UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA CIÊNCIAS E LETRAS
FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

MARCOS VASQUES MOREIRA

Dosimetria Fricke Xilenol Gel na região de não-equilíbrio
para radioterapia com feixes de fótons e elétrons

Ribeirão Preto/SP - 2012

MARCOS VASQUES MOREIRA

Dosimetria Fricke Xilenol Gel na região de não-equilíbrio
para radioterapia com feixes de fótons e elétrons

Tese apresentada à Faculdade de
Filosofia Ciências e Letras de
Ribeirão Preto da Universidade de
São Paulo, para obtenção do título
de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Física
Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora:

Profa. Dra. Adelaide de Almeida

edição revisada

Ribeirão Preto/SP - 2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Moreira, Marcos Vasques

Dosimetria Fricke Xilenol Gel na região de não-equilíbrio para radioterapia com feixes de fótons e elétrons - Ribeirão Preto, 2012.

84 p: il.

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto /USP. Área de concentração: Física Aplicada à medicina e Biologia

Orientador: Profa. Dra. Adelaide de Almeida

1. FXG. 2. Radioterapia. 3. Dosimetria. 4. Região de não-equilíbrio eletrônico. 5. Materiais. 6 Simulações Monte Carlo.

Catálogo da Publicação Serviço de Documentação da
Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo

Moreira, Marcos Vasques

Dosimetria Fricke Xilenol Gel na região de não-equilíbrio para
radioterapia com feixes de fótons e elétrons.

84 p.: il.

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Filosofia
Ciências e Letras de Ribeirão Preto /USP. Área de
concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia

Orientador: Profa. Dra. Adelaide de Almeida

1. FXG. 2. Radioterapia. 3. Dosimetria. 4. Região de não-
equilíbrio. 5. Materiais. Simulação Monte Carlo

Dedicatória

*“Dedico esse trabalho à minha esposa, companheira e meu amor... **Rita de Cássia**, sem a qual eu não teria tentado.*

*Dedico aos meus queridos filhos **Carolina, Helena e Caio**, pelo amor que me entregam e que me ilumina.*

*Dedico ao **Tico** e ao **Teco** pelos rabinhos abanando quando me veem”*

AGRADECIMENTOS

- Minha imensa gratidão à minha amiga e orientadora, **Profa. Dra. Adelaide de Almeida**, um exemplo de inteligência, honestidade e perseverança e que, além de me fazer ver o maravilhoso caminho da ciência, me ensinou a ter paciência;
- Ao físico amigo e companheiro de trabalho **Paulo César Dias Petchevist**, pela ajuda no trabalho diário da radioterapia e no desenvolvimento dos artigos com FXG;
- Aos físicos-médicos e colegas de pós-graduação, **Lucas DelLamma e Francisco G.A. Sampaio**, pela amizade e auxílio inestimável com as ferramentas MatLab e PENELOPE, sem as quais o trabalho não seria o mesmo;
- Aos colegas do Laboratório **RADIARE** pela amizade e permissão de participar dos trabalhos desenvolvidos com o FXG;
- Aos professores do programa FAMB/USP, minha gratidão;
- Aos médicos e técnicos do **IRMEV** e da Radioterapia da **Sociedade Portuguesa de Beneficência de Ribeirão Preto**, pela compreensão nas vezes que tive que “correr para USP”;
- Ao meu eterno amigo e companheiro de estudos trabalhos e boemias, **José Renato de Oliveira Rocha** que, se existir céu, é de lá que estará me vendo;
- A minha nora querida, Claudia S. Macea (Cuca), que trouxe mais felicidade a todos nós;
- À minha família Vasques Moreira, meus pais **José e Carmen** (*em memória*), minha irmã **Sônia** e família e irmão **Edson** e família;
- À minha família Margarido, aos inesquecíveis **Basileo e Therezinha** (*em memória*), aos **cunhados** e famílias.

Epígrafe

“A Verdade é Filha do Tempo...”
(Galileu Galilei)

RESUMO

MOREIRA M. V. **Dosimetria Fricke Xilenol Gel na região de não-equilíbrio para radioterapia com feixes de fótons e elétrons.** 2012. 96p. (Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia)- Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. 2012.

Quando se utiliza feixes de radiação ionizante de fótons e elétrons com altas energias, a região mais perto da superfície do paciente, região de não-equilíbrio, pode ter o comportamento das doses absorvidas comprometido devido a vários fatores como a presença de materiais auxiliares na radioterapia, exemplo o “bolus” (para superficializar a dose absorvida) e materiais imobilizadores como a máscara termoplástica. Dependendo da significância da incerteza no valor da dose absorvida, providências devem ser tomadas para que esta seja mais próxima possível daquela prescrita. O objetivo deste trabalho é o de avaliar a capacidade do Fricke Xilenol Gel (FXG) para medições da dose absorvida na região de não-equilíbrio e o comportamento dessas. Os objetivos específicos são: (1) o de avaliar e comparar os valores dos coeficientes de atenuação mássicos (μ/ρ) experimentais e simulados (X-COM e GEANT-4) para diversos materiais, incluindo o FXG, (2) avaliar a influência da máscara termoplástica na dose absorvida prescrita e (3) determinar o ponto de equilíbrio eletrônico, R_{100} , em função das energias dos feixes de fótons e de elétrons para diversos materiais. Dos resultados obtidos tem-se que o μ/ρ relativo ao FXG é próximo daquele do tecido mole (TM), o material da máscara influencia a distribuição da dose absorvida na região de não-equilíbrio e os valores obtidos experimentalmente e por simulação MatLab[®] e PENELOPE[®], indicam equivalência entre os materiais da câmara de ionização (CI) e água, diferentes da equivalência do FXG e TM. Esse último resultado corrobora aquele obtido no experimento para determinação do μ/ρ , levando a concluir a adequabilidade do FXG para medidas na região de não-equilíbrio.

Palavras-chave: Radioterapia. Dosimetria. Materiais de posicionamento. Região de não-equilíbrio eletrônico. Simulação Monte Carlo.

ABSTRACT

MOREIRA M. V. **Fricke Xylenol Gel (FXG) dosimetry in the region of non-equilibrium for photons and electron beams radiotherapy.** 2012. 96p. (Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia)- Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. 2012.

When one uses high energies photons and electrons ionizing radiations beam, the region closer to the surface of the patient, non-equilibrium region, can obtain the absorbed dose behavior compromised due to several factors such as the presence of auxiliary materials in radiotherapy, like the "bolus" (used to superficialize the absorbed dose) and immobilizing material as the thermoplastic mask. Depending on the significance of the uncertainty in the dose absorbed value, measurements must be taken in order the measured value be as close as possible to that prescribed. The aim of this paper is to evaluate the ability of FXG for the measurements of the absorbed dose in the region of non-equilibrium and their behavior. The specific objectives are: (1) to evaluate and compare the μ/p experimental and simulated (X-COM and GEANT-4) for various materials, including the FXG; (2) to evaluate the influence of the thermoplastic mask in the prescribed absorbed dose, and (3) to determine the equilibrium electronic point, R_{100} , depending on the photon and electron beam energies for various materials. The results present that the FXG μ/p is close to that of the soft tissue (TM); the mask material influences the absorbed dose distribution in the non-equilibrium region, and the values obtained experimentally and also through MatLab® and Penelope® simulation indicate equivalence between the materials of ionization chamber (IC) and water, different from the equivalence between the FXG and TM. This last result corroborates the obtained one in the experiment for the μ/p determination, suggesting the adequacy of FXG for measurements in the non-equilibrium region.

Key-words: Radiotherapy. Dosimetry. Immobilization Thermoplastic Mask. Non-equilibrium region. Monte Carlo PENELOPE simulation.

Lista de Figuras

Figura 1. Relação entre os valores de μ/ρ e energia, para vários materiais utilizados na rotina da radioterapia.....	4
Figura2. Relação Probabilidade de Cura tumoral <i>versus</i> Dose Absorvida (Gy).....	5
Figura 3. Apresentação de (a) câmara de ionização cilíndrica e (b) câmara de placas paralelas do tipo Markus	14
Figura 4. Sistema leitor CCD, composto de uma fonte de luz (F), apoio para a amostra (A) e câmara CCD.....	16
Figura 5. Equação química do material que compõe o material da MTI, o poly (ϵ -caprolactone)PCL.....	17
Figura 6. (a) plano da máscara termoplástica antes da moldagem; (b) máscara termoplástica estendida e posicionada para imobilização.....	18
Figura 7. Esquematização para medições de doses absorvidas, utilizando o material termoplástico da máscara e câmara de ionização do tipo PTW/Markus.....	19
Figura 8. Cubeta de PMMA, 15,0x15,0x0,5 cm ³ e espessura de 0,1 cm, contendo o dosímetro gel FXG.....	20
Figura 9. (a) modelo do posicionamento do material da máscara na superfície do simulador de água, (b) sobre a cubeta de FXG.....	21
Figura 10. Apresenta amostras de placas de FXG em uma montagem para medidas de CSR, em equipamento de orthovoltagem, câmara de ionização e suportes de medição.....	23
Figura 11. (a) visão superior angulada do simulador de água contendo a cubeta de FXG e o material da máscara, (b) cubeta pós-irradiada com feixe de elétrons.....	24
Figura 12. Valores do Fator de Espalhamento (EBF) baseado na equação (8) de Tabata relacionando as energias do feixe de elétrons com diversos valores de $Z_{efetivos}$	25
Figura 13. Câmara cilíndrica Advanced Markus tem volume de 0.02 cm ³ e um anel de guarda de 2 mm de espessura. O eletrodo coletor tem diâmetro de 50,0 mm. Tem uma superfície de grafite inserido em material de PMMA de 12,8 mm, com haste do volume da câmara em aço inox.....	25

Figura 14. Intensidades relativas dos fótons <i>versus</i> espessuras de FXG,a) para baixas e médias energias de raios-X e b) para os fótons do ^{60}Co	28
Figura 15. μ/ρ <i>versus</i> energia em keV para fótons de baixas e médias energias de raios-X.....	29
Figura 16. μ/ρ <i>versus</i> energia em keV para fótons, incluindo os de alta energia do ^{60}Co	30
Figura 17. Medidas de distribuição de dose absorvida na profundidade da água, usando CI (CL), nas medidas CM e SM. (a) γ do ^{60}Co e (b) raios-X de 6 MV.....	33
Figura 18. Medidas de distribuição da dose absorvida em profundidade, usando o dosímetro FXG, CM <i>versus</i> SM, para: (a) γ do ^{60}Co , (b) raios-X de 6MV.....	34
Figura 19. Porcentagem de Dose na Profundidade, para feixes de 5 MeV, sendo (a) medidos no FXG e (b) obtidos através da CI (PP) na água.....	37
Figura 20. Porcentagem de Dose absorvida na Profundidade para feixes de 8 MeV, sendo (a) medidos no FXG e (b) medidos pela CI (PP) na água.....	38
Figura 21. Porcentagem de Dose absorvida na Profundidade no FXG e na Água, para feixes de 10 MeV, sendo (a) medidos no FXG e (b) para medidas com CI (PP) na água.....	41
Figura 22. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe do ^{60}Co . Medidas feitas pela CI(CL), e através das simulações para o FXG, TM e Água.....	42
Figura 23. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de 6 MV. Medidas feitas pela CI(CL), e através das simulações para o FXG, TM e Água.....	43
Figura 24. Valores de R_{100} para diversos meios em função das energias de fótons e do Z_{efetivo} do meio.....	45
Figura 25. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 5 MeV. Medidas feitas com a CI(PP) e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.....	46
Figura 26. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 8 MeV. Medidas feitas com a CI(PP) e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água	47

Figura 27. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 10 MeV. Medidas feitas com a CI(PP) e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.....48

Figura 28. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 14 MeV. Medidas feitas com a CI(PP)_{Água} e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.....48

Figura 29. Valores de R_{100} para diversas energias de feixes de elétrons, assim como os valores de R_{100} para diversos Z_{efetivos}49

Lista de Siglas

μ/ρ	Coeficiente de Atenuação Mássico
CCD	Charge – Coupled Device
CH	Coeficiente de Homogeneidade
CI	Câmara de Ionização
CM	Com Máscara
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CTV	Volume Alvo Clínico
DFM	Departamento de Física e Matemática
DFS	Distância Fonte Superfície
DPR	Diferença Percentual Relativa
Fc	Fator de campo
FC	Fator de Campo
FFCLRP	Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto
FXG	Fricke Xylenol Gel
Gy	Gray – unidade de dose absorvida de radiação
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Kerma	Kinetic Energy Released in Matter
keV	Kilo elétronVolt
MeV	Mega elétronVolt
MTI	Máscara Termoplástica de Imobilização
PDP	Porcentagem de Dose em Profundidade
Prof	Profundidade
PTV	Volume Alvo Planejado
RADIARE	Laboratório FAMB/USP – Ribeirão Preto
SM	Sem Máscara
USP	Universidade de São Paulo
TPR	Relação Tecido Fantom

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1.	
INTRODUÇÃO.....	1

CAPÍTULO 2.	
NOÇÕES TEÓRICAS.....	3

<i>Radiação e a Matéria.....</i>	<i>3</i>
----------------------------------	----------

<i>Efeito Fotoelétrico.....</i>	<i>3</i>
---------------------------------	----------

<i>Efeito Compton.....</i>	<i>3</i>
----------------------------	----------

<i>Produção de Pares.....</i>	<i>4</i>
-------------------------------	----------

<i>Coeficiente de atenuação linear mássico.....</i>	<i>4</i>
---	----------

<i>Camada semi-redutora.....</i>	<i>5</i>
----------------------------------	----------

<i>Câmaras de ionização.....</i>	<i>6</i>
----------------------------------	----------

<i>Dosímetro Fricke Xilenol Gel.....</i>	<i>7</i>
--	----------

<i>Máscara Termoplástica de Imobilização.....</i>	<i>8</i>
---	----------

<i>Valores de backscatter (EBF) medidos pela equação de Tabata.....</i>	<i>8</i>
---	----------

<i>Medidas em R_{100}.....</i>	<i>9</i>
---	----------

<i>Aquisição da Imagem digital e a ferramenta MatLab.....</i>	<i>10</i>
---	-----------

<i>A ferramenta PENELOPE^{2008®}.....</i>	<i>11</i>
---	-----------

<i>Região de não-equilíbrio.....</i>	<i>11</i>
--------------------------------------	-----------

CAPÍTULO 3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	12
---	-----------

3.1 MATERIAIS.....	12
---------------------------	-----------

<i>FONTES DE RADIAÇÃO IONIZANTE.....</i>	<i>12</i>
--	-----------

<i>DOSÍMETROS.....</i>	<i>13</i>
------------------------	-----------

Dosímetro Fricke Xilenol Gel.....	14
--	-----------

<i>LEITORES DO SENSOR FRICKE</i>	15
Protótipo RADIARE II.....	15
<i>MATERIAIS AUXILIARES NA RADIOTERAPIA</i>	16
Máscaras Termoplásticas de Imobilização (MTI).....	16
Simuladores de Água.....	17
3.2 MÉTODOS	19
3.2.1 Avaliação dos (μ/ρ) para o Fricke Xilenol Gel (FXG).....	20
3.2.2 Avaliação da Influência da Máscara Termoplástica.....	21
Para feixe de Fótons.....	22
Para feixes de Elétrons.....	23
3.2.3 Dosimetria na região de Não-Equilíbrio Eletrônico para feixes de Elétrons e de Fótons.....	24
 CAPÍTULO 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	27
Determinação da energia efetiva.....	27
Máscara termoplástica de imobilização.....	30
Para os feixes de Fótons.....	32
Para os feixes de Elétrons.....	34
Determinação do R_{100} para feixes de Fótons e de Elétrons.....	37
Para os feixes de Fótons.....	38
Para os feixes de Elétrons.....	43

CAPÍTULO 5. CONCLUSÕES.....	50
REFERÊNCIAS.....	53
APÊNDICE A - Publicações relacionadas.....	60
APÊNDICE B - Publicações do autor com Fricke Xilenol Gel.....	61
APÊNDICE C - DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA EM RADIOTERAPIA EXTERNA - TRS#398/AIEA – Fótons.....	63
APÊNDICE D - DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA EM RADIOTERAPIA EXTERNA - TRS#398/AIEA – – Elétrons.....	64
APÊNDICE E - Incertezas.....	65
APÊNDICE F - Função do MatLab^{@2008}, para leitura das cubetas FXG.....	66
ANEXO A - Tabela AIEA Protocolo TRS#398.....	67

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A terapia utilizando as radiações ionizantes faz parte dos principais aliados nos tratamentos dos cânceres, sendo que, em todo o mundo, a metade dos pacientes portadores de neoplasias malignas é submetida à radioterapia. Por esse motivo, médicos radioncologistas, físicos-médicos, biólogos, radiobiologistas e engenheiros hospitalares procuram desenvolver técnicas e equipamentos que melhoram a qualidade das aplicações dessas radiações [1].

