2.5)$$

2.6 - Radiólise da Água

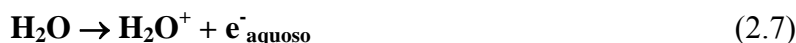
As células são compostas por mais de 70% de água [*JOHNS e CUNNINGHAM*]. Portanto é de grande importância o estudo da interação da radiação com a água.

A radiólise da água é o processo de oxidação no qual produtos moleculares e radicais livres são formados pela ionização ($H_2O \rightarrow H_2O^+ + \text{elétron}$) e excitação ($H_2O \rightarrow H_2O^*$) da água [*THOMAS e HART*].

Quando excitada, a molécula H_2O^* se dissocia no átomo de hidrogênio e no radical hidroxila (OH^*):



Na ionização, a molécula de água perde um elétron, e gera um par de íons (H_2O^+ e elétron, também conhecido como “elétron hidratado” ou “aquoso”):



O íon H_2O^+ pode reagir com uma molécula de água vizinha e gerar:



Quanto ao elétron aquoso, duas situações podem ocorrer: ele pode voltar para a molécula original formando novamente uma molécula estável de água, ou “reagir” uma outra

molécula vizinha, gerando um outro tipo de íon, o H_2O^- , como ilustrado na figura 2.12 [BUSHONG, 1988].



Tanto o íon H_2O^- quanto o H_2O^+ são relativamente instáveis e podem se dissociar em moléculas menores:



Portanto o resultado final da radiólise da água é então a formação do par de íons H^+ e OH^- , e dois radicais livres H^* e OH^* .

Um radical livre é toda molécula que possui um elétron ímpar em sua órbita externa, fora de seu nível orbital, gravitando em sentido oposto aos outros elétrons, o que favorece a recepção de outras moléculas, tornando-o extremamente reativo. Os radicais livres têm vida média de milésimos de segundo, mas eventualmente podem tornar-se estáveis, produzindo reações biológicas lesivas [BUSHONG, 1988].

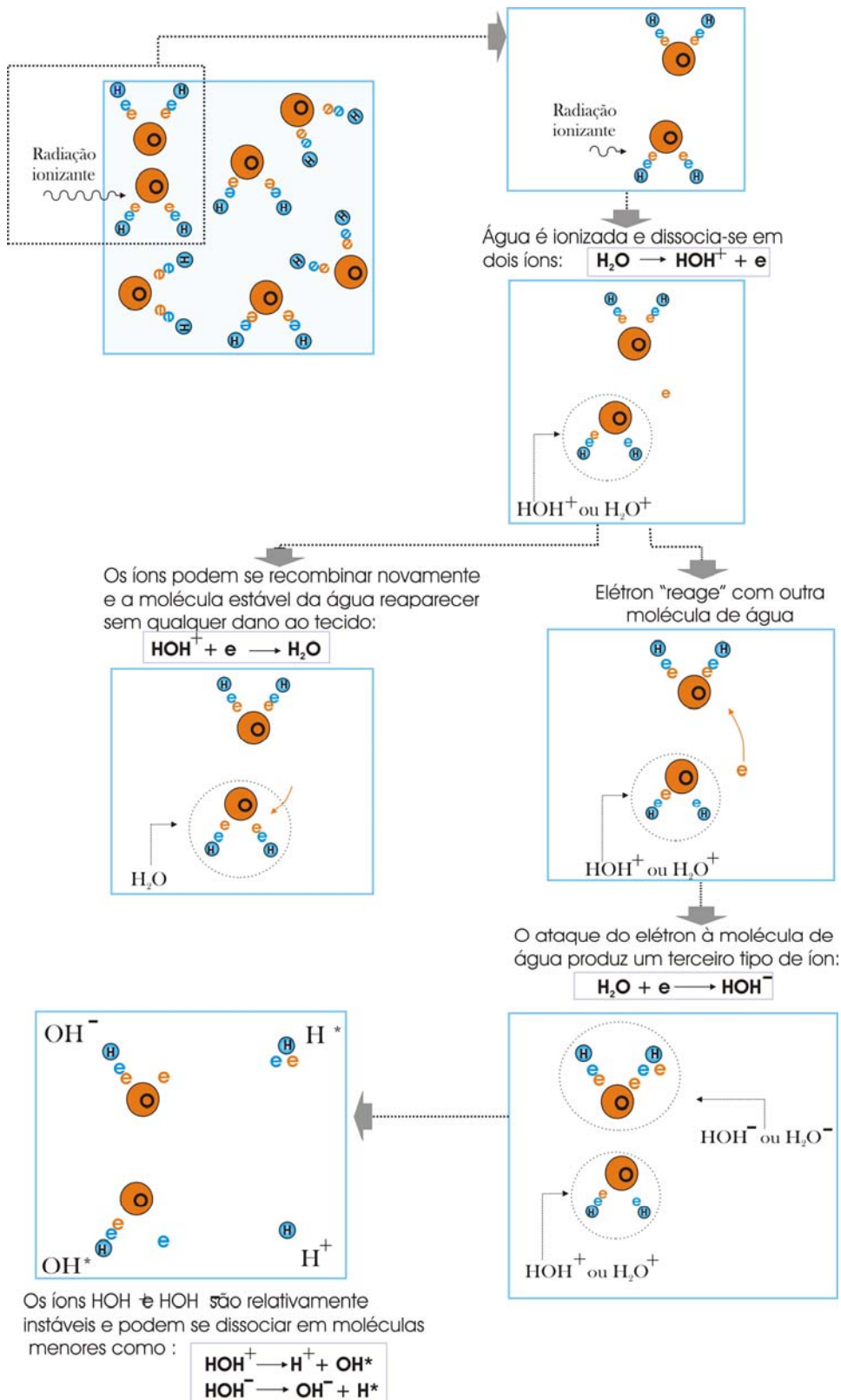


Figura 2.12 – Ionização das moléculas de água através de radiação ionizante.

Os radicais e produtos moleculares originários do resultado da ionização e excitação são espécies primárias que se difundem pelo sistema reagindo com a água e entre si, resultando em espécies secundárias. As reações futuras possíveis são:



Existem uma média de 40 reações envolvendo várias espécies durante a radiólise da água, porém, que na grande maioria estão presentes somente durante a irradiação [ROSS e KLASSEN, 1989]. Dessas espécies, seis são estáveis: H^+ , OH^- , H_2O , H_2 , O_2 e H_2O_2 .

A quantidade de espécies formadas a cada 100 eV de energia absorvida é dada pelo Rendimento Químico ($G(X)$), que depende da energia do feixe incidente e do material irradiado.

No caso do dosímetro Fricke, o Rendimento Químico do íon férrico $G(\text{Fe}^{+3})$ é obtido por duas contribuições: direta e indireta.

A contribuição direta deve-se à interação da radiação diretamente com os íons Fe^{+2} presentes no dosímetro, arrancando elétrons e produzindo Fe^{+3} , porém esta contribuição é pequena frente à indireta [FRICKE, 1927].



A indireta diz respeito à contribuição na concentração de Fe^{+3} , através de espécies secundárias formadas na radiólise da água, como H^* , OH^* e as moléculas de peróxido de hidrogênio (H_2O_2) [COSTA, R. T, 2001; ATTIX e WILLIAN, 1966].



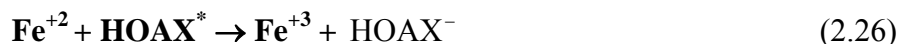


Na solução Fricke aquosa o radical hidrogênio (H^*) oxida diretamente três íons ferrosos pelas reações (2.19), (2.21) e (2.22), o peróxido oxida duas vezes, uma diretamente (2.21) e outra indiretamente (2.22), a hidroxila só oxida uma vez diretamente (2.22), assim $G(\text{Fe}^{+3})$ é dado pela soma das três contribuições:

$$G(\text{Fe}^{+3}) = 3G(\text{H}^*) + 2G(\text{H}_2\text{O}_2) + G(\text{OH}^*) \quad (2.23)$$

As espécies formadas pela radiólise da água na solução Fricke Modificada não são alteradas com a presença da gelatina e do alaranjado de xilenol (AX), porém, a presença desses componentes provocam um aumento dos íons ferrosos no processo de oxidação.

O alaranjado de xilenol, que tem a função principal de indicar a presença do íon férrico, contribui também para o aumento da oxidação dos íons ferrosos sendo mais evidente para grandes concentrações de AX [APPEBY e LEGHROUZ, 1991].



A dinâmica dessas reações embora não apresentem a gelatina como um de seus constituintes, ela efetivamente auxilia como uma matriz para fixação dos íons.

Neste trabalho ao invés da gelatina de pele de porco 300 Bloom, foi utilizada uma gelatina nacional (em teste) e o novo dosímetro será identificado por FXGB. Ainda nesse trabalho, o valor de dose absorvida não foi obtida através do “cálculo da dose absorvida absoluta” (Apêndice A), mas sim através de uma comparação prévia dos feixes de radiação com uma câmara de ionização calibrada por laboratórios de padronização secundária (IRD).

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

3.1.1 – Materiais utilizados na preparação do dosímetro Fricke Xilenol Gel B (FXGB)

Na preparação do dosímetro FXGB foram utilizados: gelatina nacional em pó “B”, alaranjado de xilenol, sulfato ferroso de amônio, ácido sulfúrico e água Mili-Q, cujas massas constam na TABELA 3.1 e que são baseadas na literatura [COSTA, 2001].

Um agitador magnético com aquecimento da BIOMIXER/78HW-1 foi utilizado para o aquecimento e agitação da solução durante o preparo do dosímetro. Utilizamos um termopar FLUKE/51K/J para o controle de temperatura da solução durante a preparação. Vidrarias como béqueres, pipetas, buretas e provetas também foram utilizadas.

Composto	Fórmula Molecular	Peso Molecular (g/mol)	Concentração (mM)	Massa (g)
Gelatina Nacional B	(segredo industrial)	(segredo industrial)	(segredo industrial)	25,0290
Xilenol	$C_{31}H_{28}N_2O_{13}SNa_4$	760,58	0,1	0,0380
Sulfato Ferroso	$Fe(NH_4)_2(SO_4) \cdot 6H_2O$	312,12	0,5	0,0981
Ácido Sulfúrico	H_2SO_4	98,07	25	1,2259 (0,65ml)

TABELA 3.1 – Composição e concentrações dos reagentes utilizados na preparação do dosímetro FXGB¹.

3.1.2 – Cubetas para acondicionamento do dosímetro químico FXGB.

Foram utilizados dois lotes de cubetas padrão (200 cubetas) de polimetilmetacrilato (PMMA) com 4,5 x 1 x 1 cm³ usadas em espectrofotometria.

