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

HEROFEN ZAIAS

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO GEL E OTIMIZAÇÃO DE LEITOR PARA DOSIMETRIA QUÍMICA

RIBEIRÃO PRETO

2006

HEROFEN ZAIAS

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO GEL E OTIMIZAÇÃO DE LEITOR PARA DOSIMETRIA QUÍMICA

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}. Dr^{a}. Adelaide de Almeida.

RIBEIRÃO PRETO

2006

Zaias, Herofen

Desenvolvimento de um novo gel e otimização de leitor para dosimetria química.
Ribeirão Preto, 2006.
63 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. Dosimetria Química. 2. FXGA. 3. Radioterapia. 4. Protótipo Portátil.

Dedico este trabalho aos meus pais, Hilário Zaias e Cecília Zaias, e à minha irmã Elismara Zaias, pelo imenso apoio e carinho incondicionais.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é o resultado de um esforço coletivo de todas as pessoas que participaram do meu desenvolvimento pessoal e profissional. Não há palavras que conseguem descrever o verdadeiro e imensurável sentimento de gratidão a todas elas:

A Deus, pela minha vida, saúde e todas as oportunidades a mim concedidas;

Aos meus pais e irmã, Hilário, Cecília e Elismara Zaias, por todo carinho, preocupação, compreensão e incentivo ao longo de toda jornada de minha vida;

À Profª Drª Adelaide de Almeida pela orientação, dedicação, ensinamentos transmitidos, grande convívio e amizade criada;

Ao eterno amigo Paulo César Dias Petchevist, pela grande amizade, convívio e companheirismo ao longo de tantos anos e imensa parceria durante o desenvolvimento deste trabalho;

Agradeço a Marco Aurélio Parada *"in memorian"*, parceiro de grupo, amigo e exemplo de vida; seu auxílio e ensinamentos compartilhados foram fundamentais para esse trabalho e jamais serão esquecidos;

Ao técnico José Luiz Aziane, do DFM – FFCLRP, pela imprescindível ajuda e ensinamentos técnicos na confecção dos dispositivos construídos neste trabalho, além da grande amizade criada, convívio e pelas conversas sempre animadas;

Ao físico médico Marcos Vasques, por ter sido fundamental na realização deste trabalho e pela grande amizade criada;

Aos professores do Departamento de Física da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras que contribuíram para minha formação;

Ao professor Dr. Iouri Borissevitch do DFM – FFCLRP, por gentilmente ceder o espectrofotômetro para medidas realizadas neste trabalho;

À eterna amiga Estela Schmutzler, pelo grande auxílio, companheirismo e incentivo em diversos momentos deste mestrado;

Aos amigos Diego Merigue, Otávio Riani e Paulo Petchevist pela convivência e grande amizade criada ao longo do curso;

Aos técnicos do DFM – FFCLRP, Élcio, Leonardo e Nelson à ajuda prestada em alguns testes realizados neste trabalho e pela amizade criada;

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

Às técnicas em radioterapia do Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer, Regina, Sônia e Cecília, por colaborarem nas medidas realizadas;

Ao Lucas e Renato, companheiros do grupo de trabalho, pela amizade criada;

À grande amiga Camila B. L. A., pela amizade criada em Ribeirão Preto, apoio, companheirismo e incentivo;

À Maria M., pelo apoio e incentivo na fase final desse trabalho;

Aos meus grandes amigos da cidade de Ponta Grossa que sempre torceram por mim;

Aos meus colegas e amigos de trabalho do INCA, Fernando, Gabriel, Otávio e Victor, pela prestatividade;

Ao Leonardo Amaral pela amizade e companheirismo na disponibilização do seu microcomputador num dos momentos críticos do trabalho;

A todas as outras pessoas que foram importantes para a conclusão desse trabalho e que não foram citadas, perdoem minha memória;

À CAPES pelo apoio financeiro;

À USP pela infraestrutura oferecida.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS ..... **ix**

LISTA DE TABELAS ..... **xi**

RESUMO ..... **xii**

ABSTRACT ..... **xiii**

1. INTRODUÇÃO **1**

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS **5**

2.1. Radiações diretamente e indiretamente ionizantes **5**
2.1.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria 5
2.1.2. Interação de elétrons com a matéria 10
2.2. Espectroscopia de absorção UV – Visível **12**
2.3. Dosímetros químicos **13**
2.3.1. Dosímetro Fricke 14
2.3.2. Radiólise e processo de oxidação 15
2.4. Dosimetria das radiações **19**
2.4.1. Dose absorvida 19
2.4.2. Parâmetros físicos da dosimetria 20
2.4.3. Cálculo da dose absorvida pelo dosímetro FXGA 22

3. MATERIAIS E MÉTODOS **25**

3.1. Materiais **25**
3.2. Preparação e irradiação das amostras **30**
3.3. Avaliação das amostras irradiadas **32**
3.3.1. Obtenção de curvas de calibração 33
3.3.2. Dependência energética 34
3.4. Aplicação do dosímetro FXGA no controle de qualidade **35**
3.4.1. Perfil de campo 35
3.4.2. Determinação do fator de campo 35
3.4.3. Percentual de dose profunda (PDP) 36

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES **38**

4.1. Espectros de emissão das fontes de luz (LED's) testadas. **38**
4.2. Confecção e caracterização do novo gel FXGA **39**
4.2.1. Determinação do comprimento de onda com a dose absorvida para um feixe de fótons 39
4.2.2. Determinação do comprimento de onda com a dose absorvida para um feixe de elétrons 41
4.2.3. Linearidade de resposta do dosímetro FXGA 42
4.3. Avaliação do dosímetro FXGA com o protótipo RADIARE III **44**
4.3.1. Influência do diâmetro de colimadores no protótipo RADIARE III 44
4.3.2. Curvas de calibração (espectrofotômetro e protótipo) para o FXGA com fótons do ^{60}Co 45
4.3.3. Limite inferior e superior de dose e desvanecimento do sinal 46
4.3.4. Curva de calibração para elétrons 49

4.4. Dependência energética **50**
4.4.1. Para fótons 50
4.4.2. Para elétrons 52
4.5. Aplicação do protótipo RADIARE III na radioterapia com fótons do ^{60}Co **54**
4.5.1. Perfil de campo 54
4.5.2. Fator de campo para o cálculo da dose 55
4.5.3. Percentual de dose profunda (PDP) 56

5. CONCLUSÕES **58**

5.1. Sobre o novo protótipo portátil para a dosimetria química FXGA **58**
5.2. Da caracterização preliminar do dosímetro FXGA **58**
5.3. Da aplicação do dosímetro FXGA para algumas medidas na radioterapia. **59**
5.4. Perspectivas **59**

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS **60**

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação do efeito fotoelétrico 6
Figura 2. Representação do efeito Compton. 7
Figura 3. Representação do efeito de produção de pares. 8
Figura 4. Importância relativa dos diversos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material 9
Figura 5. Espalhamento de elétrons num material 10
Figura 6. a) Cubeta padrão de 4,5 x 1 x 1 cm^3 e b) "cubeta" confecionada com 15 x 15 x 1cm^3. 26
Figura 7. Cuba de acrílico para inserção da "cubeta" na aplicação de PDP..... 26
Figura 8. Equipamentos de teleterapia utilizados: a) Theratronics/Theratron 780C; b) Philips/RT200/250 e c) acelerador linear Varian/CLINAC 4. 27
Figura 9. Protótipo portátil (RADIARE III) para inferência da medida da dose absorvida do dosímetro FXGA. 28
Figura 10. Sistema bidimensional (2D) desenvolvido para varredura das amostras bidimensionais de diversos tipos de geometria. 29
Figura 11. Mecanismo de leitura utilizado para varredura de amostras. 29
Figura 12. Configuração experimental da medida de PDP para fótons do 60Co. Em a) vista lateral e b) vista superior. 37
Figura 13. Intensidade relativa da emissão de luz em função do comprimento de onda de alguns LED's. 38
Figura 14. Intensidade relativa de emissão da luz do LED âmbar em função do comprimento de onda. 39
Figura 15. Absorbância em função do comprimento de onda para diferentes doses absorvidas para a energia do ^{60}Co. 40
Figura 16. Absorbância em função do comprimento de onda, variando-se a dose absorvida para feixes de elétrons de: a) 5 MeV, b) 8 MeV e c) 10 MeV. 42
Figura 17. Absorbância em função da dose absorvida de fótons do ^{60}Co comparando-se as medidas nos comprimentos de onda de 552 e 590 nm. 43
Figura 18. Absorbância em função da dose absorvida para elétrons de 8 MeV comparando-se as medidas nos comprimentos de onda de 552 e 590 nm. 43
Figura 19. Comparação das respostas das absorbâncias obtidas com diâmetros dos colimadores de 1 e 2 mm no protótipo RADIARE III para 590 nm e fonte do ^{60}Co. 45
Figura 20. Comparação das respostas das absorbâncias obtidas com o espectrofotômetro e com o protótipo RADIARE III, em 590 nm para fótons do ^{60}Co. 46
Figura 21. Limite de sensibilidade do sistema dosimétrico protótipo RADIARE III e gel FXGA para fótons do ^{60}Co. 47
Figura 22. Absorbância em função da dose absorvida para vários tempos após irradiação do gel FXGA para o ^{60}Co. 48
Figura 23. Absorbância em função do tempo para várias doses absorvidas pelo dosímetro FXGA para fótons do ^{60}Co. 49
Figura 24. Absorbâncias medida com protótipo III em função da dose absorvida no comprimento de onda de 590 nm para feixes de elétrons de um acelerador linear com energias de: a) 5 MeV, b) 8 MeV e c) 10 MeV. 50
Figura 25. Absorbância versus do comprimento de onda variando-se a energia dos fótons da radiação e mantendo-se o valor da dose absorvida constante. 51

Figura 26. Variação da absorbância em função da energia para dose absorvida de 3 Gy medida pelo protótipo RADIARE III no comprimento de onda de 590 nm. 52
Figura 27. Absorbância em função do comprimento de onda variando-se a energia do feixe de elétrons para uma dose absorvida de 7 Gy. 53
Figura 28. Absorbância em função da energia de feixes de elétrons para o comprimento de onda de 590 nm (medido com o protótipo III) com valor constante de dose absorvida em 7 Gy. 53
Figura 29. Dados de varredura realizada nas cubetas para dois campos de radiação do ^{60}Co. Os gráficos a) e b) mostram a perfis para campo de 10 x 10 cm^2 respectivamente para os eixos X e Y da cubeta de 15 x 15 x 1 cm^3 e os gráficos c) e d) mostram os perfis de um campo 20 x 20cm^2, respectivamente nos eixos X e Y da amostra de tamanho de 25 x 25 x 1 cm^3. 55
Figura 30. Fator de campo em função das dimensões dos campos normalizados para o tamanho de campo 10 x 10 cm^2, obtidos com a câmara de ionização e o dosímetro FXGA para o feixe de fótons do ^{60}Co. 56
Figura 31. Medidas relativas de percentual de dose profunda (PDP) em função da profundidade com a câmara de ionização e o dosímetro FXGA medido com o protótipo III para a energia do ^{60}Co. 57

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. Composição e concentrações dos reagentes utilizados na preparação do dosímetro FXGA.....25

TABELA 2. Energia efetiva, filtros e respectivos rendimentos do RT200/250 utilizados na irradiação do dosímetro FXGA com raios X.....31

TABELA 3. Fatores de campo (FC) com suas respectivas razões para uma câmara de ionização (F_{CC}) e dosímetro FXGA (F_{CF}), de fótons provenientes do ^{60}Co.....56

RESUMO

ZAIAS, H. *Desenvolvimento de um novo gel e otimização de leitor para dosimetria química*. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2006. 63 p.

O interesse científico em se conhecer os efeitos provocados pelo uso da radiação ionizante nos sistemas biológicos, fez com que a área da dosimetria merecesse uma atenção especial na busca de sensores que pudessem traduzir respostas equivalentes às dos tecidos humanos. O presente trabalho mostra a caracterização preliminar e a aplicação de um novo dosímetro químico (FXGA), derivado do FXG, que se diferencia do anterior pela substituição da gelatina de pele de porco "300 Bloom" por uma nacional. As leituras de dose absorvida por esse dosímetro são baseadas na absorção ótica e para tal foi desenvolvido um protótipo portátil (RADIARE III), que se mostrou prático e acessível economicamente em relação a um espectrofotômetro. A partir das medidas realizadas pode-se inferir que o dosímetro FXGA possui comportamento linear com a dose absorvida no intervalo de 0,5 à 35 Gy para fótons do ^{60}Co, e de 1 à 7 Gy para elétrons com energias de 5, 8 e 10 MeV. Também a dependência energética para fótons e elétrons foram obtidas e seus comportamentos são coerentes com o esperado. Aplicações na radioterapia foram obtidas, como: perfil, fator de campo e percentual de dose profunda para fótons do ^{60}Co. Dos resultados obtidos da caracterização para fótons e elétrons, bem como dos parâmetros físicos para o equipamento ^{60}Co, o sistema dosimétrico "*gel FXGA + protótipo RADIARE III*" mostrou-se promissor para ser utilizado no controle de qualidade de um serviço de radioterapia.

Palavras-chaves: dosimetria química, FXGA, radioterapia, protótipo portátil.

ABSTRACT

ZAIAS, H. *New gel and Fricke reader for chemical dosimetry*. [Dissertation]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2006. 63 p.

Researchs with radiation dosimeters look for materials that presents similar response to radiation as biological systems. This work presents preliminar characterization and radiotherapy application from a new chemical dosimeter (FXGA), derived from the FXG with a difference due to the gelatin used (pork skin "300 Bloom" for FXG and national gelatin for FXGA). The FXGA absorbed dose reading are based on the optic absorption, and for this reason a reader (RADIARE III) was developed, which is portable and economically accessible when compared with an spectrophotometer. From the measurements done, it can be inferred that FXGA dosimeter possess linear response with the absorbed dose from 0.5 up to 35 Gy for ^{60}Co photons and from up 1 up to 7 Gy for 5, 8 and 10 MeV. The energy dependence for photons and electrons were obtained and their response are coherent those expected. FXGA radiotherapy applications had been done as field factor, profile and percentage depth dose for ^{60}Co photons. From the characterization results for photons and electrons, as well from physical parameters for the ^{60}Co , one can figure out that the dosimetric system *"FXGA gel + RADIARE III reader"* can be an attractive tool for the quality control in a radiotherapy service.

Keys-words: chemical dosimetry, FXGA, radiotherapy, portable reader.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Logo após a descoberta dos raios X e da radioatividade natural, o uso da radiação ionizante foi imediato, principalmente na área médica. Devido aos efeitos biológicos deletérios que começaram a aparecer pela utilização indevida dessa radiação ionizante (se desconheciam as conseqüências e, portanto, não se tinha normas de segurança pertinentes), teve início e aumentou muito o interesse científico em se conhecer os efeitos provocados principalmente nos sistemas biológicos. Isto fez com que a área da dosimetria merecesse uma atenção especial na busca de vários tipos de sensores, que pudessem traduzir respostas equivalentes as dos tecidos humanos quando irradiados nas mesmas condições de geometria, energia de feixe e tipo de radiação.

Na radioterapia, utiliza-se a radiação ionizante para o tratamento de cânceres tendo como objetivo a eliminação das células neoplásicas, podendo ser dividida em: *externa* (teleterapia) e *interna* (braquiterapia) [1]. Em ambas técnicas, o controle da dose é imprescindível, para garantir que no volume alvo do tratamento, a dose prescrita seja administrada, enquanto que as doses nos tecidos circunvizinhos sejam as menores possíveis [1,2].

Para as medidas de dose, vários dosímetros podem ser utilizados, tais como: câmara de ionização, filmes, detectores termoluminescentes, opticoluminescentes, semicondutores, filmes, químicos, eletretos e outros mais [3, 4, 5]. Desses, aquele que tem relação com o trabalho apresentado é o dosímetro químico, caracterizado pelo estudo e quantificação das alterações químicas na solução, quando exposta à radiação ionizante.

Um dos pioneiros na dosimetria Fricke, o cientista dinamarquês Hugo Fricke, que em 1927, juntamente com Sterne Morse, desenvolveu o dosímetro químico utilizando o sulfato ferroso [6,7]. Essa solução foi resultado da combinação de três reagentes essenciais, o sulfato ferroso, o ácido sulfúrico e a água. Fricke trabalhou nessa solução, mostrando que a taxa de oxidação do sulfato ferroso é proporcional à quantidade de energia da radiação, absorvida pela solução.

Desta maneira, um dosímetro químico foi desenvolvido, o qual permitiu a determinação das doses utilizadas na terapia. Para tal, mantinha constantes e controlados os fatores que provocam imprecisões na solução e minimizava a variação espontânea das soluções irradiadas e não irradiadas para grandes intervalos de tempo. Essas características encontradas no dosímetro químico Fricke levaram-no a ser na época, um dos mais satisfatórios sistemas de padronização dos laboratórios que utilizavam raios X e raios γ. A solução Fricke, com os componentes acima citados é a solução original conhecida como dosímetro Fricke aquoso.

