Universidade de São Paulo
FFCLRP - Departamento de Física
Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia

Avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD

Francisco Glaildo Almeida Sampaio

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Doutor em Ciências. Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Ribeirão Preto - SP
2014

FRANCISCO GLAILDO ALMEIDA SAMPAIO

Avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD

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

Área de Concentração:
Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora:
Adelaide de Almeida.

Versão corrigida
Versão original disponível na FFCLRP-USP

Ribeirão Preto - SP
2014

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Sampaio, Francisco Glaildo Almeida.
Avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD / Francisco Glaildo Almeida Sampaio; Adelaide de Almeida, orientadora. Ribeirão Preto, 2014. 135 p.

Tese (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.

1. Fricke Xilenol Gel. 2. Campos Adjacentes. 3. *Gap*. 4. Método Monte Carlo.

Nome: SAMPAIO, Francisco Glaildo Almeida

Título: Avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD

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

Aprovado em:____/____/____.

Banca Examinadora

Prof. Dr. : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

À minha esposa Ellen, minha mãe, Francinete, e minhas irmãs Aparecida e Marciana, pelo amor e apoio incondicional dispensados durante todo o período de pós-graduação.

Agradecimentos

À minha família, pais, esposa, irmãs, avós, tios e primos, que sempre me apoiaram e estiveram orando e torcendo pela minha vitória.

À Ellen Cristina Figueiredo Sampaio, por todo amor, carinho, paciência, amizade, fidelidade e companheirismo.

À Profa. Dra. Adelaide de Almeida pela orientação e conhecimentos transmitidos desde a iniciação ciêntifica ao doutorado.

Ao Prof. Dr. Robert Lee Zimmerman pelas diversas discussões sobre física na cantina do Valter.

Ao Lucas Nonato de Oliveira, pessoa que teve fundamental importância para minha inserção na área ciêntifica.

Aos meus amigos e companheiros do laboratório RADIARE: Rodrigo Sato, Luiz Fernando Pirani, Fernanda Cavalcante (amigona mesmo), Lucas Del Lama (parceiro em diversos trabalhos), David Marçal (pelos diversos ensinamentos em Linux), Michely Cristina da Silveira, Caroline Czelusniak, Paulo C. D. Petchevist (parceiro nas irradiações das madrugadas de sexta), Rosangela T. Costa, Adriano Bianchini, Aldriano José da Silva, Roberto Pitorri, Marcos V. Moreira (pela colaboração nos diversos trabalhos), Gabriel Sanches, Hystters M. Kovalski. Enfim, pessoas que tive a oportunidade de conhecer e compartilhar os bons e os maus momentos neste período e que fizeram parte de uma época especial da minha vida. Meu muito Obrigado!

Ao Tiago Giacometti, por tantas noites, nos ajudando com as irradiações no CEDIRP.

Ao Marcos Vinícius Nakandakari pela colaboração em trabalhos.

Aos técnicos do DF - FFCLRP, Élcio Aparecido Navas, José Luiz Aziane, Eldereis de Paula e ao Sérgio Bueno pela amizade. À todos obrigado por sempre atender nosso Grupo.

Ao Prof. Dr. Marcelo Mulato, coordenador FAMB, pela confiança a mim depositada, pela ajuda e incentivo durante toda a minha pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Alexandre Souto Martinez, pela amizade e doação dos computadores que foram utilizados para simulação.

Ao Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti, pelas contribuições e discussões sobre o trabalho desde a qualificação.

Aos professores da Pós-Graduação FAMB que nunca pouparam esforços para transmitir seus conhecimentos.

À todos os funcionários da pós-graduação do departamento de física e em especial as secretárias Nilza Marina e Sônia Aparecida pela contínua ajuda durante todo este período.

À USP, pela infra-estrutura fornecida.

À CAPES e ao CNPQ pelo apoio financeiro.

"Julgue seu sucesso pelas coisas
que você teve de renunciar
para conseguir."
Dalai Lama

Resumo

SAMPAIO, F. G. A. **Avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD**. 2014. 135 p. Tese (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. 2014.