Para este trabalho, três cubetas de PMMA com 15 x 15 x 1 cm³ foram confeccionadas para verificar a porcentagem de dose profunda (PDP) de elétrons na Radioterapia. A figura 3.1 mostra a representação da cubeta padrão e da especial confeccionada.

¹ Além destes reagentes, são utilizados 500 ml de água destilada e deionizada (água Mili-Q) para a preparação do dosímetro FXGB.

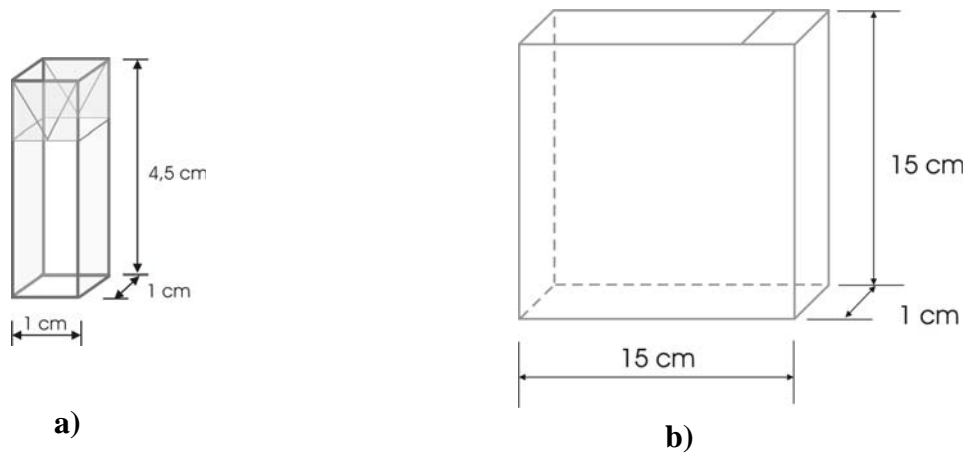


Figura 3.1 – a) Cubeta padrão de $4,5 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ e b) cubeta especial de $15 \times 15 \times 1 \text{ cm}^3$.

3.1.3 – Simuladores Especiais Confeccionados

Além dos materiais já citados nos itens anteriores, foram confeccionados alguns simuladores que auxiliaram no desenvolvimento do trabalho como um simulador cúbico de acrílico com compartimento para encaixar a cubeta especial e um “simulador XY”, ilustrados na figura 3.2.

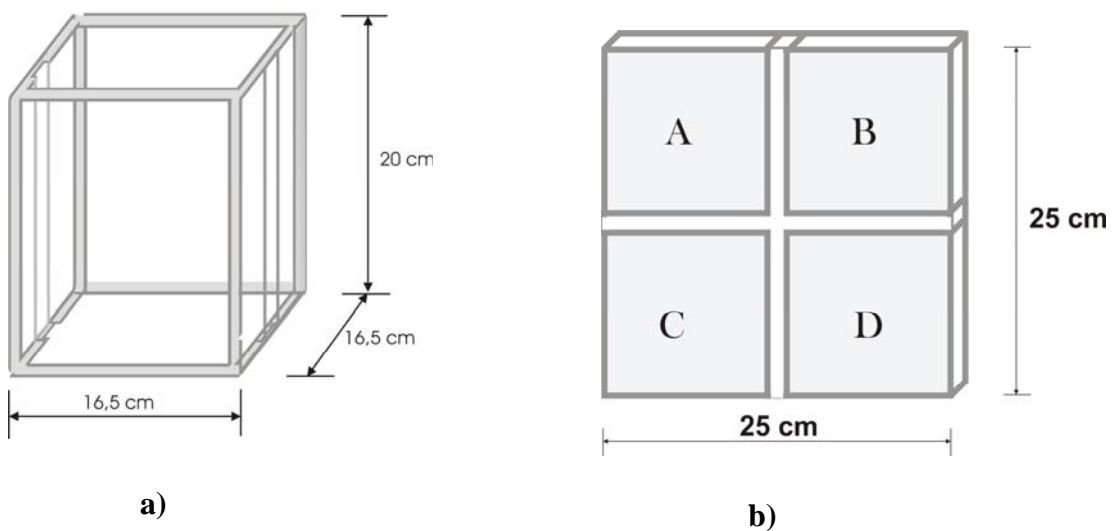


Figura 3.2 – a) simulador cúbico de acrílico e b) simulador XY.

3.1.4 – Fontes de Radiação Utilizadas

Para a irradiação do dosímetro FXGB foram utilizados os seguintes equipamentos de teleterapia:

- Fonte de cobalto (^{60}Co) Theratronics/Theratron 780C, com energia média de fótons de 1,25 MeV, pertencente ao Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer (figura 3.3).



Figura 3.3 – Fonte de ^{60}Co Theratronics/Theratron 780C.

- Fonte de raios X Philips/Stabilipan/RT200/250, com energias efetivas de 34,3; 58,8; 82,7 e 106,2 keV, pertencente ao Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer (figura 3.4).



Figura 3.4 – Fonte de raios X Philips/Stabilipan/RT200/250.

- Fonte de elétrons Varian/CLINAC 4 com energias de 5, 7 e 10 MeV pertencente ao Instituto de Radioterapia de Megavoltagem (IRMEV) de Ribeirão Preto (figura 3.5).



Figura 3.5 – Fonte de elétrons Varian/CLINAC 4.

3.1.5 – Equipamentos Leitores Utilizados.

A avaliação das respostas do dosímetro FXGB foi feita utilizando-se um espectrofotômetro Beckman/DU640 do laboratório de Fotobiofísica do Departamento de Física e Matemática da FFCLRP.

Um protótipo portátil (RADIARE III) otimizado de um protótipo anterior [FELIPE, 2001] pelo grupo, foi utilizado para realizar medidas de absorção óptica no dosímetro

FXGB num comprimento de onda fixo (590nm) e posteriormente correlacioná-las às doses absorvidas pelo dosímetro. A figura 3.6 traz a ilustração do protótipo RADIARE III.

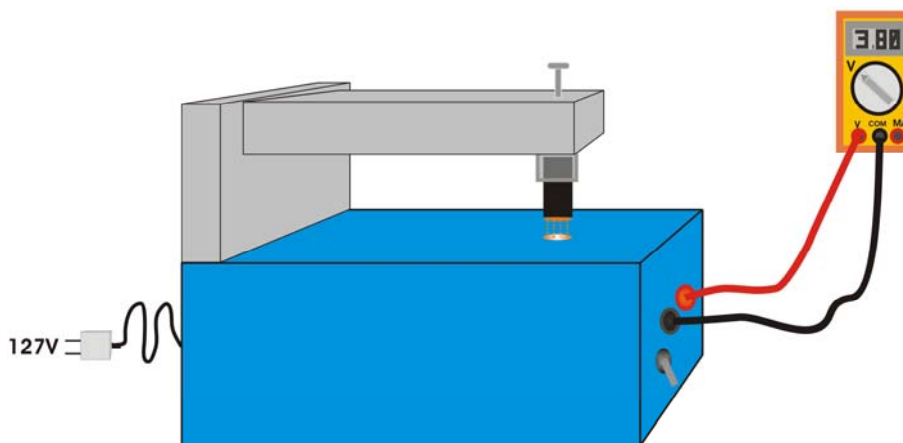


Figura 3.6 – Protótipo RADIARE III desenvolvido para avaliação de dose absorvida pelo dosímetro FXGB.

O protótipo RADIARE III é constituído basicamente de um LED âmbar 30° (pico de emissão em 590 nm), um fotosensor PN de silício, com intervalo útil de absorção de 420 a 675 nm e pico de absorção em 565 nm, e seus circuitos de controle. A indicação de 30° refere-se ao ângulo de abertura do cone luminoso do LED em questão.

A quantidade de luz incidente sobre o fotosensor é expressa na forma de tensão, através de um multímetro ICEL/IK-1000, conectado aos terminais do protótipo. Ao aplicar os valores de tensão obtidos pelo multímetro à lei de Lambert-Beer (equação 2.5), infere-se a absorvância do dosímetro irradiado ou não.

Um sistema XY mecânico foi construído afim de possibilitar a varredura das cubetas especiais, como mostrado na figura 3.7. Este sistema consiste de dois sistemas unidimensionais acoplados fabricado em acrílico, com barras de sustentação e de deslocamento de latão. A precisão de deslocamento que o sistema proporciona é de 1 mm. Sobre a peça móvel do sistema unidimensional superior é fixado um braço que leva a amostra, de qualquer geometria, a um posicionamento sobre a base do protótipo para as leituras.

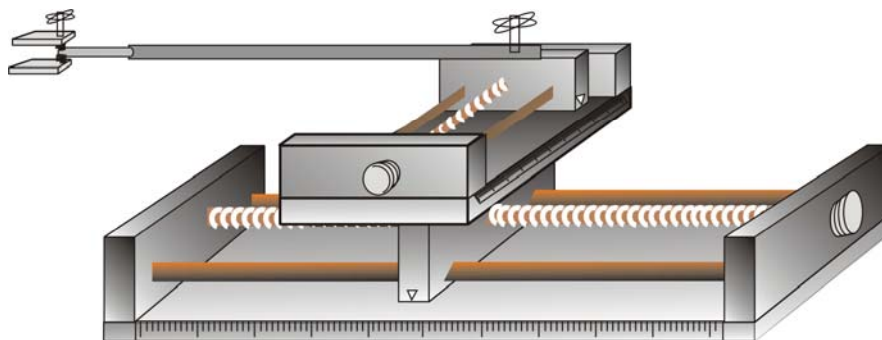


Figura 3.7 – Sistema XY mecânico construído para varredura de amostras bidimensionais de quaisquer geometria.

O espectrômetro CVI Spectral Products/SM 240 do laboratório de Fotobiofísica do Departamento de Física e Matemática da FFCLRP, foi utilizado para obter os espectros de emissão das fontes luminosas testadas na otimização do protótipo.

3.2 – Métodos

3.2.1 – Preparação do Dosímetro FXGB

Dispondo das massas apresentadas na TABELA 3.1, a água Mili-Q foi aquecida e pouco a pouco e a gelatina foi adicionada sob agitação constante para maior homogeneidade da solução. Enquanto isso, o restante da água Mili-Q foi adicionada ao alaranjado de xilenol, juntamente com o ácido sulfúrico. Após obtenção de uma solução alaranjada esta foi adicionada ao béquer principal, sob aquecimento e agitação constante. O sulfato ferroso foi o último reagente a ser adicionado à solução, já homogênea e alaranjada.