Segundo Vij [8], um dosímetro químico ideal é aquele que possui as características de: ampla faixa de linearidade de resposta com a dose, sensibilidade quanto ao tipo de trabalho a ser desenvolvido (levando-se em consideração a dose absorvida e energia da radiação), independência energética na faixa de interesse, reprodutibilidade e estabilidade pré e pós-irradiação, simplicidade na preparação da solução e na posterior leitura do sistema dosimétrico, não necessidade de purificação dos reagentes e insensibilidade às pequenas impurezas do meio. Na prática, nenhum dosímetro químico reúne todas essas exigências, devido à complexidade dos fenômenos que ocorrem na substância irradiada.

O dosímetro Fricke aquoso vem 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. Como exemplo desse aprimoramento, várias soluções foram desenvolvidas, das quais podemos citar aquelas contendo: sulfato cérico, sulfato cúprico, sulfato cérico-cúprico e outras que mantendo como base o Fricke original adicionaram outros componentes para diferenciá-las, como exemplos têm-se solução ferroso-cúprico, tiocianato ferroso sulfato de amônia, a Fricke Gel Modificada (FXG) aprimorada por Bero *et al* no ano de 2000 [9, 10], a qual adicionado os reagentes alaranjado de xilenol e gelatina, alcançou uma considerável diminuição da oxidação e significante mudança na sensibilidade para baixos valores de dose absorvida [11], e finalmente o gel particular desse trabalho (FXGA), o qual é derivado do gel FXG com diferente tipo de gelatina utilizada.

O presente trabalho tem por objetivo mostrar a caracterização e limitação do novo dosímetro FXGA, comparando-o também com o FXG. As leituras de dose absorvida desse dosímetro também são baseadas na absorção ótica, portanto o desenvolvimento de um protótipo portátil (protótipo RADIARE III), prático, de construção simplificada e acessível economicamente em relação ao espectrofotômetro (equipamento normalmente utilizado para espectrofotometria FXG), tornam o sistema dosimétrico "*FXGA + protótipo RADIARE III*" atrativo para uso (ainda que de maneira alternativa) num serviço de radioterapia.

A idéia desse trabalho surgiu após se constatar a necessidade de tornar portátil o protótipo RADIARE I, já que este em sua primeira versão de bancada [12] tinha um tamanho relativamente grande, o qual dificultava seu transporte para outros locais, requerendo assim espaço físico fixo para a dosimetria por este método. O interesse em se ter medidas com maior resolução espacial, possibilitando assim uma maior confiabilidade das mesmas foi também um dos fatores que impulsionaram a idéia da

portabilidade. A necessidade de substituição dos componentes da receita do dosímetro FXG, em busca do aprimoramento e diminuição do custo final, fez com que a componente gelatina, a qual é um dos componentes com maior custo e maior dificuldade de obtenção (importada), fosse substituída por uma de marca nacional.

A verificação da linearidade da reposta com a dose absorvida pelo dosímetro FXGA, no comprimento de onda de 590 nm, veio possibilitar a utilização do mesmo protótipo também para aquisição de medidas com o dosímetro FXG, tornando assim o protótipo RADIARE III como um leitor padrão para medidas de dose absorvida com os dosímetros FXG, FXGA e FXGB, este último desenvolvido na dissertação de mestrado de Paulo César Dias Petchevist [13].

No **CAPÍTULO 2** são apresentados os conceitos teóricos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho, juntamente com as informações da dosimetria química e dos parâmetros físicos de interesse os quais se aplicam ao dosímetro utilizado. No **CAPÍTULO 3** os materiais e equipamentos são detalhados, bem como a metodologia para o uso do sistema dosimétrico empregado. No **CAPÍTULO 4,** têm-se os resultados e discussões que caracterizam o dosímetro FXGA e o protótipo RADIARE III e o **CAPÍTULO 5** é dedicado às conclusões e perspectivas futuras do trabalho.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Radiações diretamente e indiretamente ionizantes

No processo de transferência de energia de uma radiação incidente para a matéria, as radiações que têm carga, como elétrons, partículas α e fragmentos de fissão, atuam principalmente por meio de seu campo elétrico e transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo, e são denominadas radiações diretamente ionizantes. As radiações que não possuem carga, como as radiações eletromagnéticas e os nêutrons, são chamadas de radiações indiretamente ionizante, pois interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons, que irão provocar novas ionizações [14].

2.1.1. Interação da radiação eletromagnética com a matéria

As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são as radiações X e γ. Devido ao seu caráter ondulatório, ausência de carga e massa de repouso, essas radiações podem penetrar em um material, percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Este poder de penetração depende da probabilidade ou secção de choque de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade dos raios X e γ é muito maior que a das partículas carregadas, e a probabilidade de interação depende muito do valor da sua energia. Os principais modos de interação, excluindo as reações nucleares, são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares [4, 14, 15, 16, 17].

Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou γ (que desaparece) a um único elétron orbital, preferencialmente da camada K, o qual é expelido com uma energia cinética E_c bem definida e dada por [15, 16]:

$$E_c = h\nu - E_L \tag{1}$$

onde h é a constante de Planck, ν é a freqüência da radiação e E_L é a energia de ligação do elétrons orbital.

Como E_c expressa a energia do fóton, a menos de um valor constante E_L, com a sua transferência para o material de um detector, pode ser utilizada como mecanismo de identificação do fóton e de sua energia conforme a figura 1.

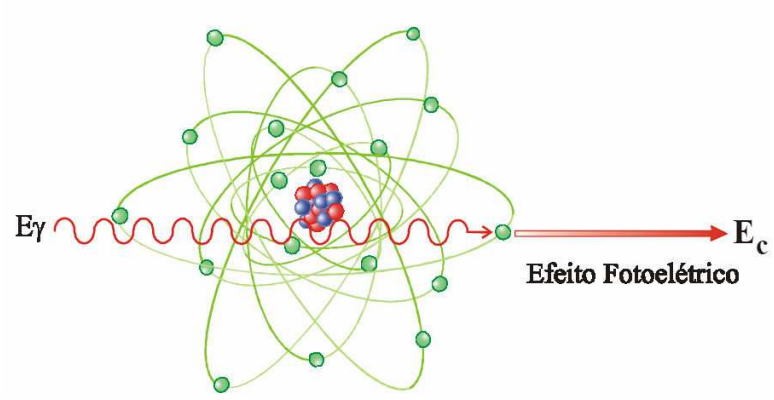


Figura 1. Representação do efeito fotoelétrico [14].

A direção de saída do fotoelétron em relação á de incidência do fóton varia com a energia. Para altas energias (acima de 3 MeV), a probabilidade do elétron sair na direção e sentido do fóton é alta, para baixas energias (abaixo de 20 keV) a maior probabilidade é a de sair com um ângulo de 70º. Isto devido a ação dos campos elétrico e magnético que, variando na direção perpendicular à de propagação do fóton, exercem força sobre o elétron na direção de 90º, e se compõe com o momento angular do elétron.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z. A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$ e decresce rapidamente com o aumento da energia [4, 14, 15].

Efeito Compton

No efeito Compton, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material em outra direção. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo. Assim, a informação associada ao elétron emergente é desinteressante sob o ponto de vista da detecção da energia do fóton incidente. Sua distribuição no espectro de contagem é aleatória, aproximadamente retangular.

Quando a energia de ligação dos elétrons orbitais se torna desprezível face à energia do fóton incidente, a probabilidade de ocorrência de espalhamento Compton aumenta consideravelmente.

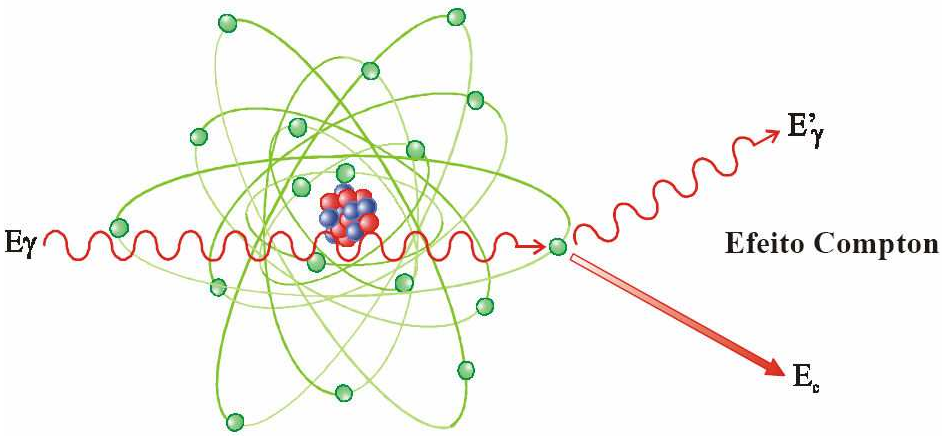


Figura 2. Representação do efeito Compton [14].

Formação de pares

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção de par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, ilustrada na figura 3, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2mc^2$ = 1,022 MeV), por meio da reação [17, 18]:

$$\gamma \longrightarrow e^- + e^+ + energia\ cinética \qquad (2)$$

As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a fótons, cada um com energia de 511 keV.

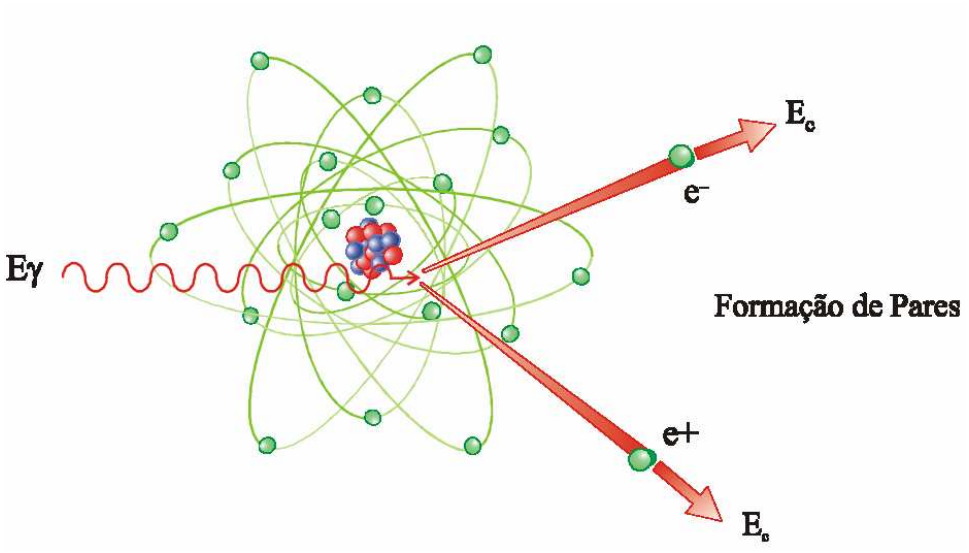


Figura 3. Representação do efeito de produção de pares [14].

Importância relativa dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares

As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energias de fótons suficientemente baixas, mas à medida que a energia cresce, o efeito fotoelétrico diminui mais rapidamente que o efeito Compton e este acaba se tornando o efeito predominante. Continuando a aumentar a energia dos fótons, ainda que o efeito Compton decresça em termos absoluto, continua aumentando em relação ao efeito fotoelétrico. Acima da energia de alguns MeV para o fóton, a produção de pares passa a ser a principal contribuição para as interações de fótons [14]. A figura 4 mostra a variação da participação de cada um desses processos para a variação de Z e da energia dos fótons.

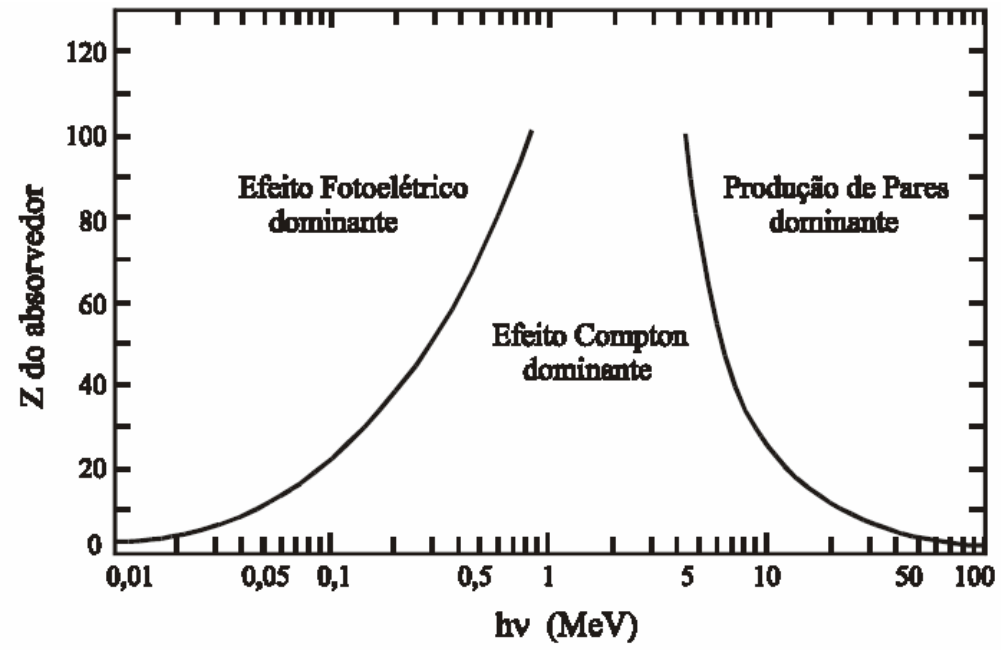


Figura 4. Importância relativa dos diversos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material [17].

2.1.2. Interação de elétrons com a matéria

Elétrons perdem energia principalmente pelas ionizações que causam no meio material e em segunda instância, pela produção de radiação de freamento (bremsstrahlung). Como são relativamente leves, suas trajetórias são irregulares, podendo ser defletidos para várias direções inclusive a de origem conforme mostra a figura 5.

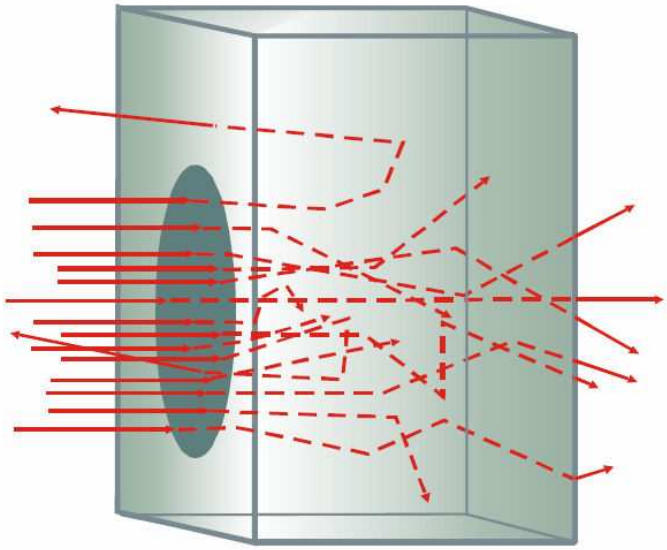


Figura 5. Espalhamento de elétrons num material [14].

Poder de freamento (*stopping power*)

O *stopping power* (S) é definido como o quociente da energia média *dE*, perdida por uma partícula através do caminho de comprimento *dx* percorrido no material. A taxa de perda de energia pode ser expressa por:

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 z^2}{m_0 v^2} \cdot N \cdot B \tag{3}$$

onde,

$$B = Z\left[\ln\frac{2m_0 v^2}{I} - \ln\left(1-\beta^2\right) - \beta^2\right] \tag{4}$$

$\beta = v/c$

e = carga do elétron

v = velocidade da partícula

N = átomos/cm^3 do material absorvedor = $N_A \cdot \rho/A$

z = carga da partícula incidente

Z = numero atômico do material absorvedor

I = potencial de excitação e ionização, médio [I = 18 eV (H), 186 eV (ar) e 820 eV (Pb)]

m_0 = massa de repouso da partícula

São comumente considerados separadamente dois tipos principais de stopping power: (a) o de *colisão*, devido a colisões inelásticas com elétrons atômicos do meio, resultando em excitações ou ionizações e (b) o *radiativo* devido a interações eletrônicas com o campo elétrico do núcleo, resultando na produção de bremsstrahlung. Em muitas aplicações, o *stopping power* de massa (S/ρ) é usado, relacionando o *stopping power* com a densidade física do material. Então o *stopping power* total de massa é dado por [15]:

$$\left(\frac{1}{\rho}\right)\cdot S_{tot} = \left(\frac{1}{\rho}\right)\cdot S_{col} + \left(\frac{1}{\rho}\right)\cdot S_{rad} \qquad (5)$$

A divisão do *stopping power* total em dois componentes enfatiza a diferença entre eles no método de cálculo e também como a energia é absorvida no meio. A energia perdida por colisão é normalmente absorvida próxima a trajetória, enquanto que a energia perdida por radiação é utilizada para criar fótons que podem interagir em

distâncias grandes em relação ao ponto em que foram gerados e, portanto, a energia é dissipada longe do ponto da interação primária.

2.2. Espectroscopia de absorção UV – Visível

O sinal produzido pelo espectrofotômetro corresponde nada mais que a diferença entre o valor da radiação incidente num material e o da transmitida por ele nos comprimentos de onda selecionados entre 190 nm a 800 nm no caso da espectroscopia UV-Visível [19, 20]. Neste trabalho a região analisada é de 300 a 800 nm.

