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

LUCAS NONATO DE OLIVEIRA

**Parâmetros Dosimétricos e Coeficiente de Difusão para Elétrons em Campos
Pequenos, através do Dosímetro Fricke Xilenol Gel**

Ribeirão Preto
2007

LUCAS NONATO DE OLIVEIRA

Parâmetros Dosimétricos e Coeficiente de Difusão para Elétrons em Campos Pequenos, através
do Dosímetro Fricke Xilenol Gel

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências
e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física e
Matemática, como parte das exigências para a
obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada à Medicina e
Biologia.

Orientadora: Profa. Dra. Adelaide de Almeida.

Ribeirão Preto
2007

FICHA CATALOGRÁFICA

De Oliveira, Lucas Nonato
Parâmetros Dosimétricos e Coeficiente de Difusão para
Elétrons em Campos Pequenos, através do Dosímetro Fricke
Xilenol Gel
2007.45 p. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada ao Departamento de Física e
Matemática da Universidade de São Paulo – Área de concentração:
Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Orientadora: De Almeida, Adelaide.

1. Fricke Xilenol Gel 2. Elétrons 3. Parâmetros Dosimétricos

FOLHA DE APROVAÇÃO

LUCAS NONATO DE OLIVEIRA

Parâmetros Dosimétricos e Coeficiente de Difusão para Elétrons em Campos Pequenos, através do Dosímetro Fricke Xilenol Gel

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física e Matemática, como parte das exigências para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À minha mãe *Orcina Nonato de Oliveira*,

Que simplesmente dedicou todos os seus esforços para que eu pudesse ter a oportunidade de estudar e que vem contribuindo para a minha formação como ser humano. É alguém que tem trabalhado muito, sempre de forma correta e honesta, ela é surpreendente e admirável. Sou eternamente grato pelo o que a senhora fez e faz por mim. Mãe, eu te amo.

À *Pedro Aquino Morais Jr*,

Obrigado por ter me mostrado um caminho que eu desconhecia, e também por termos trilhado caminhos conhecidos. Por afinidade te considero um irmão, pelo sangue, encaro que a natureza tenha cometido somente um equívoco.

-2621035 7.6 Td (l)Tj 13.6 Td () (.6 48d () (.6 6L () () (.8 TL () () () () T*)' T*)' T*)' T*

AGRADECIMENTOS

Ao Físico Msc. Marcos Vasques Moreira, pela amizade e pela atenção em todas as nossas discussões sobre os trabalhos do Grupo Radiare. Obrigado pela disposição e paciência em acordar todos os sábados pela manhã e quintas-feiras à noite (ou a qualquer momento oportuno), para que eu pudesse realizar as irradiações com o dosímetro Fricke Xilenol Gel.

Ao Prof. Dr. Robert Lee Zimmerman, pelas intensas discussões sobre este e diversos trabalhos desenvolvidos pelo nosso Grupo Radiare.

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo de Almeida, pela parceria nos trabalhos do dosímetro Fricke Xilenol Gel, oportunidades oferecidas e pelo empréstimo da câmara de ionização pertencente ao Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR-RJ).

À Sandra Guzmán, pela amizade e por ter acreditado que juntos poderíamos realizar trabalhos em parceria.

Ao técnico José Luiz Aziane pela amizade, confecção dos objetos simuladores, colimadores e cubetas necessárias neste trabalho. Obrigado por atender sempre o nosso Grupo e pela maestria com que o senhor coordena a oficina mecânica, ou seja, a maneira de trabalhar em grupo.

À Luana Gal Cazotto e Claudia Regina, pelo amor e carinho demonstrado.

A todos os meus parentes que sempre me ajudaram em todos os sentidos: Tia Maria, Alberto Carlos, Armando Carneiro, Neuzimeire, Mazinha, Ilsa e Neném.

Às minhas amigas Claudia Rios, Andréa Chaves e Telma Leite, que nos momentos difíceis na USP sempre estiveram presentes ao meu lado.

Aos amigos do Grupo Radiare: Francisco Sampaio, Thyago Manguiera, Fernanda Cavalcante, Luiz Fernando, Rodrigo Sato, Stela Nardi, Sandra Guzmán, Paulo Petchevist, Herofen Zaias, Marco Parada (*in memorian*) e Renato Minamisawa,.

Ao amigo Mirko Alva, pela amizade, pelos estudos e conversas na casa 13 ou no DFM, além de ter aprendido um pouco de outra cultura, tenho sorte em ter um amigo com caráter tão estimado como seu.

Aos amigos (as): Silvio Leão, Ana Carolina (Caro), Karina, Telma Leite, Mariana, Ailton (Hiroshi), Lindomar (Fantomar), Moises, Thiago Arruda, Rondinele (Rond), Gesline e Ernando, Leandro Nascimento, Jerry, Rodrigo Pires, Virgílio, Selma, Cleidson Alves, Luciana, Carlo Freire e Naira, Priscila, Gláucio, Ademar, Jair Jr, Mônica, José Wilson, Rogério Boldin, Sérgio e Lourdes Garcia.

Ao Prof. Dr. Alexandre Souto Martinez, coordenador da FAMB, pela confiança em mim depositada e grande incentivo em todos os momentos.

Ao Instituto de Física -Universidade Federal de Goiás (Grupo Teórico de Física Atômica e Molecular) em especial ao Prof. Dr. Tertius Lima da Fonseca, pela oportunidade de trabalhar em seu grupo de pesquisa.

Ao serviço de promoção social em particular as assistentes sociais: Claudia, Márcia e a secretária Cleide.

Ao Prof. Dr. Iouri Borissevitch, pela possibilidade de utilizar as dependências de seu laboratório para as medidas de massas do Fricke Xilenol Gel.

Ao Físico Msc. Rodrigo Rubo, pela amizade e apoio quando estive em São Paulo.

À Wânia e Laila Campos, pelo carinho e por terem se tornado minha família em todos os momentos.

Aos técnicos Elcio Aparecido Navas, Eldereis de Paula e Sérgio Bueno pela amizade e apoio em nossos trabalhos.

As secretárias do DFM, Nilza, Sonia e Gisele e a Maria Inês Joaquim Chefe da Seção de Pós-Graduação, pelo apoio.

Ao Instituto de Radioterapia e Megavoltagem de Ribeirão Preto (IRMEV).

Aos professores e funcionários do DFM,

À CAPES pelo apoio financeiro.

À USP pela infra-estrutura oferecida.

RESUMO

DE OLIVEIRA, L. N. Parâmetros Dosimétricos e Coeficiente de Difusão para Elétrons em Campos Pequenos, através do Dosímetro Fricke Xilenol Gel. 2007. 45 f. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física e Matemática, Ribeirão Preto, 2007.