Em radioterapia, dependendo do tamanho do volume alvo a ser irradiado, pode ser necessário mais de um feixe de radiação (fótons ou elétrons). Isto faz com que sobreposições dos feixes, tanto na superfície (campos de radiação) quanto em profundidade (composição das penumbras) resultem em sobredosagens que podem interferir nos tratamentos e restabelecimento dos pacientes. Para se evitar a sobredosagem foram criados os *gaps* (espaçamento ou distanciamento entre os campos dos feixes, na superfície de entrada dos mesmos) com a finalidade de diminuir a sobredosagem e homogeneizar a dose absorvida dentro de valores aceitáveis, que não devem exceder 20% acima do valor esperado. Para feixes de elétrons não há a prática do uso de *gap*, como para feixes de fótons, e não há equações que possam prever a sobredosagem na adjacência desses feixes, assim como não há um estudo mais aprofundado das técnicas possíveis de serem utilizadas para se evitar a sub e/ou sobredosagem desses feixes na superfície e em profundidade. Com isto, este trabalho foi estruturado visando à obtenção da homogeneidade das doses absorvidas na região de adjacência dos feixes de elétrons, partindo do conhecimento da aplicação de *gaps* para feixes de fótons. Para tal, foi desenvolvido um protótipo de leitura dos dosímetros FXG e filme radiocrômico, baseado no sensor *Charge-Coupled Device* (CCD). Esse protótipo permitiu fazer as medidas de diversos feixes de fótons e

elétrons, variando suas energias, geometrias e superfícies de entrada (plana e/ou curvas), cujas respostas puderam ser comparadas com as obtidas por simulação por Método Monte Carlo (MMC), resguardando as mesmas condições de feixes e arranjos experimentais. Dos resultados obtidos, pode-se comprovar: a eficácia do protótipo desenvolvido, o desenvolvimento de uma equação para prever a sobredosagem advinda da adjacência de feixes de elétrons a partir de dados experimentais, a reversão do uso da equação de *gap* específica para feixes de fótons para feixes de elétrons em superfícies planas, a equivalência dos resultados da simulação por MMC com os experimentais de *gap* realizados, além da adequabilidade dos filtros compensadores (em cunha) desenvolvidos para superfícies de entrada curvas. Todos esses resultados indicam a possibilidade da utilização do *gap* para feixes adjacentes de elétrons em superfícies planas e filtros em cunha em superfícies curvas, passíveis de serem utilizados na prática radioterápica.

Palavras-chave: 1. Fricke Xilenol Gel. 2. Campos Adjacentes. 3. *Gap*. 4. Método Monte Carlo.

Abstract

SAMPAIO, F. G. A. **Evaluation of gap for photon and electron beams in radiotherapy through the use of Fricke Xylenol Gel dosimeter and CCD reading system**. 2014. 135 p. Thesis (Ph.D. - Postgraduate program in Physics Applied to Medicine and Biology) - Faculty of Philosophy, Sciences and Letters, University of São Paulo. 2014.

Radiotherapy of extensive volumes normally is made using more than one radiation beam (photons or electrons). These beams once are divergent, in the intersection of their penumbra the isodose composition value is increased increasing the absorbed dose value in the treatment region. To overcome this effect is used the *gap* (a shift between the beam fields at the entrance surface) whose scope is to homogenize the depth absorbed dose and do not let it to exceed 20% of its expected value. Only for photons exists the practice of gap (with equations predicting gap for plane surfaces) and compensator filters (for curve surfaces). Once these ideas are non existent for electron adjacent beams and once the use of this type of radiation has increased along the years for patient irradiation, most of the times replacing the photon beams, the curiosity to obtain methods to minimize the overdose due to the electron adjacent beams was triggered and turn it the goal of this research. For this work two dosimeters were used (Fricke Xylenol Gel, FXG and Radiocromic film) and their measurements were made through a developed prototype with a Charge-Coupled Device, CCD, whose results were compared also with Monte Carlo simulations considering the same experimental conditions (irradiation geometry, beam energy, entrance surface geometry, plane and/or curve, and setup). From the

results obtained one could notice that: the CCD prototype resulted in an adequate device to be used with the selected dosimeters, the gap equation for photons could be used successfully also for adjacent electron beams on plane surfaces, compensator filters (acrylic wedge filters) are adequate for curve surfaces and the Monte Carlo Simulation results shown equivalence with the experimental ones. All these results encourage the gap for electron adjacent beams on plane surfaces, as well the use of wedge filters for curve surfaces in radiotherapy practice.

Key-words: 1. Fricke Xylenol Gel. 2. Adjacent Fields. 3. *Gap*. 4. Monte Carlo Method.