Após a inserção da solução nas cubetas, essas foram levadas a um refrigerador por 30 minutos, até alcançarem o estado de gel. Uma vez gelificadas, estavam prontas para as irradiações.

3.2.2 – Irradiação do Dosímetro FXGB

Irradiação com Raios X

Quando irradiado com raios X na *avaliação da dependência energética*, o dosímetro FXGB esteve acondicionado em cubetas padrão sob um campo de irradiação de 10 x 15 cm² à distância fonte-superfície (DFS) de 30 cm. As medidas foram efetuadas sempre sob temperatura constante de 24,5°C.

Cada energia efetiva de feixe (34,3; 58,8; 82,7 e 106,2 keV) foi obtida a partir da adição de filtros (quanto maior a espessura, maior é a energia efetiva do feixe). O potencial de aceleração, corrente do tubo, material e espessura do filtro inerente, adicional e camada semi-redutora (HVL), energia efetiva e rendimento do feixe de raios-X são apresentados na TABELA 3.2.

kVp	mA	Filtro Inerente (mm Al)	Filtro Adicional (mm Cu)	HVL (mm Cu)	Energia Efetiva do Feixe (keV)	Rendimento do Feixe de Raios X (Gy/min)
75	20	2	-	0,094	34,3	0,809
125	20	2	0,35	0,455	58,8	0,717
175	20	2	0,50	1,074	82,7	1,495
225	15	2	1,00	1,831	106,2	1,5542

TABELA 3.2 – Potencial de aceleração, corrente, material e espessura do filtro inerente, adicional e camada semi-redutora (HVL), energia efetiva e rendimento do feixe de raios-X utilizados na irradiação do dosímetro FXGB.

Irradiação com Raios- γ

As irradiações das cubetas com raios γ do ^{60}Co para a *obtenção das curvas de calibração, desvanecimento do sinal de absorbância e dependência energética*, foram feitas considerando uma espessura para equilíbrio eletrônico de 0,5 cm de acrílico, à DFS de 80 cm, numa temperatura de 24,5 °C. As doses absorvidas e tamanhos dos campos de irradiação utilizados variaram de acordo com o tipo de medida realizada.

Irradiação com elétrons

As irradiações com elétrons de energias de 5, 7 e 10 MeV foram realizadas à distância de 100 cm com tamanhos de campos e doses absorvidas variando de acordo com as medidas de *PDP, fatores de campo (Fc) e perfis de campo e ainda curvas de calibração e o desvanecimento do sinal de absorbância*.

3.2.3 – Avaliação do Dosímetro FXGB

Avaliação do Espectro de Absorção das Amostras

Nove cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB e oito delas foram irradiadas com raios γ sob um campo de 20 x 20 cm². A cubeta não irradiada (cubeta de referência) foi utilizada na normalização dos valores obtidos.

Após a irradiação, as cubetas foram lidas pelo espectrofotômetro no intervalo de comprimento de onda de 300 a 800 nm. Dessas medidas o pico de absorção máximo do gel pôde ser inferido.

Seleção do Espectro de Emissão do LED para o Protótipo RADIARE III

Para um “casamento” de comprimento de onda de absorção da amostra e de emissão do LED, vários LED’s comerciais (pink, âmbar, azul, laranja e vermelho de 15 e 30°) foram testados através do espectrômetro.

Os resultados baseados na intensidade e comprimento de onda do pico de emissão foram obtidos e pôde ser escolhido o melhor LED para ser utilizado no protótipo RADIARE III.

Obtenção de Curvas de Calibração para raios γ

Vinte e sete cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB e 24 delas foram irradiadas com raios γ sob um campo 20 x 20 cm². As três restantes não foram irradiadas por serem cubetas de referência. Retirando-se três a três cubetas do campo de irradiação, as doses de 0,1; 0,2; 0,5; 1; 5; 10; 20 e 30 Gy foram cumulativamente aplicadas às cubetas. A necessidade de três cubetas foi para se obter uma melhor estatística de medidas.

As leituras das cubetas foram feitas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro e a seguir comparadas.

As 27 cubetas utilizadas foram monitoradas, durante 5 dias consecutivos, através de leituras de suas absorbâncias com o protótipo RADIARE III. Dessas leituras, uma curva de absorbância *versus* dose, para diferentes tempos e absorbância *versus* tempo para diferentes doses foram obtidas. Através desta última o desvanecimento do dosímetro FXGB com o tempo pôde ser inferido.

Avaliação da Dependência Energética do Dosímetro FXGB para fótons X e γ

Nesta avaliação, 18 cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB e irradiadas com raios X de energias efetivas de 34,3; 58,8; 82,7 e 106,2 keV do Philips/Stabilipan/RT200/250 e com raios γ de 1,25 MeV do Theratronics/Theratron 780C. A dose absorvida administrada às cubetas foi de 3 Gy para cada energia.

Na irradiação com raios X, as cubetas foram mantidas à distância de 30 cm da fonte sob um campo de 10 x 15 cm² e com raios γ à distância de 80 cm sob um campo de 10 x 10 cm². Três cubetas de cada vez foram posicionadas sob cada campo de irradiação, afim de se inferir a absorbância com maior precisão.

Após as irradiações, as leituras de absorbância das cubetas, para cada energia, foram realizadas com o espectrofotômetro (de 300 a 800 nm) e com o protótipo RADIARE III, no comprimento de onda de 590 nm.

Obtenção das Curvas de Calibração e Desvanecimento do Sinal de Absorbância para elétrons

Para esta avaliação 63 cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB, sendo colocadas três a três sob campos de irradiação de 15 x 15 cm² à DFS de 100 cm para elétrons com energias de 5, 7 e 10 MeV. As doses absorvidas administradas foram de 0,5; 1; 2; 3; 4 e 7 Gy, sendo três cubetas tidas como referências.

As leituras de absorbância dos dosímetros foram feitas (com o espectrofotômetro e com o protótipo RADIARE III) e posteriormente foram comparadas em sistemas cartesianos de absorbância *versus* dose absorvida para cada energia.

Todas as cubetas utilizadas foram monitoradas, durante 5 dias consecutivos, através de leituras de suas absorbâncias com o protótipo RADIARE III. Dessas leituras, uma curva de absorbância *versus* dose, para diferentes tempos e absorbância *versus* tempo para diferentes doses absorvidas foram obtidas. Através dessa última, o desvanecimento do dosímetro FXGB pôde ser inferido.

Avaliação da Dependência Energética do Dosímetro FXGB para elétrons de 5, 7 e 10 MeV

Nesta avaliação, 12 cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB e irradiadas com elétrons de 5, 7 e 10 MeV do Varian/CLINAC 4. A irradiação foi feita às cubetas com uma dose absorvida de 3 Gy para cada energia, à DFS de 100 cm e sob um campo de 15x15 cm².

Três cubetas de cada vez foram posicionadas sob cada campo de irradiação, afim de se inferir a absorbância com maior precisão.

Após as irradiações, as leituras de absorbância das cubetas, para cada energia, foram realizadas com o espectrofotômetro (de 300 a 800 nm) e com o protótipo RADIARE III, no comprimento de onda de 590 nm.

3.2.4 – Aplicações do Dosímetro FXGB na Radioterapia

Perfis de Campo com Elétrons

Esta aplicação do dosímetro FXGB na Radioterapia, baseia-se na verificação da distribuição de doses absorvidas em campos de elétrons com dimensões de 10x10, 15x15 e 20x20 cm², para a energia efetiva de 10 MeV. A irradiação foi feita aplicando-se uma dose absorvida constante de 3 Gy para cada tamanho de campo selecionado. Nesta verificação, 40 cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB, sendo 3 delas referências.

Cinco cubetas foram alinhadas no simulador XY, no eixo x (sentido A→C) e seis no eixo y (sentido A→B), para cada campo de irradiação selecionado, conforme a figura 3.8.

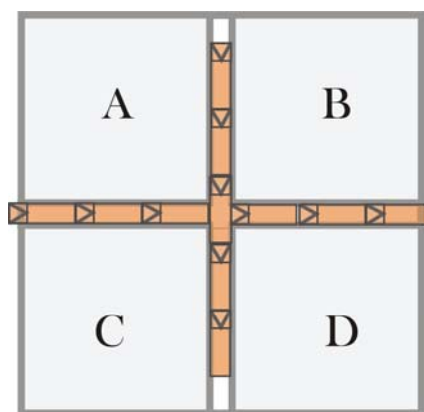


Figura 3.8 – Disposição das cubetas no simulador XY para posterior verificação do perfil de campo com elétrons de energia de 10 MeV.

Após as irradiações, medidas de absorvância a cada 3 mm foram feitas em cada cubeta, seguindo a orientação indicada pela figura 3.8. É possível visualizar na entrada de cada cubeta uma marcação na forma de *seta*, o que foi utilizado como orientação para se efetuar as leituras.

Determinação do Fator de Campo para Elétrons de 10 MeV

Através dos perfis de campo obtidos no item anterior, pôde-se inferir dois fatores de campo: F_{c10} e F_{c20} , com a absorvância medida da cubeta central de cada campo. Na figura 3.9 é indicada a cubeta para a medida do *fator de campo* para todos os campos de irradiação (10×10 , 15×15 ou 20×20 cm²).

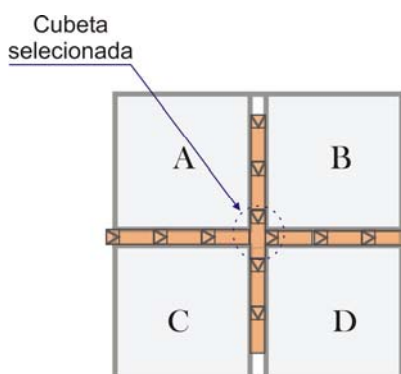


Figura 3.9 – Cubeta selecionada para a obtenção dos fatores de campo.

A razão entre as absorvâncias do campo 10×10 cm² ou 20×20 cm² pela absorvância do campo 15×15 cm², proporciona a obtenção do fator de campo específico para cada caso, uma vez que a dosimetria foi feita tomando-se o campo 15×15 cm² como referência [TRS 398, 2000].

Porcentagem de Dose Profunda (PDP) obtida com Elétrons de 5, 7 e 10 MeV

Para a avaliação da PDP, três energias de elétrons foram utilizadas: 5, 7 e 10 MeV. As três cubetas especialmente confeccionadas, juntamente com três padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGB. As primeiras para serem utilizadas para cada uma das energias e as últimas como referência.