A qualidade para o tratamento radioterápico depende essencialmente da capacidade de realizar medidas de dose absorvida no volume de tratamento, minimizando aquela nos tecidos vizinhos, para tal é necessária a determinação dos parâmetros dosimétricos como Porcentagem de Dose Profunda, Perfil de Campo e Fator de Campo que auxiliam a rotina da radioterapia. Os objetivos deste trabalho são: a determinação desses parâmetros para campos pequenos com feixes de elétrons, através dos dosímetro FXG e compará-los com os obtidos com uma câmara de ionização (CI), além de obter o coeficiente de difusão para o dosímetro FXG e sua energia de ativação. Dessa maneira, campos pequenos foram formados através de colimadores especiais dos quais os parâmetros puderam ser inferidos para ambos os dosímetros. O parâmetro dosimétrico Perfil de Campo foi utilizado também para as medidas do coeficiente de difusão, necessário para se corrigir a dose absorvida no tempo, o qual foi analisado através de uma metodologia inovadora das medidas das absorbâncias espaços-temporais e devido aos seus comportamentos comparados a funções gaussianas, o que possibilitou a sua determinação. O FXG apresentou resolução espacial suficiente para a determinação dos parâmetros dosimétricos, os coeficientes de difusão obtidos têm valores respectivos de $0,20 \pm 0,03$ e $0,40 \pm 0,02$ mm²/h, e destes a energia de ativação inferida foi de $0,3 \pm 0,1$ eV. Das análises dos resultados, pode-se concluir que o FXG pode ser utilizado na rotina de radioterapia também para campos pequenos.

ABSTRACT

DE OLIVEIRA, L. N. Dosimetric Parameters and Diffusion Coefficient through Fricke Xylenol Gel dosimeter, for Small Field Sizes Electron Beams 2007. 45 f. Thesis (Doctoral) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física e Matemática, Ribeirão Preto, 2007.

Dosimetric parameters such as Percentage Depth Dose, Field Profile and Output Factor are necessary in radiotherapy routine, once they can help to improve the quality of the treatment and consequently of the absorbed dose delivered to the tumor.

In this work the dosimetric parameters for electron beams of 8 and 10 MeV were measured with the chemical dosimeter Fricke Xylenol Gel for small field sizes (square and circular) and were compared with those obtained with an ionization chamber.

The chemical dosimeter signal, given by the complex Fe^{+3} – Xylenol concentration, has a temporal dependency, to which its diffusion coefficient was determined together with the activation energy, necessary for the Fe^{+3} migrations in the gel. These two parameters were measured, for the first time, for the Fricke Xylenol Gel and for that a novel methodology was also created.

The measured parameters, dosimetric ones together with the diffusion coefficient and activation energy corroborate, to present the chemical dosimeter, as an adequate one to be used in radiotherapy with electron beams for small field sizes.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1.	Alcance do elétron em g/cm^2	5
Figura 1.2.	Curva de PDP para feixes de elétrons, ilustrando os parâmetros	9
Figura 1.3.	Espectros de absorvência em função de comprimento de onda	11
Figura 1.4.	Relação entre a corrente de aos íons coletados <i>versus</i> voltagem	13
Figura 2.1.	Detalhe do colimador terciário circular	17
Figura 2.2.	Objetos simuladores utilizados nas medidas de campos pequenos	18
Figura 3.1.	Curvas de calibração para o dosímetro FXG	25
Figura 3.2.	Perfis de Campo para o FXG e CI	27
Figura 3.3.	Avaliação da penumbra para campos pequenos	28
Figura 3.4.	Fator de Campo para o FXG e CI	30
Figura 3.5.	Diferença percentual <i>versus</i> tamanho de campo	31
Figura 3.6.	Porcentagem de Dose Profunda para o FXG e CI	33
Figura 3.7.	Parâmetros para dose absorvida em profundidade	34
Figura 3.8.	Perfis de campos para a obtenção do coeficiente de difusão	36
Figura 3.9.	Coeficiente de difusão <i>versus</i> temperatura recíproca	37

LISTA DE SIGLAS

FXG	Fricke Xilenol Gel
CI	Câmara de ionização
DFS	Distância Fonte Superfície
OS	Objeto simulador
PDP	Porcentagem de dose profunda
CC	Curva de Calibração
PC	Perfil de campo
FC	Fator de campo
CD	Coeficiente de difusão
DFM	Departamento de Física e Matemática
FFCLRP	Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1. ASPECTOS TEÓRICOS

Interação de Feixes de Elétrons com a Matéria	3
Parâmetros dosimétricos	6
<i>Perfil de Campo</i>	7
<i>Fator de Campo</i>	8
<i>Porcentagem de Dose Profunda</i>	9
Dosímetros	10
<i>Fricke Gel Modificado</i>	10
<i>Câmara de Ionização</i>	12
Coeficiente de Difusão e Energia de Ativação	14

CAPÍTULO 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Colimadores	16
Objetos Simuladores	17
Irradiação e Leitura das Amostras	19
Curva de Calibração	19
Parâmetros dosimétricos	20
<i>Perfil de Campo</i>	20
<i>Fator de Campo</i>	20
<i>Porcentagem de Dose Profunda</i>	21
Coeficiente de Difusão para o gel FXG e Energia de Ativação	21

CAPÍTULO 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Curva de Calibração	24
---------------------------	----

Parâmetros dosimétricos	26
<i>Perfil de Campo</i>	26
<i>Fator de Campo</i>	29
<i>Porcentagem de Dose Profunda</i>	32
Coeficiente de Difusão para o gel FXG e Energia de Ativação	35

CAPÍTULO 4. CONCLUSÕES

CAPÍTULO 5. REFERÊNCIAS

APÊNDICE A. CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA NO FXG

INTRODUÇÃO

A radioterapia tem por objetivo a cura ou impedir a progressão dos cânceres, sendo que pode ser utilizada de forma isolada ou associada a outros recursos terapêuticos (quimioterapia, cirurgia, hipertermia).

Além disso, pode ser indicada para controlar sangramentos e reduzir tumores que estejam causando dor ou comprimindo outros órgãos (ação paliativa).

A qualidade do tratamento radioterápico depende essencialmente da capacidade de realizar medidas da dose absorvida no volume de tratamento, minimizando aquela nos tecidos vizinhos¹. Os métodos para se medir dose absorvida de feixes de elétrons, através de dosímetros são bem estabelecidos e recomendados², a escolha de um dosímetro dependerá da sua aplicação e em geral são utilizados câmaras de ionização, filmes e dosímetros de estado-sólido³.

A dose absorvida para feixes de elétrons também pode ser avaliada através da aplicação do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG), que uma vez irradiado oxida os íons Fe^{2+} , levando-os a Fe^{3+} que liga-se ao corante alaranjado de Xilenol, formando um complexo Fe^{3+} -Xilenol cuja concentração, medida espectrofotometricamente, é diretamente proporcional à dose absorvida⁴. Este dosímetro vem sendo investigado pelo Grupo Radiare DFM/FFCLRP/USP, demonstrando características adequadas de serem utilizadas na radioterapia como: linearidade, sensibilidade à dose e energia das radiações, baixo custo, simplicidade de preparação, reprodutibilidade e estabilidade da resposta⁵, além desse Grupo trabalhar também no desenvolvimento de aparelhos leitores⁶ e implementação da técnica da fotoacústica com o FXG⁷ incluindo até estudos do FXG na radiocirurgia^{8,9}.

A motivação deste trabalho veio da necessidade da aplicação do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG) para obtenção das características dosimétricas de campos pequenos para feixes de elétrons, as quais seriam úteis na rotina de um serviço de radioterapia.