Na espectrofotometria de absorção, uma luz (I_0) incide sobre um meio homogêneo e pode ser refletida (I_r), absorvida (I_a) e ainda transmitida (I_t) pelo meio [21], de maneira que:

$$I_0 = I_r + I_a + I_t \tag{6}$$

O espectro de absorbância obtido é usualmente apresentado na forma de absorbância versus comprimento de onda (λ). A intensidade de absorção num determinado comprimento de onda é correlacionada à concentração e ao caminho percorrido dentro da solução, através do coeficiente de absorção molar ε, que é dada pela lei de *Lambert-Beer* [22]:

$$A = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) = \varepsilon.c.L \tag{7}$$

A = absorção;

ε = coeficiente de absorção molar ($M^{-1}.cm^{-1}$);

c = concentração (M);

L = caminho ótico (1 cm);

Para se determinar a intensidade da luz absorvida por um material de interesse é necessário calcular a diferença entre a intensidade da luz incidente e a transmitida segundo:

$$I_a = I_0 - I_t = \left(1 - 10^{-\varepsilon c L}\right) \tag{8}$$

Caso a amostra contenha vários componentes que possam interagir e absorver a luz incidente, tem-se:

$$I_t = I_0 . 10^{-L(\varepsilon_1 c_1 + \varepsilon_2 c_2 + ...)} \tag{9}$$

ou seja, cada espécie absorve luz independentemente das outras, logo a absorção ótica de uma amostra é a soma algébrica das absorções individuais [22].

O valor de ε é determinado por medidas dos espectros de absorbância com várias concentrações das espécies da solução sob estudo e o comportamento obtido da absorbância *versus* concentração é linear crescente, portanto o valor do coeficiente angular é o valor do coeficiente de absorção molar, ε.

2.3. Dosímetros químicos

A dosimetria química consiste na determinação da dose absorvida a partir das medidas da variação das concentrações dos reagentes químicos na solução, induzidas pela radiação ionizante. Quando a radiação interage com um meio, esta pode ser convertida na produção de íons. Estes podem favorecer reações com outras moléculas produzindo radicais livres e íons secundários, que podem reagir e formar produtos químicos estáveis [23, 24]. Os tipos de dosímetros químicos entre outros podem ser: de sulfato ferroso-cúprico, de tiocianato ferroso sulfato amônio, de sulfato cérico, sulfato cérico-cúprico, sulfato ferroso de amônio (Fricke) [8].

2.3.1. Dosímetro Fricke

O dosímetro químico Fricke, Aquoso ou o Modificado (FXG), possui como característica química à alteração do íon ferroso (Fe^{2+}) em íon férrico (Fe^{3+}) proporcionalmente à dose absorvida [25]. A proporcionalidade da concentração dos íons férricos formados com a energia absorvida pela solução permite que o dosímetro Fricke seja um sistema padrão absoluto de medida da dose absorvida, ou que faz uso de uma calibração prévia de referência. Este dosímetro permite determinar valores de dose absorvida dentro de uma precisão de 1 a 2 %, em relação a sistemas padrões secundários, como uma câmara de ionização previamente calibrada [9] e apresenta uma reprodutibilidade praticamente na mesma ordem [26].

Um dosímetro químico ideal deve possuir: sensibilidade no intervalo de dose e energia desejada, ampla faixa de resposta proporcional à dose absorvida; independência com a energia do tipo de radiação utilizada, com o "PH", com a temperatura e com a purificação dos compostos (solutos e solvente). Também deve possibilitar que seja simples na sua preparação e análise das mudanças químicas, além de baixa difusão do produto final [8, 17, 26]. Dessas qualidades o Fricke Modificado (FXG), possui a maior parte delas, sendo um dos utilizados atualmente. Por esse dosímetro ser composto principalmente por água, os efeitos e produtos químicos nele formados são praticamente idênticos aqueles formados nas amostras biológicas.

Apesar do FXG apresentar algumas vantagens em relação a outros dosímetros utilizados nos laboratórios radioterápicos, como a semelhança com sistemas biológicos, a estrutura que permite a simulação de tecidos ou órgãos e também medições não invasivas da dose absorvida; esse sistema ainda não é amplamente utilizado na radioterapia como dosímetro de rotina e/ou padrão [27].

O dosímetro FXG se diferencia do original pela substituição da água destilada por água Milli-Q e o acréscimo dos compostos como a gelatina de “300 Bloom” e o alaranjado de xilenol. Esses componentes melhoraram a resposta do dosímetro, quanto a minimização do desvanecimento do sinal e limite de dose [7].

A *solução* Fricke Modificada (FXG), bem como a FXGA são compostas de 95 – 96 % de água do seu peso [26], portanto a dosimetria química é baseada na radiólise da água [28].

2.3.2. Radiólise e processo de oxidação

Paralelamente ao estudo da caracterização do dosímetro Fricke; teve origem o programa do estudo das espécies químicas formada na água (radiólise) devido à radiação ionizante. Este auxilia hoje, no conhecimento dos efeitos biológicos em sistemas aquosos (tecidos humanos) devido a exposição à radiação ionizante.

O processo de oxidação no qual produtos moleculares e radicais livres são formados pela ionização e excitação na água é chamado de radiólise. Em sua essência, o dosímetro Fricke é formado principalmente por água (95 a 96%) [26], a radiólise é a responsável pelo desencadeamento dos processos de oxidação característicos do dosímetro Fricke.

Os processos considerados para a radiólise e oxidação passam por estágios até que seus produtos possam ser obtidos. Os estágios considerados são os seguintes: estágio físico, químico e as reações do Fe^{2+}.

Estágio físico

Quando uma radiação eletromagnética ionizante (raios X ou raios γ) interage com um meio condensado, o resultado é a transferência da energia ao meio pelos processos de ionização e excitação.

O fóton ionizante proporciona através dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares, um Kerma suficiente para provocar ionizações secundárias nesse meio. Essas ionizações são distribuídas heterogeneamente pelo caminho, formando grupos de espécies [7, 29]. Na água, o grupo de espécies formado por uma energia menor que 100 eV é denominado *spurs*, que contém aproximadamente 10 espécies. Acima dessa energia, pode ser criado um conjunto de *spurs* denominado *tracks* que se ramifica do traçado original.

A heterogeneidade espacial criada, ao longo do caminho, pelo elétron primário se desfaz muito rapidamente após a exposição. Isso é devido a difusão das espécies no meio, processo conhecido como expansão de *tracks* [29].

Dentro do *spurs* e *tracks* estão as primeiras espécies originárias da etapa física da radiação na água, que consiste do processo de:

- Ionização da molécula da água [$H_2O \rightarrow H_2O^+ + e^-$]
- Excitação da molécula da água [$H_2O \rightarrow H_2O^*$]

Estágio químico

As espécies formadas na ionização e excitação sofrem imediatamente reações nos locais ou muito próximos de suas origens (*spurs*). Na ionização, a espécie H_2O^+ reage com as moléculas H_2O da vizinhança, formando o produto molecular H_3O^+ e o radical OH^* [7, 8, 28].

$$H_2O^+ + H_2O \rightarrow H_3O^+ + OH^* \qquad (10)$$

O elétron liberado no processo, se desloca até reagir com a água, transformando-se em um elétron aquoso.

$$e^- + H_2O \rightarrow e^-_{aquoso} \quad (11)$$

Na excitação, a molécula H_2O^* é dissociada no átomo de hidrogênio H e no radical hidroxila OH^*.

$$H_2O^* \rightarrow OH^* + H \quad (12)$$

Esses radicais e produtos moleculares originários do resultado da ionização e excitação são as espécies primárias que se difundem pelo sistema reagindo com a água e com elas mesmas, resultando nas espécies secundárias. As futuras possíveis reações são:

$$e^- + H_2O \rightarrow H^* + OH^- \text{ (pH alto)} \quad (13)$$

$$e^- + H_3O^+ \rightarrow H^* + H_2O \text{ (pH baixo)} \quad (14)$$

$$2e^-_{aquoso} + 2H_2O \rightarrow H_2 + 2\,OH^- \quad (15)$$

$$e^-_{aquoso} + H^* + H_2O \rightarrow H_2 + OH^- \quad (16)$$

$$H^* + H^* \rightarrow H_2 \quad (17)$$

$$H^* + OH^* \rightarrow H_2O \quad (18)$$

$$OH^* + OH^* \rightarrow H_2O_2 \quad (19)$$

No estudo da radiólise da água, existe em média 40 reações envolvendo várias espécies, que na grande maioria só estão presentes na solução durante a exposição da radiação. Verifica-se que na radiólise da água estão presentes seis espécies estáveis, H^+, OH^-, H_2O, H_2, O_2 e H_2O_2.

A quantidade de espécies formadas para cada 100 eV de energia absorvida é o *rendimento químico G(X)* da radiólise da água, que depende da energia do feixe e do material irradiado.

Processos de oxidação

O Rendimento Químico do íon férrico $G(Fe^{3+})$ poderia ter sua justificativa através de um processo direto, onde a radiação retira um elétron do Fe^{2+}.

$$Fe^{2+} \rightarrow \text{ionização} \rightarrow Fe^{3+} \quad (20)$$

Entretanto, o processo descrito acima não contribui significativamente com o aumento da concentração de Fe^{3+}, assim a mudança química ocorre devido a processos indiretos e o rendimento químico se dá pelas espécies secundárias formadas na radiólise da água.

As espécies secundárias funcionam como agentes oxidantes que contribuem individualmente para o valor de $G(Fe^{3+})$. As espécies são os radicais de *hidrogênio* H^*, os radicais *hidroxila* OH^* e as moléculas de *peróxido de hidrogênio* H_2O_2 [7, 10, 26].

$$H^* + O_2 \rightarrow HO_2 \quad (21)$$

$$Fe^{2+} + HO_2 \rightarrow Fe^{3+} + HO_2^- \quad (22)$$

$$HO_2^- \; H_3O^+ + \rightarrow H_2O_2 \quad (23)$$

$$Fe^{2+} + H_2O_2 \rightarrow Fe^{3+} + OH^* + OH^+ \quad (24)$$

$$Fe^{2+} + OH^* \rightarrow Fe^{3+} + OH^- \quad (25)$$

Na solução Fricke aquosa o radical hidrogênio oxida diretamente três íons ferrosos pelas reações (22), (24) e (25), o peróxido oxida duas vezes, uma diretamente (24) e outra indiretamente (25), a hidroxila só oxida uma vez diretamente (25), assim o valor do $G(Fe^{3+})$ pode ser estabelecido como a soma das contribuições individuais de cada agente oxidante, $G(Fe^{3+}) = 3G(H^*) + 2G(H_2O_2) + G(OH^*)$.

As espécies formadas pela radiólise da água na solução Fricke Modificada devido à radiação ionizante, não são alteradas com a presença da gelatina e do

alaranjado de xilenol (AX), contudo, esses componentes provocam um aumento dos íons ferrosos no processo de oxidação.

O AX, mesmo tendo a função principal de indicar o íon férrico, contribui também para o aumento da oxidação dos íons ferrosos [30]. Esse processo é mais evidente para grandes concentrações de AX.

$$Fe^{2+} + OH^{*} \rightarrow Fe^{3+} + OH^{-} \quad (26)$$

$$AX + OH^{*} \rightarrow HOAX^{*} \quad (27)$$

$$Fe^{2+} + HOAX^{*} \rightarrow Fe^{3+} + HOAX^{-} \quad (28)$$

Essas novas reações, devidas aos compostos do FXG, é que o torna tão sensível.

2.4. Dosimetria das radiações

Para a realização de um controle de qualidade otimizado do feixe de radiação radioterápico, a dosimetria, seguindo normas estabelecidas, torna-se essencial e indispensável.

A medição da radiação, ou dosimetria, é a determinação da dose absorvida num material, resultante das interações da radiação ionizante com a matéria. Essa determinação pode ser feita por cálculos e/ou medidas de grandezas radiológicas pertinentes, definidas em protocolos elaborados por comissões internacionais, como a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) [2] e o protocolo (TRS 398) da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [31].

2.4.1. Dose absorvida

A dose absorvida é a energia média cedida, por unidade de massa da matéria alvo, pela radiação ionizante, sendo definida para qualquer tipo de radiação e meio.

Em 1971, a Comissão Internacional em Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) [32] definiu a dose absorvida D, como o quociente de $\overline{dE}$ por *dm*, ou seja:

$$D = \frac{\overline{dE}}{dm} \tag{29}$$

sendo $\overline{dE}$ a energia média depositada pela radiação ionizante num elemento de volume com massa *dm.*

A unidade no Sistema Internacional para dose absorvida é medida em gray (Gy), sendo que 1 Gy = 1J/kg = 100 rad [33].

2.4.2. Parâmetros físicos da dosimetria

As medidas de dose absorvida para um feixe de ^{60}Co da radioterapia, são necessárias algumas correções, dependendo dos parâmetros físicos que o equipamento possibilita e que modificam o rendimento do aparelho. Assim, tem-se uma série de fatores de correção (fator de campo, filtro, bandeja, distância foco-superfície, entre outros) para a taxa de dose do aparelho (em cGy/min por exemplo), sendo que neste trabalho serão descritos apenas alguns deles. Esses fatores devem ser determinados para cada equipamento, pois seus valores podem variar de um para outro devido à diferenças geométricas das peças e seus respectivos constituintes.

De acordo com o protocolo da Agência Internacional de energia Atômica (IAEA) [31], os fatores de correção devem ser normalizados para um campo de 10 x 10 cm^2 (para fótons) e distância foco superfície projetada para o equipamento em questão, neste trabalho de 80 cm para o irradiador do ^{60}Co.

Fator de campo

A taxa de dose no ar dos equipamentos de alta energia sofre variação com o tamanho de campo devido ao espalhamento principalmente nos sistemas de colimação [34]. A razão da dose no ar para um determinado campo, em relação aquela para o campo de referência (10 x 10 cm^2), mantendo-se as condições de equilíbrio eletrônico e distância foco-superficie, é conhecida por fator de correção de campo F_C.

Nas mesmas condições acima, quando se aumenta o tamanho de campo, conseqüentemente se aumenta o espalhamento devido ao aumento do volume irradiado e, portanto o fator de campo será aumentado. Entretanto têm-se tamanhos de campos para os quais o fator de campo já não varia isto porque quanto maior o tamanho do campo maior será a quantidade de radiação secundária produzida que na é detectada pelo dosímetro. Este incremento de radiação detectada é cada vez menor até que se torna independente do tamanho de campo [17].

Perfil de campo

A planura do feixe de radiação consiste numa verificação geométrica da distribuição da dose em relação à área do feixe de radiação analisado. Para se fazer esta verificação, a câmara de ionização deve ser posicionada em uma determinada profundidade no fantoma de água, ou no ar (mantendo a condição de equilíbrio eletrônico), desde que ela seja bem fixa num suporte que proporcione o seu movimento horizontal (ou um *"array"* de diodos detectores). Um campo de referência (geralmente 10 x 10 cm^2) deve ser empregado para esta finalidade, e além do mais, o fantoma com a câmara inserida no seu interior deve ser posicionado e centralizado com o campo aberto a uma DFS utilizada nos tratamentos (80 cm para o ^{60}Co).

As leituras da câmara devem ser medidas e comparadas em posições simétricas em relação ao centro do feixe de radiação. A diferença não deve ultrapassar 2% conforme indica o "TECDOC-1151" [35]. Desta forma, através da varredura de todo o feixe é possível avaliar a condição de seu perfil, e conseqüentemente, a homogeneidade. Esta verificação é importante porque uma variação notável na simetria do feixe modifica consideravelmente a isodose no interior do paciente, formando assim gradientes de dose que não devem existir.

Percentual de dose profunda (PDP)

A relação percentual de dose absorvida numa determinada profundidade em relação à profundidade de dose máxima absorvida (profundidade de equilíbrio eletrônico) é conhecida por *percentual de dose profunda* (PDP) [15, 18] e definido como:

$$PDP = \frac{D_d}{D_m} \cdot 100 \tag{30}$$

onde D_d é a dose absorvida numa determinada profundidade e D_m é a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico (d_m) no eixo central do feixe.

2.4.3. Cálculo da dose absorvida pelo dosímetro FXGA

Para se determinar a dose absorvida, basta saber a concentração de íons complexos de Fe^{3+} formada após a exposição do dosímetro à radiação. Este número é designado por G (Fe^{3+}). Isto pode ser realizado através da análise dos espectros de absorção, obtidos com um espectrofotômetro de alta precisão.

Quando uma reação desse tipo é observada numa escala de dose onde a relação em que a quantidade de íons férricos formados é linear com a dose, G (Fe^{3+}) é obtido pela equação [7,8]:

$$G\,(Fe^{3+}) = \frac{\Delta N}{\Delta E} \cdot 100 \tag{31}$$

onde:

G (Fe^{3+}) é o número de íons de Fe^{3+} oxidados a cada 100 eV, conhecido como 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.