No início do uso da radiação ionizante para tratamentos de tumores, este procedimento era visto como uma alternativa paliativa com intenção de aliviar as dores decorrentes da evolução dos tumores malignos dos pacientes terminais, diagnosticados como portadores de vários tipos de cânceres. O conhecimento da potencialidade do uso dessa radiação possibilitou que os cientistas interessados se aprofundassem nos estudos das respostas das células submetidas a feixes de radiação. Johannes Mueller (1801-1858), através da sua filosofia a respeito do uso da teoria da fisiologia científica preconizava que “... *a medicina só fará progresso quando a física, a química e todas as ciências naturais forem aplicadas em toda sua inteireza...*”. Wilhelm Conrad Röntgen, descobridor dos raios-X, concordava com este pensamento e, com o seu descobrimento, auxiliou a evolução esperada na medicina, o que sua descoberta e seu pensamento a seguir podem indicar “ *a radiação descoberta em 1895 pode abrir o corpo vivo, sem incisão, pela primeira vez.*” [2]

O benefício terapêutico das aplicações radioterápicas depende da maximização da dose na região alvo e da sua minimização nos tecidos sadios. Esta otimização depende do conhecimento dos tecidos a serem irradiados, do feixe de radiação (tipo de radiação, energia e intensidade) e geometria da irradiação, na busca da administração mais adequada da dose prescrita ao volume alvo e consequentemente na melhoria da qualidade do tratamento com radiação. A habilidade de identificar todos esses parâmetros caracteriza a qualidade do tratamento radioterápico e a homogeneização da distribuição da dose absorvida no volume de interesse.

O controle tumoral depende da dose absorvida da radiação no volume alvo e está relacionado ao tipo histológico do tumor, que pode necessitar de altas doses para ser alcançado. Este valor de dose absorvida depende ainda da extensão da lesão e da quantidade de células tumorais sub-clínicas, (potencialmente existentes no volume considerado no

planejamento radioterápico, assinaladas pelo patologista oncológico e previstas pelo radioncologista[5,6]. A documentação, geralmente baseada em filmes de localização (*portais*), tem por intuito comparar a delimitação do volume alvo para evitar doses absorvidas pelos tecidos sadios. De acordo com a recomendação da International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU [36,37], a incerteza total do tratamento deve ser $\leq 5\%$, incluídas, as incertezas da dosimetria, do planejamento e do posicionamento do paciente no momento da irradiação. Na radioterapia, as incertezas associadas à distribuição da dose absorvida podem, em geral, ser atribuídas na seguinte percentagem: (1) calibração absoluta das máquinas (1%); (2) caracterização do feixe radioativo (1,5%); (3) precisão nas aplicações radioativas (2-5%); (4) posicionamento do paciente (2%); (5) constância na geometria das aplicações dos feixes; (6) incerteza na descrição clínica do volume alvo, e (7) recisão da dose prescrita [8,9,10].

Os modelos estabelecidos para a avaliação da Probabilidade de Complicação do Controle Tumoral (TCP) e da Probabilidade de Complicação do Tecido Normal (NTCP) devem ser observados nos tratamentos radioterápicos; entretanto, se uma variação significativa é apresentada em relação à curva dose-efeito, o oncologista deve tomar as devidas precauções. Uma variação de 5% na dose absorvida pode resultar em uma variação de 10% a 20% na probabilidade do controle tumoral [12,13]. A minimização na incerteza pode ser alcançada através de melhorias na dosimetria, bem como dos cuidados no posicionamento e irradiação do paciente submetido a feixes de fótons e elétrons de alta energias [14,15,16], ainda que a utilização das máscaras termoplásticas para a imobilização tenha sido questionada no meio clínico, não pela função mas pelo desconhecimento das alterações que eventualmente poderiam influenciar as doses prescritas pelos radioncologistas.

Os protocolos atuais de dosimetria preconizam o uso do sistema de medição composto por uma câmara de ionização e por um eletrômetro que mede cargas coletadas dentro de um simulador de água, tanto para feixes de fótons como de elétrons. Para esta utilização esse sistema é calibrado por um laboratório secundário credenciado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Tem-se utilizado, também, o dosímetro químico FXG, este dosímetro apresenta características equivalentes do tecido mole e tem se mostrado adequado nas determinações da dose de radiação ionizante para os vários tipos de radiação e diferentes energias [7,8,14,17,45,46,62,101].

CAPÍTULO 2

NOÇÕES TEÓRICAS

Radiação e a Matéria

A base da radioterapia está na interação dos feixes de radiação ionizante com a matéria orgânica, na faixa de energia específica para o tratamento radioterápico. Como neste trabalho as medidas foram realizadas com fótons e elétrons, os tipos de interações mais prováveis de ocorrência são apresentados a seguir.

Efeito Fotoelétrico

Ocorre quando um fóton interage com um elétron orbital transferindo para ele toda sua energia ($h\nu$). Para isso, o fóton precisa ter energia suficiente para deslocá-lo e afastá-lo do núcleo. Nessa interação o fóton desaparece e o elétron é ionizado e ejetado do átomo (chamado de fotoelétron) com uma energia cinética que é igual a $h\nu - E_B$, onde E_B é a energia de ligação desse elétron. As interações desse tipo podem ocorrer com os elétrons situados nas camadas *K*, *L*, *M* ou *N*. Ao deixar uma vacância naquela camada, ela é preenchida com um elétron da camada superior, produzindo o que se chama de emissão de raio-X característico e possibilitando também a emissão dos elétrons Auger. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é dependente de Z^3 do material e $(h\nu)^{-3}$ do fóton incidente. Devido à energia de ligação da camada *K* do Tecido Mole (TM) ser cerca de 0,5 keV, a energia característica dos fótons produzidos no absorvedor biológico é muito baixa e pode ser considerada como absorção local. [98]

Efeito Compton

Pode ser analisado como uma colisão entre duas partículas, um fóton ($h\nu$) e um elétron livre, ambos espalhados de maneira angular. O termo livre significa que a energia de ligação do elétron, que é espalhado com uma energia E , é muito menor do que a energia do fóton incidente que também é espalhado com energia $h\nu'$. A interação Compton envolve essencialmente elétrons livres do material absorvedor e independe, portanto, do número

atômico Z , o que significa que o coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ) para esse efeito independe de Z e depende somente do número de elétrons por grama de tecido. [98]

Produção de Pares

Ocorre quando a energia do fóton incidente é maior do que 1,02 MeV [98]. O fóton interage fortemente com o campo magnético do núcleo atômico, criando nesse processo um par de elétrons e^+ , e^- . Devido à produção de pares vir de uma interação com o campo eletromagnético do núcleo, a probabilidade de ocorrência desse evento aumenta rapidamente com o número atômico Z^2 .

Coeficiente de atenuação linear mássico

Todos esses efeitos, embora com probabilidades de ocorrerem em função da energia do feixe incidente, podem ocorrer simultaneamente e a soma de todos eles podem definir o coeficiente de atenuação linear mássico (μ/ρ) cm^2/grama de tecido, inclusive para os materiais utilizados nesse trabalho e que são apresentados na Figura 1:

Figura 1. Relação entre os valores de μ/ρ e energia, para vários materiais utilizados na rotina da radioterapia.

Em uma dosimetria, o coeficiente linear mássico é considerado para análise da transmissão, atenuação e espalhamento dos feixes de radiação, onde devem ser considerados o

tipo de radiação ionizante e sua energia, além da geometria de irradiação. Desta maneira, a dose absorvida, apresentada em Gray ($1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$), em um volume de interesse (volume alvo), deve ter um controle dosimétrico adequado para que os tecidos normais circunvizinhos ao volume alvo não recebam dose absorvida acima dos limites de restrição, preconizados pelos protocolos de radioterapia que sugerem uma incerteza total na dose administrada de $\pm 5,0\%$ em relação à dose prescrita para o paciente submetido ao tratamento radioterápico. [2,4,15,50]

A Figura 2 apresenta os efeitos radiobiológicos em função da dose absorvida para o tecido normal e para o tecido tumoral, onde se pode inferir que pequenas diferenças no valor da dose prescrita podem sub-dosar o tumor e super-dosar o tecido normal nas curvas de probabilidade de morte celular (dose-efeito) nos tecidos tumoral e sadio.

Figura 2. Relação Probabilidade de Morte Celular *versus* Dose Absorvida (Gy). (a) Para o tecido tumoral, e (b) para o tecido normal[4].

Camada Semi-Redutora

O conhecimento da energia do feixe radioativo ou sua qualidade é importante em sua relação com o tipo, dimensão e localização do tumor. Um dos indicativos da qualidade do feixe radioativo é o valor de sua camada semi-redutora (CSR), sendo definida como a espessura do material absorvedor que reduz a intensidade do feixe à sua metade [5,12]. A análise do espectro do feixe de tratamento pode ser auxiliada pelo coeficiente de homogeneidade do feixe (CH), que é a razão entre a primeira e a segunda CSR e que, para

valores maiores de 0,7, indicam um feixe adequado para tratamento. Pode-se relacionar CSR e a energia efetiva do feixe incidente, sendo N proporcional ao número dos fótons incidentes e X a espessura do material atenuador, tal que:

$$(\partial N) \propto N \partial x \quad (1)$$

sendo a constante de proporcionalidade (μ), o coeficiente de atenuação linear e a intensidade do feixe reduzido à metade, pode ser escrita como:

$$\partial I = - \mu I \partial x \quad \text{ou} \quad I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

$$I = I_0/2 \text{ e } x = CSR$$

$$\mu = \ln 2 / CSR \text{ ou}$$

$$\text{Coeficiente de atenuação mássico} \quad \mu/\rho = \ln 2 / CSR \quad (2)$$

Câmaras de Ionização

O controle das doses absorvidas nos tecidos biológicos é realizado através da dosimetria, que utiliza dosímetros devidamente calibrados em laboratório de padronização secundário (no Brasil o Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD/CNEN) e que, de acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica, a Câmara de Ionização é o mais indicado para tais dosimetrias [50]; isso não proíbe a utilização de outros dosímetros, como os termoluminescentes (TLDs), semicondutores, filmes radiométricos e outros, desde que possam ser comparados à Câmara de Ionização calibrada.

As câmaras de ionização podem ser manufaturadas de diversos modelos ou tipos, dependendo do tipo de dosimetria, da taxa de dose, da energia do feixe, tipo de radiação, dentre outros fatores [49,81]. As utilizadas na radioterapia são aquelas que atendem principalmente os princípios da Teoria da Cavidade de Bragg-Gray, modificada por Spencer-Attix, nos quais a ionização produzida no gás da cavidade, no meio, é reconhecida como a energia absorvida na massa do gás. Quando a cavidade é suficientemente pequena para ser introduzida no meio absorvedor, de tal maneira que não o altere, tem-se:

$$D_{\text{meio}} = J_g \cdot W/e \cdot (S/\rho) \cdot \left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{gás}}^{\text{meio}} \quad (3)$$

D_{meio} é a Dose Absorvida no meio
 J_g é a carga de ionização produzida por unidade de massa na cavidade de gás;
 $\frac{\overline{W}}{e}$ energia produzida por unidade de carga na cavidade de gás
 $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{meio}^{gás}$ é a razão do Stopping Power do meio [98].

Para inferir a dose absorvida em um ponto no meio semelhante ao do Tecido Mole, geralmente é utilizada a água.

Dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG)

O dosímetro químico Fricke surgiu em 1927 [100] foi pesquisado durante os anos seguintes [7,101]. Partiu de uma solução contendo sulfato ferroso, água, ácido sulfúrico e permitia que, após ser irradiado, os íons de Fe^{+2} fossem oxidados para Fe^{+3} , possibilitando que essa concentração tornasse linearmente dependente da dose absorvida. Este dosímetro ficou conhecido como Fricke Padrão e que, após sua descoberta, a utilização de outras soluções possibilitou o desenvolvimento do que atualmente é conhecido como o Fricke Xilenol Gel, que se diferencia do primeiro pela combinação do corante alaranjado xilenol e da gelatina animal (pele de porco). O FXG tem o número atômico efetivo ($Z_{eff} = 7,75$) e densidade volumétrica ($\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$), próximos aos valores do Tecido Mole ($Z_{eff} = 7,42$) e ($\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$) [18,19], tendo um comportamento adequado para medições de feixes de elétrons e fótons de alta energia [20,21,22,23]. Este dosímetro tem boa resolução espacial (0,1 cm) que permite um amplo volume de medidas para um mesmo tempo, contrariamente ao que permite a Câmara de Ionização e a dosimetria termoluminescente [24]. As leituras no dosímetro FXG podem ser realizadas através da espectrofotometria UV-visível ou através de leituras no sistema CCD desenvolvido, o que possibilita a determinação da absorbância que está relacionada à concentração dos íons de interesse [Fe^{+3}], equação (4),

$$Abs(i, j) = \log \frac{I_0(i, j)}{I(i, j)} \quad (4)$$

e que nas subseqüentes reações químicas posteriormente irradiadas foram ligadas ao corante alaranjado de xilenol, das quais a dose absorvida pode ser inferida através da equação (5):

$$D_{cGy} = 9,647 \cdot 10^8 \Delta(\text{Abs}) / G(\text{Fe}^{+3}) \cdot \rho \cdot (\Delta E) \cdot d \quad (5)$$

Desta maneira, as medidas da dose absorvida podem ser realizadas de maneira absoluta, quando se conhece o rendimento químico da solução, ou de maneira relativa, quando se tem o feixe calibrado através de Câmara de Ionização devidamente calibrada em um laboratório secundário.