Cada cubeta especial foi encaixada no simulador cúbico de acrílico, preenchido com água até a superfície, para nivelar a superfície de irradiação. A cubeta especial ficou à DFS de 100 cm, sob um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, como ilustrado na figura 3.10a) e b)). Das irradiações com elétrons de 5, 7 e 10 MeV, cada cubeta recebeu uma dose absorvida de 10 Gy.

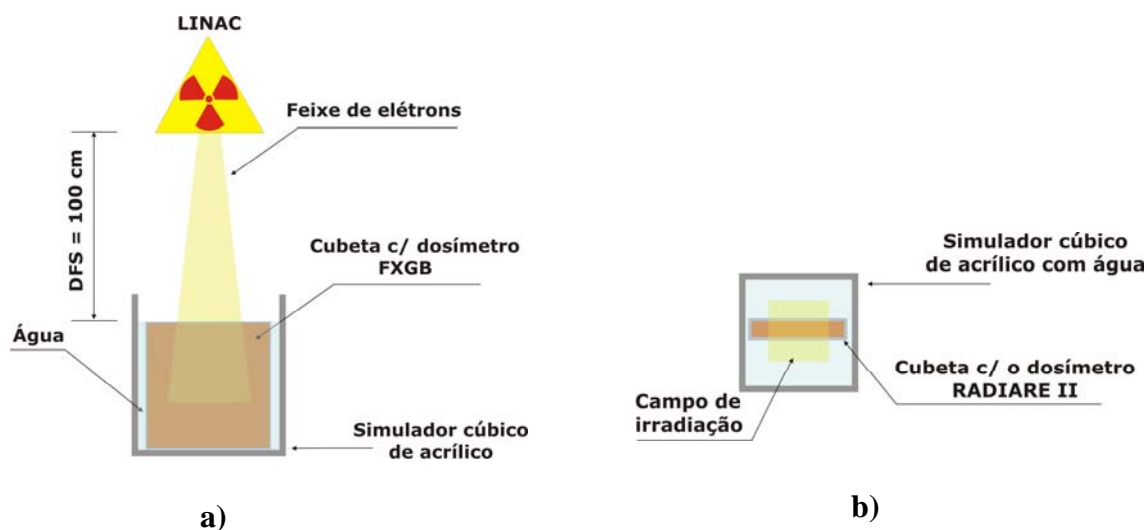
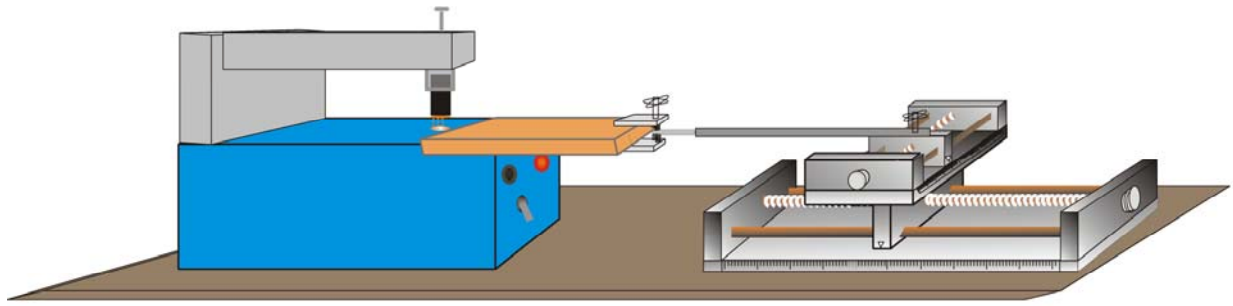


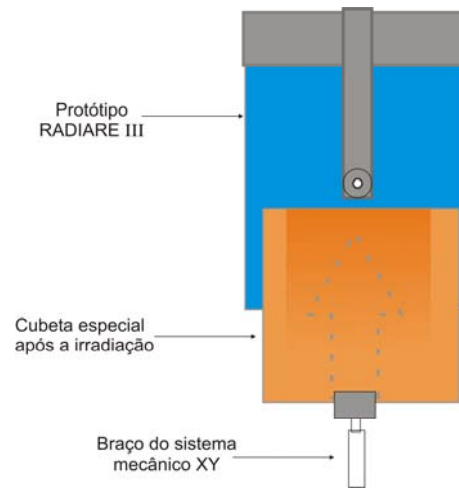
Figura 3.10 – a) Esquema experimental para determinação da PDP; b) vista superior do simulador cúbico de acrílico.

Após as irradiações as cubetas foram lidas, uma a uma, com o protótipo incluindo o sistema mecânico XY no eixo central, como indicado na figura 3.11.

Deslocando com o sistema mecânico XY a cubeta especial de 3 em 3 mm sobre a base do protótipo, pôde-se obter a absorvância ponto a ponto para análise do comportamento dos gráficos de PDP *versus* distância.



a)



b)

Figura 3.11 – a) Configuração inicial de leitura da PDP; b) vista superior da configuração inicial.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 – Avaliação do Dosímetro FXGB

4.1.1 – Espectro de Absorção das Amostras

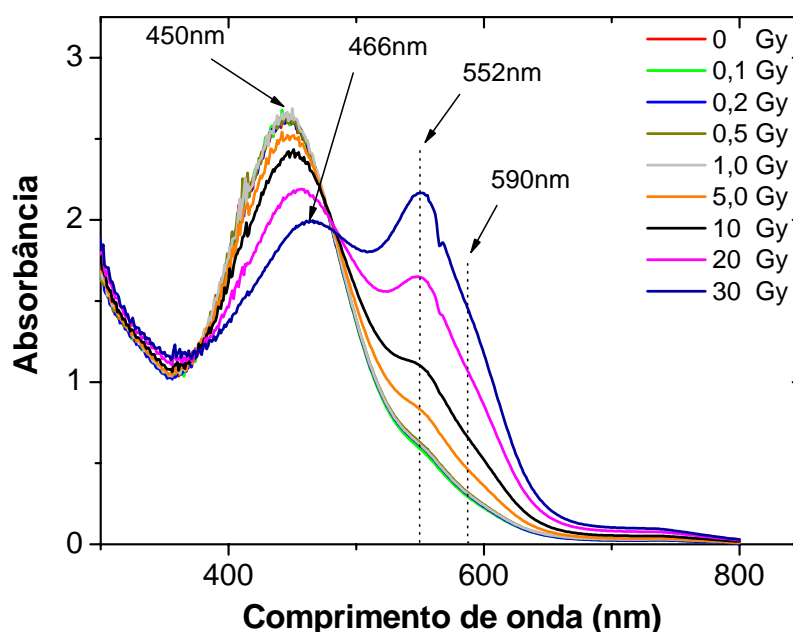


Figura 4.1 – Espectro de absorção do dosímetro FXGB para diferentes doses, após irradiação das amostras com raios γ do ^{60}Co .

Os espectros de absorção do dosímetro FXGB para vários valores de dose absorvida estão apresentados na figura 4.1. Nota-se a presença de dois picos de absorbância bem definidos, um em 450 nm e outro em 552 nm, cujas absorbâncias diminuem e aumentam respectivamente com o aumento do valor de dose absorvida.

À medida que a dose aumenta, há uma redução do pico de absorção inicialmente em 450 nm e o conseqüente aumento do pico de absorção em 552 nm, devido à diminuição da concentração do Fe^{+2} e aumento da concentração do Fe^{+3} [COSTA, 2001]. O pico de absorção diminui em intensidade, sendo evidência de que o dosímetro está oxidando e que ao final apresentará uma concentração maior de Fe^{+3} em relação a de Fe^{+2} . Da figura apresentada pode-se também

inferir que o dosímetro FXGB, não apresenta sensibilidade para doses absorvidas com valores menores que 1 Gy.

4.1.2 – Espectros de Emissão dos LED's para o Protótipo RADIARE III

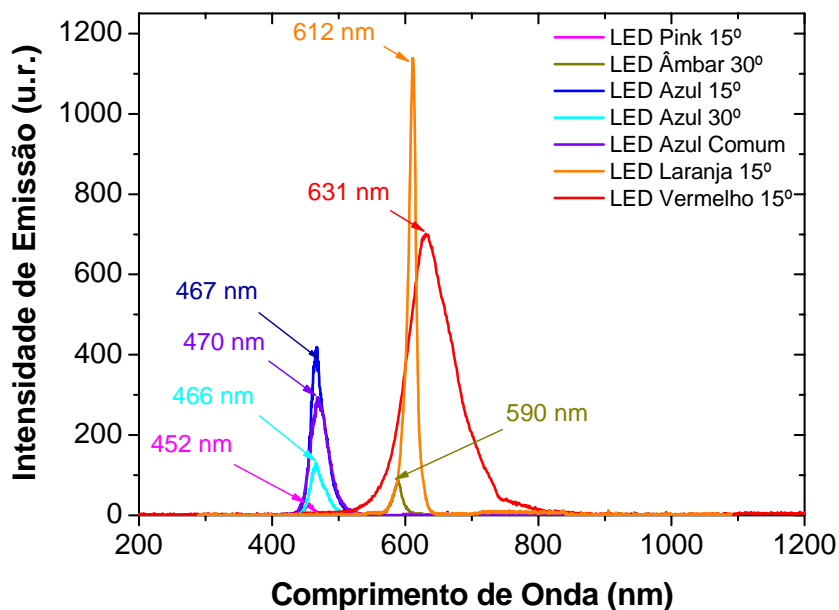


Figura 4.2 – Espectros de emissão dos LED's testados, através do espectrômetro.

Baseado na concentração de Fe^{+3} , situada no pico de 552 nm, o “casamento” dos comprimentos de onda do pico de absorção do dosímetro e o da emissão da fonte luminosa só poderia ser efetuado com o LED âmbar ou laranja, dentre os vários LED's comerciais disponíveis apresentados na figura 4.2. Dentre esses dois, o de 590 nm está mais próximo do pico do dosímetro e embora o seu valor de intensidade relativa seja cerca de 13 vezes menor que o de intensidade do laranja, ainda assim proporcionou uma sensibilidade adequada às leituras das amostras. A intensidade relativa alta pode saturar o fotodiodo e prejudicar sua sensibilidade às leituras.

O LED âmbar de 30°, escolhido como fonte de luz para o protótipo RADIARE III, possui pico de emissão em 590 nm e largura à meia altura de 14 nm, como apresentado na figura 4.3.