Por outro lado, quando *G* (Fe^{3+}) é conhecido, a energia absorvida (eV/l) é dada por:

$$\Delta E = \frac{\Delta N}{G\,(Fe^{3+})} \cdot 100 \tag{32}$$

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:

$$\Delta E = \frac{(\Delta c).6{,}023.10^{25}}{G\,(Fe^{3+})} \quad \left(\frac{M}{l}\right) \left(eV\right) \tag{33}$$

Uma vez que a dose absorvida é referida à energia absorvida no meio de interesse, e sabendo-se que: 1 eV = $1{,}602.10^{-12}$ erg e 1 cGy = 100 erg/g, então:

$$D = \frac{(\Delta c).6{,}023.10^{25}}{G\,(Fe^{3+})} \left(\frac{M}{l}\right) \left(eV\right).\frac{1}{10^3\rho}\left(\frac{1}{g}\right).1{,}602.10^{-12}\left(\frac{erg}{eV}\right).\frac{1}{100}\,\frac{(cGy)}{\left(\frac{erg}{g}\right)} \tag{34}$$

$$D = \frac{\Delta c\,.\,9{,}648\,.\,10^8}{G\,(Fe^{3+})\,.\,\rho} \quad \left(10^{-2}\,Gy\right) \tag{35}$$

Esta equação é perfeitamente aplicável 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 as variáveis presentes na lei de *Lambert-Beer (eq. 7)*, então:

$$\Delta c = \frac{\Delta A}{\varepsilon \,.\, L} \quad \left(\frac{mol}{l}\right) \tag{36}$$

Portanto, a expressão analítica de dose absorvida é dada por:

$$D_{abs} = 9{,}648 \,.\, 10^{8} \cdot \frac{\Delta A}{G\,(Fe^{3+}) \,.\, \rho \,.\, \varepsilon \,.\, L} \quad \left(10^{-2}\, Gy\right) \tag{37}$$

Neste trabalho não se utilizou o método via cálculos apresentados para a determinação de dose absoluta do dosímetro FXGA, mas sim através de medidas comparativas feitas com uma câmara de ionização calibrada em laboratório secundário.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

Para a preparação do *dosímetro FXGA* foram utilizados os seguintes reagentes: gelatina em pó comercial "A", alaranjado de xilenol, sulfato ferroso de amônio, ácido sulfúrico e água Mili-Q, cujas massas e concentrações são mostradas na TABELA 1 (receita para uma quantidade de 500 ml de água Mili-Q).

Com exceção do tipo de gelatina, a receita foi obtida da literatura [9, 10] e de um dos trabalhos do grupo RADIARE [26].

Um termopar de FLUKE/K-J/51 foi usado para controlar a temperatura da solução durante sua preparação, a qual foi aquecida e agitada com um aquecedor-agitador magnético BIOMIXER/78HW/1.

Vidrarias (béqueres, pipetas, buretas e provetas) também foram utilizadas no preparo do dosímetro.

TABELA 1. Composição e concentrações dos reagentes utilizados na preparação do dosímetro FXGA.

Composto	Fórmula Molecular	Peso Molecular (g/mol)	Concentração (mM)	Massa (g)
Gelatina Comercial A	(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	$Fe(NH_4)_2(SO_4)\bullet 6H_2O$	312,12	0,5	0,0981
Ácido Sulfúrico	H_2SO_4	98,07	25	1,2259 (0,65ml)

Para as medidas utilizando o dosímetro FXGA na radioterapia, foram utilizados dois lotes de 100 cubetas padrão de polimetilmetacrilato (PMMA) com dimensões de 1 x 1 x 4,5 cm^3, identificadas por números relativos a uma determinada dose. Também, três "cubetas" de PMMA com dimensões de 15 x 15 x 1 cm^3 e uma de 25 x 25 x 1 cm^3 foram desenvolvidas para aplicações na radioterapia, como *perfil de campo* (planura) e *porcentagem de dose profunda* (PDP) para feixes de fótons do ^{60}Co. A figura 6 mostra a representação das cubetas padrão de PMMA e a com dimensões de 15 x 15 x 1 cm^3 confeccionada para as aplicações citadas.

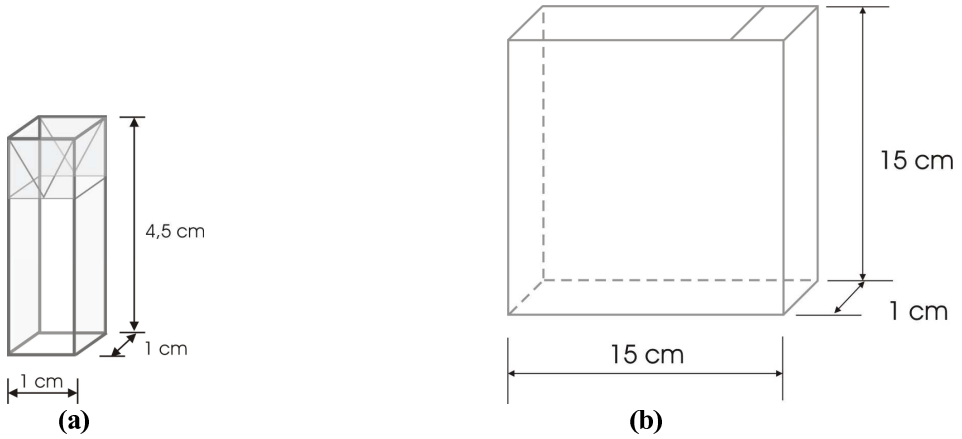


Figura 6. a) Cubeta padrão de 4,5 x 1 x 1 cm^3 e b) "cubeta" confecionada com 15 x 15 x 1cm^3.

Foi necessário a confecção de uma cuba de acrílico para inserção da "cubeta" de 15 x 15 x 1 cm^3 (figura 7), confeccionada para a realização da medida de percentual de dose profunda (PDP).

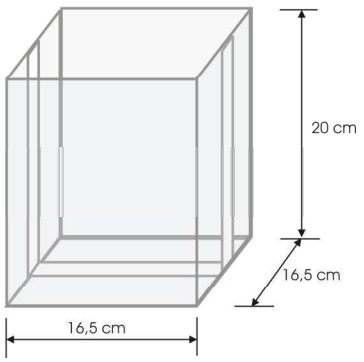


Figura 7. Cuba de acrílico para inserção da "cubeta" na aplicação de PDP.

Para a irradiação do *dosímetro FXGA* foram utilizadas as seguintes fontes de radiação: uma fonte de ^{60}Co Theratronics/Theratron 780C, pertencente ao Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer, conforme mostra a figura 8 a); uma fonte de raios X Philips/RT200/250, com energias efetivas de 34,3; 58,8; 82,7 e 106,2 keV, o qual é mostrado na figura 8 b) e pertencente ao mesmo instituto; uma fonte de elétrons Varian/CLINAC 4 (energias de 5, 8 e 10 MeV), mostrado na figura 8 c), pertencente ao Instituto de Radioterapia de Megavoltagem de Ribeirão Preto (IRMEV).

(a)

(b)

(c)

Figura 8. Equipamentos de teleterapia utilizados: a) Theratronics/Theratron 780C; b) Philips/RT200/250 e c) acelerador linear Varian/CLINAC 4.

Para leitura das amostras irradiadas e não irradiadas foi utilizado um espectrofotômetro Beckman/DU640 do laboratório de Fotobiofísica do Departamento de Física e Matemática da FFCLRP, utilizado para avaliação inicial das respostas

(comprimento de onda adequado às futuras leituras) do dosímetro FXGA; um espectrômetro CVI Spectral Products/SM240 do mesmo laboratório, para obtenção do espectro de emissão das fontes de luz testadas para seleção do LED a ser utilizado no protótipo RADIARE III.

LED âmbar de 5 mm de diâmetro externo com comprimento de onda dominante em 590 nm, com ângulo de distribuição espacial dos fótons por ele emitidos em 30º (cone de luz emitido), intensidade luminosa de 205 mcd numa corrente elétrica típica de 20 mA, comercialmente conhecido como LED âmbar, o qual foi selecionado através de avaliação espectral.

Um protótipo portátil (figura 9) para medidas de absorção foi especialmente otimizado do protótipo confeccionado por Daniel em sua dissertação de mestrado [12]. A otimização além de permitir a leitura de "cubetas" maiores que as padrões, também possibilitou a seleção de alguns diâmetros de colimadores (1 e 2 mm) para leitura.

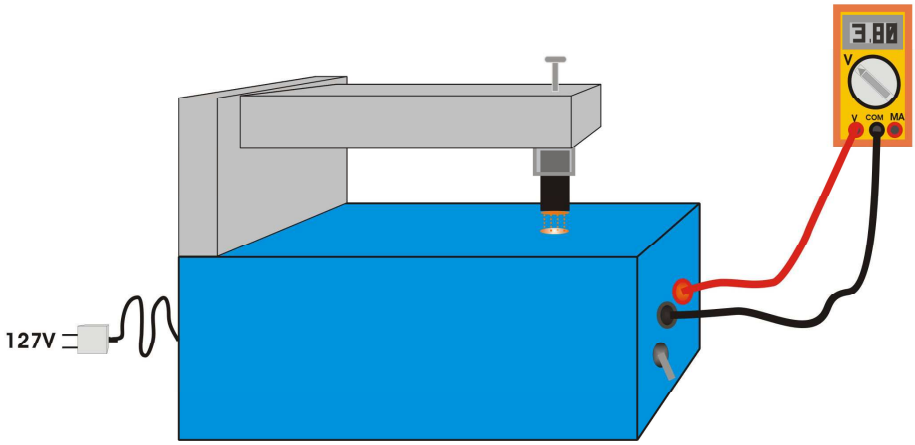


Figura 9. Protótipo portátil (RADIARE III) para inferência da medida da dose absorvida do dosímetro FXGA.

Um voltímetro ICEL/IK/1000 foi conectado no protótipo RADIARE III para se inferir a absorbância da amostra medida, pois a tensão lida pelo fotodiodo é diretamente proporcional à intensidade de luz por ele detectada e portanto a lei de Lambert-Beer (eq.

7) pode ser utilizada, já que esta é uma relação entre a absorção e a razão das intensidades da luz incidente e transmitida.

Um sistema XY foi construído a fim de possibilitar a varredura das "cubetas" confeccionadas, como mostrado na figura 10. Este consiste de dois sistemas unidimensionais acoplados e fabricados em acrílico, os quais possuem barras de sustentação e de deslocamento de latão. A precisão do deslocamento que o sistema oferece é de 1 mm/volta no controle do eixo de cada sistema (X ou Y).

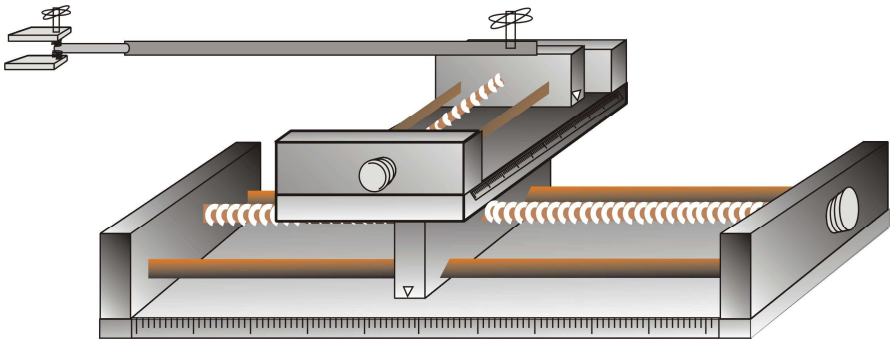


Figura 10. Sistema bidimensional (2D) desenvolvido para varredura das amostras bidimensionais de diversos tipos de geometria.

Ainda na figura 10, sobre a peça móvel do sistema unidimensional superior é fixado um braço que apóia uma amostra de qualquer geometria, o qual possibilita a leitura com o protótipo sobre o eixo central da "cubeta".

Após as irradiações as cubetas foram, uma a uma, lidas com o protótipo através do sistema mecânico XY sobre o eixo central da cubeta, como mostra a figura 11.

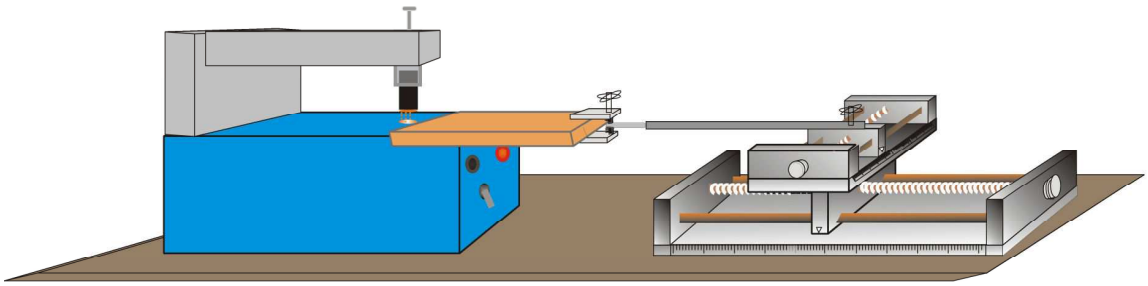


Figura 11. Mecanismo de leitura utilizado para varredura de amostras.

Os valores normalizados medidos com o dosímetro FXGA nos testes de fator de campo e percentual de dose profunda (PDP), foram comparados aos realizadas por Costa [26], que utiliza de uma câmara de ionização PTW/N30001/0410 e mais um eletrômetro CNMC/206/1097002.

3.2. Preparação e irradiação das amostras

Realizada a pesagem nas devidas proporções dos reagentes apresentados na TABELA 1, iniciou-se a preparação da amostra [26], aquecendo-se a água Mili-Q num béquer sobre o agitador magnético, onde a gelatina é adicionada vagarosamente mantendo a agitação constante para homogeneização adequada.

Durante o aquecimento da gelatina, inicia-se a preparação da segunda parte da solução, a qual será posteriormente incorporada à mistura. Nesta etapa, dissolvem-se os grãos do corante alaranjado de xilenol em uma quantidade de água Milli-Q, e com este já totalmente dissolvido, coloca-se no recipiente contendo ácido sulfúrico (H_2SO_4), que também já está na medida desejada.

Lava-se algumas vezes o recipiente o qual continha o xilenol com água Milli-Q jogando-a no recipiente com ácido, a fim de garantir que o corante estará na quantidade certa na solução. O ferro (sulfato ferroso) deve ser a última substância a ser adicionada, pois ele começará a oxidar a partir do momento que for dissolvido em água. Para evitar/amenizar a oxidação com o ar, o sulfato ferroso deve ser coberto durante a preparação da solução. Quando a gelatina for totalmente dissolvida e homogeneizada em água, se junta a esta a segunda parte da solução.

Com o próprio béquer, ou com o auxílio de pipetas, a solução é adicionada nas cubetas. Após a inserção da solução nas cubetas estas são levadas ao refrigerador por 30

minutos até que as soluções adquiram consistência adequada (gel) e assim prontas para a irradiação.

a) Irradiação com raios X

Na irradiação com raios X, o dosímetro FXGA esteve acondicionado em cubetas padrões aplicadas sob um campo de radiação 10 x 15 cm^2 à distância de 30 cm da fonte. As medidas foram efetuadas sempre a temperaturas constantes de 24,5ºC.

Filtros adicionais foram utilizados para obtenção adequada das energias efetivas (34,3, 58,8, 82,7 e 106,2 keV) dos feixes. O material e espessura de filtro, energia efetiva e rendimento do feixe de raios X estão apresentados na TABELA 2.

TABELA 2. Energia efetiva, filtros e respectivos rendimentos do RT200/250 utilizados na irradiação do dosímetro FXGA com raios X.

KVp	mA	Filtro Inerente (mm Al)	Filtro Adicional (mm Cu)	HVL (mm Cu)	Energia Efetiva (keV)	Rendimento do Feixe de Raios X no Ar (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

b) Irradiação com raios γ

As irradiações das cubetas para caracterização do dosímetro FXGA com raios γ do ^{60}Co foram feitas na profundidade de 0,5 cm de acrílico (profundidade de equilíbrio eletrônico do ^{60}Co), a uma distância de 80 cm e com doses no intervalo de 0 a 40 Gy, a temperaturas constantes de 24,5ºC. Para a avaliação do fator de campo, os tamanhos de campo variaram de acordo com o tipo de teste e/ou aplicação propostos.

c) Irradiação com elétrons

As irradiações das cubetas para caracterização do dosímetro FXGA com elétrons de energias de 5, 8 e 10 MeV foram realizadas à distância de 100 cm com campo de radiação variando de acordo com a aplicação proposta. As doses absorvidas administradas variaram no intervalo 0 a 7 Gy.

3.3. Avaliação das amostras irradiadas

Nove cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGA sendo que oito delas foram irradiadas com doses diferentes fótons do ^{60}Co sob um campo de irradiação de 20 x 20 cm^2. A cubeta não irradiada foi utilizada como referência das medidas.

Logo após a irradiação, as nove cubetas foram caracterizadas quanto ao espectro de absorção pelo espectrofotômetro Beckman/DU640, no intervalo de comprimento de onda de 300 a 800 nm.

A mesma metodologia foi adotada para irradiação com elétrons, onde nesta avaliação se dispunha de 30 cubetas, onde nove cubetas sob cada uma das energias (5, 8 e 10 MeV) receberam de três em três, doses absorvidas acumulativas de 1, 4 e 7 Gy; campo de radiação de 15 x 15 cm^2, à distância de 100 cm da fonte, totalizando vinte e sete irradiadas e três não irradiadas, as quais serviram como referência. Porém, somente nove cubetas foram lidas pelo espectrofotômetro para avaliação espectral, ou seja, para cada energia, realizou-se a leitura de três cubetas com diferentes doses absorvidas.

Destas irradiações e resultados, verificou-se o comportamento do dosímetro quanto ao mais adequado comprimento de onda para os objetivos do trabalho.