Máscara Termoplástica de Imobilização

Na radioterapia existe a necessidade de se lançar mão de materiais auxiliares que possibilitam a melhora da qualidade do tratamento diário. Para a adequação do tipo de energia, posicionamento e reprodutibilidade das aplicações utilizam-se materiais absorvedores como: *bolus*, que provocam mudanças intencionais nas espessuras de irradiação; materiais espalhadores de radiação e materiais que contribuem para o correto posicionamento do paciente submetido a feixes de radiação, que são as conhecidas máscaras termoplásticas de imobilização que tem seu valor de densidade conhecido ($\rho = 1,15 \text{ g/cm}^3$), mas por questão de segredo industrial seu Z_{efetivo} é desconhecido. Nesse trabalho avaliou-se a influência do material dessa máscara na dose absorvida pelo paciente em tratamento radioterápico.

Medidas em R_{100}

A dosimetria radioterápica prevê o conhecimento total do feixe, além da sua geometria e energia, também os parâmetros que possam auxiliar nos cálculos da dose absorvida pelo paciente. Um desses parâmetros é o alcance máximo de dose absorvida na profundidade, R_{100} , que nos protocolos atuais utilizados tem importância fundamental para conhecimento de outros parâmetros dosimétricos de interesse. O R_{100} é definido como o ponto de alcance que tem a máxima dose absorvida no meio analisado (ponto de máximo ou de *build-up*), sendo este o principal parâmetro para as medidas dos feixes de fótons e de elétrons na dosimetria radioterápica, segundo Protocolo da AIEA [2], assim os valores de R_{100} para fótons e elétrons são obtidos, segundo o protocolo citado, para as medidas com CI das seguintes maneiras: (i) para elétrons o valor da leitura, para qual ocorre o ponto de alcance de ionização máxima, R_{100} , quando esta leitura é dividida pela metade tem-se o alcance R_{50} , necessário para

a determinação da Energia Inicial do feixe de elétrons (E_0). Dependendo do valor obtido de R_{50} medido, $R_{50,ion}$, pode-se utilizar as equações (6) e (7)

$$R_{50} = 1,029.R_{50,ion} - 0,06g.cm^{-2} \quad R_{50,ion} \leq 10 g.cm^{-2} \quad (6)$$

$$R_{50} = 1,059.R_{50,ion} - 0,37g.cm^{-2} \quad R_{50,ion} > 10 g.cm^{-2} \quad (7)$$

O valor de R_{50} fornece também a profundidade de posicionamento efetivo, que servem de referência para dosimetrias com elétrons, obtido na equação (8),

$$Z_{REF} = 0,6.R_{50} - 0,1g.cm^{-2} \quad R_{50} g.cm^{-2} \quad (8)$$

A equação que define a energia inicial do feixe de elétrons é dada na equação (9),

$$E_0 = 2,33, R_{50} \quad (9)$$

Nas dosimetrias com fótons, os valores de correção para as medidas das CIs estão relacionados com os valores de Temperatura e Pressão atmosférica, os valores de correção para as tensões de voltagem nos eletrodos centrais da CI (CL), a definição do ponto efetivo da CI (CL), os valores de “*replacement*” que tentam corrigir a influência da CI no volume de água (que é definida, pelo protocolo da Associação Americana de Física Médica AAPM (AAPM TG-21), como um fator semi-empírico calculado por Cunningham e Sontag [103]) e os valores das frações dos elétrons oriundos da parede da CI (CL) o P_{wall} . O valor de R_{100} determinado pela dosimetria com fótons indica o posicionamento da CI (CL) nas medidas de vários fatores de correção para sua dosimetria, tais como, o Fator Campo (FC), a referência para as medições das razões tecidos máximo (TMR) e o ponto de posicionamento para a CI (CL) nas definições dos valores de absorção dos filtros compensadores e dos fatores de absorção das bandejas dos blocos colimadores.

A partir do conhecimento do R_{100} para os feixes de fótons e elétrons, se tem o ponto efetivo para as medidas com as CIs, ponto de máxima ionização e o ponto efetivo de referência, tanto para câmaras cilíndricas (CL) como para as de placas paralelas (PP). Considerando os fatores de correção previstos para as CIs como os de Pressão e Temperatura,

voltagem no eletrodo central e o de equivalência no meio dosimétrico (água) com o material da câmara (*replacement*); também os fatores geométricos dosimétricos dos feixes como o fator de campo, a relação Tecido Máximo e os da absorção de bandeja e dos filtros compensadores, devem ser considerados. Uma vez feitas essas considerações a dose absorvida dos feixes radiativos serão utilizadas na equação (10),

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot K_{Q,Q_0} \quad (10)$$

$$N_{D,W,Q_0} = \text{Fator de Calibração}$$

$$K_{Q,Q_0} = \text{Fator de correção}$$

Aquisição da Imagem digital e a ferramenta MatLab[80]

Os valores obtidos através de uma rotina escrita em MatLab[®] (2008 *The MathWorks, Inc*) se apresentam, em intensidade, para cada *pixel* e são normalizados pelos valores de intensidades da cubeta não-irradiada, e de acordo com a Equação (11):

$$x(i, j) = \log \frac{I_0(i, j)}{I(i, j)} \quad (11)$$

x(i, j) : razão entre as intensidades;

I₀ (i, j): intensidade no *pixel* na posição (i,j) na cubeta não irradiada;

I (i, j): intensidade no *pixel* na posição (i,j) na cubeta irradiada.

Nessa equação, o resultado para cada *pixel* é dividido pelo valor máximo de $x(i, j)$ e multiplicado por 100%.

A ferramenta PENELOPE^{2008®}

A ferramenta para avaliação Monte Carlo é o sistema de código de cálculo PENELOPE (Penetração e Energia Perdida de Pósitrons e Elétrons) e consiste em uma simulação de transporte do par elétron-fóton em um determinado material para uma específica

faixa de energia. O transporte de fótons é simulado por um determinado padrão de esquema de simulação e a simulação é baseada em um procedimento misto, que combina detalhes de eventos reais com simulação condensada de interações leves. Esse sistema é uma ferramenta precisa de simulação e que vem sendo utilizada por pesquisadores em vários trabalhos internacionais de pesquisas na área de física médica [42,75,88,92,96].

Região de não-equilíbrio

As medidas realizadas para a obtenção dos valores de PDP nas profundidades dos meios do FXG e da Água, com câmaras de ionização, focalizaram a região de não-equilíbrio até o ponto de R_{100} , para determinar o valor de máxima dose absorvida. Para isso, é necessário o conhecimento teórico dessa região. Quando o *Kerma* se iguala à Dose absorvida, ou seja, quando a energia total transferida ao material é igual à energia média absorvida na região de interação, o valor da energia transferida se torna igual ao valor da energia absorvida, alcançando assim o equilíbrio das partículas carregadas e consequentemente o equilíbrio eletrônico[1]. Isto ocorre quando para um meio que tenha densidade e composição atômica homogêneas e também para campo radioativo ionizante uniforme e inexistência de campos elétricos ou magnéticos que possam interferir no meio.

CAPÍTULO 3

MATERAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

As medições foram realizadas no Instituto de Radioterapia e Megavoltagem (IRMEV) e no serviço de radioterapia da Sociedade Portuguesa de Beneficência de Ribeirão Preto, utilizando para isto, as fontes de radiação e instrumentação eletrônica da rotina do serviço de radioterapia.

FONTES DE RADIAÇÃO IONIZANTE

Para obtenção das as medidas de baixa e média energias de fótons, foi utilizado o equipamento de orthovoltagem de raios-X Philips/ RT-250/S 049, com tensões de 75, 125, 175, 225 kVp e corrente variando de 15 a 20 mA, permitindo camadas semi-redutoras respectivamente de 2,09 e 4,92 mmAl e 1,47 e 1,88 mmCu consideradas de média energia. O cone localizador utilizado tem dimensões de 8 x 10 cm² e a Distância Foco-Superfície (DFS), de 40,0 cm.

Para as altas energias de fótons foram utilizadas as seguintes fontes:

O equipamento de Telecobaltoterapia o Theratron/Theratron 780-C/S 449, emissor de raios- γ do radionuclídeo ⁶⁰Co, de diâmetro 1,5 cm, com energia efetiva média de 1,25 MeV na DFS de 80,0 cm, com colimadores à 45,0 cm de distância da fonte e campo de irradiação de 10x10 cm².

Acelerador Siemens/Mevatron 6 MD/ S6740, emissor de raios-X de alta energia (6 MV), cuja energia é caracterizada pela Razão Tecido-Objeto Simulador (TPR₁₀₋₂₀) = 0,685 relativo ao 6 MV, com DFS=100,0 cm e campo de irradiação de 10x10 cm².

Acelerador Siemens/Primus *Multileaf* MD/S5669, emissor de raio-X de alta energia com TPR₁₀₋₂₀ = 0,689 a 6 MV, DFS= 100,0 cm e campo de irradiação de 10x10 cm², comissionamento com a varredura do sistema Welhoffer e distância foco-superfície de 100,0 cm e alvo de tungstênio de espessura de 0,1 mm. O material do filtro achatador é de aço inoxidável com espessura entre 3,0 a 5,0 cm (do fundo até o topo, porque o filtro é cônico).

Para as medidas de alta energia de elétrons foram utilizadas as seguintes fontes:

O acelerador Siemens/MevatronMD/S6740, nas energias de 5, 8 e 10 MeV, tendo suas DFS= 100,0 cm e cone localizador de campo radioativo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Acelerador Siemens/ PrimusMD/S5669, nas energias de 5, 8, 10 e 14 MeV, localizador de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e DFRS= 100,0 cm e folhas espalhadoras de ouro, com espessura de 0,1 mm.

Todas as fontes utilizadas de fótons e elétrons de alta energia passaram por testes de aceitação mecânicos, geométricos e de irradiação, utilizando um conjunto de lasers alinhados no isocentro. Para verificação dos parâmetros físicos dosimétricos usou-se o sistema Welhoffer, pertencente à empresa Medintec/Brasil, sendo composto por um objeto simulador (phantom de água destilada) com $100,0 \times 100,0 \times 100,0 \text{ cm}^3$, Câmaras de Ionização NE/PTW/N30001/S041, eletrômetro NE/CNMC/M11 e sistema de varredura x,y,z com o respectivo leitor de posicionamento.

DOSÍMETROS

Para as medidas deste trabalho, as câmaras de ionização foram acopladas aos eletrômetros, sendo que o conjunto foi calibrado no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN).

Câmaras de Ionização (CI) para as medidas dos feixes de fótons:

- Cilíndrica (CI) NE/PTW/N30002/S302, conexão BNC triaxial, volume de $0,6 \text{ cm}^3$, calibrada por comparação no IRD/CNEN (laboratório de padrão secundário), através do protocolo TRS#398 da AIEA, com calibração agregada ao eletrômetro;
- Micro câmara NE/PTW- Freiburg TM 31016 – $0,016 \text{ cm}^3$.

Câmara de Ionização para medidas dos feixes de elétrons:

- Placas Paralelas (PP) NE/PTW/Freiburg-Markus/N23343 com 0.35 cc de volume, calibrada no IRD/CNEN TRS#398.

(a)

(b)

Figura 3. Apresentação de (a) Câmara de Ionização cilíndrica e (b) câmara de placas paralelas do tipo Markus [25].

Dosímetro Fricke Xilenol Gel - FXG

O dosímetro químico é composto de sulfato ferroso, ácido sulfúrico, alaranjado de xilenol e gelatina de pele de porco, agregados água mili-Q e sua composição é apresentada na Tabela I. Este dosímetro, além da praticidade de confecção, utiliza compostos que são facilmente adquiridos comercialmente e com baixo custo.

Tabela 1 - Relação da massa molecular (g/mol) e concentração (mMol) do FXG.

	Composição	Massa Molecular	Concentração mMol
Gelatina	$C_{17}H_{32}N_5O_6$	402,47	124,38
Xilenol	$C_{31}H_{28}N_2O_{13}$	760,58	0,10
Sulfato ferroso	$Fe(NH_4)(SO_4)_2 \cdot 6H_2O$	312,12	0,50
Ácido Sulfúrico	H_2SO_4	98,07	25,0
Água Mili-Q	-	-	-

LEITORES DO SENSOR FRICKE

Protótipo RADIARE II

O protótipo RADIARE II é um “espectrofotômetro” confeccionado pelo Grupo RADIARE/FAMB, com características de portabilidade, resolução espacial de 0.1cm e capacidade de realizar leituras de varreduras em duas dimensões (2D).

O Sistema Leitor CCD [13], desenvolvido pelo grupo RADIARE/FAMB, é composto de uma fonte de luz, dispositivo de amplificação de imagem da amostra e apoio para o sensor CCD (câmara fotográfica digital), cuja resolução espacial é de 0,02 cm. As imagens adquiridas das amostras foram posteriormente analisadas pelo programa de computação numérica MatLab®.

Câmara Digital acoplada ao Computador – CCD

É uma câmara que tem como objetivo a análise proposta, utilizando uma geometria fixa para a aquisição das imagens digitais das cubetas com FXG, pós irradiadas. Imediatamente após a irradiação da cubeta contendo o material FXG, obtém-se a imagem digital através do sistema de aquisição de imagem desenvolvido pelo laboratório RADIARE – FAMB/USP Ribeirão Preto, que consiste basicamente de uma câmara digital posicionada em um aparato que permite a reprodutibilidade de ajuste e de iluminação da cubeta irradiada,

cujas imagens obtidas são equacionadas pelo programa de computação numérica, o MatLab® [73]. (Fig. 4).

Figura 4. Sistema leitor CCD, composto de uma fonte de luz (F), apoio para a amostra (A) e câmara CCD.

MATERIAIS AUXILIARES PARA A RADIOTERAPIA

Máscaras Termoplásticas de Imobilização (MTI)

As máscaras termoplásticas de imobilização são utilizadas na rotina da radioterapia e são compostas por material plástico poly (ϵ -caprolactone) PCL que tem as características físicas do PVC [23].

A máscara tem a capacidade de moldar, através de pequeno aumento da temperatura, a parte externa da região do paciente a ser submetida ao tratamento. Com o aumento da temperatura, os poros (pequenos buracos para transpiração) aumentam em tamanho variando sua densidade [43,54] e, ao retornar à temperatura ambiente, torna-se rígida e eficaz na manutenção do posicionamento do paciente [61].