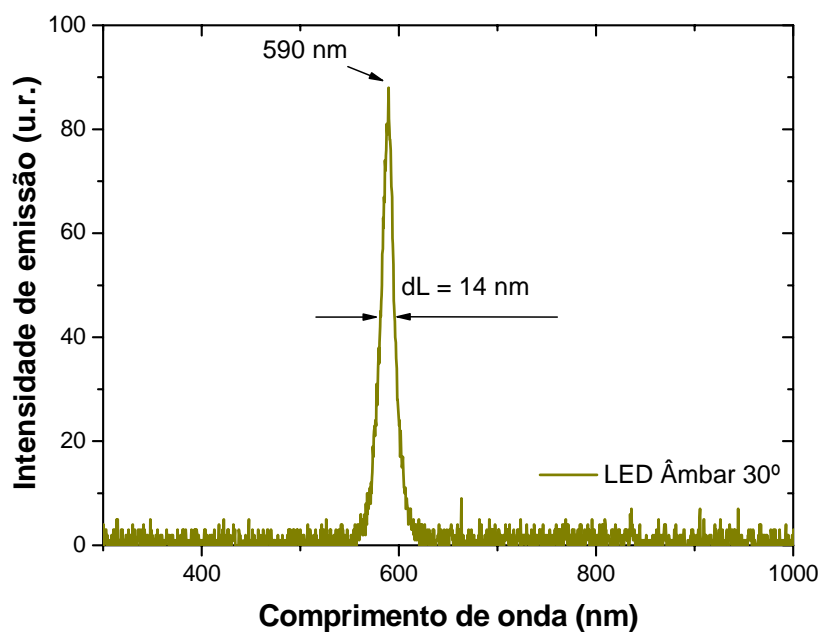


Figura 4.3 – Espectro de emissão do LED âmbar em (590 nm) e largura à meia altura de 14 nm.

4.1.3 - Curvas de Calibração para raios γ

A figura 4.4 mostra a relação gráfica que existe entre a absorbância e a dose absorvida pelo dosímetro FXGB, das medidas realizadas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro.

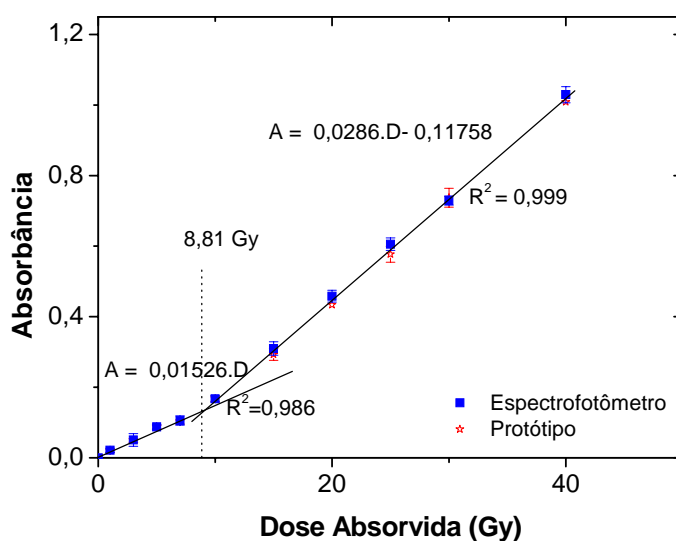


Figura 4.4 – Curvas de calibração do dosímetro FXGB inferidas das medidas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro, ambos em 590 nm para a irradiação com raios γ .

Quando colocadas num mesmo gráfico de absorvância *versus* dose absorvida, as leituras do protótipo RADIARE III e do espectrofotômetro apresentaram praticamente as mesmas inclinações e um desvio médio máximo entre seus valores de 3,6 %. Nota-se que a absorvância aumenta linearmente com a dose absorvida. Isto ocorre porque concentração de Fe^{+3} aumenta proporcionalmente com a dose absorvida, o que leva a um maior escurecimento da amostra e por consequência a uma absorvância maior.

Da observação de que o FXGB tem dois comportamentos lineares de absorvância (A) em função de dose absorvida (D), as equações do dosímetro que relacionam A e D são:

$$\mathbf{A = 0,01526 \cdot D} \quad \text{para doses baixas} \quad (4.1)$$

$$\mathbf{A = 0,02861 \cdot D - 0,11758} \quad \text{para doses altas} \quad (4.2)$$

Igualando as equações (4.1) e (4.2), obtém-se a “dose absorvida crítica”, ou seja, aquela que está na intersecção das duas retas.

$$\mathbf{0,01526 \cdot D = 0,02861 \cdot D - 0,11758}$$

$$\mathbf{\underline{D = 8,81 \text{ Gy}}}$$

Abaixo desse valor usa-se a equação (4.1) para obtenção da absorvância (A) e a acima, a equação (4.2).

Uma vez que o protótipo incorpora um voltímetro para obtenção da medida de absorvância através dos valores de tensão lidos, o sistema de equações deve relacionar o valor da dose absorvida (D) com o da tensão, relativa à amostra de referência (V_0) e à irradiada (V), já incorporadas à lei de Lambert-Beer:

Igualando-se a lei de Lambert-Beer à equação (4.1) tem-se que:

$$\mathbf{A = \log (V_0/V) = 0,01526 \cdot D}$$

$$D = 65,53 \cdot \log\left(\frac{V_0}{V}\right) \quad \text{para } 3,74 V < V < V_0 \quad (4.3)$$

Da mesma forma, com a equação (4.2) tem-se:

$$\mathbf{A = \log (V_0/V) = 0,02861 \cdot D - 0,11758}$$

$$D = 34,95 \cdot \log\left(\frac{V_0}{V}\right) + 4,11 \quad \text{para } 0 < V \leq 3,74 V \quad (4.4)$$

Através das equações (4.3) e (4.4) a dose absorvida pelo protótipo RADIARE III pôde ser inferida. O valor de 3,74 V refere-se à “tensão crítica” referente à dose absorvida de 8,81 Gy.

A figura 4.5a) apresenta as leituras de absorbância *versus* dose absorvida em diferentes tempos. À medida que o tempo passa, os valores de absorbância aumentam devido a oxidação total (natural + radioinduzida). O intervalo de absorbâncias relativo ao intervalo de tempo, utilizado para todos os valores de dose absorvida, diminui à medida que a dose absorvida pelo dosímetro aumenta. Isto ocorre porque as amostras que foram irradiadas com doses mais altas consomem mais rapidamente o Fe^{+2} e portanto a diferença de absorbância com o tempo se torna menos pronunciada do que para uma dose absorvida menor.

A figura 4.5b), apresenta as leituras de absorbância *versus* tempo para cada valor de dose absorvida pelo dosímetro. Nota-se a diminuição da “inclinação” para cada série de dose absorvida com o aumento dessa até praticamente alcançar a saturação para 40 Gy. Isto porque a irradiação com 40 Gy, desde o tempo inicial, já promoveu praticamente todas as oxidações nas amostras e a oxidação natural não dispõe mais de íons Fe^{+2} .

O nível de desvanecimento máximo do sinal de absorbância foi verificado para amostras não irradiadas (referência), pois são as que apresentam maior número de Fe^{+2} a serem oxidados com o tempo. A máxima taxa de desvanecimento do sinal de absorbância foi de 1,1%/h para as amostras de referência.

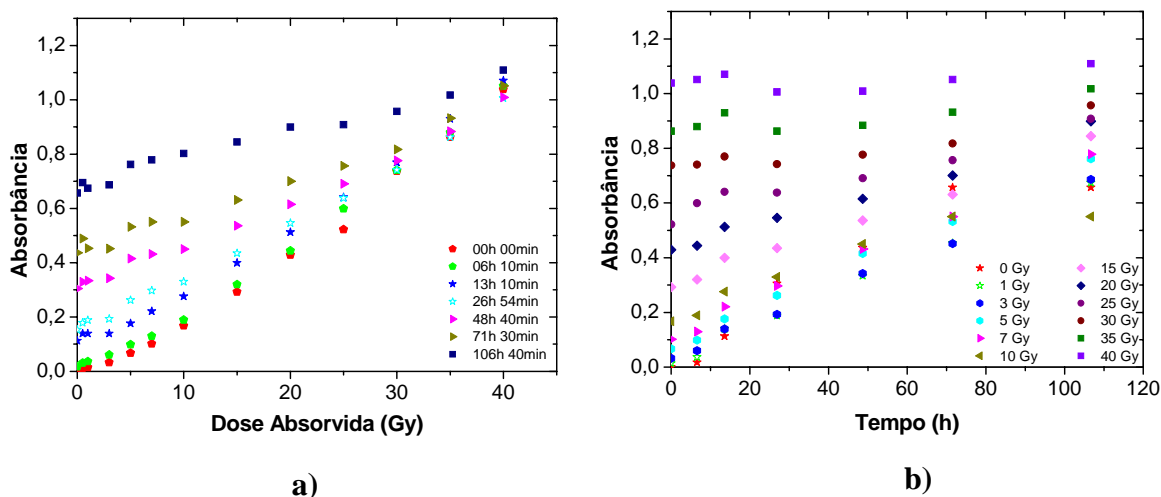


Figura 4.5 – Após a irradiação do dosímetro FXGB com raios γ do ^{60}Co obteve-se: **a)** Absorbância *versus* dose absorvida para vários tempos e **b)** Absorbância *versus* tempo para diferentes doses absorvidas.

4.1.4 – Avaliação da Dependência Energética do Dosímetro FXGB para fótons X e γ

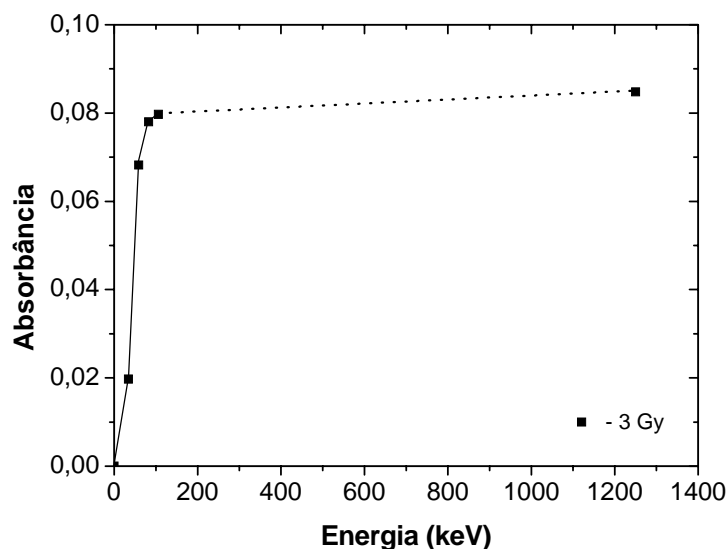


Figura 4.6 – Dependência energética do dosímetro FXGB para fótons de energias até 1,25 MeV.