Nas leituras com o protótipo portátil RADIARE III para escolha do colimador (dentre 1 e 2 mm de diâmetro), doze entre quinze cubetas padrão foram irradiadas, três a três, com doses absorvidas de 1; 8; 15 e 30 Gy, que através de uma curva de calibração

"absorbância *versus* dose absorvida" para fótons do ^{60}Co, definiu-se a escolha do colimador a ser utilizado no trabalho (2 mm).

3.3.1. Obtenção de curvas de calibração

a) Para os raios γ

Trinta e três de trinta e seis cubetas padrão contendo o dosímetro FXGA foram posicionadas sob um campo de 20 x 20 cm^2 e foram irradiadas com raios γ do ^{60}Co. Retirando-se do campo de três em três, de maneira acumulativa as doses absorvidas de 0,1; 0,2; 0,5; 1; 5; 7; 10; 15; 20; 30 e 40 Gy foram sendo aplicadas às cubetas.

As amostras irradiadas foram lidas com o espectrofotômetro no comprimento de onda de 590 nm, respectivo as cubetas com doses absorvidas de 0,1; 0,2; 0,5; 1; 5; 10; 20 e 30 Gy e as irradiadas com doses absorvidas de 1; 5; 7; 15; 20 e 30 Gy) foram lidas com o mesmo protótipo no comprimento de onda de 590 nm, selecionado a partir do teste com LED's (item 3.1).

As cubetas que receberam doses absorvidas de 1; 5; 7; 15; 20; 30 e 40 Gy foram lidas com o protótipo durante quase cinco dias consecutivos. Através dessas leituras, pôde-se levantar uma curva de "absorbância *versus* dose absorvida" temporal e "absorbância *versus* tempo" para diferentes doses, ou seja, o comportamento do desvanecimento.

b) Para elétrons

Para esta avaliação, foram utilizadas as mesmas trinta cubetas padrão irradiadas com elétrons (item **3.3)**, porém foram feitas todas as leituras de absorbância dos dosímetros com o protótipo, obtendo-se assim para cada uma das três energias, curvas de "absorbância *versus* dose absorvida".

3.3.2. Dependência energética

a) Para fótons

Para essas medidas, 18 cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGA e irradiadas com raios X de energias efetivas iguais à 34,3; 58,8; 82,7 e 106,2 keV do RT200/250 e com raios γ de 1,25 MeV do ^{60}Co. A dose absorvida administrada às cubetas foi de 3 Gy para cada energia. As cubetas foram posicionadas três a três sob cada campo de radiação para cada energia para obtenção de um valor médio (melhor estatística). Três cubetas sem irradiar foram utilizadas como referências.

As cubetas foram mantidas à distância de 30 cm da fonte sob um campo de 10 x 15 cm^2 e com raios γ à distância de 80 cm sob um campo de 10 x 10 cm^2.

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

b) Para elétrons

Para esta avaliação 12 cubetas padrão foram preenchidas com o dosímetro FXGA, sendo 3 amostras para cada uma das energias de 5, 8 e 10 MeV. Essas foram irradiadas num campo de radiação de 15 x 15 cm^2 à distância de 100 cm da fonte. As doses absorvidas administradas aos dosímetros para cada energia foi de 7 Gy, sendo que 3 das 12 cubetas foram tidas como referências, ou seja, não irradiadas.

As leituras de absorbância dos dosímetros foram feitas com o espectrofotômetro (varredura espectral entre 300 e 800 m) e com o protótipo RADIARE III (comprimento de onda fixo de 590 nm), sendo que para este último foi feito um gráfico de "absorbância *versus* energia" para a dose de 7 Gy.

3.4. Aplicação do dosímetro FXGA no controle de qualidade

3.4.1. Perfil de campo

Nesta aplicação do dosímetro FXGA na radioterapia, foi verificada a distribuição espacial da dose na profundidade de equilíbrio eletrônico, normalizada pelo seu valor no eixo central do campo (perfil de campo ou planura) para campos de 10 x 10 e 20 x 20 cm^2, irradiados com fótons de 1,25 MeV. A irradiação foi feita aplicando-se uma dose constante de 3 Gy para cada campo avaliado. Nesta verificação, uma cubeta de 15 x 15 x 1 cm^3 e uma de 25 x 25 x 1 cm^3 foram preenchidas com o dosímetro FXGA, sendo que uma outra também preenchida com o dosímetro FXGA, de dimensões 15 x 15 x 1 cm^3 foi tida como referência (sem irradiação).

Foi utilizado também o sistema XY, com o qual se obteve uma varredura completa das "cubetas" com medidas de absorbância à passos de 3 mm em cada eixo da "cubeta" com campo de irradiação de 10 x 10 cm^2. Para o campo de 20 x 20 cm^2 a varredura para essas medidas também foram utilizados passos de varredura de 3 mm.

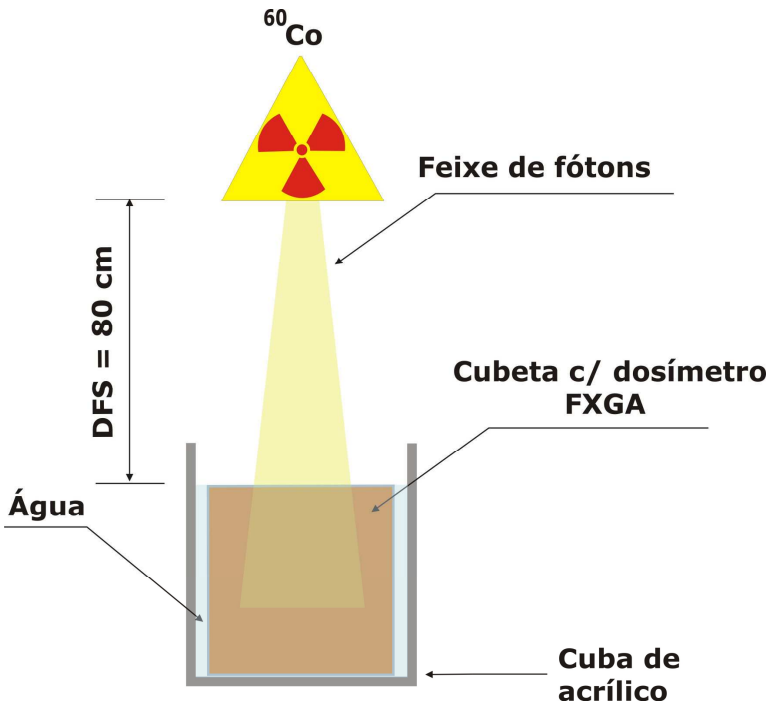
3.4.2. Determinação do fator de campo

Através de medidas de absorbância em pontos centrais referentes as "cubetas' de 15 x 15 x 1 cm^2 preenchidas com o dosímetro FXGA e irradiadas com campos de 10 x 10 e 20 x 20 cm^2 (medidas do teste de perfil de campo), e da irradiação de um campo de 5 x 5 cm^2, pôde-se inferir o fator de campo para fótons de energia de 1,25 MeV do feixe do ^{60}Co. Nesta inferência, o valor da absorbância referente ao campo 10 x 10 foi tomado como referência.

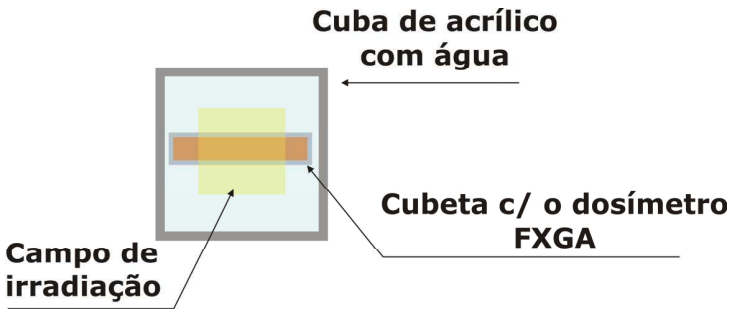
3.4.3. Percentual de dose profunda (PDP)

Para a medida da porcentagem de dose profunda (PDP), uma "cubeta" de 15 x 15 x 1cm^3 foi preenchida com o dosímetro FXGA, encaixada dentro da cuba e esta última preenchida com água (para homogeneização do meio) até que a superfície mais fina da "cubeta" fique totalmente imersa dentro dela. Este conjunto foi posicionado sob a fonte, numa angulação do cabeçote de 0º, e campo de 10 x 10 cm^2 sobre a face menor da "cubeta" numa DFS de 80 cm (figura 12).

Os resultados foram comparados com aqueles obtidos anteriormente por Costa [26] com a câmara de ionização.



(a)



(b)

Figura 12. Configuração experimental da medida de PDP para fótons do ^{60}Co. Em a) vista lateral e b) vista superior.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Espectros de emissão das fontes de luz (LED's) testadas.

Foram obtidos alguns espectros de emissão das fontes de luz utilizadas no desenvolvimento do protótipo portátil RADIARE III. Este estudo teve objetivo de avaliar as intensidades dessas fontes, em função do seu comprimento de onda e comparar suas regiões de emissão com aquelas de absorção do dosímetro gel FXGA (desenvolvido neste trabalho) e ainda, a otimização com a região de detecção do fotodiodo utilizado no protótipo.

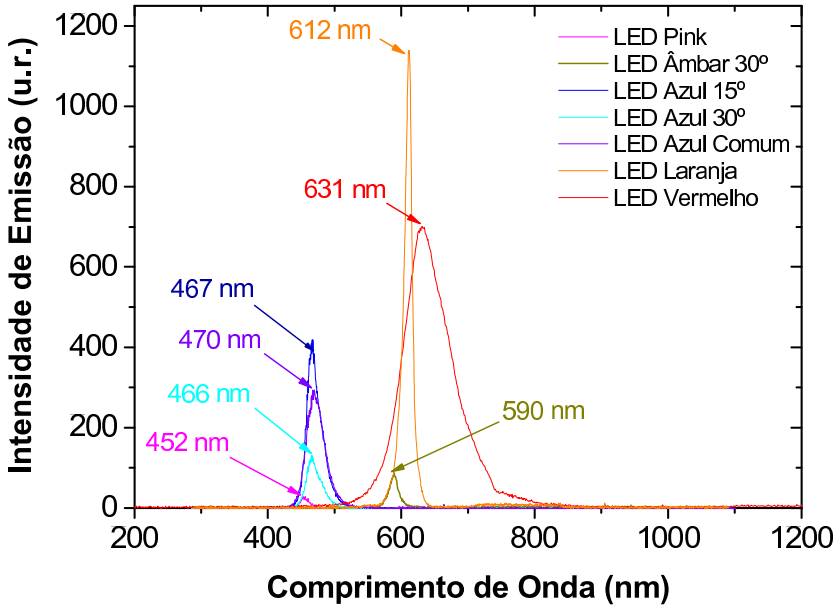


Figura 13. Intensidade relativa da emissão de luz em função do comprimento de onda de alguns LED's.

Na figura 13 são mostrados os espectros de emissão dos LED's testados, onde da intensidade de emissão foi subtraída a luminosidade de fundo (do ambiente) em que

foram obtidos os espectros. Os espectros obtidos foram medidos nas mesmas condições ambientais e elétricas (corrente e tensão de operação).

Dentre esses diversos LED's estudados destacou-se o LED âmbar, cujo espectro mostrado na figura 14, apresenta o pico de intensidade máxima em 590 nm largura a meia altura (dL) de 14 nm.

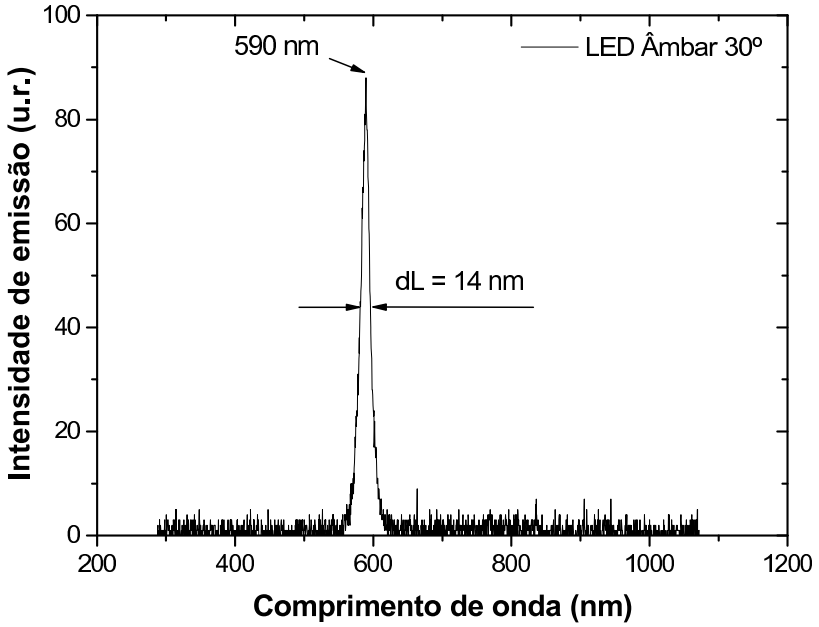


Figura 14. Intensidade relativa de emissão da luz do LED âmbar em função do comprimento de onda.

Este LED apesar de possuir uma intensidade de emissão relativamente baixa, quando comparada as dos outros LED's avaliados, chamou atenção principalmente por possuir seu pico de emissão em 590 nm, ou seja, próximo ao do comprimento de onda de absorção máxima do gel Fricke Modificado (FXG), a qual é em 585 nm [26].

4.2. Confecção e caracterização do novo gel FXGA

4.2.1. Determinação do comprimento de onda com a dose absorvida para um feixe de fótons

O gel FXGA tem sua principal característica de comportamento relacionada à presença da gelatina comercial "A" na solução, já que é este o composto que dá toda a

sustentação do gel FXGA. Na figura 15 é possível se observar curvas de absorbância versus comprimento de onda (num espectrofotômetro) para diferentes valores de dose absorvida para uma fonte de ^{60}Co. Nesta figura, observa-se que à medida que se aumenta a dose absorvida há um decréscimo do valor do pico de intensidade máxima da absorbância e seu deslocamento de 446 nm para 460 nm.

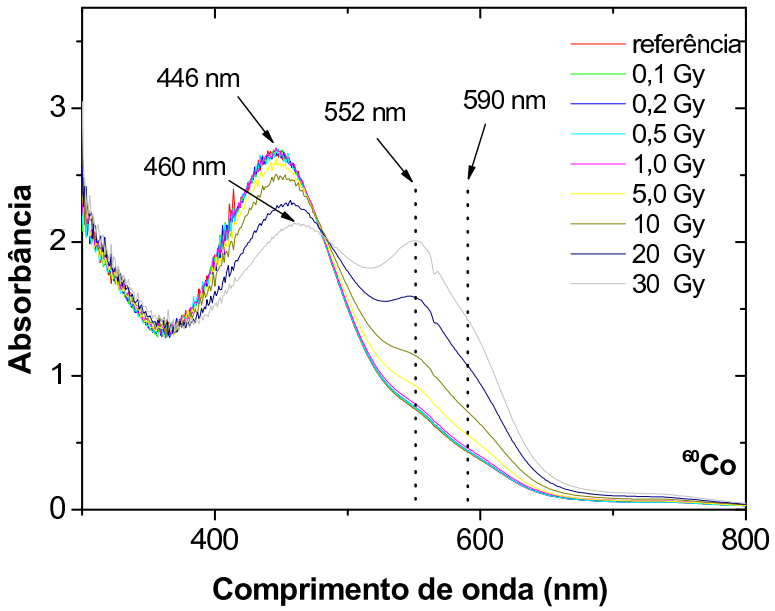


Figura 15. Absorbância em função do comprimento de onda para diferentes doses absorvidas para a energia do ^{60}Co.

Embora a região entre 446 nm e 460 nm esteja dentro do espectro visível, ou seja, a região em que o gel FXGA tem sua maior absorção não é adequada para se trabalhar com medidas de absorbância porque não envolve apenas um comprimento de onda (característica essencial para que se possa melhor caracterizar o dosímetro no sistema protótipo/dosímetro) situado. Um segundo pico é observado nessa figura em 552 nm que aumenta com a dose absorvida.

A taxa de oxidação dos íons Fe^{2+} em Fe^{3+}, no gel FXGA, é proporcional a dose absorvida pela amostra (energia de radiação), portanto, o aumento do pico em 552 nm,

deve-se ao fato da interação do corante alaranjado de xilenol (AX) com íons férricos (Fe^{3+}) formando o complexo xilenol-férrico (AX-Fe), conforme a reação:

$$AX + Fe^{3+} \longrightarrow [AX:Fe^{3+}] \tag{38}$$

4.2.2. Determinação do comprimento de onda com a dose absorvida para um feixe de elétrons

Da mesma maneira que o gel FXGA foi investigado e caracterizado com fótons do ^{60}Co, repetiram-se os mesmos procedimentos para feixes de elétrons com 5, 8 e 10 MeV de acelerador linear (Varian/CLINAC 4).

A figura 16 mostra absorbâncias em função de comprimento de onda para cada uma das energias citadas variando-se as doses absorvidas (1, 4 e 7 Gy).
Considerando-se a variação na dose absorvida, observa-se também que no comprimento de onda de 552 nm tem-se a formação de um pico.

Dentre os LED's disponíveis, aquele cujo espectro está mais próximo de 552 nm é o do LED âmbar com pico de emissão em 590 nm (figura 14).