Os objetivos deste trabalho são: determinar os parâmetros dosimétricos para campos pequenos com feixes de elétrons, através dos dosímetro FXG e compará-los com os obtidos com uma câmara de ionização (CI), além de obter o coeficiente de difusão para o dosímetro FXG e sua energia de ativação. Uma metodologia inovadora é apresentada para a determinação do coeficiente de difusão a partir dos perfis de campo pequeno, obtidos com o FXG e comparados aos obtidos com a CI. Este parâmetro físico pode ser utilizado na rotina da radioterapia, podendo fornecer informações sobre o desvanecimento, em tempo e espaço, do dosímetro investigado.

Este trabalho foi dividido em capítulos, os quais apresentam a pesquisa realizada e seus resultados. No **Capítulo 1**, são apresentados os aspectos teóricos na tentativa de auxiliar o discernimento do trabalho. No **Capítulo 2**, têm-se os materiais utilizados juntamente com a metodologia empregada para a obtenção dos parâmetros dosimétricos para campos pequenos, bem como a determinação do coeficiente de difusão para o dosímetro FXG e sua energia de ativação. No **Capítulo 3**, têm-se os resultados obtidos através das leituras dos dosímetros FXG e CI, dos parâmetros físicos para campos pequenos com feixes de elétrons e o coeficiente de difusão para o dosímetro FXG, juntamente com sua energia de ativação e discussões pertinentes. No **Capítulo 4**, são apresentadas as conclusões que indicam que o dosímetro FXG pode ser aplicado também na determinação dos parâmetros dosimétricos para campos pequenos e obtenção do coeficiente de difusão que foram respectivamente de $0,20 \pm 0,03$ e $0,40 \pm 0,02$ mm²/h para as temperaturas fria e quente e energia de ativação de $0,3 \pm 0,1$ eV. No **Capítulo 5**, são apresentadas as referências utilizadas ao longo deste trabalho.

CAPÍTULO 1

ASPECTOS TEÓRICOS

Este capítulo tem por objetivo, situar o leitor no discernimento dos aspectos teóricos relacionados com a obtenção dos parâmetros dosimétricos, além da determinação do coeficiente de difusão para o dosímetro Fricke Xilenol Gel, para campos pequenos irradiados com feixes de elétrons.

Interação de Feixes de Elétrons com a Matéria

O objetivo principal da dosimetria é o processo pelo qual a energia da radiação incidente é absorvida no meio. Elétrons incidentes na presença de campos coulombianos do meio podem interagir imediatamente com os átomos através de colisões elásticas e inelásticas e dessas, a de maior interesse é a inelástica uma vez que fornece efetivamente energia ao meio. A probabilidade de ocorrência desse tipo de colisão está associada à função do poder de freamento “stopping power”, que representa a variação média da perda de energia por unidade de comprimento¹⁰ ($-dE/dx$).

A contribuição da perda de energia de elétrons num meio foi tratada teoricamente por Bethe¹¹, através das equações:

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right) = \frac{4\pi r^2 mc^2 NZ}{\beta^2} \left[\ln \beta \sqrt{\frac{E}{2mc^2}} \frac{(E + mc^2)}{I} + f(\sqrt{1 - \beta^2}) \right] \quad (1.1)$$

$$\approx \frac{4\pi r^2 (mc^2)^2 NZ}{E} \left[\ln \frac{E}{I} + f(1) \right] \quad E \ll mc^2, \beta^2 \approx \frac{2E}{mc^2} \quad (1.2)$$

$$\approx 4\pi r^2 mc^2 NZ \left[\ln \frac{E^{3/2}}{I\sqrt{2mc^2}} + f(0) \right] \quad E \gg mc^2, \beta^2 \approx 1 \quad (1.3)$$

Onde: dE é a variação da energia cinética do elétron perdida em cada incremento dx do meio, N é o número de átomos por centímetro cúbico, Z é o número atômico do material do alvo, $r = e^2/mc^2$ é o raio clássico do elétron, β é a razão entre a velocidade do elétron e a velocidade da luz, I é o potencial médio de excitação do átomo com valor de aproximadamente $11.Z(eV)$, E é a energia cinética relativística do elétron e mc^2 é a energia de repouso do elétron. Nos cálculos de dose em tratamentos com feixes de elétrons, os resultados das equações de Bethe são considerados¹².

Quando os elétrons interagem com os elétrons orbitais do meio, esses passam próximos dos núcleos sofrendo desvios, perdendo parte de suas energias através de fótons “bremsstrahlung”. Das constantes colisões, após um percurso aleatório, e eventual emissão de radiação de “bremsstrahlung”, as partículas carregadas penetram no meio material até que sua energia cinética cesse, estabelecendo um alcance. O alcance (R) é definido como a média dos comprimentos dos caminhos percorridos (dx) por elétrons monoenergéticos, expresso por:

$$R(E) = \int_{E_0}^0 \frac{dE}{(dE/dx)_{ion}} \quad (1.4)$$

O alcance dos elétrons é utilizado em radioterapia (alcance terapêutico) e está associado à energia do feixe e composição do meio, como se pode inferir da Figura 1.1. Nessa

figura, têm-se os alcances dos elétrons em função de suas energias e as curvas podem ser utilizadas para quaisquer materiais, desde que dividido o alcance pela densidade do material de interesse ¹³.

Figura 1.1. Alcance do elétron dentro do material em g/cm^2 . O alcance é composto por duas curvas com dependências energéticas diferentes em duas regiões de energia que são de [0,01 a 3] MeV e de [1 a 20] MeV¹³.

Para a dosimetria de feixes de elétrons, principalmente para a determinação da energia, alcances de elétrons são inferidos do parâmetro dosimétrico Porcentagem de Dose Profunda [ref], a ser discutido nas próximas seções.

Parâmetros Dosimétricos

Diversos trabalhos envolvendo campos pequenos de elétrons vêm sendo publicados, utilizando dosímetros como câmaras de ionização^{14,15,16,17,18}, filmes^{15,18}, diodos^{19,20}, termoluminescentes^{17,21} e o código de Monte Carlo^{20,22} para diferentes tipos de fontes teleterápicas (LINACs), energias, parâmetros dosimétricos e geometria de irradiação. Neste trabalho, pela primeira vez, o dosímetro FXG foi utilizado em medidas para campos pequenos com feixes de elétrons, podendo-se inferir os parâmetros dosimétricos para duas energias de elétrons (8 e 10 MeV). A seguir esses resultados foram comparados aos obtidos com uma câmara de ionização.

Os parâmetros dosimétricos são funções utilizadas nas terapias com radiação ionizante e dependem, além da composição do volume alvo e energia do feixe, também da geometria necessária para a irradiação. Essas funções podem ser identificadas como Perfil de Campo (PC), Fator de Campo (FC) e Porcentagem de Dose Profunda (PDP), que uma vez obtidas auxiliam o trabalho de rotina de um físico médico.

Colimadores são dispositivos utilizados para definir o tamanho do campo de tratamento que delimita o volume alvo a ser irradiado. Nos equipamentos teleterápicos em geral, tem-se os colimadores primários (“jaws”) e para feixes de elétrons são também utilizados os colimadores secundários (cones padrão), para reduzirem o espalhamento e focalizar mais adequadamente o volume alvo²¹. Para este trabalho, cones pequenos foram confeccionados, identificados por colimadores terciários, para se obter tamanhos de campos menores que os usuais.