Lista de Figuras

1.1 Parâmetros importantes nas colisões de partículas carregadas num meio, em que "a" é o raio atômico clássico e "b" é o parâmetro de impacto clássico. 8

1.2 Poder de freamento radiativo e colisional para elétrons no Carbono, Cobre e Chumbo (NIST,). 11

1.3 Curvas de Bragg para (a) um próton e (b) um feixe de prótons. . . . 12

1.4 Distribuição de uma função gaussiana com $\sigma = 1$ dada pela Equação 1.11 (KHAN, 2010). 15

1.5 Distribuição da dose absorvida em profundidade, a partir de um feixe estreito de elétrons com energia de 22 MeV na água (ICRU, 1984), cujo perfil em profundidade é representado por um comportamento Gaussiano como o apresentado na Figura 1.4. 16

1.6 Regiões em que os efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares são dominantes, em função do número atômico do material alvo e da energia dos fótons incidentes (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983). . . . 17

1.7 Ilustração do efeito fotoelétrico. `http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html` 18

1.8 Interação do efeito Compton com a interação de um fóton incidente (com energia $h\nu_0$) sobre um elétron orbital, produzindo um elétron com energia cinética E e um fóton espalhado com energia $h\nu'$. `http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html` . . . 19

1.9 Ilustração do processo de produção de pares. `http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html` 21

1.10 Curvas de coeficientes de atenuação de massa em função da energia, para diferentes materiais. 24

1.11 Curva da porcentagem de dose absorvida em profundidade, para um feixe de elétrons de 9 MeV, destacando a região em que deve ficar o tumor, cujo gradiente máximo de dose absorvida é de 10%. 25

1.12 Tratamento de meduloblastoma com (a) aplicação de feixes adjacentes de fótons no crânio e de elétrons na coluna e (b) distribuições de doses absorvidas decorrentes das aplicações dos feixes em (a) (ICRU, 1984). 26

1.13 Aplicação de feixes de fótons adjacentes em tratamentos clínicos. (a) sem a utilização do *gap* entre os campos e (b) com aplicação do *gap* entre os campos, com base em uma profundidade de interesse. 27

1.14 Aplicação de *gap* angulado para dois campos adjacentes, (a) angulando os dois campos ou (b) optando pela angulação de apenas um deles. 28

1.15 Curva para determinação da angulação a ser aplicada ao segundo feixe de fótons, partindo das dimensões dos campos a serem aplicados, para uma $DFS = 100$ cm, obtida através da Equação 1.24. 29

1.16 Espectro de absorbância do dosímetro FXG para diferentes valores de doses aplicadas, mostrando que os valores de absorção são máximos em 585 nm. 31

1.17 Dispositivos que compõem um sensor CCD básico (HAMILTON et al., 2006). 34

1.18 Esquema simplificado e básico de como é realizado o processo de simulação com o programa PENELOPE. 37

2.1 Geometrias simuladas para irradiações. (a) de cubeta cilíndrica preenchida com FXG e inserida entre dois objetos simuladores cilíndricos de água e (b) de cubeta paralelepípeda preenchida com FXG e inserida dentro do objeto simulador cúbico de água. 41

2.2 Esquema para simulação de feixes adjacentes de elétrons sobre cubetas cilíndricas com (a) incidência normal à superfície e com angulação adicional e (b) incidência de feixes paralelos e adjacentes. . 42

2.3 Esquema do PSLCCD desenvolvido ($50 \times 50 \times 150$ cm^3) para leitura das cubetas. 43

2.4 Imagens do DPT capturadas com o PSLCCD. (a) para o comprimento focal de 24 mm e (b) para o comprimento focal de 55 mm. As linhas pontilhadas indicam as direções das linhas de leitura, nas quais foram obtidos os perfis de intensindade. 44

2.5 Gráficos para inferir a resolução espacial do PSLCCD. (a) Perfil da linha de leitura incluindo a região de interface, (b) resultado da primeira derivada do perfil anterior e (c) MTF resultante da aplicação da FFT na derivada obtida. 45

2.6 (a) Tela de abertura do programa *VisGel*, na qual se pode escolher a obtenção da curva de calibração ou avaliação de parâmetros dosimétricos; (b) tela de obtenção de uma imagem de referência (antes da irradiação) e (c) Processamento da imagem irradiada descontada a de referência. 49

2.7 Filme radiocrômico fixado à cubeta com FXG, no arranjo para irradiação. 51

2.8 Arranjo experimental para aplicação de campos paralelos e adjacentes de elétrons. 52

2.9 Arranjo utilizado para simulação da irradiação de cubetas cilíndricas de (a) 15 cm e (b) 25 cm de diâmetro, simulando respectivamente crânio e abdômen ou tórax, inseridas entre objetos simuladores de água com os mesmos diâmetros. 53

2.10 Arranjo experimental para irradiação de superfícies cilíndricas, mostrando que após a aplicação do primeiro campo, o cone é rotacionado com a mesma angulação no outro sentido para aplicação do segundo campo, de maneira que as interfaces dos campos fiquem adjacentes na superfície. (a) sem filtro e (b) com filtro. 55