(a)

(b)

Figura 5. (a) plano da máscara termoplástica antes da moldagem; (b) máscara termoplástica estendida e posicionada para imobilização.

A máscara utilizada neste trabalho foi a do tipo Medintec/Cabeça e pescoço, que necessita ser aquecida até 55° Celsius, para que a moldagem seja realizada. Placas de 20x20 cm² são esticadas até a abrangência total da região da cabeça e do pescoço [30,31,33,45].

Simuladores de Água

As determinações das doses absorvidas utilizando Câmara de Ionização (CI) foram realizadas na água, com o auxílio de uma caixa de Polimetil Metacrilato (PMMA) com dimensões de 50x50x40 cm³. Este simulador, colocado sob o feixe radioativo, têm um suporte para que a CI possa ser movimentada verticalmente, sendo conectado a uma torre de material de PMMA, que permite uma varredura milimetrada em profundidade na água, conforme mostrada na Figura 6.

Figura 6. Esquemática para as determinações das doses absorvidas, utilizando o material termoplástico da máscara e Câmara de Ionização do tipo PTW/Markus.

Uma cubeta de PMMA contendo FXG é colocada na posição vertical em relação ao feixe radioativo e submersa no simulador feito de PMMA contendo água, de tal maneira que a superfície da água seja o marco zero para as leituras nas profundidades escolhidas. Tal cubeta, conforme mostra a Fig. 7, tem a finalidade de conter o dosímetro gel e, após ser irradiada, é levada ao sistema de leitura do gel para ser analisada em toda sua extensão pelo sistema de leitura CCD.

Figura 7. Cubeta de PMMA de espessura de 0,1 cm e dimensões de 15,0 x 15,0 x 0,5 cm³, contendo o dosímetro FXG.

3.2. METODOS

Para alcançar os objetivos gerais do trabalho foram planejadas as medições dos valores do coeficiente de atenuação linear mássico μ/ρ do Fricke Xilenol Gel, para diversas energias de feixes da influência da máscara termoplástica sob feixes de elétrons e fótons e as medições de doses absorvidas na região de equilíbrio eletrônico. Para todas as medições realizadas foram utilizados os sistemas dosimétricos da rotina de dosimetria na radioterapia, Câmara de Ionização e eletrômetro com leituras em nano Coulomb além do dosímetro FXG (Fig. 8) [7,8,17,24,45,46,62].

Figura 8. (a) modelo do posicionamento do material da máscara na superfície do simulador de água, (b) sobre a cubeta de FXG.

Para a verificação dos valores das medições com o FXG e com as CIs, utilizou-se a Equação (13), que define o método de análise de dados denominado Diferenças Percentuais Relativas [70], que relaciona o dado experimental pelo valor a ser comparado.

$$DPR = \frac{a_{\text{exp}} - b_{\text{comp}}}{a_{\text{exp}}} \cdot 100\% \quad (12)$$

3.2.1 Avaliação dos coeficientes μ/ρ para o Fricke Xylenol Gel

Para a avaliação da capacidade do material FXG para determinar a dose absorvida de radiação Gamma (γ) de alta energia, proveniente do radionuclídeo ^{60}Co e dos feixes de raios-X de baixas e médias energias [APÊNDICE A/A]; realizamos uma comparação dos valores obtidos do μ/ρ para o FXG com seus respectivos valores tabelados pelo ICRU 44 [12], para o Tecido Mole. As energias e os tipos de radiação a serem utilizados serão os mesmos em rotina na radioterapia profunda e superficial e os espectros a serem utilizados foram avaliados, também, pelo Coeficiente de Homogeneidade (CH) para os feixes utilizados.

Os valores dos coeficientes μ/ρ do material FXG foram obtidos experimentalmente com a CI, na geometria utilizada para as medidas das CSR com alumínio e cobre, sendo que, para isso, foram confeccionadas 18 placas de FXG com espessuras de 1,0 cm e área de 10 x 10 cm² para serem irradiadas pelos feixes de ^{60}Co e raios-X.

Figura 9. Amostras de placas de FXG em uma montagem para medidas de CSR, em equipamento de orthovoltagem, Câmara de Ionização e suportes de medição.

Essas placas foram posicionadas sobre um apoio fixado a meia distância fonte-detector, o suficiente para que apenas os fótons primários do emissor de radiação sejam capturados e avaliados pela Câmara de Ionização e assim poder determinar a redução do número de fótons, Figura 9. Para cada energia utilizada as placas foram adicionadas sob o feixe radioativo de tal maneira que se pudessem obter os valores das CSR para o material FXG.

Para comparação das medidas obtidas dos valores dos coeficientes (μ/ρ) para o material FXG foram usados os valores tabelados pelo ICRU 44, também os utilizados através da fórmula molecular do FXG e dos valores calculados pela ferramenta X-COM [9] e calculados pelo método Monte Carlo da biblioteca GEANT4 [14].

3.2.2 Avaliação da Influência da Máscara Termoplástica

Para a avaliação da influência da máscara termoplástica, foram feitas varreduras dos feixes radioativos com fótons de alta energia do ^{60}Co e 6 MV do acelerador linear e também com elétrons de energias 5, 8 e 10 MeV. Para isto foi utilizado um simulador de água, uma Câmara de Ionização e um eletrômetro. Essas varreduras foram realizadas com o material da máscara termoplástica, com área de $10,0 \times 10,0 \text{ cm}^2$, posicionado na superfície do simulador e as leituras serão realizadas pela CI em profundidade na água, no eixo central do campo radioativo.

O mesmo método foi aplicado para utilização das cubetas contendo o FXG, agora se conhecendo sua capacidade em substituir o Tecido Mole para uma dosimetria [45]. Foram realizadas três exposições para cada energia, utilizando três cubetas para a obtenção das curvas médias do PDP, que foram normalizadas em 100%. Essas exposições foram feitas Com e Sem o material termoplástico. As avaliações de PDP foram realizadas imediatamente após as irradiações das cubetas, através das varreduras com o leitor RADIARE II.

O posicionamento da cubeta no simulador é apresentado na Figura 10.

Figura 10. (a) visão superior angulada do objeto simulador de água contendo a cubeta de FXG e o material da máscara, (b) cubeta pós-irradiada com feixe de elétrons, evidenciando o gradiente de dose absorvida.

Irradiação com feixes de Fótons

As medidas com o FXG foram obtidas com feixes de fótons dos raios-X de 6 MV de energia produzidos por um acelerador linear e com feixes de radiação γ de uma fonte de ^{60}Co , foram avaliadas através da comparação com aquelas obtidas com uma Câmara de Ionização cilíndrica de $0,6\text{ cm}^3$.

Nessas condições, as medidas realizadas com os dois dosímetros foram comparadas, através das análises das distribuições das doses absorvidas na região próxima a superfície e nos pontos de equilíbrio eletrônico (*build-up*), para ambas as energias dos fótons [\[APÊNDICE A/B\]](#).

As curvas de PDP, sem a máscara (**SM**) e com a máscara (**CM**), foram obtidas através de varredura vertical no eixo central do feixe incidente nas cubetas preenchidas com FXG e através de varredura do feixe incidente em um objeto simulador de água com a Câmara de Ionização fixada em uma torre utilizada para obtenção das curvas. A irradiação da cubeta foi realizada nas condições mostrada na Figura 12 (a), como também mostra o posicionamento do material da máscara em relação ao feixe radioativo e a posição da cubeta em relação à máscara de material termoplástico. A cubeta foi colocada dentro do objeto simulador de água para que os valores de retro dispersão provenientes do campo de irradiação de $10 \times 10\text{ cm}^2$, sejam integrados aos valores medidos.

Irradiação com feixes de Elétrons

O método para irradiação das amostras de FXG com feixes de elétrons é o de utilizar a geometria preconizada pelo protocolo de dosimetria TRS #398 da Agência Internacional de Energia Atômica [49], que tem como padrão para medidas de dosimetria o uso do conjunto Câmara de Ionização de Placas Paralelas CI(PP), Fig. 11 e eletrômetro.

Para a dosimetria dos feixes de elétrons, foi utilizada a mesma montagem para os feixes de fótons, com a adição do cone localizador de 10 x 10 cm², na mesma distância fonte superfície (DFS) de 100,0 cm e irradiando a superfície da água com e sem a máscara termoplástica, a Câmara de Ionização e o FXG, no eixo central dos campos de radiação [APÊNDICE A/C].

Figura 11. Câmara de Ionização de Placas Paralelas CI(PP), a “Advanced Markus” tem volume de 0.02 cm³ e um anel de guarda de 2 mm de espessura. O eletrodo coletor tem diâmetro de 50,0 mm. Tem uma superfície de grafite inserida em material de PMMA de 12,8 mm, com a haste do volume da câmara em aço inox.

Valores de backscatter (EBF) inferidos pela equação de Tabata [21] para as energias utilizadas

$$EBF = 1,28 \times \exp \{ -11,9 \times Z^{-0,65} \times (1 + 0,103 \times Z^{0,37} \times E_0^{0,65}) \} \quad (13)$$

Z = número atômico efetivo do material da câmara
 E_0 = energia superficial do feixe de elétrons

Para os valores obtidos da equação (5) foi obtida a relação de vários materiais de números atômicos diferentes com essas energias de feixes dos elétrons, utilizados no trabalho com a máscara.

Figura 12. Valores do Fator de Espalhamento (EBF) baseado em Tabata [21,56] relacionando as energias do feixe de elétrons com diversos valores de Z_{efetivos} .

3.2.3 Dosimetria na região de Não-Equilíbrio Eletrônico para feixes de Elétrons e de Fótons [APÊNDICE A/D]

Para obtenção dos valores medidos na região de não-equilíbrio dos feixes utilizados, foram feitas as varreduras, como as realizadas da mesma forma dos experimentos anteriores; entretanto, desta vez com passos menores em profundidade (ajuste fino) de tal maneira que a precisão nessa região possa ser aumentada. O objetivo desse ajuste foi o de investigar se o uso do sensor FXG apresenta ou não alguma informação relevante, quando comparada à Câmara de Ionização, considerando as mesmas condições de irradiação e mesma configuração experimental.

Os comportamentos das Câmaras de Ionização e do FXG foram comparados com os valores medidos pela Câmara de Ionização na água e com os valores simulados utilizando a ferramenta Monte Carlo, PENELOPE^{V-8} para posteriormente serem comparados àqueles obtidos experimentalmente, inclusive levando-se em consideração o material do Tecido Mole.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Determinação da energia efetiva

Os resultados obtidos das medidas experimentais das CSR(camadas semirredutoras) para obtenção dos valores de μ/ρ , utilizando o cobre como absorvedor dos feixes, são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Qualidades dos feixes utilizados na radioterapia superficial, com o equipamento Philips RT-250.

<i>kVp</i> <i>Nominal</i>	<i>Filtro</i> <i>(mm)</i>	<i>CSR</i> <i>mm Cu</i>	<i>Energia</i> <i>Efetiva</i> <i>(keV)</i>
75	2,00 Al	$0,094 \pm 0,012$	34,4
125	0,35 Cu	$0,455 \pm 0,009$	58,8
175	0,50 Cu	$0,788 \pm 0,012$	78,2
225	1,00 Cu	$1,433 \pm 0,010$	93,5

A Tabela 2 foi elaborada com a finalidade de identificar as energias efetivas dos valores nominais das kVps disponibilizadas pelo equipamento de irradiação, citado em 3.1, após a determinação das CSRs dos feixes de baixas e médias energias e que foram utilizados no experimento descrito. Utilizando os mesmos procedimentos e com a mesma configuração experimental das medidas anteriores, mas utilizando como material absorvedor o FXG, foram medidas as CSRs para os feixes descritos (incluindo o do ^{60}Co) e os resultados obtidos são apresentados na Tabela 3, onde também são apresentados os valores da 1ª e da 2ª CSR, com seus respectivos coeficientes de homogeneidade (CH).

Tabela 3 - Os valores das CSR e CH para o material FXG, irradiado com fótons de diversas energias.

<i>kVp</i>	<i>CSR</i> (<i>cmH₂O</i>)	<i>1 CSR</i> (<i>cm FXG</i>)	<i>2 CSR</i> (<i>cm FXG</i>)	<i>CH</i>
75	2,33	$1,88 \pm 0,016$	$5,15 \pm 0,014$	0,57
125	3,51	$3,03 \pm 0,005$	$8,12 \pm 0,002$	0,59
175	3,73	$3,39 \pm 0,022$	$6,84 \pm 0,019$	0,94
225	3,96	$3,50 \pm 0,013$	$7,14 \pm 0,011$	0,98
^{60}Co	11,36	$9,98 \pm 0,014$	$20,3 \pm 0,013$	0,97

Na Tabela 3 são apresentados os valores das CSR para os feixes escolhidos para a realização do experimento, sendo que os valores obtidos para as energias mais altas apresentam CH melhores ($> 0,90$) quando comparados àqueles para energias menores.

As leituras obtidas com o eletrômetro para aquisição dos valores das CSR são apresentadas na Figura 13 (a) e (b).

Figura 13. Intensidades relativas dos fótons *versus* espessuras de FXG, a) para baixas e médias energias de raios-X, e b) para os fótons do ⁶⁰Co.

As Figuras apresentadas são correspondentes às CSR, ao se relacionar os valores medidos em (nC) no eletrômetro, com os valores das espessuras adicionadas ao absorvedor do material FXG. Conhecendo-se os valores experimentais das CSR, para cada feixe proposto, utilizou-se a Equação (2) para obtenção de μ/ρ do material FXG.

As Figuras 15 e 16 apresentam os valores da relação dos coeficientes de absorção mássico (cm^2/g) em função das energias propostas, assim como os coeficientes μ/ρ dos materiais que podem ser adequados a essa comparação como o Tecido-Mole e o Fricke Padrão, assim como os respectivos valores destes, simulados pelo X-COM e GEANT 4.

Observa-se na Figura 14 que a relação entre os Coeficientes de Absorção Mássicos μ/ρ e as energias dos feixes incidentes mostra uma variação maior na região em que predominam os Efeitos Fotoelétricos, que têm uma dependência de Z^3 ; enquanto para as energias maiores, para as quais predomina o Espalhamento Compton (Z), os valores de μ/ρ têm menores variações.

Figura 14. μ/ρ versus energia em keV para fótons de baixas e médias energias de raios-X.

Na Figura 16 as curvas das medidas experimentais com o FXG se comportam de maneira semelhante às do Tecido Mole, assim como às das simulações X-COM e GEANT 4, o mesmo acontecendo com o comportamento dos fótons do ^{60}Co .

Figura 15. μ/ρ versus energia em keV para fótons, incluindo os de alta energia do ^{60}Co .

Das figuras 14 e 15 obteve-se a Tabela 4, que compara os valores obtidos experimentalmente e simulados dos coeficientes μ/ρ em relação às energias dos feixes radiativos.