Perfil de Campo (PC)

O perfil de campo é definido como a razão entre a leitura do dosímetro ao longo do campo, pela leitura do mesmo no eixo central desse campo, ou seja, são medidas relativas fora e dentro do eixo central do campo de irradiação. Algumas características que se pode inferir do perfil de um feixe são: penumbra, planura e simetria.

A penumbra (P) é definida como as distâncias laterais do eixo central do feixe com valores de dose entre 80 % e 20 % ²³.

A planura (PL) é determinada do perfil, a partir dos valores de dose máxima $D_{\text{máx}}$ e mínima (D_{min}), dentro de 80 % da área do campo utilizado, através da relação²³:

$$PL = 100 \cdot \frac{(D_{\text{máx}} - D_{\text{min}})}{(D_{\text{máx}} + D_{\text{min}})} \quad (1.5)$$

A simetria (S) é determinada na profundidade de dose máxima ($d_{\text{máx}}$), que representa a profundidade mais sensível para avaliação desse parâmetro de uniformidade do feixe, e geralmente é definida como o desvio percentual máximo entre a dose de ambos os lados do centro do campo, em 80 % de sua área, através da relação²³:

$$S = 100 \cdot \frac{(D_{80\%}^{\text{esq}} - D_{80\%}^{\text{dir}})}{D_{\text{eixo}}} \quad (1.6)$$

Onde: S_{dir} é a simetria, $D_{80\%}^{\text{esq}}$ é a dose absorvida no lado esquerdo (80 %), $D_{80\%}^{\text{dir}}$ dose absorvida no lado direito (80%) e D_{eixo} dose absorvida no eixo central.

Fator de Campo (FC)

O FC está associado com o sistema de colimação (secundário ou terciário), isto é, depende da forma e do tamanho de campo selecionado e do espalhamento no sistema de colimação. Esta dependência fará com que, para campos pequenos a contribuição da dose absorvida seja menor do que para os campos grandes, pois, a radiação espalhada no sistema de colimação terá uma menor contribuição na dose absorvida pelo dosímetro.

Segundo o protocolo AAPM²⁴, as causas dos espalhamentos dos elétrons projéteis em suas trajetórias são: a) os elétrons podem ser espalhados no ar e no objeto simulador e b) podem ser espalhados nos colimadores primários “jaws” e também nos colimadores secundários ou terciários (cones quadrados e circulares).

O FC pode sofrer influências diretas do Desequilíbrio Eletrônico Lateral (DEL), que ocorre quando a dimensão do campo de radiação é menor que o dobro do alcance dos elétrons primários, gerados no meio. O DEL é mais acentuado para campos pequenos, pois qualquer ponto, mesmo perto do centro do campo pode ser considerado que está na borda deste^{25,26,27}.

O FC para uma determinada energia (E), tamanho de campo selecionado (c), profundidade de dose máxima ($d_{máx}$) e distância fonte superfície (DFS) é definido como:

$$FC(c, E) = \frac{D(dmáx, c, DFS, E)}{D(dmáx, 10 \times 10, DFS, E)} \quad (1.7)$$

Onde: o $FC(c, E)$ é dado pela razão da dose absorvida para um tamanho de campo selecionado, pela dose absorvida nas mesmas condições para o tamanho de campo de referência ($10 \times 10 \text{ cm}^2$). Para as medidas de FC, um cone quadrado (colimador secundário) com dimensões de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ foi utilizado como referência.

Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Para o cálculo da dose absorvida em uma profundidade (d) de um meio, no eixo central do feixe de radiação, é necessário utilizar o conceito da Porcentagem de Dose Profunda, definida como:

Onde: a *PDP* é dada pela razão da dose absorvida na profundidade de interesse, para o campo selecionado, pela dose absorvida na profundidade de dose máxima para o mesmo campo, mesma energia (E) e distância fonte superfície (DFS).

O comportamento da PDP em profundidade pode ser dado por:

$$PDP = \frac{D(d)}{D(d_{max})} \cdot 100$$

absorvida de 100 % (profundidade $d_{\text{máx}}$). A curva de fundo é definida como a extrapolação para a origem, da cauda da PDP.

Dosímetros

Fricke Gel Modificado (FXG)

Um dosímetro químico Fricke a base de íons Fe^{+2} , quando irradiado, esses íons são convertidos em Fe^{+3} , proporcionalmente à quantidade da dose absorvida pela amostra²⁸. Dessa maneira, a dose absorvida pode ser inferida pela concentração de Fe^{+3} , através da espectrofotometria visível. Essa concentração está relacionada à equação de Lambert-Beer, como:

$$A = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \Leftrightarrow \log\left(\frac{V_0}{V}\right) \quad (1.9)$$

Onde: A é a absorbância, I e I_0 são as intensidades para uma amostra irradiada e não irradiada, V e V_0 são as leituras das voltagens relativas às intensidades de luz, através do FXG, respectivamente para amostra irradiada e não irradiada.

Na Figura 1.3, os resultados da espectrofotometria das amostras de FXG, irradiadas com ^{60}Co , são apresentados *versus* comprimento de onda e dose absorvida²⁸. Nota-se que o pico de absorbância máxima para este material, está centrado em 585 nm e os limites inferior e superior de dose absorvida estão respectivamente em $\cong 0,5$ e 30 Gy.

O comportamento linear crescente da absorbância *versus* dose absorvida também é confirmado nesta curva.

Figura 1.3. Em a) espectros de absorbância em função de comprimento de onda e dose absorvida e b) absorbância em função da dose absorvida, num intervalo de 0,5 a 45 Gy.

O dosímetro químico Fricke foi desenvolvido em 1927 por H. Fricke e S. Morse²⁹ e em 2000 foi modificado por M. A. Bero⁴ (pela adição da gelatina 300 bloom e alaranjado de xilenol na solução original), apresentando densidade de 1,050 g/cm³ e número atômico efetivo de 7,75, valores próximos aos do tecido¹⁰. Utilizando-se este novo dosímetro, o Grupo Radiare/FFCLRP-DFM vem aplicando-o à diversas pesquisas envolvendo a radiação ionizante e desenvolvendo equipamentos leitores para esse sistema^{5,6,7,8,30,31,32}.

Os dosímetros químicos em sua maioria são soluções aquosas que quando irradiados, a dose é absorvida especialmente pela água. O FXG é composto de 96 % de água por peso, portanto, a dosimetria química está baseada na radiólise da água, a qual é responsável pelo desencadeamento dos processos de oxidação, característicos desse dosímetro³³.

A radiólise é o processo de oxidação no qual, produtos moleculares e radicais livres (H^+ , OH^- , H_2O , H_2 , O_2 e H_2O_2) são formados pelos processos de ionização e excitação na água. O estudo das reações dessas espécies com a água e reagentes do FXG é de interesse, pois, o que se mede espectrofotometricamente é a concentração do complexo Fe^{+3} -Xilenol.

O Xilenol (X) tem por objetivo indicar o íon férrico (Fe^{+3} -Xilenol) e também contribui para o aumento da oxidação dos íons ferrosos³⁴, como se pode inferir das reações a seguir:

Câmara de Ionização (CI)

O dosímetro mais utilizado e indicado para medidas em dosimetria de fótons e elétrons é a câmara de ionização^{2,23}. Neste, cargas de um único sinal produzidas pela radiação ionizante, que interage no volume sensível conhecido, são coletadas através dos eletrodos.