2.11 Filtros em cunha, com diferentes angulações, construídos para aplicação de feixes de elétrons em superfícies cilíndricas. 55

3.1 Perfis obtidos com o DPT, adquiridos com os comprimentos focais de (a) 55 mm e (b) 24 mm. Estes perfis revelaram uma resolução espacial de 0,20 mm e 0,40 mm respectivamente. Os perfis foram normalizados para a intensidade de pixel máxima de 255. 58

3.2 (a) Perfis da ESF para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm, e (b) suas respectivas derivadas (LSF). 59

3.3 Curvas correspondentes às MTFs para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm, correspondentes às resoluções espaciais de (0,23 ± 0,06) mm e (0,44 ± 0,07) mm, respectivamente. 60

3.4 Curvas de calibração com aquisição do sinal para diferentes canais, em função da dose absorvida. (a) para o dosímetro FXG e (b) para o filme radiocrômico. 62

3.5 Distribuições de doses absorvidas adquiridas com um equipamento de telecobaltoterapia (DFS de 80 cm, campo de 10 × 10 cm^2 e normalização na profundidade de *build-up* igual a 5 mm) para o FXG (a) com PSLCCD e (b) com *scanner*, e para o filme radiocrômico, (c) com PSLCCD e (d) com o *scanner*. 64

3.6 Comparação das porcentagens de dose absorvida em profundidade entre a câmara de ionização e o MMC para energias de elétrons de (a) 5 MeV, (b) 8 MeV, (c) 10 MeV e (d) 14 MeV, adquiridas no eixo central de um campo de 10×10 cm^2. 65

3.7 Distribuições de doses absorvidas em profundidade na região adjacente à dois feixes paralelos de elétrons com energia de 14 MeV e tamanho de campo de 20×20 cm^2; obtidos com simulação, (a) sem *gap* e (b) com *gap* de 6 mm e obtidos com o dosímetro FXG, (c) sem *gap* e (d) com *gap* de 6 mm, e com o filme radiocrômico, (e) sem *gap* e (f) com *gap* de 6 mm. 68

3.8 Valores de porcentagens de dose absorvida na profundidade de *build-up* e na região adjacente aos dois feixes de elétrons de 14 MeV e com campos de 20×20 cm^2, sem e com a aplicação de *gap*; (a) para simulação por MMC, (b) para o dosímetro FXG e (c) para o filme radiocrômico. 69

3.9 Perfis de porcentagem de dose absorvida em profundidade, adquiridos com o dosímetro FXG, para a região adjacente aos dois feixes de elétrons com energia de 14 MeV, tamanho de campo de 20×20 cm^2 e separados por um *gap* de 6 mm. 70

3.10 Distribuições de doses absorvidas em profundidade na região adjacente aos dois feixes de elétrons com energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10×10 cm^2; obtidos com simulação por MMC, (a) sem *gap* e (b) com *gap* de 1 mm, com o dosímetro FXG, (c) sem *gap* e (d) com *gap* de 1 mm, e com o filme radiocrômico, (e) sem *gap* e (f) com *gap* de 1 mm. 71

3.11 Perfis de porcentagem de dose absorvida na profundidade de *build-up* e na região adjacente aos dois feixes de elétrons de 5 MeV e tamanho e campo de 10×10 cm^2, sem e com a aplicação de *gap*; (a) para simulação por MMC, (b) para o dosímetro FXG e (c) para o filme radiocrômico. 73

3.12 Perfis de dose absorvida em profundidade, adquiridos com o dosímetro FXG, para a região adjacente aos dois feixes de elétrons com energia de 5 MeV, tamanho de campo de 10 × 10 cm^2 e separados por um *gap* de 1 mm. 74

3.13 Curvas de porcentagem da dose absorvida, obtidas na região de interface dos feixes adjacentes sem a presença de *gap*. (a) em função do tamanho do campo e (b) em função da energia do feixe. 76

3.14 Aplicação da técnica de *gap* angulado, através da simulação por MMC, para dois feixes adjacentes de elétrons. (a) com energia de 14 MeV e tamanho de campo de 20 × 20 cm^2 e (b) com energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10 × 10 cm^2. 79

3.15 perfis de dose absorvida na profundidade de *build-up* para aplicação de dois feixes angulados de elétrons. (a) com energia de 14 MeV e tamanho de campo de 20 × 20 cm^2 e (b) com energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10 × 10 cm^2. As linhas pontilhadas nos perfis representam a região correspondente a 80% dos campos, ou regiões de planura. 79

3.16 Distribuições de doses absorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 14 MeV e dimensões de 10 × 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às geometrias de estudo, para simulação por MMC considerando cilindros com diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG com diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15 cm e para filmes radiocrômicos com diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm. 82