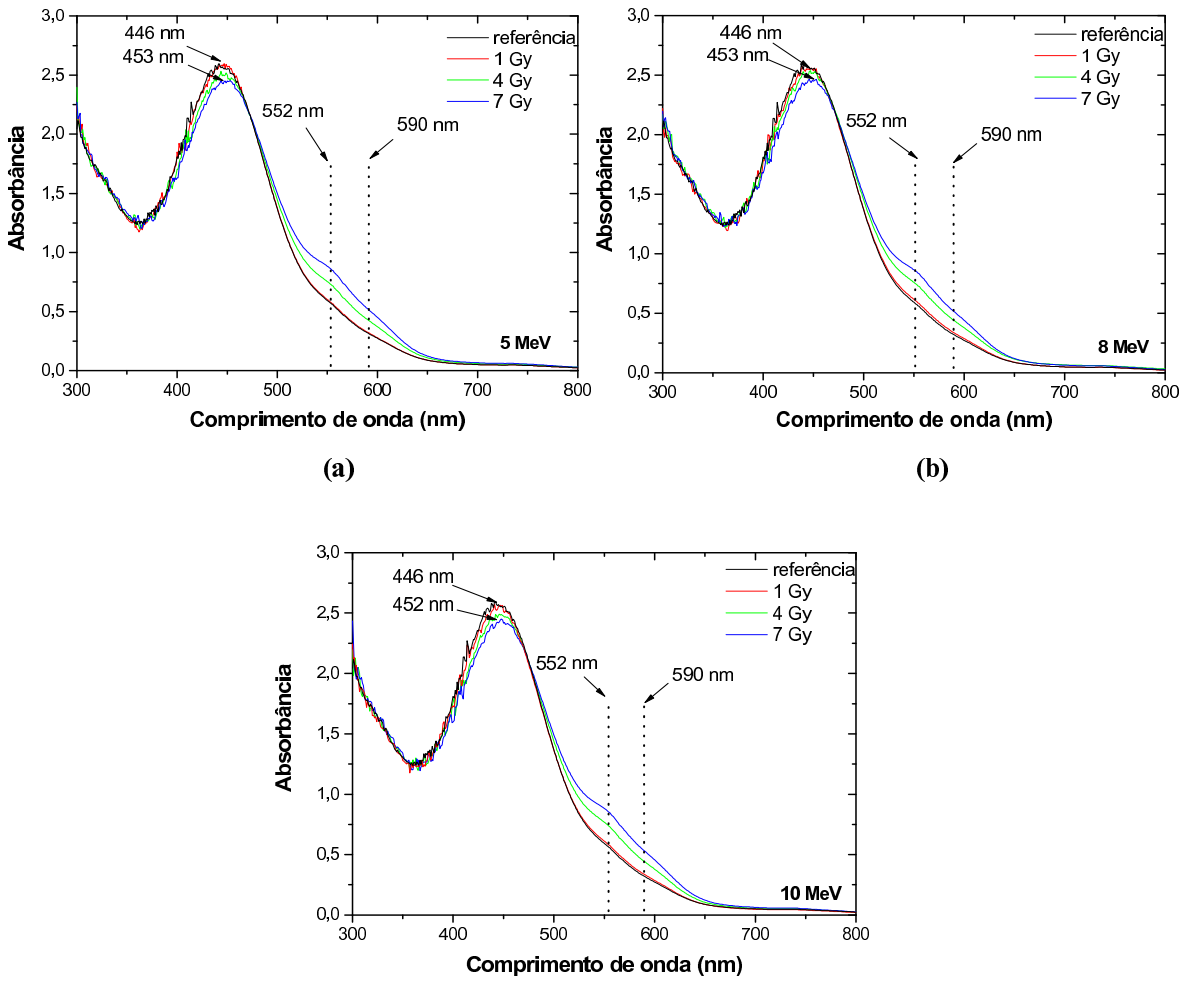


Figura 16. Absorbância em função do comprimento de onda, variando-se a dose absorvida para feixes de elétrons de: a) 5 MeV, b) 8 MeV e c) 10 MeV.

4.2.3. Linearidade de resposta do dosímetro FXGA

Curvas (puderam ser traçadas das medidas do espectrofotômetro (figura 15 e 16 b)) para melhor visualização da dependência da "absorbância *versus* dose absorvida" para fótons e elétrons nos picos de absorbância situados em 552 nm e 590 nm, respectivamente apresentado nas figuras 17 e 18.

No comprimento de onda de 590 nm, respectivamente nas figuras 15 e 16 b), pode-se inferir que semelhantemente como em 552 nm que os comportamentos são lineares. Desses comportamentos lineares obtidos para fótons e elétrons em 552 e 590

nm, o gel *FXGA* mostra ser um detector de radiação com sensibilidade para ser utilizado nos tratamentos radioterápicos para fótons (0,5 – 30 Gy) e para elétrons (1 à 7 Gy).

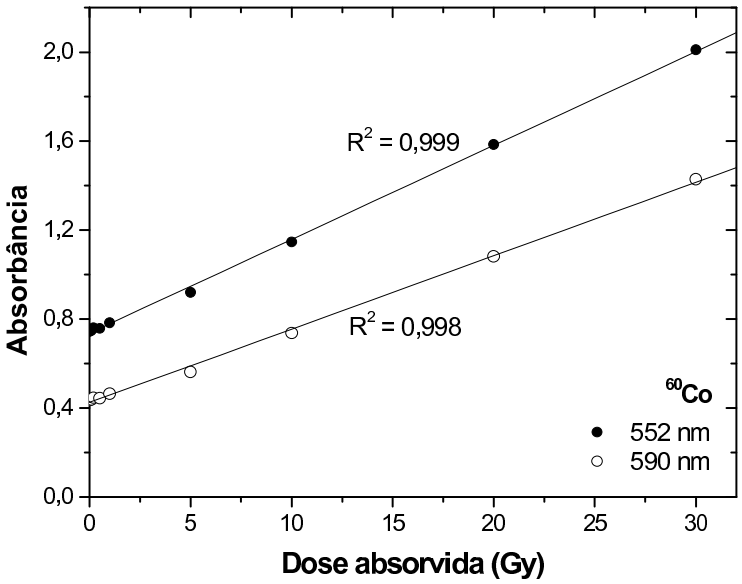


Figura 17. Absorbância em função da dose absorvida de fótons do ^{60}Co comparando-se as medidas nos comprimentos de onda de 552 e 590 nm.

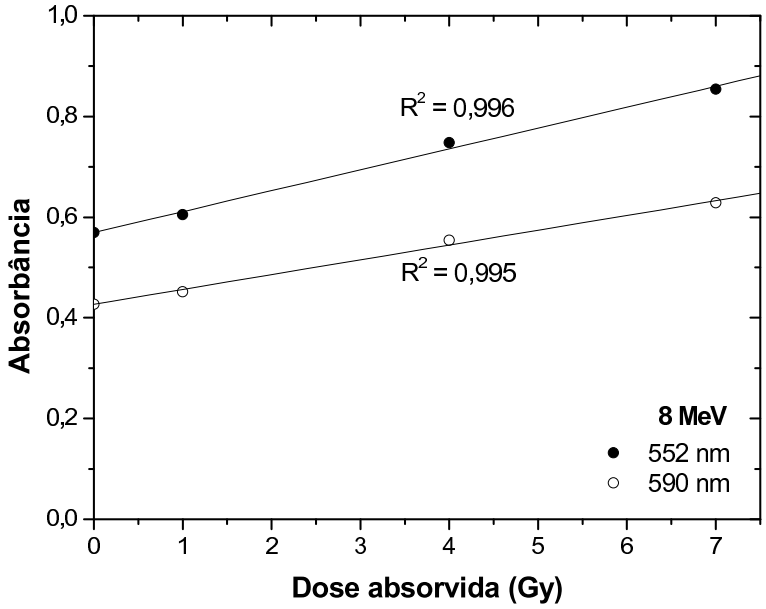


Figura 18. Absorbância em função da dose absorvida para elétrons de 8 MeV comparando-se as medidas nos comprimentos de onda de 552 e 590 nm.

4.3. Avaliação do dosímetro FXGA com o protótipo RADIARE III

Devido a geometria da amostra e a necessidade de portabilidade do leitor de absorbância, o protótipo portátil RADIARE III foi otimizado do RADIARE I e II, com a finalidade de atender essas condições. O leitor construído pôde propiciar além da portabilidade, um número maior de graus de liberdade para movimentação e leitura das amostras (varredura bidimensional). Entretanto, é utilizado com um comprimento de onda dedicado ao gel FXGA (590 nm).

A absorção da luz pela amostra é inferida da leitura do protótipo utilizando-se a lei de *Lambert-Beer*, conforme apresentado no **CAPÍTULO 2**, já que a tensão lida pelo fotodiodo é diretamente proporcional à intensidade da luz por ele detectada. Dessa maneira pode-se reescrever a relação de Lambert-Beer como:

$$A = \log\left(\frac{V_0}{V}\right) \tag{39}$$

Onde V_0 é a tensão lida pelo fotodiodo correspondente à luz incidente e V à luz transmitida.

Aplicando-se esta relação a cada valor de tensão lido pelo protótipo RADIARE III, têm-se as absorbâncias óticas das amostras obtidas e, conseqüentemente, as doses absorvidas.

4.3.1. Influência do diâmetro de colimadores no protótipo RADIARE III

Na combinação *"emissor de luz (LED), amostra e detector (fotodiodo)"*, um parâmetro importante é a influência do diâmetro do colimador utilizado na saída do emissor de luz, o qual regula a quantidade do número de fótons emitidos que incidirão no detector. A figura 19 mostra curvas de calibração para fótons do ^{60}Co para dois diferentes colimadores utilizados (diâmetros 1 e 2 mm).

Pode-se inferir que as leituras das absorbâncias realizados com os colimadores com 1 e 2 mm são praticamente idênticas (coeficientes angulares iguais à 0,032 Gy^{-1}).

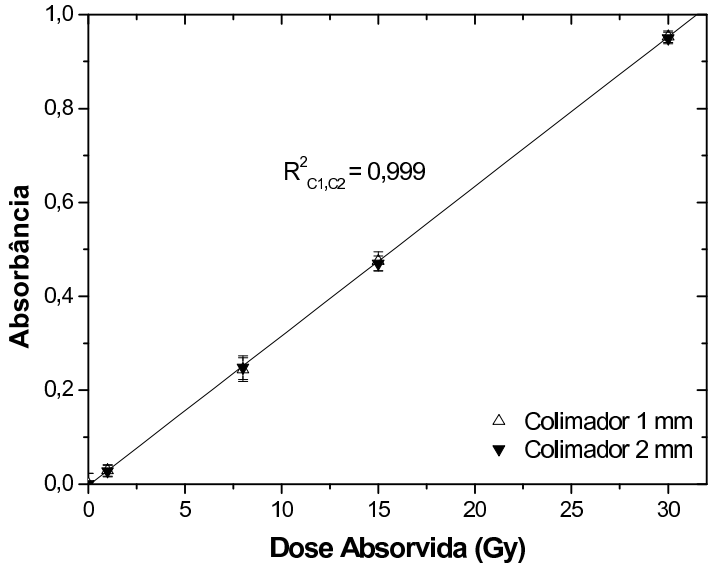


Figura 19. Comparação das respostas das absorbâncias obtidas com diâmetros dos colimadores de 1 e 2 mm no protótipo RADIARE III para 590 nm e fonte do ^{60}Co.

Das medidas, o colimador de 2 mm foi selecionado como padrão para todas as demais medidas com o protótipo RADIARE III, assim como o comprimento de onda em 590 nm.

4.3.2. Curvas de calibração (espectrofotômetro e protótipo) para o FXGA com fótons do ^{60}Co

Das amostras FXGA irradiadas com fótons do ^{60}Co, pode-se comparar as leituras do espectrofotômetro e do protótipo RADIARE III após normalização das absorções com amostras não irradiadas, no comprimento de onda dominante do LED âmbar (590 nm), como está mostrado na figura 20.

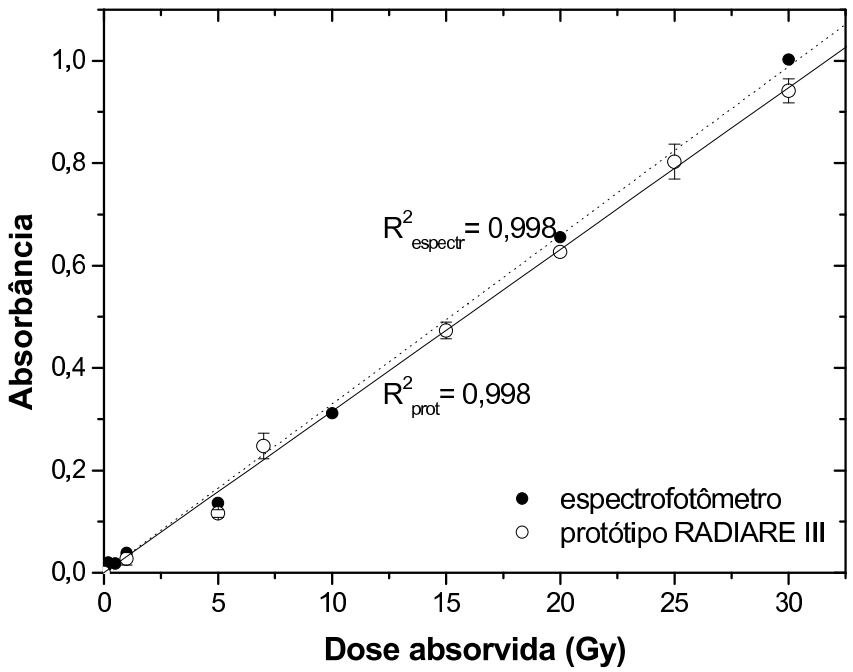


Figura 20. Comparação das respostas das absorbâncias obtidas com o espectrofotômetro e com o protótipo RADIARE III, em 590 nm para fótons do ^{60}Co.

A curva de absorção do protótipo apresenta, praticamente, o mesmo comportamento das leituras feitas com o espectrofotômetro, com uma diferença no coeficiente angular de 0,001 Gy^{-1}, entre as duas retas ajustadas. Devido às proximidades das leituras do protótipo RADIARE III com as do espectrofotômetro, comprovou-se que o protótipo pode ser utilizado para as leituras das amostras no comprimento de onda de 590 nm.

4.3.3. Limite inferior e superior de dose e desvanecimento do sinal

O amplo intervalo de dose do sistema dosimétrico (RADIARE III + gel FXGA) apresentado na figura 21, onde para fótons do ^{60}Co, o gel FXGA foi irradiado até 40 Gy. Desse resultado tem-se que o gel FXGA é adequado para medidas desde baixas até altas doses de radiação (0,5 – ≈ 35 Gy), já que a partir de aproximadamente 35 Gy há uma tendência de saturação dos valores de absorção medidos.

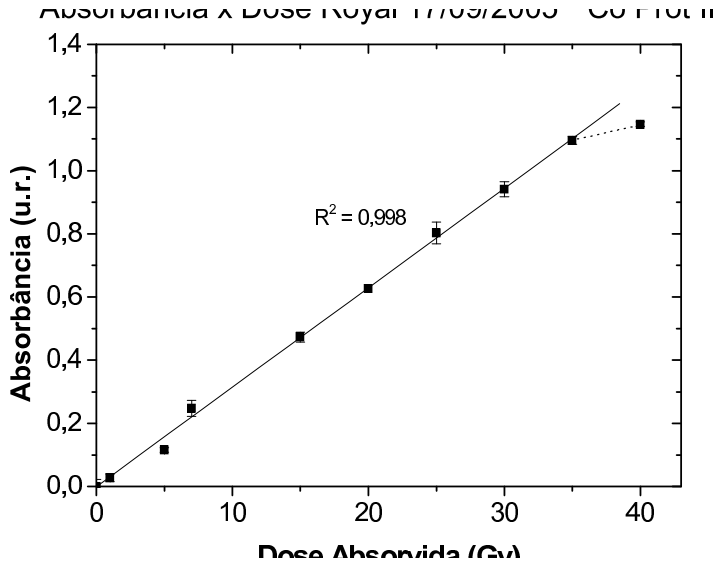


Figura 21. Limite de sensibilidade do sistema dosimétrico protótipo RADIARE III e gel FXGA para fótons do ^{60}Co.

Na figura 22 tem-se a absorbância *versus* dose absorvida para diferentes tempos de leitura das amostras. Nota-se o aumento nos valores das absorbâncias para todos os valores de dose absorvida medidos, comportamento esse esperado devido também a oxidação natural (contato com o ar atmosférico). Uma propriedade do gel FXGA em relação ao FXG [26] é que o intervalo de oxidação do Fe^{2+} para Fe^{3+} é tanto maior quanto menor for a dose de radiação, isto porque com as doses maiores tem-se menor interações após as irradiações, já que em altas doses já existe uma grande concentração de Fe^{3+}, enquanto que para as menores o aumento da concentração de Fe^{3+} é viável e se dá pelo contato do gel com o ar atmosférico.

O coeficiente angular tendendo à zero, ou seja, tanto as amostras irradiadas com maiores ou menores doses absorvidas irão tender a apresentar valores semelhantes após um intervalo de tempo longo, logo toda informação contida nas amostras é "destruída" nesse tempo.