Na Figura 1.4, tem-se a dependência da carga coletada *versus* voltagem aplicada aos eletrodos. O aumento inicial da carga coletada se deve a coleção incompleta da carga, devido à recombinação dos íons. Esta diminui com o aumento da voltagem, até praticamente se tornar independente desta, quando então tem-se a corrente de saturação. Nesta região, cessa praticamente a recombinação e embora o pulso seja independente da voltagem aplicada, é proporcional à energia da radiação incidente. As câmaras de ionização são operadas na região de saturação, pois pequenas alterações na voltagem não acarretarão mudanças na corrente³⁵.

Para uma câmara de ionização a sua eficiência na coleção de cargas no ar (η_e), para uma taxa de dose constante num campo de radiação contínua é dada por³⁵:

$$\eta_e = \frac{100}{1 + 1/6 U_e^2} \quad (1.13)$$

$$U_e = 36,7 \frac{d^2 \sqrt{q}}{V} \quad (1.14)$$

Onde: U_e é uma quantidade adimensional (Eq. 1.14), com d sendo a separação entre as placas, V a diferença de potencial entre as mesmas e q é a carga produzida no volume sensível da câmara.

Figura 1.4. Relação entre a corrente devido aos íons coletados na câmara de ionização *versus* voltagem aplicada aos eletrodos.

Neste trabalho, uma vez que a dosimetria foi relativa (com o FXG e a CI) os cálculos para se obter as doses absorvidas foram desconsiderados (os cálculos para a dose absorvida no FXG são apresentados no Apêndice A).

Coefficiente de Difusão (CD) e Energia de Ativação (E_{at})

Entende-se por difusão o transporte de massas de moléculas individuais por uma barreira ou espaço livre, que ocorre segundo um processo aleatório, que depende de um gradiente de concentração³⁶.

A difusão de partículas através de qualquer meio é governada pela equação de difusão (segunda Lei de Fick), de acordo com a expressão³⁷:

$$\frac{\partial C(x,t)}{\partial t} = D \frac{\partial^2 C(x,t)}{\partial x^2} \quad (1.15)$$

Onde: $C(x,t)$ é a concentração das espécies difusoras no espaço x e ao longo do tempo t , D é o coeficiente de difusão e x é a direção da mesma.

O coeficiente de difusão para Fe^{+3} em géis dosimétricos vem sendo investigados^{38,39} utilizando principalmente a técnica de ressonância magnética^{40,41,42,43,44,45,46}. Esses géis possuem diversos componentes que fazem com que seus materiais sejam substancialmente diferentes daquele utilizado neste trabalho. Desta forma, medidas para a obtenção do coeficiente de difusão, ainda não reportadas na literatura para o dosímetro FXG, foram feitas e aplicadas, também a uma nova metodologia.

Uma amostra FXG depois de irradiada deve ser imediatamente lida para que o desvanecimento (espaço-temporal) provocado pela difusão de íons Fe^{+3} seja minimizado. Há maneiras de se corrigir o desvanecimento, fazendo-se uso do coeficiente de difusão da amostra para o cálculo da concentração inicial de Fe^{+3} , e conseqüentemente do valor da dose absorvida corrigida. Neste trabalho, pela primeira vez, o coeficiente de difusão para o dosímetro Fricke gel modificado (FXG), foi obtido. Desta forma, valores de absorbâncias

medidos (após um tempo t), para uma determinada concentração foram corrigidos no tempo, através dos perfís do campo medido.

O coeficiente de difusão também aumenta com a tempe-10.4570.279 0 Td [(r)2.41881(a)3.22345(t

CAPÍTULO 2

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, iremos abordar os materiais utilizados e a metodologia empregada para a obtenção dos parâmetros dosimétricos para campos pequenos, bem como para a determinação do coeficiente de difusão para o dosímetro FXG, ambos com feixes de elétrons.

Nas medidas, foram utilizados o dosímetro FXG e uma Câmara de Ionização com volume $0,016 \text{ cm}^3$ (PTW-Freiburg/TM31016-120/AU604926) ligada a um eletrômetro (PTW/Unidos/10008-80214). Os dosímetros foram irradiados com feixes de elétrons de 8 e 10 MeV, provenientes de um acelerador linear (LINAC) (Siemens/Mevatron/6MD), pertencente ao Instituto de Radioterapia e Megavoltagem – IRMEV (Ribeirão Preto-SP).

Objetos Simuladores

Para as amostras do dosímetro FXG (cubeta + gel) foram utilizadas cubetas descartáveis de acrílico (PLASTIBRAND®), num total de 200 cubetas com dimensões de $1 \times 1 \times 3,5 \text{ cm}^3$ e caminho óptico de 1 cm (cubeta padrão). Também foram confeccionadas, 40 cubetas especiais em acrílico, com caminho óptico de 1 cm e com comprimentos diferentes ($1 \times 1 \times 6 \text{ cm}^3$ e $1 \times 1 \times 10 \text{ cm}^3$).

O objeto simulador (OS) para acomodar o FXG e a CI foi feito como um tanque em acrílico com dimensões de 30 x 30 x 40 cm³. Uma vez preenchido com água, este possibilitou o acoplamento de suportes para o posicionamento dos dosímetros e deslocamento da CI. Na Figura 2.2 tem-se os arranjos experimentais como os dosímetros posicionados para as irradiações.

Irradiação e Leitura das Amostras

O sistema leitor FXG é um protótipo (Radiare III), desenvolvido pelo nosso Grupo Radiare/DFM-FFCLRP-USP⁶. Sua construção foi baseada na transmitância de um feixe de luz (585 nm) do LED (“Super LED”), através de uma amostra. A luz transmitida pela amostra passa por um colimador com diâmetro de 1 mm e é detectada por um fotodiodo PN. O sinal é amplificado pelo circuito de ganho e em seguida é lido num multímetro digital (Tektronics/DMM914).

As medidas foram feitas com o sistema leitor, através de varreduras com um passo de 1 mm, ao longo das amostras.

Curva de Calibração (CC)

Um dosímetro necessariamente deve apresentar um comportamento linear proporcional entre suas leituras e as doses absorvidas, portanto o levantamento da curva de calibração do FXG para elétrons se faz necessário. As curvas de calibração foram obtidas através das leituras das cubetas padrão, irradiadas no OS com o cone secundário quadrado de 10 x 10 cm² e colimadores primários, “jaws”, abertos nas dimensões de 19 x 19 cm². As amostras de FXG foram irradiadas com doses absorvidas de [0,8 – 16,0] e [0,5 – 13,0] Gy, respectivamente para

as energias de 8 e 10 MeV. Analogamente, para a obtenção das curvas de calibração com o FXG, as mesmas condições de arranjo experimental e geometria foram utilizadas para as irradiações com a CI, respectivamente para elétrons de 8 e 10 MeV com doses absorvidas de $[0,8 - 3,0]$ e $[0,7 - 2,7]$ Gy. Os dosímetros foram posicionados nas profundidades de dose máxima ($d_{\text{máx}}$) de 1,7 e 2,3 cm, respectivamente para as energias de 8 e 10 MeV. Foram feitas 3 leituras para cada valor de dose absorvida e esses valores, após mediados, fizeram parte dos comportamentos do FXG e da CI *versus* dose absorvida.