A figura 4.6 apresenta o comportamento de absorbância *versus* energia para a dose absorvida de 3 Gy, de raios X e γ , aplicadas ao dosímetro FXGB. Nota-se que a absorbância varia linearmente com a energia até aproximadamente 100 keV, como já havia sido mostrado para o FXG [COSTA, 2001]. Após esses valores há praticamente uma saturação no valor de absorbância.

4.1.5 – Obtenção das Curvas de Calibração para elétrons

A figura 4.7 apresenta a absorbância *versus* dose absorvida pelo dosímetro FXGB, obtidas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro, no comprimento de onda de 590 nm, após irradiação das amostras com elétrons de 10 MeV.

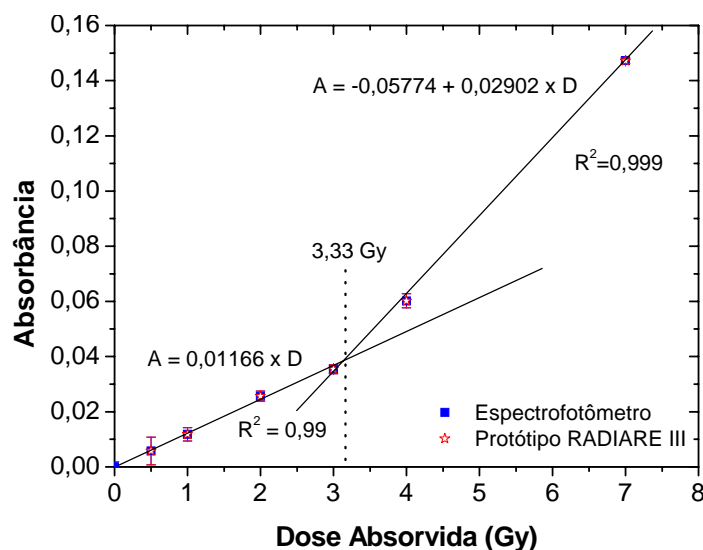


Figura 4.7 - Curvas de calibração do dosímetro FXGB para elétrons de 10 MeV, obtidas com o protótipo RADIARE III e com o espectrofotômetro em 590 nm.

Quando colocadas num mesmo gráfico de absorbância *versus* dose absorvida, as leituras do protótipo RADIARE III e do espectrofotômetro apresentaram praticamente as mesmas inclinações e um desvio máximo de 0,2 %, entre seus valores. Da mesma forma observada na irradiação com raios γ no item III.1.3, a absorbância aumenta proporcionalmente com a dose absorvida pelo dosímetro, devido ao aumento da concentração de Fe^{+3} . Dois comportamentos lineares puderam ser inferidos e suas equações, que relacionam A e D, são dadas por:

$$A = 0,01166 \cdot D \quad \text{para doses baixas} \quad (4.5)$$

$$A = 0,02902 \cdot D - 0,05774 \quad \text{para doses altas} \quad (4.6)$$

Igualando-se as equações (4.5) e (4.6), obtém-se a “dose absorvida crítica”.

$$0,01166 \cdot D = 0,02902 \cdot D - 0,05774$$

$$\underline{\underline{D = 3,33 \text{ Gy}}}$$

Abaixo deste valor usa-se a equação (4.5) para obtenção da absorbância e a acima, a equação (4.6). Como o protótipo incorpora um voltímetro para se obter a medida de absorbância através dos valores de tensão lidos, o sistema de equações deve relacionar o valor de D com os das tensões relativos à amostra de referência (V_o) e à irradiada (V) já

incorporados à lei de Lambert-Beer. Igualando-se a lei de Lambert-Beer e a equação (4.5) tem-se que:

$$A = \log(V_0/V) = 0,01166 \cdot D$$

$$D = 85,76 \cdot \log\left(\frac{V_0}{V}\right) \quad \text{para } 5,62V < V < V_0 \quad (4.7)$$

Da mesma forma, com a equação (4.6) tem-se:

$$A = \log(V_0/V) = 0,02902 \cdot D - 0,05774$$

$$D = 34,46 \cdot \log\left(\frac{V_0}{V}\right) + 1,99 \quad \text{para } 0 < V \leq 5,62 V \quad (4.8)$$

Através das equações (4.7) e (4.8) a dose absorvida pelo protótipo RADIARE III pôde ser inferida. O valor de 5,62 V refere-se à “tensão crítica” da dose absorvida de 3,33 Gy.

A figura 4.8a) apresenta leituras de absorbância *versus* dose absorvida em diferentes tempos. À medida que o tempo passa, os valores de absorbância aumentam devido a oxidação total. Como observado para fótons, o intervalo de absorbâncias relativo ao intervalo de tempo utilizado para todos os valores de dose absorvida diminui à medida que a dose absorvida pelo dosímetro aumenta, porém de forma menos acentuada.

A figura 4.8b), apresenta as leituras de absorbância *versus* tempo para cada valor de dose absorvida pelo dosímetro. A diminuição da “inclinação”, para cada série de dose absorvida, diferentemente do comportamento obtido com fótons, não apresentou saturação.

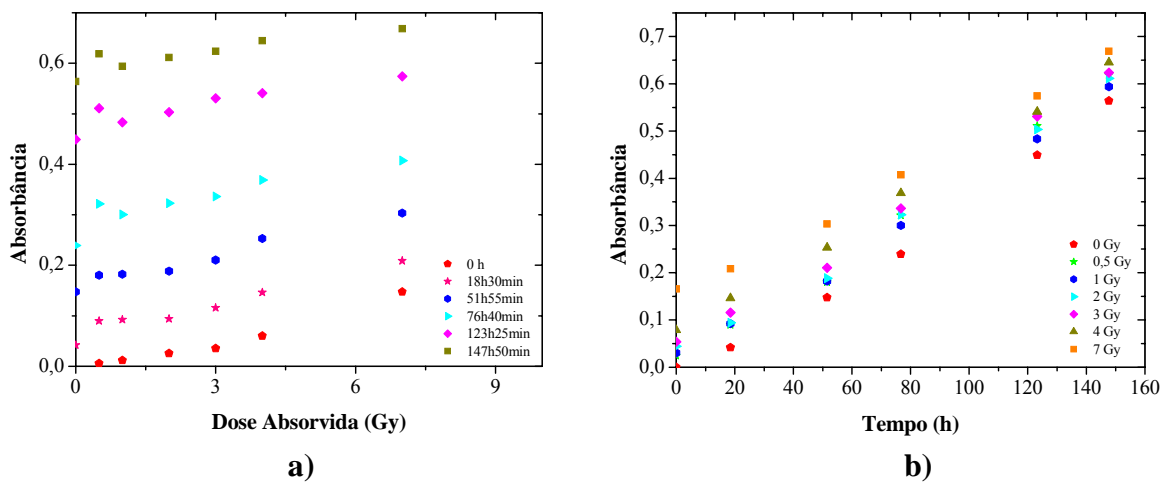


Figura 4.8 - Após a irradiação do dosímetro FXGB com elétrons de 10 MeV obteve-se: **a)** Absorbância *versus* dose absorvida para vários tempos e **b)** Absorbância *versus* tempo para diferentes doses absorvidas.

O desvanecimento máximo do sinal de absorvância foi verificado para amostras não irradiadas (referência), pelos mesmos motivos relatados no item 4.1.3. A inclinação máxima relativa ao máximo de desvanecimento do sinal de absorvância pode ser inferida da taxa de absorvância de 0,38%/h.

O FXGB quando irradiado com elétrons de 5 e 7 MeV, também apresenta comportamentos de linearidade e desvanecimento semelhantes aos do 10 MeV, com um desvio máximo de 0,5 e 0,3 %, respectivamente para cada energia, entre os valores lidos com o espectrofotômetro e o protótipo. O desvanecimento máximo observado para ambos os casos, foram de 0,44 e 0,43%/h, respectivamente.

4.1.6 – Dependência energética para elétrons de 5, 7 e 10 MeV

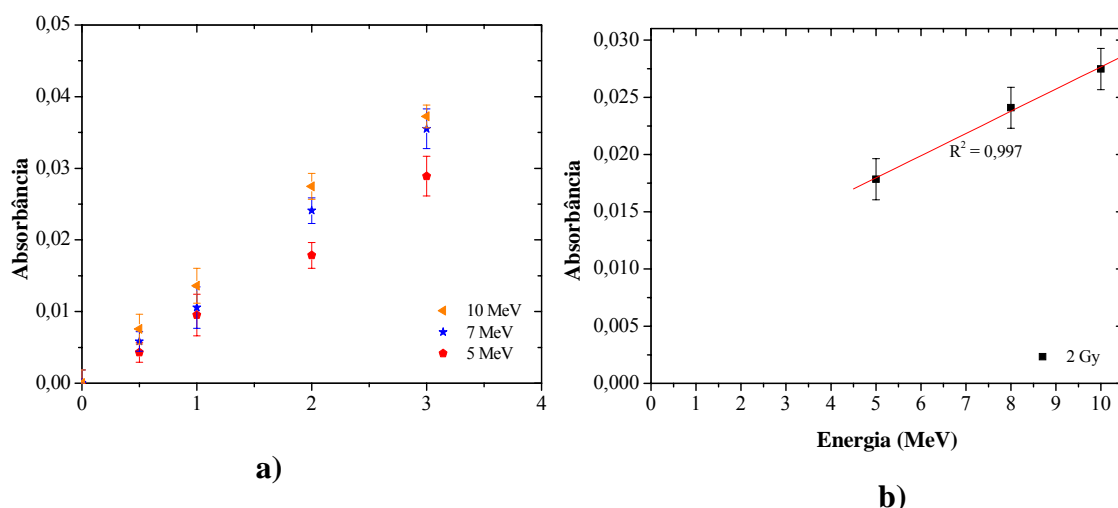


Figura 4.9 – a) Absorvância *versus* dose absorvida para elétrons com energias de 5, 7 e 10 MeV e b) Absorvância *versus* energia para uma dose de 2 Gy.

A figura 4.9a) apresenta a relação entre absorvância e dose absorvida para cada energia de elétrons. Verifica-se que a absorvância aumenta com a energia do feixe incidente, porque um feixe com maior energia produz um número maior de íons, que por sua vez leva a uma maior concentração de íons Fe^{+3} , aumentando a absorvância na amostra.

A figura 4.9b) apresenta o comportamento da absorvância *versus* energia dos elétrons projéteis no dosímetro FXGB, para uma dose absorvida de 2 Gy. A variação média obtida foi de aproximadamente $\pm 20\%/MeV$, no intervalo de energia de 5 a 10 MeV.