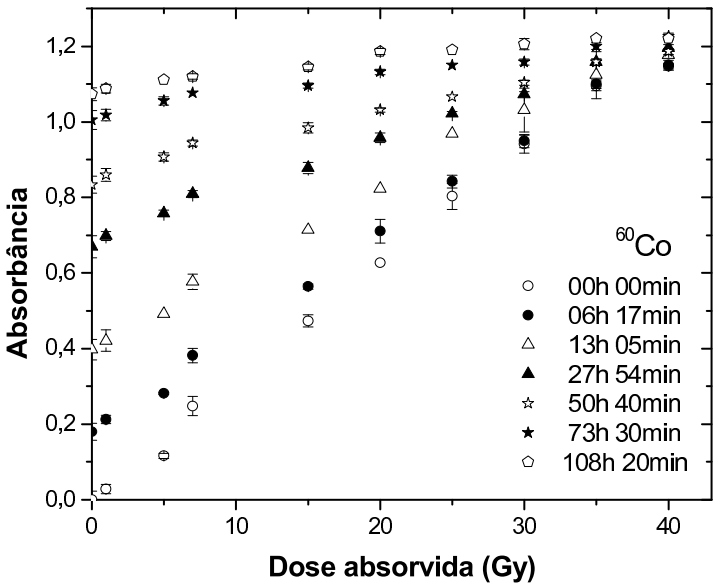


Figura 22. Absorbância em função da dose absorvida para vários tempos após irradiação do gel FXGA para o ^{60}Co.

Na figura 23, utilizando os mesmos dados anteriores, tem-se absorbância *versus* tempo para vários valores de dose absorvida utilizados. Nota-se que a constância nos valores de absorbância é mais pronunciada quanto maior for o valor do tempo, bem como da dose absorvida.

A amostra irradiada com 40 Gy tem sua absorção aumentada em aproximadamente 6% no intervalo de tempo de 108 h e 20 min, enquanto que para um valor de dose absorvida intermediário (≈ 20 Gy) a absorção será aumentada em aproximadamente 48 % no mesmo intervalo de tempo.

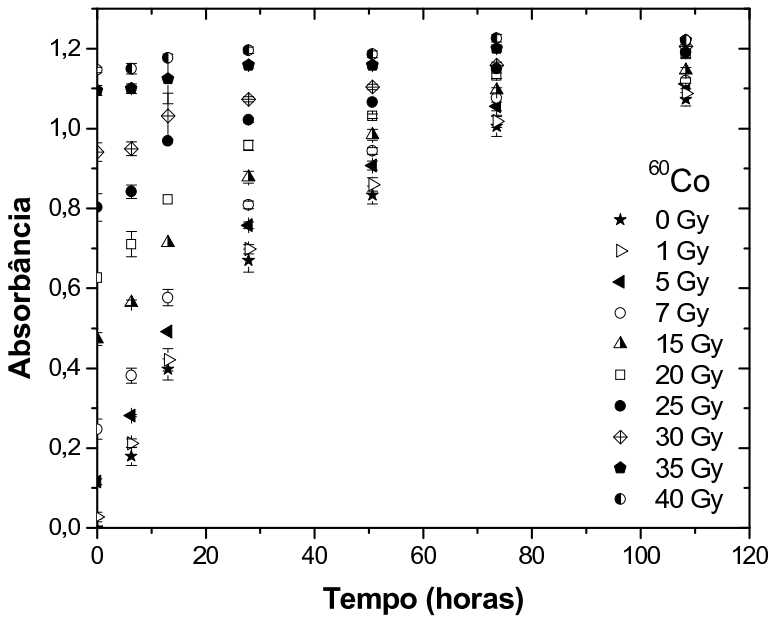


Figura 23. Absorbância em função do tempo para várias doses absorvidas pelo dosímetro FXGA para fótons do ^{60}Co.

4.3.4. Curva de calibração para elétrons

Os comportamentos de absorbância *versus* dose absorvida, mostrados na figura 16, podem ser melhor analisados quando a absorbância é medida com o protótipo III, restritamente no "*comprimento de onda de trabalho (590 nm)*", conforme pode ser observado na figura 24. Desses comportamentos, as curvas de calibração para elétrons de 5, 8 e 10 MeV puderam ser obtidas.

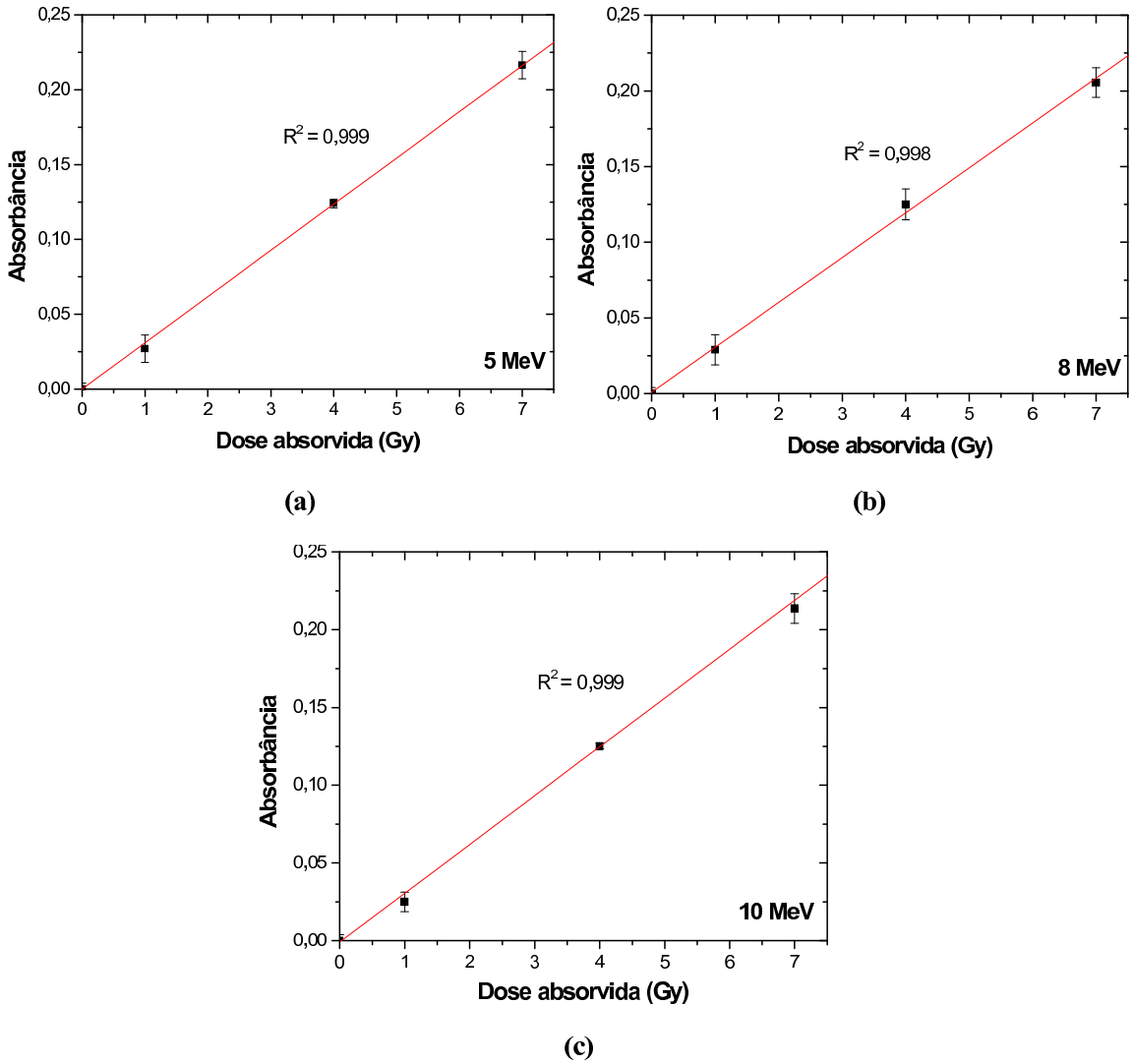


Figura 24. Absorbâncias medida com protótipo III em função da dose absorvida no comprimento de onda de 590 nm para feixes de elétrons de um acelerador linear com energias de: a) 5 MeV, b) 8 MeV e c) 10 MeV.

Nota-se que a curva de calibração para as três energias mostra um padrão linear de aumento da absorbância no intervalo de dose absorvida utilizado.

4.4. Dependência energética

4.4.1. Para fótons

Mantendo-se a dose absorvida em 3 Gy e variando a energia dos fótons de radiação, pôde-se inferir através de um espectrofotômetro gráficos nos quais observa-se a variação da absorbância em função do comprimento de onda (figura 25). Nesses

gráficos observa-se o aumento seqüencial da absorbância como o aumento da energia, o que era de ser esperado na região dentre os comprimentos de onda de 494 à 660 nm. Há também ligeira a formação de um pico de absorção no comprimento de onda de 552 nm.

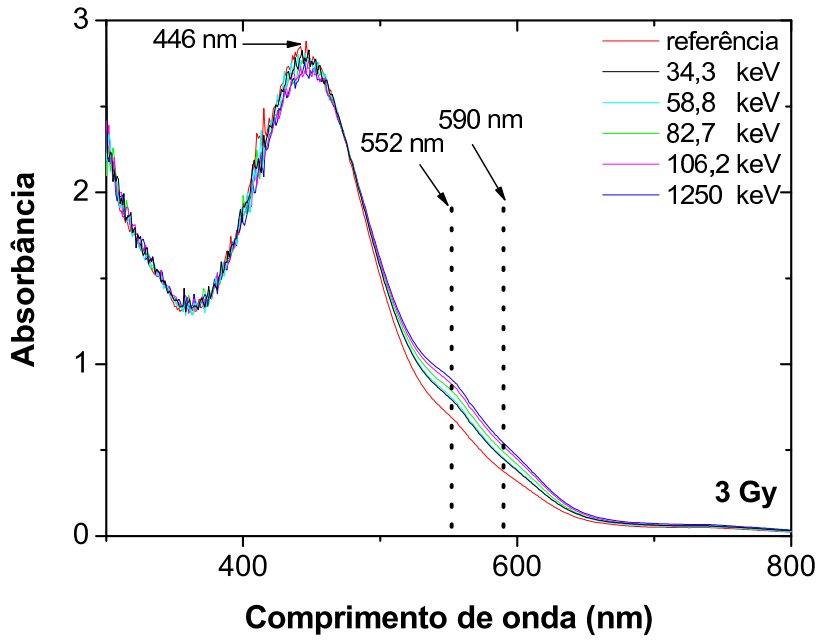


Figura 25. Absorbância versus do comprimento de onda variando-se a energia dos fótons da radiação e mantendo-se o valor da dose absorvida constante.

Independentemente da energia, a absorbância máxima para a dose de 3 Gy se mantém no comprimento de onda de 446 nm (sem deslocamento dos picos). Para o mesmo valor de dose absorvida, mas com as leituras realizadas com o protótipo RADIARE III, tem-se o comportamento da absorbância versus energia de fótons na figura 26, onde há uma dependência linear para as baixas energias e uma tendência a saturação nas altas.

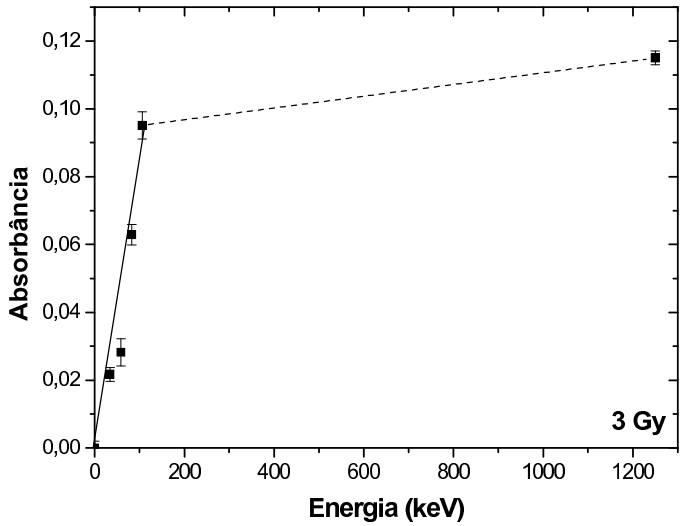


Figura 26. Variação da absorbância em função da energia para dose absorvida de 3 Gy medida pelo protótipo RADIARE III no comprimento de onda de 590 nm.

4.4.2. Para elétrons

Mantendo-se a dose absorvida no valor fixo de 7 Gy e variando-se as energias do feixe de elétrons das medidas realizadas com o espectrofotômetro, têm-se gráficos de absorbância *versus* comprimento de onda apresentados na figura 27. Para a dose em questão, pode ser vista maior absorção em 450 nm e uma leve tendência de formação de um segundo pico em 552 nm. As três energias de 5, 8 e 10 MeV têm valores de absorbância praticamente iguais que se "confundem" ao longo de todo o espectro analisado (300 a 800 nm).

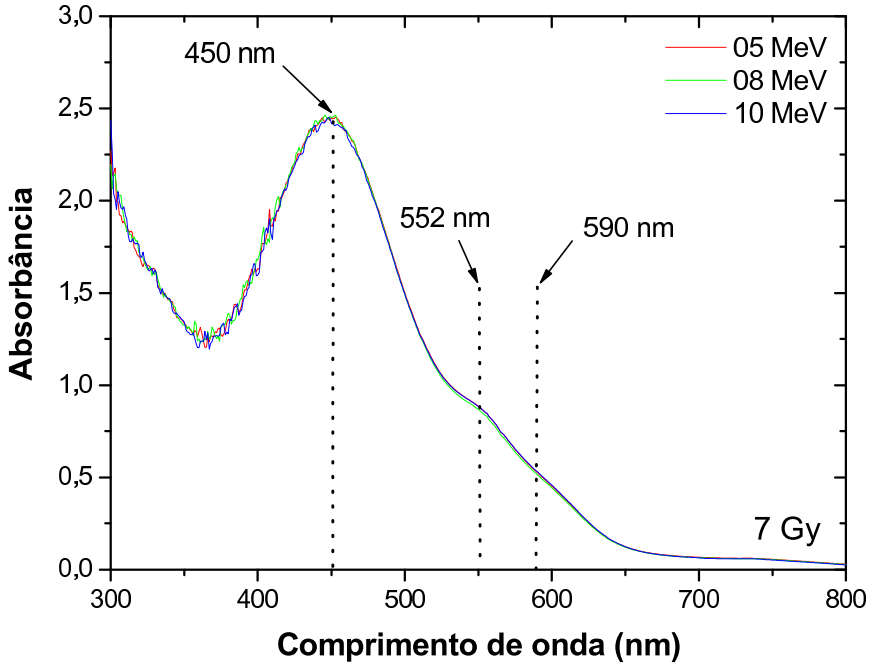


Figura 27. Absorbância em função do comprimento de onda variando-se a energia do feixe de elétrons para uma dose absorvida de 7 Gy.

No comprimento de onda de trabalho (590 nm) é mostrada na figura 28 a variação da absorbância com a energia, medida com o protótipo RADIARE III para a dose absorvida de 7 Gy. Percebe-se a constância nos valores de absorbância para as três energias, com uma variação máxima de 2,1 % em relação ao valor médio.

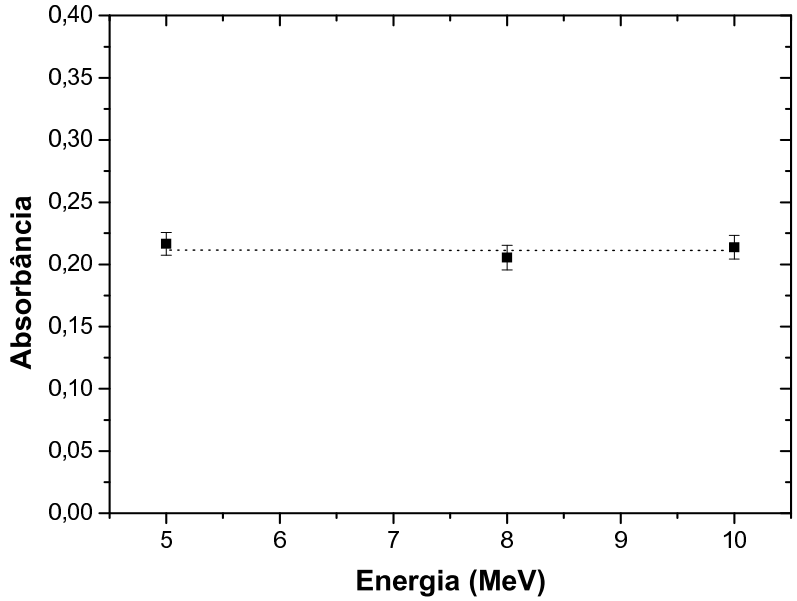


Figura 28. Absorbância em função da energia de feixes de elétrons para o comprimento de onda de 590 nm (medido com o protótipo III) com valor constante de dose absorvida em 7 Gy.

4.5. Aplicação do protótipo RADIARE III na radioterapia com fótons do ^{60}Co

4.5.1. Perfil de campo

Como a aplicação do protótipo para auxiliar no controle de qualidade na radioterapia, o perfil de campo foi levantado. Para tal utilizaram-se cubetas de acrílico confeccionadas com tamanhos de 15 x 15 x 1 cm^3 e 25 x 25 x 1 cm^3 das quais perfis dos feixes de radiação nas direções X e Y foram obtidos para campos de *10 x 10* cm^2 e *20 x 20* cm^2*,* apresentados na figura 29.