Parâmetros Dosimétricos

Perfil de Campo (PC)

As medidas de PC foram feitas através das irradiações das amostras de FXG e da CI, posicionados na $d_{\text{máx}}$ e no eixo central dos campos. As leituras de absorbâncias foram feitas ao longo das cubetas ($1 \times 1 \times 6 \text{ cm}^3$) e as medidas com a CI foram feitas deslocando-a horizontalmente ao longo do campo. Três exposições foram feitas para cada dosímetro para se obter o valor médio da dose absorvida e com esses valores normalizados para o valor máximo no centro de cada campo, os perfis, puderam ser inferidos.

Fator de Campo (FC)

Os valores de FC podem ser obtidos das medidas de perfil de campo. Para tal, somente os valores das leituras no centro dos campos foram considerados, fazendo-se a razão desses, nas mesmas condições, pelo valor do campo de referência ($10 \times 10 \text{ cm}^2$). Dessa maneira, o comportamento do FC, tanto para campos circulares quanto quadrados, puderam ser inferidos.

Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

CAPÍTULO 3

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção apresentaremos os resultados obtidos através das leituras dos dosímetros FXG e CI, conseqüentemente também as discussões sobre os parâmetros físicos para campos pequenos com feixes de elétrons e o coeficiente de difusão para o dosímetro FXG, juntamente com sua energia de ativação.

Curva de Calibração (CC)

Na Figura 3.1, são apresentadas as curvas de calibração para os dosímetros FXG e CI para feixes de elétrons de 8 e 10 MeV. O FXG apresentou resultados adequados de sensibilidade para as medidas de absorvância, respectivamente de 0,037 e 0,047 Gy⁻¹ para 8 MeV e 10 MeV. Portanto, o FXG pode ser considerado útil para medidas de dose absorvida com feixes de elétrons, uma vez que tem sensibilidade constante no intervalo de dose absorvida selecionada.

Figura 3.1. Curvas de calibração para os dosímetros FXG (Absorbâncias *versus* dose absorvida) e CI (Cargas *versus* dose absorvida) para feixes de elétrons de 8 e 10 MeV, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DFS de 100 cm nas profundidades de dose máxima de 1,7 e 2,1 cm, respectivamente. Para a CI obtivemos para a sensibilidade valores respectivamente de $0,326$ e $0,338 \text{ nC.Gy}^{-1}$ para 8 MeV e 10 MeV.

Parâmetros dosimétricos

Perfil de Campo (PC)

Na Figura 3.2, tem-se os perfis de campo feitos através das médias das leituras dos dosímetros FXG e CI, utilizando os feixes de elétrons de 8 e 10 MeV, na DFS de 100 cm e $d_{máx}$, para campos pequenos quadrados e circulares. Pode-se observar que a dose é maior na região central do campo e diminui rapidamente à medida que se aproxima das bordas. As formas predominantes, obtidas para os perfis dos campos pequenos, são próximas à forma de uma gaussiana, dessa maneira a forma do perfil foi utilizada na determinação do coeficiente de difusão.

Na Figura 3.3, são apresentados os valores da penumbra dos campos utilizados e irradiados com feixes de elétrons de 8 e 10 MeV, para os dosímetros FXG e CI. Dos resultados pode-se observar que as medidas das penumbras são ligeiramente dependentes da energia do feixe e aumentam com o tamanho do campo devido a uma maior contribuição dos elétrons espalhados no sistema de colimação¹⁹.

Fator de Campo (FC)

Na Figura 3.4, os comportamentos das médias das leituras dos FC, medidos com os dosímetros FXG e CI, para vários tamanhos de campo pequenos, quadrados e circulares, são apresentados.

Das curvas obtidas observa-se que o FC muda significativamente com o tamanho do campo selecionado, ou seja, diminui para tamanhos de campo pequenos devido à pequena contribuição do feixe na área irradiada do campo¹⁹.

Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Na Figura 3.6, tem-se as PDPs obtidas através dos comportamentos das médias das leituras dos dosímetros FXG e CI, utilizando-se feixes de elétrons de 8 e 10 MeV, na DFS de 100 cm e $d_{máx}$, para campos pequenos quadrados e circulares.

Para medidas de PDP, foi observada uma dependência com o tamanho de campo, especialmente para campos menores que o alcance prático dos elétrons. Este efeito foi avaliado para as duas energias selecionadas (8 e 10 MeV). Desses comportamentos, foi possível obter os alcances característicos para feixes de elétrons (R_{100} , R_{90} , R_{50} e R_p). Esses foram comparados, nas mesmas condições, aos das medidas com a CI.

Dos resultados da PDP para tamanhos de campos reduzidos, observa-se que as doses absorvidas foram deslocadas em direção à superfície, como previsto pela literatura^{2,55,18}.

Na Figura 3.7, são apresentados alguns dos alcances recomendados²⁴ como características dosimétricas de feixes de elétrons. Para as medidas de R_{100} e R_{90} , para campos quadrados e circulares, pode-se observar que os valores das medidas são maiores quanto maior for o tamanho de campo e energia do feixe. Para as medidas do R_p observa-se um intervalo de 32 até 40 mm de alcance para a energia de 8 MeV e de 52 até 56 mm para a energia de 10 MeV. Esses valores são menores do que para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, devido a diminuição no número dos elétrons espalhados, na profundidade, ao longo do eixo central, para tamanhos de campos pequenos, de acordo com Sharma et al⁵⁵. Para as medidas de R_{50} , observa-se que os maiores valores desse parâmetro são, para os elétrons de maior energia, independentemente do tamanho de campo selecionado, desde que o volume sensível consiga absorver a energia dos elétrons secundários. Os menores valores dos alcances obtidos podem ser atribuídos à falta de equilíbrio eletrônico lateral nos campos analisados.

Coefficiente de Difusão (CD) e Energia de Ativação (E_{at}) para o gel FXG

Na Figura 3.8 (a e b), os resultados espaçotemporais dos valores das absorvâncias, provenientes do sistema de dosimetria por irradiação, são apresentados. A absorvância é medida em unidades de cm^{-1} e o tempo em minutos. A absorvância é diretamente proporcional à dose de radiação recebida pelo material.

Figura 3.9. Comportamento do coeficiente de difusão (obtido da Fig. 3) *versus* temperatura recíproca, do qual a energia de ativação dos íons Fe^{+3} foi determinada.

CAPÍTULO 4

CONCLUSÕES

O desafio de uma nova abordagem do dosímetro FXG em aplicações para campos pequenos de feixes de elétrons, incluindo também a determinação do coeficiente de difusão dos íons Fe^{+3} , das medidas dos perfís dos campos, são o interesse maior neste trabalho, portanto, as conclusões referentes a essas medidas são apresentadas a seguir.

Os parâmetros dosimétricos (Fator de Campo, Perfil de Campo e Porcentagem de Dose Profunda) medidos com o FXG demonstram também sua aplicabilidade para campos pequenos com feixes de elétrons. Esses resultados corroboram as medidas feitas com uma câmara de ionização, nas mesmas condições de energia e geometria do feixe. Dessas medidas, pode-se concluir que o sistema FXG possui resolução espacial suficiente (1 mm) na determinação dos parâmetros dosimétricos para campos pequenos.