4.2 – Aplicações do Dosímetro FXGB na Radioterapia

4.2.1 – Perfis de Campo com Elétrons

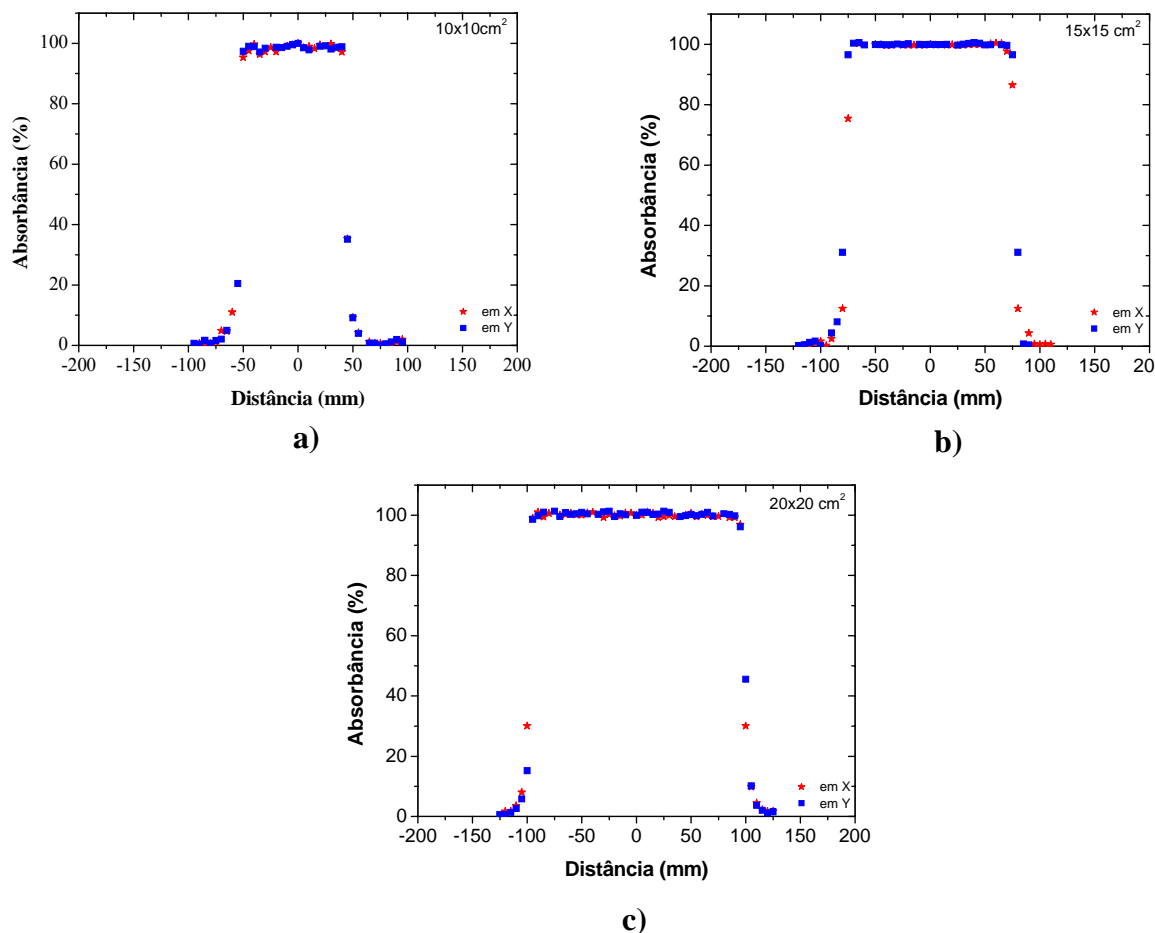


Figura 4.10 – Perfis, X e Y, dos campos 10x10, 15x15 e 20x20 cm² para feixes de elétrons de 10 MeV.

Da figura 4.10 tem-se os resultados das avaliações dos perfis de campo para irradiações com elétrons de 10 MeV em campos de 10x10, 15x15 e 20x20 cm².

Segundo protocolos [ICRU24, 1976; R. NATH *et al*, 1997 ; G.J. KUTCHER *et al*, 1994] a avaliação do perfil de campo pode ser feita considerando 3 parâmetros do perfil: homogeneidade, simetria e penumbra.

A tolerância aceita para homogeneidade é de até $\pm 2\%$ do valor médio dos pontos considerados. Das medidas apresentadas na figura 4.10, uma diferença de 1,2; 0,9 e 1,6 % foi inferida dos campos 10x10, 15x15 e 20x20 cm², respectivamente.

A tolerância aceita para simetria é de até 2% da diferença entre os valores situados dentro de 80% do campo e equidistante do campo no eixo central. A diferença obtida nessa

avaliação foi de 1,2; 1,3 e 1 %, inferida para os campos de 10x10, 15x15 e 20x20 cm² respectivamente.

A tolerância aceitável para a penumbra é de 2 mm (distância entre os pontos de 80 e 20% na curva de isodose 100%) quando avaliando campos convencionais maiores que 4x4 cm². Das medidas obtidas na figura 20, inferiu-se um valor de penumbra de 1,9; 1,4; 1,6 mm para os campos de 10x10, 15x15 e 20x20 cm².

4.2.2 – Determinação do Fator de Campo para Elétrons de 10 MeV

Os valores das absorvâncias obtidos das amostras centrais em cada campo de irradiação (10x10, 15x15 e 20x20 cm²), na avaliação do perfil de campo, são apresentados na TABELA 4.1.

Campos de Irradiação	Absorbância	Fator de Campo (F_C) usado na rotina anterior	Fator de Campo (F_C) medido	ε (%)
10x10 cm ²	0,0519	0,995	0,995	0,0
15x15 cm ²	0,0522	1,000	1,000	0,0
20x20 cm ²	0,0523	1,005	1,000	0,5

TABELA 4.1 – Valores de absorvância obtidos para a determinação dos fatores de campo para 10x10 e 20x20 cm², tomando o de 15x15 cm² como referência.

4.2.3 – Porcentagem de dose profunda (PDP)

As PDP's obtidas com o dosímetro FXGB, para um campo de 10x10 cm², irradiado com elétrons de 10 MeV são apresentadas na figura 4.11.

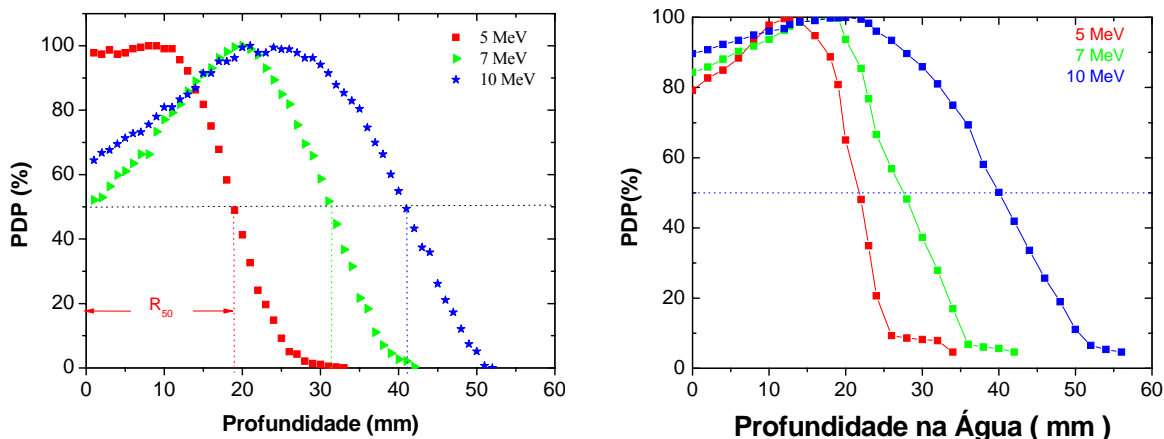


Figura 4.11 – PDP’s medidas para as energias de 5, 7 e 10 MeV.

Da figura 4.11, pode-se inferir os valores de R_{100} , R_p e R_{50} que corresponde à profundidade (em cm) em que a porcentagem de dose profunda cai 50% do seu valor máximo.

A tabela 4.2 apresenta os valores de R_{100} , R_p e R_{50} para cada energia de feixe de elétrons inferida pelo dosímetro FXGB e pela câmara de ionização.

Energia Nominal do Feixe (MeV)	R_{100}^{FXGB} (cm)	$R_{100}^{câmara}$ (cm)	R_p^{FXGB} (cm)	$R_p^{câmara}$ (cm)	R_{50}^{FXGB} (cm)	$R_{50}^{câmara}$ (cm)
5	1,0	1,2	3,3	3,4	2,0	2,1
7	2,0	1,8	4,2	4,2	3,0	2,9
10	2,3	2,1	5,3	5,5	4,1	4,0

TABELA 4.2 – Parâmetros gráficos inferidos das PDP’s para a obtenção das energias dos feixes de elétrons.

O erro médio encontrado entre os valores de R_{100} , R_{50} e R_p das leituras feitas com o FXGB e com a câmara de ionização em água foi de aproximadamente 6,2%.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

5.1 – Caracterização do Dosímetro FXGB

Das medidas realizadas obteve-se o comprimento de onda de absorção do dosímetro FXGB, adequado às medidas, em 552 nm.

Dos LED's testados, aquele com comprimento de onda próximo da absorção do dosímetro FXGB, foi o âmbar (590 nm).

Quando irradiado com fótons

O dosímetro FXGB quando irradiado com raios γ do ^{60}Co apresentou dois comportamentos lineares em função da dose absorvida, separados por um “ponto crítico” em 8,81 Gy.

Confirmou-se que o dosímetro FXGB é sensível na faixa de 1 e 40 Gy.

O dosímetro FXGB apresenta desvanecimento nas irradiações com fótons, sendo que uma taxa máxima 1,1%/h, pôde ser inferida no valor da absorbância.

Quando irradiado com elétrons

O dosímetro FXGB quando irradiado com elétrons de 5, 7 e 10 MeV apresentou dois comportamentos lineares em função da dose absorvida, separados por um “ponto crítico” em 3,33 Gy,.

Nas irradiações com elétrons de 5, 7 e 10 MeV, o dosímetro FXGB não apresentou saturação por dose absorvida até 7 Gy.

O dosímetro FXGB apresenta desvanecimento nas irradiações com elétrons sendo que uma taxa máxima de 0,43; 0,44 e 0,38 %/h, respectivamente para as energias de 5, 7 e 10 MeV puderam ser inferidas no valor da absorbância.