Tabela 4 - Comparação dos Coeficientes de absorção mássico μ/ρ do dosímetro FXG, obtidos pela CI (CL) e através dos métodos (X-COM, GEANT 4), e Tecido Mole e para o Fricke padrão (ICRU 44).

kVp	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{TecMole}$	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{FricPd}$	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{X-COM}$	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Geant4}$	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{FGX\ exp}$	Desvio Médio %
75	0,331	0,335	0,321	0,323	0,329	$\pm 4,0$
125	0,206	0,211	0,208	0,210	0,203	$\pm 4,0$
175	0,184	0,186	0,185	0,185	0,184	$\pm 1,0$
225	0,174	0,175	0,174	0,174	0,174	$\pm 1,0$
^{60}Co	0,063	0,062	0,062	0,061	0,061	$\pm 1,0$

Observa-se na Tabela 4 que as diferenças percentuais relativas dos resultados dos valores de μ/ρ para cada energia apresentam desvios menores entre eles ($\pm 1\%$) quando se compara com as energias maiores de raios-X, incluindo a energia do ^{60}Co . Para os valores de μ/ρ para energias menores do que 125 kVp o desvio médio foi de $\pm 4,0\%$.

A investigação dos coeficientes de absorção mássicos obtidos e analisados para os feixes de fótons das diversas energias empregadas possibilita inferir que o material FXG tem capacidade para auxiliar nas investigações da dose absorvida, desde médias até altas energias, atuando também como material absorvedor dessas radiações sem interferir nas medidas dosimétricas dessas doses. Com os resultados das simulações X-COM e GEANT 4 foi possível também investigar as interferências de materiais auxiliares na radioterapia, como o *Bolus* [11], os cateteres de braquiterapia [8] e as máscaras termoplásticas de imobilização [46].

Máscara Termoplástica de Imobilização(MTI)

A influência da máscara termoplástica nas aplicações radioterápicas foi investigada através das comparações dos valores de doses absorvidas em profundidades tanto na água como no FXG. Os objetos simuladores foram submetidos a feixes de fótons e de elétrons e os resultados obtidos, apresentados nas Figuras 17 e 18 e na Tabela 5, representam a relação entre as PDPs *versus* profundidades dos feixes na água.

Avaliação da MTI para os feixes de Fótons

Os resultados dos estudos utilizando os feixes de rotina da radioterapia são apresentados de tal maneira que as medidas de varredura no simulador com água, feitas com a CI (CL) tivessem a mesma configuração experimental para o FXG. Para as medidas (CM) e (SM), obtidas pela irradiação dos raios γ do ^{60}Co e dos raios-X de 6 MV.

Das Figuras 17 e 18 pode-se observar que a utilização do material da máscara termoplástica, quando medidos com a Câmara de Ionização, tem influência na dose absorvida, principalmente na região anterior ao ponto de equilíbrio eletrônico, ficando mais evidenciado para as medidas com feixes de ^{60}Co e 6 MV. Os valores das doses absorvidas mostram que elas são maiores quando se utiliza o material da máscara. Indicam, ainda, que as medidas realizadas com o dosímetro FXG apresentam uma menor diferença do que as medidas com a Câmara de Ionização; entretanto, essas diferenças continuam sendo maiores na incidência dos feixes com maior energia.

Figura 16. Medidas de distribuição de dose absorvida na profundidade da água, usando CI (CL), nas medidas CM e SM. (a) γ do ^{60}Co e (b) raios-X de 6 MV.

(a)

(b)

Figura 17. Medidas de distribuição da dose absorvida em profundidade, usando o dosímetro FXG, CM e SM, para: (a) γ do ^{60}Co , (b) raios-X de 6MV.

Para comparação entre os valores determinados com CI (CL) e FXG, apresentados nas Figuras 16 e 17, a Tabela 5 apresenta as diferenças entre os valores encontrados para as duas energias de fótons na determinação da influência do material da máscara termoplástica quando comparada com as irradiações sem a máscara (SM) [7,8,14,17]. Observou-se que, para feixes do ^{60}Co , as diferenças entre os valores de PDP medidos ($\neq$ FXG/CI) são menores do que as medidas com CI (CL), indicando, assim, comportamentos diferentes entre os dois dosímetros. O mesmo ocorreu para os valores medidos com os feixes de raios-X de 6 MV.

Tabela 5. Variação da PDP comparando o dosímetro FXG com a CI (CL), CM e SM para irradiação com ^{60}Co e 6 MV.

^{60}Co				6 MV		
FXG (Δ PDP%)	CI(CL) (Δ PDP%)	$\neq$ FXG/CI(CL) % Relativa	<i>Profundidade (mm)</i>	FXG (Δ PDP%)	CI(CL) (Δ PDP%)	$\neq$ FXG/CI(CL) % Relativa
4,47	14,22	9,97	1,0	16,06	22,07	6,01
3,49	20,96	17,47	2,0	17,59	25,45	7,86
1,62	15,72	14,10	3,0	15,34	21,34	6,00
1,13	1,12	0,01	4,0	11,72	14,84	3,12
Zero	0,56	0,56	5,0	9,60	14,23	4,63
-	-	-	10,0	1,13	4,21	3,08
-	-	-	15,0	0,12	0,26	0,14

Avaliação da MIT para os feixes de Elétrons

Os valores das energias nominais dos feixes de elétrons, determinados durante a realização das dosimetrias de comissionamento, utilizando o sistema com CI (PP) e eletrômetro, e que relaciona os alcances R_{50} e os valores das energias iniciais dos feixes (E_0), são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Valores definidos para as energias nominais dos feixes de elétrons.

<i>Energia (MeV)</i>	<i>$R_{50} (cm \pm 0,10)$</i>	<i>$E_0 (MeV)$</i>
5	1,95	4,28
8	3,14	7,34
10	4,21	10,04

Para as energias escolhidas, os valores dos alcances R_{50} são os que definem as energias na superfície do simulador.

Os resultados das medidas das doses absorvidas, para as energias de 5, 8 e 10 MeV, são apresentados na distribuição normalizada dessas doses para os feixes de elétrons, através das PDPs normalizadas, com máscara (CM) e sem máscara (SM). Os resultados são apresentados nas Figuras 18, 19 e 20.

(a)

(b)

Figura 18. Porcentagem de Dose na Profundidade, para feixes de 5 MeV, sendo (a) determinados no FXG e (b) determinados através da CI (PP) na água.

(a)

(b)

Figura 19. Porcentagem de Dose absorvida na Profundidade para feixes de 8 MeV, sendo (a) determinados no FXG e (b) determinados pela CI (PP) na água.

(a)

(b)

Figura 20. Porcentagem de Dose Absorvida na Profundidade no FXG e na Água, para feixes de 10 MeV, sendo (a) determinados no FXG e (b) determinados com CI (PP) na água.

Dessas figuras, observou-se que as diferenças medidas para os feixes de elétrons, ao se utilizar o material da máscara termoplástica, não são significativas para ambos os dosímetros. Como também se observou que quanto menor a energia do feixe de elétrons incidente, os valores de doses absorvidas CM tendem a ser maiores dos que para os SM. Na Tabela 7 apresenta-se a comparação dos resultados das medidas das doses absorvidas do FXG e CI (PP) até o ponto de equilíbrio eletrônico, para as energias investigadas. Nesta tabela pode ser observado que as diferenças das PDP são maiores quando se utiliza a CI (PP), podendo-se concluir que a presença do material da CI influencia as medidas nessa região.

Tabela 7. DPRs entre os valores de PDP para FXG e CI (PP), CM e SM, para as energias de 5, 8 e 10 MeV. Medidos da superfície dos dosímetros até o ponto de equilíbrio eletrônico (*build-up*)

<i>Profundidade (mm)</i>	<i>FXG</i>			<i>CI (PP)</i>		
	<i>5 MeV</i>	<i>8 MeV</i>	<i>10 MeV</i>	<i>5MeV</i>	<i>8MeV</i>	<i>10MeV</i>
	% Relativa			% Relativa		
<i>Zero</i>	-	-	-	11,7	4,5	3,2
<i>2,0</i>	10,1	3,9	1,4	7,3	3,1	2,1
<i>3,0</i>	3,2	1,1	0,8	4,3	1,9	1,1
<i>5,0</i>	1,0	0,9	0,3	1,08	1,01	0,6
<i>Buid-Up</i>	zero	zero	zero	zero	zero	zero

A seguir, verificou-se os comportamentos dos dosímetros FXG e CI dentro da região de não-equilíbrio [83], até o ponto de equilíbrio, R_{100} , ou de máxima dose (*build-up*) foram verificados. Como visto anteriormente, este ponto define diversos parâmetros dosimétricos nas determinações das doses absorvidas para a rotina na radioterapia.

Para esta verificação foram comparados os valores medidos experimentalmente com o FXG com os obtidos experimentalmente utilizando CI (CL e PP), através dos cálculos das diferenças percentuais relativas das PDPs. Para corroborar essas comparações foram realizadas simulações Monte Carlo PENELOPE^{® 2008} para obtenção das distribuições das doses absorvidas no FXG, no meio Água com CI (CL e PP) e no meio Tecido Mole [96]. Também na simulação, foi mantida a configuração experimental cujos resultados são apresentados a seguir.

Determinação do R_{100} para feixes de Fótons e de Elétrons

Determinação do R_{100} para os feixes de Fótons

Na Figura 21, são apresentados os resultados experimentais obtidos com feixes de fótons do ^{60}Co , utilizando a $\text{CI}_{\text{Água}}$ e FXG, onde se pode observar uma DPR de 4,0 % menor para o FXG. Dos dados experimentais de R_{100} para o FXG, em relação ao valor do FXG_{Sim} , foi obtida uma DPR de 2,0 % e o valor do TM_{Sim} de 6,0 %. Da comparação entre os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e para o TM_{Sim} foi obtida DPR de 4,0 %. Com relação à DPR entre o FXG_{Exp} e a Água_{Sim} , o valor foi de 4,0 %. Na comparação dos valores de R_{100} para a $\text{CI}_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} o valor da DPR foi de 7,5 %. Pode-se observar também que os valores de R_{100} para o FXG_{Exp} estão mais próximos ao valor da Água_{Sim} do que os valores obtidos com a $\text{CI}_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} .

Figura 21. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe do ^{60}Co . Determinações feitas em R_{100} com $\text{CI}(\text{CL})$, e obtidas através das simulações para o FXG, TM e Água.

Na Figura 22, verificou-se que os valores experimentais em R_{100} , obtidos para o FXG_{Exp} , comparados aos experimentais da $CI_{Água}$, apresentam uma diferença relativa percentual de 4,0 % . Quando as medidas experimentais são comparadas com as simuladas do FXG a diferença é aproximadamente de 1,0 %. Os resultados das simulações indicam que os valores experimentais se aproximam dos simulados, a partir da profundidade de 12,0 mm.

Figura 22. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de 6 MV. Determinações feitas em R_{100} pela $CI(CL)$, e através das simulações para o FXG, TM e Água.

Na Tabela 8 são apresentados os resultados obtidos dos valores de R_{100} para os feixes de fótons do ^{60}Co e do 6 MV; para a $CI_{água}$, $ÁguaSim$, FXG_{Exp} , FXG_{Sim} e TM_{Sim} .

Tabela 8. Valores simulados e experimentais de R_{100} para feixes de ^{60}Co e 6 MV, para $\text{CI}_{\text{Água}}$ (CL), Água_{Sim} , FXG_{Exp} , FXG_{Sim} e TM_{Sim} .

<i>Energia</i>	<i>$\text{CI}_{\text{Água}}(\text{CL})$ Exp (mm)</i>	<i>Água Sim (mm)</i>	<i>FXG Exp (mm)</i>	<i>FXG Sim (mm)</i>	<i>TM Sim (mm)</i>
^{60}Co 1,25 MeV	$5,3 \pm 0,1$	$4,90 \pm 0,01$	$5,10 \pm 0,01$	$5,00 \pm 0,01$	$04,80 \pm 0,01$
6 MV	$15,5 \pm 0,1$	$15,10 \pm 0,01$	$14,90 \pm 0,01$	$15,10 \pm 0,01$	$15,00 \pm 0,01$

Figura 23. Na Figura maior são apresentados os valores de R_{100} para diversos meios em função das energias de fótons e na Figura menor a relação do R_{100} com o Z_{efetivo} do meio.

Da Figura 23 tem-se que os valores de R_{100} em função das energias dos fótons e do Z_{efetivo} dos materiais do meio [CI (CL) $_{\text{Água}}$, Água_{Sim} , FXG e TM] aumentam quando se aumenta as energias desses feixes; entretanto, apresentam pequenas variações quanto aos Z_{ef} dos materiais envolvidos, onde observou-se que o valor de R_{100} para Água é o maior de todos.

Para feixes do ^{60}Co , os valores das DPRs em R_{100} quando comparados com os do FXG_{Exp} , com o das simulações para o FXG e TM, é de 2,0 %, quando comparado com a CI (CL) $_{\text{Água}}$ é de 4,0 %. Para o feixe de fótons de 6 MV, os valores das DPRs em R_{100} na comparação entre o FXG_{Exp} e TM_{Sim} é de 1,0 %, enquanto o valor da DPR entre o FXG_{Exp} e o da CI (CL) $_{\text{Água}}$ é de 4,0 %. Os valores em R_{100} para o FXG_{Exp} são menores do que os da CI (CL) $_{\text{Água}}$ para as duas energias investigadas e se apresentam mais próximos aos valores em R_{100} obtidos das simulações.

Determinação do R_{100} para os feixes de Elétrons

Analisando-se os resultados experimentais obtidos para feixes de elétrons de 5 MeV, determinados pela CI (PP) $_{\text{Água}}$ e FXG, apresentado na Figura 24, observou-se uma DPR de 14,0 %, para menos, para o FXG. Dos dados experimentais de R_{100} para o FXG, em relação ao valor do FXG_{Sim} , obteve-se uma DPR de 8,0 % e em relação ao valor do TM_{Sim} obteve-se 7,0 %. Da comparação entre os valores obtidos de R_{100} para o FXG_{Sim} e para o TM_{Sim} a DPR é de 1,0 %. Com relação a DPR entre o FXG_{Exp} e a Água_{Sim} valor é de 13,0 %. Comparando-se os valores de R_{100} para a CI (PP) $_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} a DPR é de 1,0 %. Observa-se também que os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e TM_{Sim} são equivalentes e próximos ao valor do FXG_{Exp} ; o mesmo acontecendo com os valores respectivos para a CI (PP) $_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} o que corrobora com as simulações realizadas.

Figura 24. Porcentagem de Dose em Profundidade, na região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 5 MeV. Determinações em R_{100} feitas com a CI(PP) e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.