O coeficiente de difusão investigado e apresentado neste trabalho, através de metodologia inovadora, mostra-se adequado para sua aplicação no controle das curvas obtidas *versus* tempo para inferir o tempo correto das leituras, pós-irradiação do dosímetro FXG. Os valores do coeficiente de difusão foram respectivamente de $0,20 \pm 0,03$ e $0,40 \pm 0,02 \text{ mm}^2/\text{h}$ para as temperaturas fria e quente. É esperado que o coeficiente de difusão para os dosímetros

químicos estejam entre 0,3 até 2 mm²/h,⁴¹ o resultado obtido para a temperatura quente se encontra dentro deste intervalo, para o coeficiente de difusão na temperatura fria este valor é menor para o limite inferior do intervalo, o que fornece ao dosímetro FXG uma estabilidade maior da informação dosimétrica.

A energia de ativação obtida de $0,3 \pm 0,1$ eV (utilizando os coeficientes de difusão) indica que os mesmos podem ser entendidos em termos do mecanismo de suas migrações dos íons de Fe⁺³ através das barreiras de ativação que encontram, à medida que se movem⁵⁶.

CAPÍTULO 5

REFERÊNCIAS

- ¹ International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 24 ICRU, "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures". (ICRU, Washington, 1976).
- ² F. M. Khan, K. P. Doppke, K. R. Hogstrom, G. J. Kutcher, R. Nath, S. C. Prasad, J. A. Purdy, M. Rozenfeld, and B. L. Werner, "Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25," Med. Phys. 18 (1), 73-109 (1991).
- ³ K. R. Hogstrom and P. R. Almond, "Review of electron beam therapy physics," Phys. Med. Biol. 51 (13), R455-489 (2006).
- ⁴ M. A. Bero, W. B. Gilboy, P. M. Glover, and H. M. El-masri, "Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements," Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B 166-167, 820 – 825 (2000).
- ⁵ R.T. COSTA, "Avaliando a viabilidade do uso do dosímetro Fricke modificado na radioterapia". (Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP, Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP, Ribeirão Preto, 2001).
- ⁶ D.S. Felipe, "Desenvolvimento, teste e aplicação de protótipo para dosimetria da solução Fricke modificada". (Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP, Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP, 2003).
- ⁷ A.M. Caldeira, "Análise da solução Fricke modificada e irradiada através da espectroscopia fotoacústica". (Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP, Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP, Ribeirão Preto, 2004).
- ⁸ C. S. G. Calcina, "Características dosimétricas para campos pequenos, visando à implementação de um sistema postal de controle de qualidade na radiocirurgia". (Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP, Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP 2006).
- ⁹ C. S. Calcina, L. N. de Oliveira, C. E. de Almeida, and A. de Almeida, "Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylenol gel, thermoluminescent and film dosimeters, and an ionization chamber," Phys. Med Biol. 52 (5), 1431-1439 (2007).
- ¹⁰ F. H. Attix, "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry". (John Wiley and Sons, New York, 1989).
- ¹¹ H. A. Bethe, "Bremsformel für Elektronen relativistischer Geschwindigkeit" Zeitschrift für Physik A Hadrons and Nuclei 76, 293-299 (1932).
- ¹² S. C. Klevenhagen, Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beam (Medical Physics Madison, 1985).
- ¹³ K. N. Mukhin, Experimental Nuclear Physics. (Mir Publishers, Moscow, 1987).

- 14 M. D. Mills, K. R. Hogstrom, and P. R. Almond, "Prediction of electron beam output
factors," *Med. Phys.* 9 (1), 60-68 (1982).
- 15 S. C. Sharma, D. L. Wilson, and B. Jose, "Dosimetry of small fields for Therac 20
electron beams," *Med. Phys.* 11 (5), 697-702 (1984).
- 16 P. A. Jursinic and R. Mueller, "A sector-integration method for calculating the output
factors of irregularly shaped electron fields," *Med. Phys.* 24 (11), 1765-1769 (1997).
- 17 R. P. Nair, T. K. Nair, and D. E. Wrede, "Shaped field electron dosimetry for a Philips
SL75/10 linear accelerator," *Med. Phys.* 10 (3), 356-360 (1983).
- 18 A. Niroomand-Rad, "Film dosimetry of small elongated electron beams for treatment
planning," *Med. Phys.* 16 (4), 655-662 (1989).
- 19 H. Rashid, M. K. Islam, H. Gaballa, U. F. Rosenow, and J. Y. Ting, "Small-field
electron dosimetry for the Philips SL25 linear accelerator," *Med. Phys.* 17 (4), 710-
714 (1990).
- 20 F. Verhaegen, C. Mubata, J. Pettingell, A. M. Bidmead, I. Rosenberg, D. Mockridge,
and A. E. Nahum, "Monte Carlo calculation of output factors for circular, rectangular,
and square fields of electron accelerators (6-20 MeV)," *Med. Phys.* 28 (6), 938-949
(2001).
- 21 A. Kapur and C. M. Ma, "Stopping-power ratios for clinical electron beams from a
scatter-foil linear accelerator," *Phys. Med Biol.* 44 (9), 2321-2341 (1999).
- 22 L. Olofsson, M. G. Karlsson, and M. Karlsson, "Photon and electron collimator effects
on electron output and abutting segments in energy modulated electron therapy," *Med.*
Phys. 32 (10), 3178-3184 (2005).
- 23 IAEA International Atomic Energy Agency, "Absorbed dose determination in external
beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on
Standards of Absorbed Dose to Water". (IAEA, Vienna, 2001).
- 24 American Association of Physicists in Medicine (AAPM), "A protocol for the
determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams," *Med.*
Phys. 10, 741-771 (1983).
- 25 A. Wu, R. D. Zwicker, A. M. Kalend, and Z. Zheng, "Comments on dose
measurements for a narrow beam in radiosurgery," *Med. Phys.* 20 (3), 777-779 (1993).
- 26 M. Heydarian, P. W. Hoban, and A. H. Beddoe, "A comparison of dosimetry
techniques in stereotactic radiosurgery," *Phys. Med. Biol.* 41 (1), 93-110 (1996).
- 27 D.M. Duggan and C.W. Coffey, "Small photon field dosimetry for stereotactic
radiosurgery," *Med. Dosim.* 22, 127-133 (1997).
- 28 M. A. Bero, W. B. Gilboy, and P. M. Glover, "An optical method for three-
dimensional dosimetry," *J. Radiol. Prot.* 20 (3), 287-294 (2000).
- 29 H. Fricke and S. Morse, "The chemical action of Roentgen rays on dilute ferrosulphate
solutions as a measure of dose," *Am. J. Roent. Radium. Ther. Nucl. Med* 18, 430-432
(1927).
- 30 H. Zaias, "Desenvolvimento de um novo gel e otimização de leitor para dosimetria
química". (Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de
Ribeirão Preto-USP, Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP,
2006).
- 31 P.C. Petchevist, "Dosímetro FXGb para caracterização de feixes em radioterapia".
(Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão
Preto-USP, Física Aplicada à Medicina e Biologia. USP, Ribeirão Preto-SP, 2006).
- 32 M.V. Moreira, A. Almeida, R.T. Costa, and L.A. Perles, "FXG mass attenuation
coefficient evaluation for radiotherapy routine," *J. Phys. D: Appl. Phys.* 3, 146-149
(2004).