5.2 – Aplicação do Dosímetro FXGB para algumas medidas na Radioterapia.

Perfis de Campo com Elétrons de 10 MeV

As avaliações dos perfis de campo de irradiação para os campos de 10x10, 15x15 e 20x20 cm², estiveram dentro dos limites previstos (2% para a homogeneidade e simetria e ainda 2 mm para a penumbra verificada na avaliação).

Fatores de Campo para elétrons de 10 MeV

Os fatores de campo obtidos são adequados para serem utilizados nos campos 10x10 e 20x20 cm² uma vez que diferenciam 0,5% dos valores para a rotina obtidos previamente com a C.I.

Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A porcentagem de dose profunda, apesar de ser recomendada para ser feita com câmaras de ionização, uma vez obtidas através do FXGB sob as mesmas condições de energia e geometria de feixe, apresentou uma diferença média de 6,2%.

O sistema dosimétrico FXGB, composto pelo gel FXGB e o protótipo leitor mostrou-se adequado às medidas de calibração de feixe num serviço de Radioterapia. O formato simplificado e prático (portátil) do leitor além de seu baixo custo, juntamente com o FXGB (material totalmente nacional) torna o sistema dosimétrico adequado e conveniente para ser utilizado num serviço de Radioterapia.

Neste trabalho, buscou-se a inovação, primeiro, com um novo tipo de gel que na receita do FXG [COSTA, 2001] apresentou condições para a dosimetria, tanto de fótons quanto de elétrons (com reagentes de baixo custo e acessíveis comercialmente). Segundo, um protótipo portátil, simples e de baixo custo foi otimizado de um de bancada [FELIPE, 2001], aumentando a praticidade do sistema dosimétrico. Finalmente, novas condições foram criadas para que as medidas de perfil de campo, fator de campo e PDP pudessem ser efetuadas, através de um simulador XY, simulador cúbico de acrílico, cubetas especialmente confeccionadas e um sistema mecânico de varredura bidimensional, que ao mesmo tempo que fornece maior precisão nas medidas, aumenta a independência do sistema, já que pode ser levado junto com os demais componentes até o local das irradiações.

5.3 – Perspectivas Futuras

Este trabalho apresentou a caracterização do dosímetro FXGB assim como algumas aplicações para auxiliar o controle de qualidade de um serviço de radioterapia. A proposta futura é a otimização do dosímetro buscando a maior estabilidade e sensibilidade do sistema, ampliando seu intervalo de atuação também para a radiologia diagnóstica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

APPEBY, A. and LEGHROUZ, A. Imaging of Radiation Dose by Visible Color Development in Ferrous-Agarose-Xylenol Orange Gels. **Medical Physics**, v. 18, p. 309-312, 1991.

ATTIX, F. H., **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. First Edition. USA: John Wiley & Sons, 1986.

ATTIX, F. H., WILLIAN, C. R.. **Radiation Dosimetry**. V. 2, Second Edition. Academic Press, p. 803, Madison, USA, 1966.

BERO, M. A., et al. Tissue-Equivalent Gel for Non-invasive Spatial Radiation Dose Measurements. **Nuclear Instruments and Methods in Physic Research B**, v. 166 – 167, p. 820 – 825; 2000.

BERO, M. A. *et al.*, Three Dimensional Radiation Dose Measurements with Ferrous Benzoic Acid in Gelatin Gel and Optical Absorption Tomography, **Nuclear Instruments and Methods in Physic Research A.**, v. 422, p. 617-620, 1999.

BUSHONG, S. C. **Radiologic Science for Technologists**. Fourth Edition. USA: The C.V. Mosby Company, 1988.

CAMPBELL, I. D., DWEK, R. A. **Biological Spectroscopy**. USA: Cummings Publishing Company, 1984.

CORNELIUS, A. T., Hugo Fricke on the Occasion of his Seventieth Birthday, **Radiation Research**, v. 17, p. 255-261, 1962.

COSTA, R. T. **Avaliando a Viabilidade do Uso do Dosímetro Fricke Modificado na Radioterapia**. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2001.

FELIPE, D. S. **Desenvolvimento, Teste e Aplicação de Protótipo para Dosimetria da Solução Fricke Modificada**. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2001.

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 (Mestrado). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2000.

FRICKE, H. and MORSE, S. The Chemical Action of Roentgen Rays on Dilute Ferrous Sulphate Solutions a Measure of Dose. **American Journal Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine**. v.18, p. 430 – 432, 1927.

GAY, C., COLLINS J. and GEBICKI, M. Determination of Iron in Solutions with the Ferric-Xylenol Orange Complex. **Analytical Biochemistry** v. 273, p. 143-148, 1999.

G.J. KUTCHER, L. COIA, M. GILLIN, W.F. HANSON, S. LEIBEL, R.J. MORTON, J.R. PALTA, J.A. PURDY, L.E. REISNTEIN, G.K. SVENSSON, M. WELLWER, L. WINGFIELD. Comprehensive QA for Radiation: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. **Medical Physics**, v. 21, p. 581-618, 1994.

HOPE-STONE, H. F. **Radiotherapy in Modern Clinical Practice**. Granada Publishing Ltd., London, 1976.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) – Report 60. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation**. USA, 1998.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) – Report 24. **Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures**. USA, 1976.

JOHNS, H. E. e CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. Fourth Edition, USA: Charles C. Thomas, 1983.

KLEVENHAGEN, S. C. **Physics and Dosimetry of Therapy Electrons Beams**. Medical Physics Publishing, 1993.

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. Second Edition. USA: Williams & Wilkins, 1992.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**, Second Edition, New York – NY, USA: John Wiley & Sons Inc, 1989.

LNMRI (Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes). **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante**. Rio de Janeiro, 2002.

MAHESH, K and VIJ, D. R. **Techniques of Radiation Dosimetry**. Wilwy Earstern Limited, 1985.

ORTON, C. G., **Radiation Dosimetry: Physical and Biological Aspects**. Plenum Press, New York, 1896.

PALM, A. and MATTSON O. Influence of Sulphuric Acid Contaminants on Fricke Dosimetry. **Physics in Medicine and Biology** v. 45, p. 111-114, 2000.

PODGORSKAK, E. B., **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**, IAEA, Vienna, 2005.

R. NATH, L.L. ADERSON, J.A. MELI, A.J. OLCH, J.A. STITT, J.F. WILLIAMSON. Code of Practice for Brachytherapy Physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine. **Medical Physics** v. 24, p. 1557-1598, 1997.

ROESCH, W. C. & ATTIX F. H. **Basics Aspects of Dosimetry**. Second Edition. New York. Academic Press, 1968.

ROSS, C. K. and KLASSEN, N. V. A Direct Comparison of Water Calorimetry and Fricke Dosimetry, **Physics in Medicine and Biology**, v. 34, p. 23-42, 1989.

SCAFF, L. A. A. M. **Física da Radioterapia**. Brasil: Sarvier Editora de Livros Ltda, 1997.

THOMAS J. K. E HART J. The Radiolysis of Aqueous Solutions at High Intensities. **Radiation Research** v. 17, p. 408-418, 1962.

TRS 398, **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy**, IAEA, Second Edition, Vienna, 2000.

TRS 430, **Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer**, Technical Reports, 2004.

WHO (World Health Organization), **Quality Assurance in Radiotherapy**, Geneva, 1988.

WILLIAMS, K. AND THWAITES, D. I. **Radiotherapy Physics in Practice**. Second Edition. Oxford, USA: Oxford University Press, 2000.

ZAIAS, H. **Desenvolvimento de um Novo Gel e Otimização de Leitor para Dosimetria Química**. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2006.

APÊNDICE A

Cálculo da dose absorvida absoluta pelo dosímetro FXGB

A determinação da dose absorvida no dosímetro FXGB depende da concentração de íons férricos Fe^{3+} ($G(Fe^{3+})$) formada após a exposição do dosímetro à radiação. A concentração $G(Fe^{3+})$ é dada por [COSTA, 2001]:

$$G(Fe^{3+}) = \frac{\Delta N}{\Delta E} \cdot 100 \quad (A.1)$$

Onde, $G(Fe^{3+})$ é o número de íons de Fe^{3+} oxidados a cada 100 eV, chamado também de rendimento químico;

ΔN é o número de moléculas de Fe^{3+} por unidade de volume e pode ser determinada por análise química;

ΔE é a quantidade de energia em eV absorvida por unidade de volume.

Se a $G(Fe^{3+})$ for conhecida, a energia absorvida em eV/litro será:

$$\Delta E = \frac{\Delta N}{G(Fe^{3+})} \cdot 100 \quad (A.2)$$

Se a concentração (C) de íons Fe^{3+} é expressa em moles/litro, a energia absorvida em elétron volt por litro (eV/l) é dada por:

$$\Delta E = \frac{(\Delta C) \cdot 6,023 \cdot 10^{25}}{G(Fe^{3+})} \left(\frac{M}{l} \right) (eV) \quad (A.3)$$

Uma vez que a dose absorvida é referida à energia absorvida no meio de interesse, e sabendo-se que $1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-12} \text{ erg}$ e $1 \text{ cGy} = 100 \text{ erg/g}$, então:

$$D = \frac{(\Delta C) \cdot 6,023 \cdot 10^{25}}{G(Fe^{3+})} \left(\frac{M}{l} \right) (eV) \cdot \frac{1}{10^3 \rho} \left(\frac{1}{g} \right) \cdot 1,602 \cdot 10^{-12} \left(\frac{erg}{eV} \right) \cdot \frac{1}{100} \left(\frac{cGy}{\left(\frac{erg}{g} \right)} \right) \quad (A.4)$$

$$D = \frac{\Delta C \cdot 9,648 \cdot 10^8}{G(Fe^{3+}) \cdot \rho} \left(10^{-2} Gy \right) \quad (A.5)$$

Esta equação pode ser aplicada a qualquer tipo de radiação, desde que $G(Fe^{3+})$ possa ser medido. Sabendo-se que a concentração de íons Fe^{3+} , utilizada na solução pode estar relacionada às variáveis presentes na lei de *Lambert-Beer* (eq. 2.5), então:

$$\Delta C = \frac{\Delta A}{\varepsilon \cdot L} \left(\frac{mol}{l} \right) \quad (A.6)$$

Então, a expressão analítica de dose absorvida absoluta é dada por:

$$D_{abs} = 9,648 \cdot 10^8 \cdot \frac{\Delta A}{G(Fe^{3+}) \cdot \rho \cdot \varepsilon \cdot L} \quad (10^{-2} Gy) \quad (A.7)$$

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](#)