Os gráficos foram normalizados pelo maior valor da absorbância em função das coordenadas X e Y da amostra. Para garantir um tratamento radioterápico eficiente, alguns protocolos de controle de qualidade, como o TEC DOC - 1151 [35] recomendam que a constância da planura do feixe, na região central de 80 % das dimensões do campo e que tenha uma tolerância de no máximo 2,0 %. Dos gráficos foram destacadas as regiões que compreendem 80 % da parte central dos campos de radiação. A maior variação no valor da dose absorvida na região de 80 % foi de 2,1% em Y para o campo de radiação de 10 x 10 cm^2 e 2,3% em X para o campo de radiação de *20 x 20* cm^2*,* sendo que ambos valores máximos de variação seguem muito próximos aos recomendados.

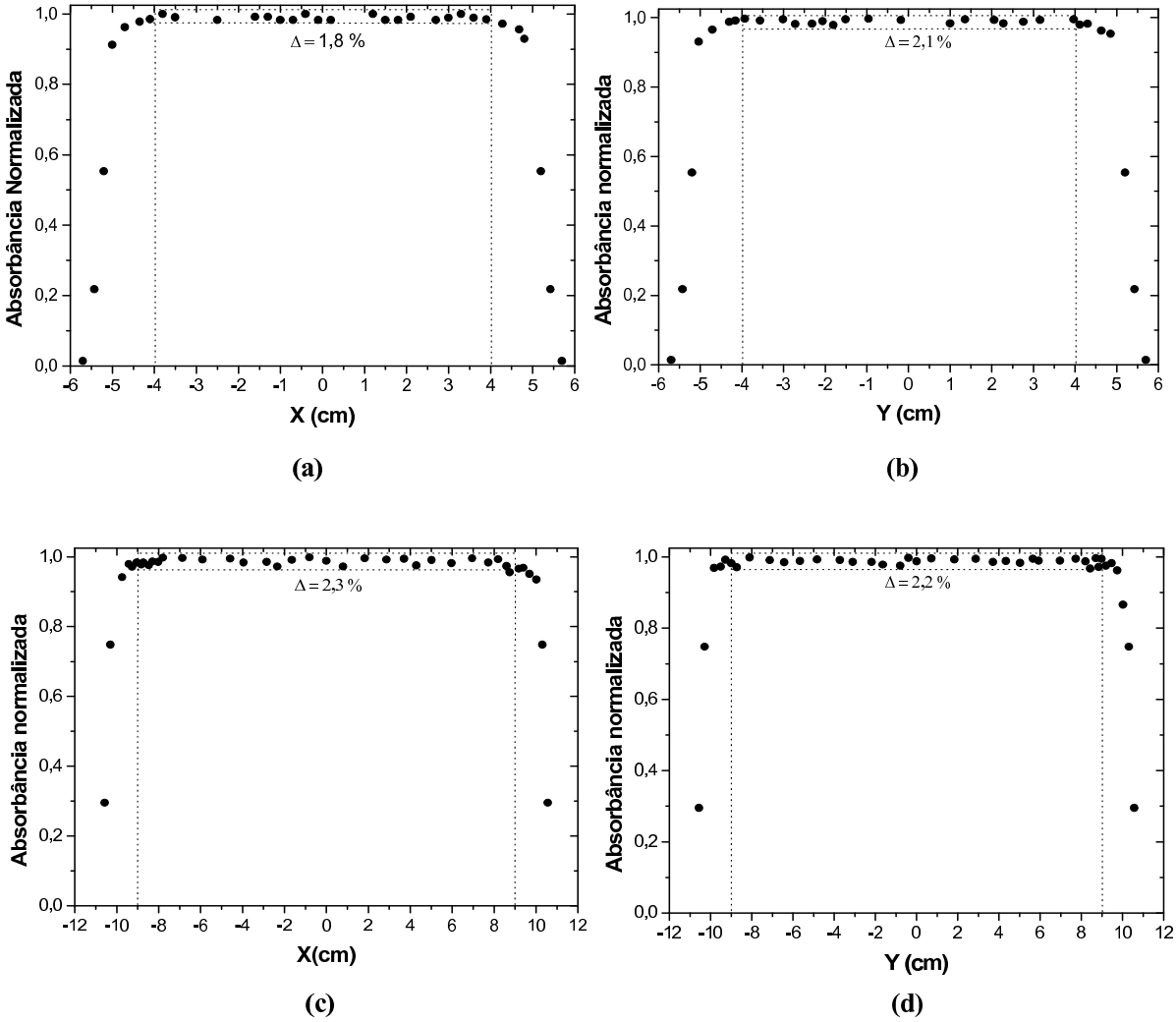


Figura 29. Dados de varredura realizada nas cubetas para dois campos de radiação do ^{60}Co. Os gráficos a) e b) mostram a perfis para campo de 10 x 10 cm^2 respectivamente para os eixos X e Y da cubeta de 15 x 15 x 1 cm^3 e os gráficos c) e d) mostram os perfis de um campo 20 x 20cm^2, respectivamente nos eixos X e Y da amostra de tamanho de 25 x 25 x 1 cm^3.

4.5.2. Fator de campo para o cálculo da dose

A figura 30 e a TABELA 3 apresentam a variação do tamanho de campo para uma dose absorvida de 3 Gy para os fótons do ^{60}Co. Observa-se que quanto maior o tamanho do campo, maior é esse fator.

Quando as leituras com o protótipo RADIARE III realizadas para os três tamanhos de campos são comparadas às da câmara de ionização, verifica-se que a maior diferença (1%) é para o menor campo (5 x 5 cm^2), porém esse resultado é perfeitamente tolerável.

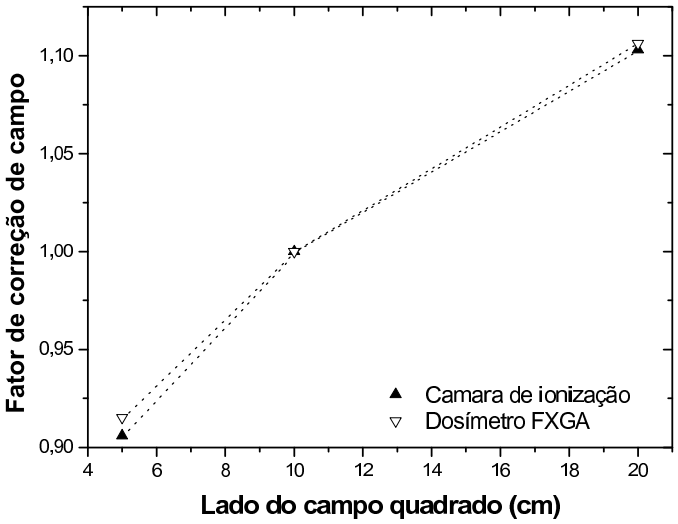


Figura 30. Fator de campo em função das dimensões dos campos normalizados para o tamanho de campo 10 x 10 cm^2, obtidos com a câmara de ionização [26] e o dosímetro FXGA para o feixe de fótons do ^{60}Co.

TABELA 3. Fatores de campo (FC) com suas respectivas razões para uma câmara de ionização (FC_{CI}) e dosímetro FXGA (FC_{FXGA}), de fótons provenientes do ^{60}Co.

Campo (cm^2)	FC_{CI}	FC_{FXGA}	FC_{CI}/FC_{FXGA}
5 x 5	0,906	0,915	0,990
10 x 10	1,000	1,000	1,000
20 x 20	1,103	1,106	0,997

4.5.3. Percentual de dose profunda (PDP)

Na figura 16 são mostradas as medidas relativas da PDP medido e com o sistema dosimétrico *FXGA/protótipo RADIARE III* e a câmara de ionização [26]. Nota-se que ambos resultados mostram medidas equivalentes e com uma diferença máxima de 2,6 % na PDP respectiva a profundidade de 14,4 cm. Da medida com o dosímetro FXGA na configuração experimental descrita na metodologia, pode-se inferir a região de *"build-up"* do ^{60}Co (entre 0 e 0,5 cm), região a qual a PDP aumenta até o valor máximo. Nessa região se utilizou o protótipo com colimador de 2 mm e varredura se deu com passos de 1 mm.

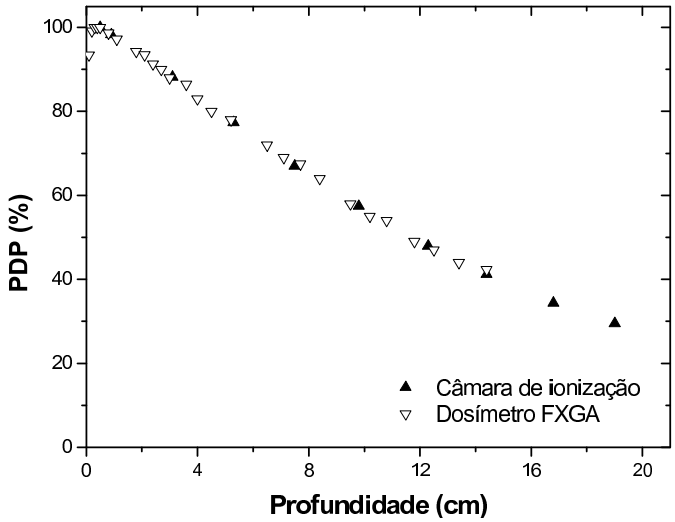


Figura 31. Medidas relativas de percentual de dose profunda (PDP) em função da profundidade com a câmara de ionização e o dosímetro FXGA medido com o protótipo III para a energia do ^{60}Co.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

5.1. Sobre o novo protótipo portátil para a dosimetria química FXGA

A viabilidade do novo sistema dosimétrico (protótipo portátil RADIARE III + FXGA) para medidas de absorção em amostras irradiadas com altas energias para fótons e elétrons, mostrou-se adequada e coerente quando comparado com medidas feitas com um espectrofotômetro, além de que o protótipo tem baixo custo, portabilidade, simplicidade de construção e manutenção. Dessa maneira, este protótipo pode ser utilizado com o dosímetro FXGA ou até mesmo FXG como equipamento auxiliar no controle de qualidade na rotina de serviços de radioterapia .

5.2. Da caracterização preliminar do dosímetro FXGA

Da caracterização espectral "absorbância *versus* comprimento de onda" para diversas doses (para fótons e elétrons de alta energia), observou-se que no comprimento de onda de 590 nm o dosímetro apresenta um comportamento linear da absorbância com a dose absorvida, embora esse não seja um dos picos de absorção característicos do gel FXGA.

Para fótons do ^{60}Co, a curva de "absorbância *versus* dose absorvida" apresenta sensibilidade do dosímetro na faixa de 0,5 Gy à 35 Gy.

Confirmou-se que o desvanecimento com o tempo para o dosímetro FXGA varia com a dose absorvida da radiação, e que seu desvanecimento com o tempo é maior para baixas doses absorvidas.

Medidas para a dependência energética mostraram que há um aumento da absorbância com a energia para fótons de baixa energia na região de predominância do efeito fotoelétrico (amostras irradiadas com raios X de até 106,2 keV), com uma tendência à saturação à medida que se aproxima da região Compton (para energia de 1,25 MeV do ^{60}Co).

Para elétrons, a dependência energética não foi observada porque as medidas foram realizadas para altas energias.

5.3. Da aplicação do dosímetro FXGA para algumas medidas na radioterapia

Neste trabalho o dosímetro FXGA foi utilizado na radioterapia para medidas de perfil de campo, fator de campo e percentual de dose profunda. Por ser um dosímetro ainda em fase de testes, o mesmo mostrou-se viável nas três avaliações realizadas, enfatizando a tese de que esse dosímetro pode ser utilizado em paralelo, juntamente com uma câmara de ionização em medidas de controle de qualidade na radioterapia.

5.4. Perspectivas

Este trabalho caracterizou e analisou o dosímetro FXGA com relação a alguns testes e aplicações para fótons, porém pouca ênfase foi dada para à caracterização e aplicação com elétrons, o qual seria um dos estudos futuros para o gel FXGA.

Como já foi visto neste trabalho, esse dosímetro é viável para a radioterapia (altas doses e energias), portanto um trabalho futuro também seria a otimização da química do FXGA aprimorada para doses abaixo de 0,5 Gy com vistas à *radiologia diagnóstica*, bem como a determinação do rendimento químico G (Fe^{3+}) para o gel em medidas futuras de *dose absoluta*.

CAPÍTULO 6

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] **World Health Organization**, *Quality Assurance in Radiotherapy*, WHO, Geneva, 1988.

[2] **ICRU** International Comission on Radiation Units and Measurement. Determination of absorbed dose in patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Report 24. Washington, D C, USA: ICRU Publications; 1976.

[3] **Williams JR, Thwaites DI.** Radiotherapy physics in practice. 2nd ed. Oxford, USA: Oxford University Press; 2000.

[4] **Scaff LAM.** Física da radioterapia. 1a ed. São Paulo: Sarvier; 1997.

[5] **Podgorsak EB.** Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students.Vienna: IAEA; 2005.

[6] **Cornelius AT.** Hugo Fricke on the Occasion of his Seventieth Birthday. Radiat. Research.1962; 17: 255-61.

[7] **Attix FH, Roesch WC.** Radiation dosimetry instrumentation. 2nd ed. New York and London: Academic Press.; 1966.

[8] **Mahesh K, Vij DR.** Techniques of radiation dosimetry. Asia: John Wiley & Sons; 1985.

[9] **Bero MA, Gilboy WB, Glover PM, El-Masri HM.** Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements. Nucl. Instr. Meth. B., 2000; 166:820-25.

[10] **Bero M. A., Gilboy W. B., Glover PM.** Optical Method for Three Dimensional Dosimetry**. J Radiol Prot**. 2000; 20(3):287-94.

[11] **Deina L, Carru C, Pes G, Tadolini B.** Spectrophotometric measurement of hydroperoxides at increased sensivity by oxidation of Fe^{2+} in the presence of xylenol orange. Free Radical Res. 1999; 31(3):237-44.

[12] **Felipe DS.** Desenvolvimento, teste e aplicação de protótipo para dosimetria da solução Fricke modificada [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo; 2003.

[13] **Petchevist PCD.** Dosímetro FXGB para Caracterização de Feixe em Radioterapia [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo; 2006.

[14] **Tahuata L, Salati IPA, Prinzio RDi, Prinzio ADi.** Radioproteção e dosimetria: Fundamentos. Rio de Janeiro: IRD/CNEN; 2003.

[15] **Khan FM.** The physics of radiation therapy. 3nd ed. USA: Williams & Wilkins; 2003.

[16] **Knoll GF.** Radiation detection and measurement. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1989.

[17] **Attix FH.** Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, 1986.

[18] **Johns HE, Cunningham JR.** The physics of radiology. 4th ed. USA: Thomas Books; 1983.

[19] **Dyer RJ.** Aplicações de espectroscopia de absorção aos compostos orgânicos. Brasil: Edgard Blücker; 1964.

[20] **Suzuki H.** Eletronic absortion spectra and geometry of organics molecules. USA: Academic Press; 1967.

[21] **Mendham J, Denney RC, Barnes JD, Thomas MJK, Denney RC, Thomas MJK.** Vogel's Quantitative Chemical Analysis. 6th ed. Prentice Hall; 2000.

[22] **Campbell ID, Dwek RA.** Biological spectroscopy. USA: The Benjamin & Cummings Publishing Company, Inc; 1984.

[23] **Palm A, Mattsson O.** Influence of sulphuric acid contaminants on Fricke dosimetry. Physics in Med. and Biol. 2000;45(9):N111-4.

[24] **Gay C, Collins J, Gebicki M.** Determination of iron in solutions with tthe ferric-xylenol orange complex. Analytical Biochem. 1999; 10;273(2):143-8.

[25] **Fricke H, Morse S.** The Chemical Action of Roentgen Rays on Dilute Ferrousulfate Solution as a Measure of Dose. Am. J. Roentgenol. 1927; 25: 430-432,.

[26] **Costa RT.** Avaliando a viabilidade do uso do dosímetro fricke modificado na radioterapia [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo; 2001.

[27] **Filho AMC**. Análise da solução Fricke modificada e irradiada através da espectroscopia fotoacústica [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo; 2004.

[28] **Thomas JK, Hart J**. The radiolysis of aqueous solutions at high intensities. Radiat. Res. 1962; 408-18.

[29] **Chung H.** Chemical Dosimetry**.** 1st ed., Williams & Baltimore, USA:Wilkins Press; 1989. p. 975.

[30] **Appleby A, Leghrouz A.** Imaging of radiation dose by visible color development in ferrous-agarose-xylenol orange gels. Med. Phys. 1991; 8:309-12,.

[31] **IAEA TRS-398** Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna: IAEA; 2000.

[32] **ICRU** International Comission on Radiation Units and Measurement. Physical aspects of irradiation. Report 10b. Washington D C, USA: ICRU Publications; 1964.

[33] **Perez C. A., Brady L. W**., **Roti Roti J.L.** Principles and practice of radiation oncology, 3rd ed. Philadelphia: Lippincott; 1997.

[34] **Bentel G. C.** Radiation therapy planning. USA: McGraw-Hill, Inc; 1992.

[35] **Instituto Nacional de Câncer**; Ministério da Saúde. TEC DOC–1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro (Brasil): INCA; 2000.