- 33 A. Appleby and A. Leghrouz, "Imaging of radiation dose by visible color development
in Ferrous-agarose-xylene orange gels," *Med. Phys.* 18, 309-312 (1991).
- 34 G. Craig, C. James, M. G. Janusz, "Determination of iron in solutions with the ferric-
xylene orange complex," *Anal. Biochem.* 273, 143-148 (1999).
- 35 J. R. Cunningham H. E. Johns, "The Physics of Radiology" (Charles C. Thomas
Illinois 1983).
- 36 K. Jamshidi-Ghaleh, M. T. Tavassoly, and N. Mansour, "Diffusion coefficient
measurements of transparent liquid solutions using Moiré deflectometry," *J. Phys. D:
Appl. Phys.* 37, 1993-1997 (2004).
- 37 R. K. Hobbie, "Intermediate Physics for Medicine and Biology Hobbie". (Springer-
Verlag, New York, 2001).
- 38 G. Gambarini, C. Birattaria, M. Marianic, R. Marchesini, L. Pirola, P. Prestini, M.
Sella, and S. Tomatis, "Study of light transmittance from layers of Fricke-xylene-
orange-gel dosimeters " *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B* 213, 321-324 (2004).
- 39 R. G. Kelly, K. J. Jordan, and J. J. Battista, "Optical CT reconstruction of 3D dose
distributions using the ferrous-benzoic-xylene (FBX) gel dosimeter," *Med. Phys.* 25
(9), 1741-1750 (1998).
- 40 B. J. Balcom, T. J. Lees, A. R. Sharp, N. S. Kulkarni, and G. S. Wagner, "Diffusion in
Fe(II/III) radiation dosimetry gels measured by magnetic resonance imaging," *Phys.
Med Biol.* 40 (10), 1665-1676 (1995).
- 41 T. Kron, D. Jonas, and J. M. Pope, "Fast T1 imaging of dual gel samples for diffusion
measurements in NMR dosimetry gels," *Magn. Res. Imag.* 15 (2), 211-221 (1997).
- 42 L. E. Olsson, B. A. Westrin, A. Fransson, and B. Nordell, "Diffusion of ferric ions in
agarose dosimeter gels," *Phys. Med. Biol.* 12, 2243-2252 (1992).
- 43 M. B. Podgorsak and L. J. Schreiner, "Nuclear magnetic relaxation characterisation of
irradiated Fricke solution," *Med. Phys.* 19, 87-95 (1990).
- 44 S. Saur, T. Strickert, E. Wasboe, and J. Frengen, "Fricke gel as a tool for dose
distribution verification: optimization and characterization," *Phys. Med. Biol.* (22),
5251-5261 (2005).
- 45 R. J. Schulz, A. F. de Guzman, D. B. Nguyen, and J. C. Gore, "Dose-response curves
for Fricke-infused agarose gels as obtained by nuclear magnetic resonance," *Phys.
Med. Biol.* 35 (12), 1611-1622 (1990).
- 46 T. V. Pedersen, D. R. Olsen, and A. Skretting, "Measurement of ferric diffusion
coefficient in agarose and gelatine gels by utilization of the evolution of a radiation
induced edge as reflected in relaxation rate images," *Phys. Med. Biol.* 42, 1575-1585
(1997).
- 47 K. C. Chu, K. J. Jordan, J. J. Battista, J. Van Dyk, and B. K. Rutt, "Polyvinyl alcohol-
Fricke hydrogel and cryogel: two new gel dosimetry systems with low Fe^{3+} diffusion,"
Phys. Med. Biol. 45 (4), 955-969 (2000).
- 48 W. I. Rae, C. A. Willemse, M. G. Lotter, J. S. Engelbrecht, and J. C. Swarts, "Chelator
effect on ion diffusion in ferrous-sulfate-doped gelatin gel dosimeters as analyzed by
MRI," *Med. Phys.* 23 (1), 15-23 (1996).
- 49 Y. J. Tseng, S. C. Huang, and W. C. Chu, "A least-squares error minimization
approach in the determination of ferric ion diffusion coefficient of Fricke-infused
dosimeter gels," *Med. Phys.* 32 (4), 1017-1023 (2005).
- 50 P. Barone and G. Sebastiani, "Solving an inverse diffusion problem for magnetic
resonance dosimetry by a fast regularization method," *Real-Time Imag.* 7, 21-29
(2001).
- 51 D.F. Swinehart, "The Beer-Lambert law," *J. Chem. Educ.* 39, 333-335 (1962).

- 52 P. Lykos, "The Beer-Lambert law revisited - a development without calculus," J.
Chem. Educ. 69, 730-732 (1992).
- 53 R. P. Feynman, R. Leighton, and M. Sands, Feynman Lectures on Physics. (Addison-
Wesley Boston, 1994).
- 54 A. D. McNaught and A. Wilkinson, Compendium of Chemical Terminology - the
Gold Book. (IUPAC -International Union of Pure and Applied Chemistry, New York,
2006).
- 55 A. K. Sharma, S. S. Supe, N. Anantha, and K. Subbarangaiah, "Physical characteristics
of photon and electron beams from a dual energy linear accelerator," Med. Dosim. 20
(1), 55-66 (1995).
- 56 P. W. Atkins and J. W. Locke, Atkins' Physical Chemistry (Oxford University Press,
Oxford, 1998).

APÊNDICE A

CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA NO FXG

No FXG a dose absorvida absoluta, pode ser determinada, basta conhecer a concentração de íons Fe^{3+} formada após a exposição das amostras à radiação. Isto pode ser feito através da análise dos espectros de absorção, através de um espectrofotômetro de alta precisão. Teoricamente a concentração dos íons férricos pode ser obtida através da equação abaixo, do rendimento químico dos íons férricos²⁹.

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

Onde: $G(Fe^{3+})$ é o número de íons de Fe^{3+} oxidados a cada 100 eV, N é o número de moléculas de Fe^{3+} / litro = $6,023 \cdot 10^{23}$ moles/l, E é a energia da radiação incidente em eV/l.

A dose absorvida (D_{abs}) é a energia absorvida na massa de um volume de um meio de interesse, então:

$$E = \frac{N \cdot 100}{G(Fe^{3+})} = \frac{6,023 \cdot 10^{25}}{G(Fe^{3+})} \left(\frac{M}{l} \right) \quad (A.2)$$

Sabendo-se que: 1 eV = $1,602 \cdot 10^{-12}$ erg e 1 cGy = 100 erg/g, temos:

$$D_{abs} = \frac{9,647 \cdot 10^8 \cdot c}{G(Fe^{3+}) \rho} \quad (A.3)$$

A concentração de íons Fe^{3+} , utilizada na solução, pode estar relacionada às variáveis presentes na Lei de Lambert-Beer, então:

$$M = \frac{\Delta A}{(\Delta \varepsilon) L} \left(\frac{\text{mol}}{l} \right) \quad (\text{A.4})$$

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

$$D_{abs} = 9,647 \cdot 10^8 \cdot \frac{\Delta(A)}{G(x) \rho (\Delta \varepsilon) L} \quad (\text{A.5})$$

Dessa forma, a dose absorvida absoluta (medida direta da energia na massa de um volume alvo) pode ser obtida, quando a metodologia utilizada para a obtenção da mesma, for essa apresentada. Assim, o dosímetro Fricke pode ser considerado um dosímetro absoluto.