Na Figura 25, nos resultados experimentais obtidos para feixes de elétrons de 8 MeV, utilizando a CI (PP)_{Água} e FXG, foi observado uma DPR de 3,0 % sendo menor para o FXG. Dos dados experimentais de R_{100} para o FXG, em relação ao valor do FXG_{Sim}, foi obtida uma DPR de 1,0 % e ao valor do TM_{Sim} 2,0 %. Da comparação entre os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e para o TM_{Sim} foi obtida a DPR de 0,5 %. Com relação à DPR entre o FXG_{Exp} e a Água_{Sim} o valor foi de 4,0 %. Na comparação dos valores de R_{100} para a CI_{Água} e Água_{Sim} o valor da DPR foi de 1,0 %. Também foi observado que os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e TM_{Sim} são equivalentes e estão próximos ao valor do FXG_{Exp}; o mesmo acontece com os valores, respectivos, para a CI (PP)_{Água} e Água_{Sim} corroborando com as simulações realizadas.

Figura 25. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 8 MeV. Determinações em R_{100} feitas com a CI(PP) e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.

Na Figura 26, dos resultados experimentais obtidos para feixes de elétrons de 10 MeV, utilizando a CI_{Água} e FXG, foi observada uma DPR de 7,0 % sendo menor para o FXG. Dos dados experimentais de R_{100} para o FXG, em relação ao valor do FXG_{Sim}, foi obtida uma DPR de 3,0 % e em relação ao valor do TM_{Sim} foi de 5,0 %. Da comparação entre os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e para o TM_{Sim} foi obtida DPR de 2,0 %. Com relação à DPR entre o FXG_{Exp} e a Água_{Sim} o valor foi de 8,0 %. Na comparação dos valores de R_{100} para a CI_{Água} e Água_{Sim} o valor da DPR foi de 1,0 %. Assim como foi observado que os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e TM_{Sim} são equivalentes e estão próximos ao valor do FXG_{Exp}; o mesmo acontecendo com os valores respectivos para a CI_{Água} e Água_{Sim} o que corrobora com as simulações realizadas.

Figura 26. Porcentagem de Dose em Profundidade, dentro da região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 10MeV. Determinações em R_{100} feitas com a CI(PP) e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.

Na Figura 27, com os resultados experimentais obtidos para feixes de elétrons de 14 MeV, avaliados com a $CI(PP)_{\text{Água}}$ e FXG, foi obtida uma DPR de 11,0 % menor para o FXG. Dos dados experimentais de R_{100} para o FXG, em relação ao valor do FXG_{Sim} , foi obtida uma DPR de 1,5 % e em relação ao valor do TM_{Sim} foi de 3,0 %.

Da comparação entre os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e para o TM_{Sim} foi obtida DPR de 1,5 %. Com relação à DPR entre o FXG_{Exp} e a Água_{Sim} o valor foi de 13,5 %. Na comparação dos valores de R_{100} para a $CI_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} o valor da DPR foi de 2,0 %. Também foi observado que os valores de R_{100} para o FXG_{Sim} e TM_{Sim} são equivalentes e muito próximos ao valor do FXG_{Exp} ; o mesmo acontece com os valores respectivos para a $CI_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} corroborando com as simulações realizadas.

Figura 27. Porcentagem de Dose em Profundidade, na região de não-equilíbrio, para o feixe de elétrons de 14 MeV. Determinações em R_{100} feitas com a $CI(PP)_{\text{Água}}$ e com o FXG e através das simulações para o FXG, TM e Água.

Na Tabela 9, são apresentados os valores de R_{100} experimentais para o FXG e $CI(PP)_{\text{Água}}$, assim como os das simulações da $CI(PP)_{\text{Água}}$, do FXG e do TM. Os valores obtidos apontam semelhanças, tanto para a comparação dos valores de $CI(PP)_{\text{Água}}$ e Água_{Sim} , como FXG_{Exp} e FXG_{Sim} , bem como com FXG_{Exp} e TM_{Sim} .

Tabela 9. Valores experimentais e simulados do R_{100} , da $CI(PP)_{\text{Água}}$, Água_{Sim} , FXG_{Exp} , FXG_{Sim} e TM_{Sim} , considerando as várias energias de elétrons.

<i>Energia (MeV)</i>	<i>$CI_{\text{Água}}(PP)$ Exp (mm)</i>	<i>Água Sim (mm)</i>	<i>FXG Exp (mm)</i>	<i>FXG Sim (mm)</i>	<i>TM Sim (mm)</i>
5	11,5±0,5	11,40±0,01	09,90±0,05	10,80±0,01	10,70±0,01
8	17,7±0,5	17,90±0,01	17,20±0,05	17,40±0,01	17,50±0,01
10	21,5±0,5	21,80±0,01	20,00±0,05	20,60±0,01	21,00±0,01
14	29,4±0,5	30,20±0,01	26,10±0,05	26,50±0,01	26,90±0,01

Da Figura 28, determinando os valores de R_{100} em função da energia de elétrons e de Z_{efetivo} do material do meio (CI (PP), Água, TM e FXG), pode-se notar que o R_{100} aumenta com o aumento da energia do feixe. Dos comportamentos apresentados pode-se inferir que para qualquer energia de elétrons os valores de R_{100} para CI (PP)_{Água} e Água_{Sim} são mais próximos, assim como são próximos os valores de R_{100} para o FXG_{Exp} e os valores simulados para o FXG e TM, uma vez que os correspondentes Z_{efetivos} são mais próximos. Desta maneira as DPRs obtidas das comparações feitas para os feixes de elétrons, nos diversos meios, podem ser justificadas.

Figura 28. Na Figura maior são apresentados os valores de R_{100} para diversos meios em função das energias de fótons e na figura menor a relação do R_{100} com o Z_{efetivo} do meio. [78,82].

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

Dos resultados obtidos do material FXG para várias energias de fótons, foi inferido que os valores de μ/ρ estão mais próximos àqueles do Tecido Mole e do Fricke Padrão, com diferenças percentuais relativas de 4,0 % para as energias menores e de 1,0 % para as maiores. Também, os resultados relativos às simulações realizadas através do uso das ferramentas X-COM e GEANT-4, podem-se inferir DPRs que possibilitam utilizá-lo como um meio material adequado à dosimetria, assim como à análise das influências dos materiais auxiliares na radioterapia.

Este resultado possibilitou, agora com o FXG utilizado como dosímetro para radioterapia, o estudo para a verificação da influência do material da máscara imobilizadora, na distribuição da dose absorvida para feixes de fótons e de elétrons, foram utilizados os materiais CI (CL e PP)_{Água} e o FXG para comparação. Foi observado que na região de não-equilíbrio as DPRs das doses absorvidas obtidas para o FXG e para a CI (CL e PP)_{Água} foram maiores com a presença da máscara, uma vez que a mesma alterou a distribuição da dose devido à sua constituição. Na região de não-equilíbrio as DPRs calculadas, com e sem a máscara, foram sempre maiores para as CI (CL e PP)_{Água} o que sugere uma diferença entre os meios (Água e FXG). Para a comparação das diferenças das medidas entre os “materiais dosimétricos”, na região de não-equilíbrio; a simulação Monte Carlo PENELOPE[®] foi utilizada para avaliação dos resultados experimentais do dosímetro FXG e do conjunto dosimétrico Câmara de Ionização e eletrômetro. Concluiu-se que :

- (i) os valores experimentais em R_{100} , medidos através da DPR do FXG_{Exp} e da CI_{Água}, são menores para o FXG;
- (ii) os valores em R_{100} do FXG_{Exp} são mais próximos da superfície do objeto simulador de água.
- (iii) os valores de R_{100} para o FXG_{Exp} se aproximam dos valores de R_{100} inferidos das simulações do FXG e do TM;
- (iv) os valores de R_{100} para a CI (CL e PP)_{Água} se aproximam dos valores para a Águasim.

Das DPRs obtidas pode-se inferir que os materiais com características mais próximas de Z_{efetivo} e de densidade volumétrica têm também os valores de R_{100} mais próximos. Desta maneira, é de se esperar que os valores de R_{100} para a CI (CL e PP) $_{\text{Água}}$ e o da Água_{Sim} e os valores de FXG_{Exp} , FXG_{Sim} e do TM_{Sim} sejam diferentes. Esses resultados apresentam concordância entre os valores de R_{100} do FXG_{Exp} e FXG_{Sim} com o valor de R_{100} obtido para o TecidoMole. Tais resultados sugerem sua indicação para a avaliação dosimétrica dos valores de R_{100} na região de não-equilíbrio.

REFERÊNCIAS

1. ATTIX F.H., ROESCH W.C. and TOCHILIN E.. *Radiation Dosimetry I*. 2th edition. Academic Press. NY. USA, 1968.
2. IAEA . *Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice*. Technical Reports Series N^o 277. Viena, 1993.
3. JOHNS H.E. *The physics of Radiology* . Charles C. Thomas Publisher. Second Edition Printing, 1964.
4. KLEVENHAGEN S.C., AUKETT R.J., HARRISON R.M., NAHUM A E. and ROSSER K.E. *The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-ray below 300 kV generating potential (0,035 mm Al - 4mm Cu; 10-300 kV generating potential)*. Phys. Med Biol., v. 41, p. 2605 – 2625, 1996.
5. TRUOT E.D, KELLEY J.P. and LICAS A.C. *Determination of half value layer* .Am. J. Roentgnol, v. 84, p. 729, 1960.
6. MAHESH K. and VIJ DR. *Techniques of radiation dosimetry*. USA. Wiley Eastern Limited , 1985.
7. BERO M.A., GILBOY W.B., GLOVER P.M. and El-MASRI. *Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements*". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 166 –167; 820 – 825, 2000.
8. COSTA R.T., de ALMEIDA A. e MOREIRA M. V. *Caracterizando o dosímetro Fricke Gel Modificado*".JPR - Apresentação São Paulo, 2001.
9. BERGER M J “X-COM (versão 1.2)”, 1999.
10. ZOETELIEF J., BROERSE J. J., DAVIES R. W., OCTAVE-PRIGNOT M., REZVANI J. C., VERGARA J. C. SAEZ and TONI M. P. *Protocol for X-ray dosimetry in radiobiology*. Int.J.Radiat.Biol., v. 77, n. 7, p. 817-835, 2001.
11. SEUNTJES J. and VERHAEGEN F. *Dependence of the overall correction factor for a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy X-ray beams*. Medical Physics, v. 23, p. 1789-1796, 1996.
12. HUBBELL J. H. and SELTZER S. M. *Tables of mass atenuation coefficients and mass energy absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest*. NISTIR 5632 (Gaithersburg: National Institute of Standards and Technology), 1995.
13. DORAN S.J., KOERKAMP K.K., BERO M.A., JENNESON P., MORTON E.J. and GILBOY W.B. *Technical development of a high-resolution CCD-based scanner for 3-D gel dosimetry: initial results*. Dep Phys Univ Surrey, GU2 7XH,UK, 2001.

14. SCHREINER L J . *Practical aspects of the Fricke gelatine radiation dosimeter*. DosGel 99 proc. 1st International Workshop Gel Dosimetry, p. 1-10 (Publ. COMP/CCPM, Edmonton AB), 1999.
15. GREENING J. R. *Dosimetry of low energy X-rays*. Topics in Radiation Dosimetry. 5. ed. Academic Press, 1972.
16. KEALL P. and BALDOCK C. *A theoretical study of the radiological properties and water equivalence of Fricke and polymer gels used for radiation dosimetry*. Australas Phys & Eng Sci Méd., v. 22, p. 85-91, 1991.
17. COSTA R.T. *Avaliando a viabilidade do uso do dosímetro Fricke Modificado na Radioterapia*. 51: [Dissertação de Mestrado] - FFCLRP/DFM, Universidade de São Paulo, 2001.
18. GEANT 4. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, v. 506, Issue 3, p. 250-303, July 2003.
19. BENTEL G.C., L.B. MARKS, K. HENDREN and D.M. BRIZEL. *Comparison of two head and neck immobilization systems*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, v. 38, p. 867–873, 1997.
20. BJÄRNGARD B E, VADASH P. and ZHU T. *Doses near the surface in high-energy x-ray beams*. Med. Phys., v. 22, n. 4, p. 465-468, 1995.
21. CARL L. and A. VESTERGAARD. *Skin damage probabilities using fixation materials in high energy photon beams*. Radioth Oncol., v. 55, p. 191–198, 2000.
22. CAMPBELL L., BRUNGER M.J., NOLAN A.M., KELLY L.J., WEDDING A.B., HARRISON J., TEUBNER P.J.O., CARTWRIGHT and McLAUGHLIN. *Integral cross sections for electron impact excitation of electronic states of N₂*. J.Phys.B: At. Mol.Opt.Phys., v. 34, p. 1185-1199. 2001.
23. CAMPOS A., FRANCHETTI S M M E AGNELLI J.A.M. *Biotransformação da blenda poli (ε-caprolactona) e poli (cloreto de vinila)*. Braz. J. Microbiol., v. 34, supl.1, São Paulo, Nov. 2003.
24. COSTA R.T., de ALMEIDA A. e MOREIRA M. V. *Caracterizando o dosímetro Fricke Gel Modificado*. JPR - Apresentação São Paulo, 2001.
25. DAVID E. MELLENBERG. *Dose Behind Various Immobilization and Beam-Modifying Devices*. Int J Radiation Oncology Biol Phys, v. 32, n. 4, p. 1193-1197. 1995.
26. de PASQUALE F., P. BARONE, SEBASTIANI G., D'ERRICO F. EGGER E. LUCIANI A.M. PACILIO M., GUIDONI L. and VITI V. *Ion diffusion modelling of Fricke-Agarose dosimeter gels*. Radiation Protection Dosimetry Advance Access originally published online on April 27, 2006.
27. ELANTHOLI P. SAIBISHKUMAR, MARC A. MacKENZIE, DIANE SEVERIN, ALINA MIHAI, JOHN HANSON, HELENE DALY, GINO FALLONE, MATTHEW B. and BASSAM S. ABDULKARIM. *Skin-Sparing Radiation Using Intensity-Modulated Radiotherapy After Conservative Surgery in Early-Stage Breast Cancer: A Planning Study*.

28. ENTROP I., LOPES CARDOZO N.J., JASPERS R. and FINKEN K.H. *Diffusion of runaway electrons in TEXTOR-94*. Plasma Phys. Control Fusion, v. 40, p. 1513-1527, 1998.
29. FIORINO C., G. M. CATTANEO, A. Del VECCHIO, M. FUSCA, B. LONGOBARDI, P. SIGNOROTTO and R. CALANDRINO. *Skin-sparing reduction effects of thermoplastics used for patient immobilization in head and neck radiotherapy*. Int. J. of Rad Oncol BiolPhysics, v. 70, Issue 2, p. 485-491, 2008.
30. FIORINO C., CATTANEO M., del VECCHIO A., LONGOBARDI B., SIGNOROTTO P. and CALANDRINO R. *Skin dose measurements for head neck radiotherapy*. Med. Phys., v. 19, n. 5, Sept 1992.
31. FRASS B. A. and Van de GEIJN J. *Peripheral Dose from Megavolt Beams*. Med. Phys., v. 10, p. 809-818, 1983.
32. GEORG D., B. De OST, M.T. HOORNAERT, P. PILETTE, J. Van DAM, M. Van DYCKE *et al.* *Build-up modification of commercial diodes for entrance dose measurements in 'higher energy' photon beams*. Radioth Oncol, v. 51, p. 249–256, 1999.
33. GERBER R.L., J.E. MARKS and J.A. PURDY. *The use of thermal plastics for immobilization of patients during radiotherapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, v. 8, p. 1461–1462, 1982.
34. GUPTA B L, NARAYAN G R, BHAT R M, KINI U R, RAMASWAMY R S and SUSSELA B. *Use of the FBX dosimeter for the quality assurance of ^{60}Co and high energy teletherapy machines by mail*. Phys. Med. Biol., v. 37, n. 11, p. 2095-02, 1992.
35. HUBBELL J H and SELTZEN S M. *X-rays attenuation databases*. NIST-National Institute of Standards and Technology. 1996.
36. ICRU Report 50, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. 1993.
37. ICRU Report 62. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy* (Supplement to ICRU Report 50), By ICRU, pp. ix+52, (ICRU, Bethesda, MD), ISBN 0-913394-61-0, 1999.
38. INDRA J DAS and BUSHE H S. *Backscattering and transmission through a high Z interface as a measure of electron beam energy*. Med. Phys., v. 21, n. 2, Feb 1994.
39. INDRA J DAS and BUSHE H S. *Backscattering and transmission through a high Z interface as a measure of electron beam energy*. Med. Phys., v. 21, n. 2, Feb 1994.
40. KLEVENNHAGEN S C, LAMBERT G D and ARBABi A. *Backscattering in electron beam therapy for energies between 3 and 35 MeV*. Phys. Med. Biol., v. 27, n. 3, p. 363-373, 1982.
41. KIRKYBY C., FIELD C., MacKENZIE M., SYME A and FALLONE B.G. *A Monte Carlo study of the variation of electron fluence in water from 6MV photon beam outside of field*. Phys. Med. Biol., v. 52, p. 3563-3578, 2007.

42. LAMB A. and S. BLAKE. *Investigation and modelling of the surface dose from linear accelerator produced 6 and 10 MV photon beams*. Phys Med Biol, v. 43, p. 1133–1146, 1998.
43. McEWEN M R. *Characterization of the phantom material Virtual WaterTM in high-energy photon and electron beams*. Med. Phys., v. 33, n. 4, April 2006.
44. MELLEBERG D.E. *Dose behind various immobilization and beam-modifying*. Radiat Oncol, v. 32, p. 1193–1197, 1995.
45. MOREIRA MV, ALMEIDA de A, COSTA RT e PERLES AT. “FXG mass attenuation coefficient evaluation for radiotherapy routine”. Institute of Physics Publishing Journal of Physics: Conference Series 3. 146–149 doi:10.1088/1742-6596/3/1/014. Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry. 2004.
46. MOREIRA MV, CD PETCHEVIST E ALMEIDA A de . “Measurements of the Influence of Thermoplastic Mask in High Energy Photon Beams: Gel Dosimeter or Ionizing Chamber?” AIP Conf. Proc. International Conference on Applications of Nuclear Techniques; doi:10.1063/1.3275652. v. 1194, p. 101-105, ISBN: 978-0-7354-0731-2. December 2, 2009.
47. NILSSON B.O. and BRAHME A. *Absorbed Dose from Secondary Electrons in High Energy Photon Beams*. Phys.Med.Biol., v. 24, n. 5, p. 901-912, 1979.
48. PEARCE J, THOMAS R and DuSAUTOY A. *The characterization of the Advanced Markus ionization chamber for use in reference electron dosimetry in the UK*. Phys. Med. Biol., v. 51, p. 473-483, 2006.
49. PEIFFERT D., P. ALETTI, L. MALISSARD, A. AL SALAH and C. MARCHAL. *Influence d'un masque de contention de type Orfit sur la radioépithélite aiguë au cours de la cobalthérapie des cancers ORL*. In: Résumés des posters Cancer Radiother, p. 530.1994.
50. TRS#398 – IAEA (Protocol 2000).
51. RIZOTTI A., C. COMPRI and G.F. GARUSI . *Dose evaluation to patients irradiated by ⁶⁰Co beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces*. Radiother Oncol, v. 3, p. 279–283, 1985.
52. ROGERS D W O and BIELAJEW A F . *Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships*. Med. Phys., v. 13, n. 5, Sep/Oct. 1986.
53. SANDISON G.A. and PAPIEZ L.S. *The concept of mass angular scattering power and its relation to the diffusion constant*. Radiation Physics and Chemistry, v. 53, p. 295-304, 2008.
54. SCOTT W. HADLEY, R. KELLY, and KWOK L. *Effects of immobilization mask material on surface dose*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, v. 6, n. 1, Winter 2005.
55. SORCINI B B, HYÖDYNMAA S and BRAHME A. *The role phantom and treatment head generated bremsstrahlung in high-energy electron beam dosimetry*. Phys. Med.Biol., v. 41, p. 2657-2677, 1996.

56. STATHAKIS S, LI J S, PASKALEY K, YANG J, WANG L and Ma C M. *Ultra-thin TLDs for skin dose determination in high energy photon beams*. Phys. Med. Biol., v. 51, p. 3549-3567, 2006.
57. TABATA T. *Backscattering of electrons from 3.2 to 14 MeV*. Physics Review, v. 162, p. 336-347, 1967.
58. TARTARI A, CASNATI E, FERNANDEZ J E, FELSTEINER J and BARALDI C. *Photon backscattering tissue characterization by energy dispersive spectroscopy evaluations*. Phys. Med. Biol., v. 39, p. 219 – 230, 1994.
59. VERHAEGEN F, ZAKIKHANI R, Du SAUTOY A, PALMANS H, BOSTOCK G, SHIPLEY D and SEUNTJENS J. *Perturbation correction factors for the NACP-02 plane-parallel ionization chamber in water in high-energy electron beams*. Phys. Med. Biol., v. 51, p. 1221-1235, 2006.
60. VITI V., d'ERRICO F., PACILIO M., LUCIANI A.M., PALMA A., GRANDE S., RANGHIASCI C., ADORANTE N., GUIDONI L., ROSSI A., RANADE M., de PASQUALE F., BARONE P. and SEBASTIANI G. *Optical Imaging Of Dose Distributions In Fricke Gels*. Radiation Protection Dosimetry, v. 120, n. 1–4, p. 148–150. doi:10.1093/rpd/ncj005. April 13, 2006.
61. WELTENS C., K. KESTELOOT, G. VANDEVELDE and W. Van Den BOGAERT. *Comparison of plastic and Orfit masks for patient head fixation during radiotherapy: precision and costs*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, v. 33, p. 499–507, 1995.
62. ZAIAS, H. *Desenvolvimento de um Novo Gel e Otimização de Leitor para Dosimetria Química*. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2006.
63. BRUCE J.G. and FAIZ M. KHAN. *Measurements of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers*. Med.Phys. 17(1). Jan 1990.
64. C A JAYACHANDRAN C.A. *Calculated effective atomic number and Kerma values for tissue-equivalent and dosimetry materials*. Phys. Med. Biol., v. 16, p. 617, 1971.
65. DAVID E. and MELLENBERG Jr. *Determination of build-up region over-response corrections for Markus-type chamber*. Med. Phys., v. 17, n. 6, 1990.
66. DING G.X. and YU C.W. *Determination of percentage depth-dose curves for electron beams using different types of detectors*. Med. Phys., v. 28, n. 3, 2001.
67. DOMEN S.R. *Absorbed dose water calorimeter*. Med.Phys. 7 (2). 1980.
68. FEIST H. *Determination of the absorbed dose to water for high-energy photons and electrons by total absorption of electrons in ferrous sulphate solution*. Phys. Med. Biol., v. 27, n. 12, p. 1435-1447, 1982.
69. GERBI B.J. *The response characteristics of a newly designed plane-parallel ionization chamber in high-energy photon and electron beams*. Med. Phys., v. 20, n. 5, 1993.

70. GERBI B.J. and KHAN M FAIZ *Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers*. Med. Phys., v. 17, n. 1, 1990.
71. GRAY, L. H. *An ionization method for the absolute measurement of γ -ray energy*. *Proceedings of the Royal Society A*, v. 156, p. 578–596, 1936.
72. HUMPHREY, J. D. *Continuum biomechanics of soft biologicatissues*. *Proceedings of the Royal Society of London A*, v. 459, p. 3–46, 2003.
73. HELENE O A M, VANIN V R *Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental*. 2. ed.. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 1991.
74. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. Report No. 44 (ICRU-44). Bethesda, MD: ICRU, 1989.
75. J PENA, F SANCHEZ-DOBLADO, R CAPOTE, J A TERRON and F GOMEZ. *Monte Carlo correction factors for a Farmer 0.6 cm³ ion chamber dose measurement in the build-up region of the 6 MV clinical beam*. Phys. Med. Biol., v. 51, p. 1523–1532, 2006.
76. KLEVENHAGEN S.C. *Implication of electron backscattering for electron dosimetry*. Phys. Med. Biol., v. 36, n. 7, p. 1013-1018, 1991.
77. KLEVENHAGEN S.C., LAMBERT G.D. and A. ARBABI O. *Backscattering in electron beam therapy for energies between 3 and 35 MeV* Phys. Med. Biol., v. 27, n. 3, p. 363-373, 1982.
78. KRON T, ELLIOT A., WONG T., METCALFE P. *X-ray surface dose measurements using TLD extrapolation*. Med Phys., v. 20, n. 3, 1993.
79. MANOHARA S R, HANAGODIMATH S M, GERWARD L. *The effective atomic numbers of some biomolecules calculated by two methods: a comparative study*. Med Phys., v. 36, n. 1, p. 137–41, 2009.
80. MATLAB R2007a. The Language of Technical Computig, version 7.4.0.287. Licence Number 161054. January, 29. 2007.
81. MELLENBERG D.E.Jr. *Determination of build-up region over-response corrections for a Markus-type chamber*. Med.Phys., v. 17, n. 6, 1990.
82. MEREDITH N J, MASSEY J B. *Fundamental Physics of Radiology*. 3. ed.1977.
83. NILSSON B.O. *Electron contamination from different material in high energy photon beams*.Phys.Med.Biol., v. 30, n. 2, p. 139-151, 1985.
84. NIST - The National Institute of Standards and Technology U.S. Department of Commerce. 100 Bureau Drive, Stop 1070. Gaithersburg, MD 20899-1070.
85. PADIKAL T.N. and DEYE J.A. *Electron contamination of a high-energy X-ray beam*. Phys.Med.Biol., v. 23, n. 6, p. 1086-1092, 1978.

86. PURDY J.A. *Buildup/surface dose and exit dose measurements for a 6MV linear accelerator*. Med.Phys., v. 13, n. 2, 1986.
87. RAWLINSON J.A., ARLEN D. and NEWCOMBE D. *Design of parallel plate ion chambers for buildup measurements in megavoltage photon beams*. Med. Phys., v. 19, n. 3, 1992.
88. ROSENOW U.F., THIEKE C. and LAUTERBACH M. *Monte Carlo simulation of the effective point of measurement of the Markus chamber for electrons, the upright PinPoint chamber for photons and other chambers*". Proceedings of the Annual EMBS International Conference, Chicago IL. 2000.
89. ROSENOW U.F. *Comments on the experimental determination of the replacement correction factor for parallel-plate ionization chambers in high-energy electron beams*. Med. Phys., v. 20, n. 3, 1993.
90. SHANI G. *Radiation Dosimetry: instrumentation and methods*. CRC Press. 2000.
91. SCOTT A. J., KUMAR S., NAHUM A. E. and Fenwick J. D. *Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields*. Phys. Med. Biol., v. 57, p. 4461–4476, 2012.
92. SEMP AU J., ANDREO P., ALDANA J., MAZURIER J. and SALVAT F. *Electron beam quality correction factors for plane-parallel ionization chambers: Monte Carlo calculation using the PENELOPE system*. Phys. Med. Biol., v. 49, p. 4427, 2004.
93. SMYTH VERE. G. *Interface effects in the Monte Carlo simulation of electron tracks* . Med. Phys., v. 13, n. 2, 1986.
94. Tech. Rep. IAEA, Series No. 381, 1997.
95. THWAITES D.I. *Measurements of ionization in water, polystyrene and solid water phantom material for electron beams*. Phys. Med. Biol., v. 30, p. 41-53, 1985.
96. TIE HU e DESAI J.P. *Characterization of Soft-Tissue Material Properties: Large Deformation Analysis*. MEDICAL SIMULATION. Lecture Notes in Computer Science, 2004, Volume 3078. 2004.
97. WULFF J, J. T. HEVERHAGEN, H. KARLE, KLEMENS Z. *Investigation of correction factors for non-reference conditions in ion chamber photon dosimetry with Monte-Carlo simulations*. Zeitschrift für Medizinische Physik., v. 20, Issue 1, p. 25–33, March 2010.
98. KHAN F. M. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins – 3rd ed. 2003.
99. FRICKE H and HART E. *“Chemical Dosimeter”*. Radiation Dosimetry., v. 2, p. 171-195, 1966.

100. FRICKE H and MORSE C. “ *The chemical action of Roentgen rays on dilute ferrosulphate solutions as a measure dose*”. Am. J. Roent. Radium. Ther. Nucl.Med., v. 18, p. 430-432. 1927.

101. GAMBARINI G. et all. “Study of hight transmittance from layers of Fricke-xyleneol-orange-gel dosimeters”. Nucl. Instr. and Meth. B. 213-224. 2004.

APÊNDICE A - Publicações relacionadas.

A - Experimento 1.

“FXG mass attenuation coefficient evaluation for radiotherapy routine”

M V Moreira^{1,2}, A de Almeida², R T Costa^{1,2} and L A Perles²

1 Instituto Ribeirãopretano de Combate ao Câncer / IRPCc (DFM), SP, Brazil

2 Universidade de São Paulo, USP / Ribeirão Preto (DFM), SP, Brazil

Institute of Physics Publishing Journal of Physics: Conference Series 3 (2004) 146–149
doi:[10.1088/1742-6596/3/1/014](https://doi.org/10.1088/1742-6596/3/1/014)

Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry

B - Experimento 2.

“Measurements of the Influence of Thermoplastic Mask in High Energy Photon Beams: Gel Dosimeter or Ionizing Chamber?”

Moreira MV, C. D. Petchevist, and A. de Almeida

AIP Conf. Proc. International Conference on Applications of Nuclear Techniques;
doi:[10.1063/1.3275652](https://doi.org/10.1063/1.3275652). Volume 1194, pp. 101-105, ISBN: [978-0-7354-0731-2](https://www.isbn-international.org/product/978-0-7354-0731-2). December 2, 2009.

C – Experimento 3.

“Thermoplastic mask influence with radiotherapy high energy electron evaluated by the Fricke Xylenol gel chemical dosimeter”

Moreira MV ; Petchevist, P C D ; de Almeida, A.

Nuclear Instruments & Methods in Physics Research. Section B. Beam Interactions with Materials and Atoms, 2008. ISSN/ISBN: [0168583X](https://www.isbn-international.org/product/0168583X).

D – Experimento 4.

“Estudo da dosimetria na região de Não-Equilíbrio Eletrônico: a dosimetria com Fricke Gel é mais adequada do que com Câmara de Ionização?”

Moreira M.V^{1,2*}, L S Del Lama.¹, Sampaio F.G.A.¹, Pechevist P.C.D. e de Almeida A.

[Artigo em preparação]

APÊNDICE B - Publicações do autor utilizando o Fricke Xilenol Gel.

1. MOREIRA MV, COSTA R and PERLES L., de ALMEIDA A. *FXG mass attenuation coefficient evaluation for radiotherapeutic routine*. Institute of Physics Publishing Journal of Physics: Conference Series 3, 146–149 Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry doi:10.1088/1742-6596/3/1/014.2004.
2. MOREIRA M V, PETCHEVIST PCD, and de ALMEIDA A. *Thermoplastic Mask Influence with High Energy Electron Radiotherapy Evaluated by the Fricke Xylenol Gel Chemical Dosimeter*. APPLICATION OF ACCELERATORS IN RESEARCH AND INDUSTRY: Twentieth International Conference; doi:10.1063/1.3120077. AIP Conf. Proc., v. 1099, p. 472-475, March 10, 2009.
3. MOREIRA MV; PETCHEVIST PCD; de ALMEIDA A. *Thermoplastic mask influence with radiotherapy high energy electron evaluated by the Fricke Xylenol gel chemical dosimeter*. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research. Section B. Beam Interactions with Materials and Atoms ^{JCR}; ISSN/ISBN: 0168583X. 2008.
4. MOREIRA MV, PETCHEVIST PCD, and de ALMEIDA A. *Measurements of the Influence of Thermoplastic Mask in High Energy Photon Beams: Gel Dosimeter or Ionizing Chamber?*. AIP Conf. Proc. INTERNATIONAL CONFERENCE ON APPLICATIONS OF NUCLEAR TECHNIQUES;doi:10.1063/1.3275652, v. 1194, p. 101-105, ISBN: **978-0-7354-0731-2**. December 2, 2009.
5. CALDEIRA F; MARQUES A; ALMEIDA A.; MOREIRA MV; MEDINA NA; BAESSO M L. *Medida de dose absorvida para a solução Fricke utilizando espectroscopia fotoacústica*. II Workshop Regional em Engenharia Biomédica e I Simpósio Regional de Instrumentação e Imagens Médica. Anais do II Workshop Regional em Engenharia Biomédica e I Simpósio Regional de Instrumentação e Imagens Médica, 2003, v. 2, p. 62-62, 2003.
6. PARADA MA, MINAMISAWA RA, MOREIRA MV, et al. *Damage effects of ionizing radiation in polymer film electrets*. Symposium on Materials in Extreme Environments held at the 2006 MRS Spring Meeting, APR 20-21, 2006 San Francisco, CA. Materials Research Society Symposium Proceedings, v. 929, p. 203-210, 2006.
7. PIRANI LF; de OLIVEIRA LN; PETCHEVIST PCD; MOREIRA MV; de ALMEIDA A. *Medidas Dos Perfís Dos Campos Blindados Para Feixes De Fótons De 6 Mv Com O Dosímetro Fricke Gel Modificado*. Trabalho apresentado no Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP – SIICUSP.2006.
8. THYAGO F M; LUCAS N de OLIVEIRA; MOREIRA MV; P CD PETCHEVIST; ADELAIDE de ALMEIDA. *Distribuição da Dose absorvida de Fontes Braquiterápicas (Low DoseRate), através da Dosimetria Bidimensional FXG*. Trabalho apresentado no Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP – SIICUSP.2006.
9. F. CAVALCANTE, LUCAS N. O., MOREIRA MV, A. de ALMEIDA. *DETERMINAÇÃO DO COEFICIENTE DE DIFUSÃO PARA O DOSÍMETRO FRICKE GEL MODIFICADO*.

Trabalho apresentado no Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP – SIICUSP.2006.

10. M.A. PARADA, R.A. MINAMISAWA, MOREIRA MV, A. de ALMEIDA, I. MUNTELE, D. ILA. *Damage effects of gamma and X-rays in polymer film electrets*. Surface & Coatings Technology, v. 201, p. 8246–8249, 2007.

11. SATO, R; MOREIRA M V.; PETCHEVIST, P. C. D e De Almeida, A. *Contribuição do Bolus nos valores de dose absorvida em Radioterapia*. Trabalho apresentado no Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP – SIICUSP.2008.

12. PCD PETCHEVIST, MOREIRA MV, and A. de ALMEIDA. *Electron Beam Quality Determination Through Fricke Xylenol Gel Dosimeter*. APPLICATION OF ACCELERATORS IN RESEARCH AND INDUSTRY: Twentieth International Conference; doi:10.1063/1.3119990. AIP Conf. Proc., v. 1099, p. 106-108, March 10, 2009.

13. L. F. PIRANI, L. N. De OLIVEIRA, P. C. D. PETCHEVIST, MOREIRA MV, D. ILA, A. De ALMEIDA. *New chemical Fricke gel radiation dosimeter*. Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry, Vol. 280, No.2 259–264 .DOI: 10.1007/s10967-009-0508-6. 2009

14. R. SATO, A. De ALMEIDA, MOREIRA MV, *¹³⁷Cs source dose distribution using the Fricke Xylenol Gel dosimetry*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, v. 267, Issue 5, p. 842-845, March 2009.

15. LN de OLIVEIRA, RL ZIMMERMAN, MOREIRA MV, DARYUSH ILA, A. de ALMEIDA. *Determination of diffusion coefficient in Fricke Xylenol gel dosimeter after electron beam bombardment*. Surface and Coatings Technology, v. 203, Issues 17-18, 15, p. 2367-2369, June 2009.

16. FGA SAMPAIO, LN OLIVEIRA, MOREIRA MV, PCD PETCHEVIST, CE de ALMEIDA and A. de ALMEIDA. *8 AND 10 MEV ELECTRON BEAM SMALL FIELD PROFILES THROUGH FRICKE XYLENOL GEL DOSIMETER*. ISBN: 978-85-99141-03-8. 2009 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2009.

17. RT COSTA, MOREIRA MV and A de ALMEIDA. *FRICKE XYLENOL GEL ENERGY DEPENDENCE*. ISBN: 978-85-99141-03-8. 2009 International Nuclear Atlantic Conference – INAC. 2009.

18. F. CAVALCANTE, L. de OLIVEIRA, MOREIRA M.V. and A. de ALMEIDA. *Fe+3 DIFFUSION COEFFICIENT IN FRICKE XYLENOL GEL THROUGH SHIELDING HALF OF A 6 MV PHOTON BEAM FIELD SIZE*. ISBN: 978-85-99141-03-8. 2009 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2009.

19. C CZELUSNIAK, L S Del LAMA, M V MOREIRA, A de ALMEIDA. *Evaluation of the breast absorbed dose distribution using the Fricke Xylenol Gel*. Journal of Physics: Conference Series 250. doi:10.1088/1742-6596/250/1/012004. 2010.

20. FGA SAMPAIO, LS Del LAMA, PCD PETCHEVIST, MOREIRA MV, A. de ALMEIDA. *GAP application results for adjacent electron beams treatment*. Nuclear

Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, v. 269, Issue 24, p. 3141-3144, 15 December 2011.

APÊNDICE C

DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA EM RADIOTERAPIA EXTERNA – TRS#398 AIEA - Fótons

CÓDIGO DE PRÁTICA PARA FÓTONS DE ALTA ENERGÍA

1.1. Medidas de Qualidade do Feixe Incidente

$$\text{TPR}_{20,10} = 1,2661 \text{ PDD}_{20,10} - 0,0595$$

1.2 Formalismo

Condições de Referência:

$$D_{w,Q} = M_Q \times ND_{w,Q_0} \times k_{Q,Q_0}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} M_Q - \text{Medidas corrigidas, } T (^{\circ}\text{C}) \text{ e } P (\text{mmHg}); \\ ND_{w,Q_0} - \text{Fator de calibração no } ^{60}\text{Co}; \\ k_{Q,Q_0} - \text{Correção de qualidade do feixe.} \end{array} \right.$$

Correção para Qualidade do feixe

$$K_{Q,Q_0} = \frac{(S_{W,Ar})_Q (W_{Ar})_Q}{(S_{w,Ar})_{Q_0} (W_{Ar})_{Q_0}} 0$$

$S_{W,Ar}$ - Stopping Power relacionado aos meios e energia

APÊNDICE D

DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA EM RADIOTERAPIA EXTERNA – TRS#398 AIEA - Elétrons

CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA ELÉTRONS DE ALTA ENERGÍA

1.1. Observações sobre o R_{50} ;

a) É baseado no valor de profundidade de Máxima Dose Absorvida

$$R_{50} = \frac{1}{2} R_{100} \left(\frac{g}{cm^2} \right)$$

b) Correções para dosimetrias

$$R_{50} = 1,029 R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2)$$

$$R_{50} = 1,059 R_{50,ion} - 0,37 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2)$$

c) Energia Média na Superfície do Tecido Mole:

$$E_0 = 2,33xR_{50}$$

d) Calcula o valor de Referência para dosimetria absoluta do feixe

$$Z_{Ref,W} = 0,6R_{50} - 0,1\left(\frac{g}{cm^2}\right)$$

APÊNDICE E

Incertezas

Quando se registra o resultado da medição de uma grandeza física, é obrigatório fazer alguma indicação quantitativa da qualidade desse resultado, de tal maneira que outras pessoas possam avaliá-lo e compará-lo com outros resultados. O parâmetro quantitativo que expressa a confiabilidade do resultado de uma medição chama-se incerteza. Ela decorre da falta de precisão e exatidão no conhecimento que se tem a respeito do mensurando. Quanto maior for a incerteza de uma medida, menor seja a confiabilidade que se deve atribuir a essa medida. Toda incerteza é redutível a uma quantidade que pode ser expressa e interpretada como um desvio padrão independente da maneira como foi obtida. A incerteza que se expressa como desvio padrão é chamada incerteza padrão. Podemos analisar basicamente dois tipos de incerteza (que equivalem a dois procedimentos de avaliação de incerteza). A incerteza que se obtém por análise estatística de uma série de observações chama-se incerteza do tipo A. A incerteza que se obtém por quaisquer outros métodos é chamada incerteza do tipo B. Tanto a incerteza do tipo A quanto a incerteza do tipo B podem ser interpretadas como desvios padrão. Nos nossos resultados vamos nos basear na metodologia de medidas de Incertezas, pelas medidas dos desvios padrão, de tal maneira que temos a sequência:

$$1. \quad \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{valor médio}$$

$$2. \quad \bar{\rho}_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{desvio padrão (13)}$$

$$3. \quad \mu_A = \frac{1}{\sqrt{N}} \cdot \rho_x \quad \text{Incerteza do tipo A}$$

$$4. \quad \mu = \sqrt{\mu_A^2 + \mu_B^2} \quad \text{Incerteza Padrão}$$

ANEXO A

Mostra as diversas composições de materiais de Câmaras de Ionização de diversos fabricantes, suas cavidades e formas.

Ionization chamber type ^a	Cavity volume (cm ³)	Cavity length (mm)	Cavity radius (mm)	Wall material	Wall thickness (g cm ⁻²)	Build-up cap material ^{b,c}	Build-up cap thickness ^{b,c} (g cm ⁻²)	Central electrode material ^c	Waterproof
Capintec PR-05P mini	0.07	5.5	2.0	C-552	0.220	polystyrene	0.568	C-552	N
Capintec PR-05 mini	0.14	11.5	2.0	C-552	0.220	polystyrene	0.568	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552	0.050	C-552	0.924	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552	0.050	polystyrene	0.537	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552	0.050	PMMA ^d	0.547	C-552	N
Exradin A2 Spokas (2 mm cap)	0.53	11.4	4.8	C-552	0.176	C-552	0.352	C-552	Y
Exradin T2 Spokas (4 mm cap)	0.53	11.4	4.8	A-150	0.113	A-150	0.451	A-150	Y
Exradin A1 mini Shonka (2 mm cap)	0.05	5.7	2.0	C-552	0.176	C-552	0.352	C-552	Y
Exradin T1 mini Shonka (4 mm cap)	0.05	5.7	2.0	A-150	0.113	A-150	0.451	A-150	Y
Exradin A12 Farmer	0.65	24.2	3.1	C-552	0.088	C-552	0.493	C-552	Y
Far West Tech IC-18	0.1	9.5	2.3	A-150	0.183	A-150	0.386	A-150	N
FZH TK 01	0.4	12.0	3.5	Delrin	0.071	Delrin	0.430		Y
Nuclear Assoc 30-750	0.03	3.6	2.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc 30-749	0.08	4.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc 30-744	0.13	5.8	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc 30-716	0.25	10.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc 30-753 Farmer shortened	0.25	9.0	3.1	C-552	0.068	Delrin	0.560	C-552	Y
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	0.69	23.0	3.1	Delrin	0.056	Delrin	0.560	aluminium	Y
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	0.69	23.0	3.1	graphite	0.072	Delrin	0.560	aluminium	Y
NE 2515	0.2	7.0	3.0	Tufnol	0.074	PMMA	0.543	aluminium	N
NE 2515/3	0.2	7.0	3.2	graphite	0.066	PMMA	0.543	aluminium	N
NE 2577	0.2	8.3	3.2	graphite	0.066	Delrin	0.552	aluminium	N
NE 2505 Farmer	0.6	24.0	3.0	Tufnol	0.075	PMMA	0.545	aluminium	N
NE 2505/A Farmer	0.6	24.0	3.0	nylon 66	0.063	PMMA	0.545	aluminium	N
NE 2505/3, 3A Farmer	0.6	24.0	3.2	graphite	0.065	PMMA	0.551	aluminium	N
NE 2505/3, 3B Farmer	0.6	24.0	3.2	nylon 66	0.041	PMMA	0.551	aluminium	N
NE 2571 Farmer	0.6	24.0	3.2	graphite	0.065	Delrin	0.551	aluminium	N
NE 2581 Farmer (PMMA cap)	0.6	24.0	3.2	A-150	0.041	PMMA	0.584	A-150	N
NE 2581 Farmer (polystyrene cap)	0.6	24.0	3.2	A-150	0.041	polystyrene	0.584	A-150	N
NE 2561/ 2611 Sec Std	0.33	9.2	3.7	graphite	0.090	Delrin	0.600	aluminium (hollow)	N
PTW 23323 micro	0.1	12.0	1.6	PMMA ^e	0.197	PMMA	0.357	aluminium	Y
PTW 23331 rigid	1.0	22.0	4.0	PMMA ^e	0.060	PMMA	0.345	aluminium	N
PTW 23332 rigid	0.3	18.0	2.5	PMMA ^e	0.054	PMMA	0.357	aluminium	N