3.17 Distribuições de doses absorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 5 MeV e dimensões de 10 × 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às geometrias de estudo para simulação por MMC considerando cilindros com diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG com diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15cm e para filmes dosimétricos com diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm. 83

3.18 Aplicação de dois feixes de elétrons com tamanho de campo de 10 × 10 cm^2 e energia de 14 MeV, de maneira que seus eixos incidam perpedicularmente à curva de 25 cm de diâmetro e suas interfaces estejam separadas, através da angulação dos feixes (a) em 2° (1° para cada lado) e (b) em 4° (2° para cada lado). 85

3.19 Aplicação de dois feixes de elétrons paralelos, com dimensões de 10 × 10 cm^2 e energia de 14 MeV, separados por um *gap* de 2 mm sobre uma superfície curva de 25 cm de diâmetro, adquiridos através de simulação Monte Carlo. 86

3.20 Distribuições de doses abosorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 14 MeV e dimensões de 10 × 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às superfícies curvas, para simulação por MMC nos diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG nos diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15 cm e para filmes radiocrômicos nos diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm. 87

3.21 Distribuições de doses absorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 5 MeV e dimensões de 10 × 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às superfícies curvas, para simulação por MMC nos diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG nos diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15 cm e para filmes radiocrômicos com diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm. 88

3.22 Distribuição de porcentagem de dose absorvida em profundidade através de simulação do dosímetro FXG para dois campos de fótons de 6 MV com dimensões de 10×25 cm^2, aplicados (a) com a técnica de angulação dos dois feixes e (b) com a técnica de angulação de apenas um feixe. Os respectivos perfis (obtidos na profundidade de *build-up*) são apresentados em (c) e (d). Nestes dois últimos gráficos também é apresentada a variação percentual na região de 80% do campo de tratamento. 92

Lista de Tabelas

2.1 Substâncias, fórmulas estequiométricas, pesos moleculares, concentrações molares e porcentagens em massa dos componentes presentes no dosímetro Fricke Xilenol Gel (BERO; GILBOY; GLOVER, 2001). . . 39

3.1 Valores das resoluções espaciais inferidos através do DPT e das MTFs. 60

3.2 Valores de dose máxima (D_{max}) na região adjacente aos campos de entrada, encontrados através de simulação por MCC e das medidas com os dosímetros FXG e filme radiocrômico, para todos os tamanhos de campo e energias de feixes selecionados para o trabalho, quando não há aplicação de *gap*. 75

3.3 Valores de *gaps* selecionados através do estudo para obtenção de uma homogeneidade da dose absorvida na região de *build-up* e valores de *gaps* obtidos através da Equação 1.22 de *gap* para fótons, considerando os mesmos feixes de elétrons (tamanho de campo e energia). 77

3.4 Valores das angulações dos filtros de PMMA necessárias para reduzir as doses absorvidas na regiões adjacentes aos feixes de elétrons incidentes em superfícies curvas, variando tamanho de campo, energia de feixe e diâmetro da curvatura da superfície de incidência. 90

Lista de Abreviaturas

AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (*American Association of Physicists in Medicine*).
CCD	Dispositivo de Carga Acoplada (*Charge-Coupled Device*).
D_{Abs}	Dose Absorvida.
D_{Max}	Dose Absorvida Máxima.
DFS	Distância Fonte Superfície.
DPT	Dispositivo Padrão de Teste.
DO	Densidade Óptica.
ESF	Função de Distribuição de Borda (*Edge Spread Function*).
FFT	Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*).
FWHM	Largura à Meia Altura (*Full Width at Half Maximum*).
FXG	Fricke Xilenol Gel (Fricke Xylenol Gel).
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency*).
ICRU	Comissão Internacional para Medidas e Unidades de Radiação (*International Commission on Radiation Units*).
LET	Transferência Linear de Energia (*Linear Energy Transfer*).

LINAC	Acelerador Linear (*LINear ACcelerator*).
LSF	Função de Espalhamento de Linha (*Line Spread Function*).
MeV	MegaeletroVoltagem.
MMC	Método de Monte Carlo.
MTF	Função de Transferência de Modulação (*Modulation Transfer Function*).
NIST	Instituto Norte-Americano de Padrões e Tecnologia (*National Institute of Standards and Technology*).
PENELOPE	Penetração e Perda de Energia por pósitrons e elétrons (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*).
PMMA	Acrílico (*PoliMetil MetacrilAto*).
PSLCCD	Protótipo com Sistema de Leitura CCD.
RGB	Sistema de cores formado por vermelho, verde e azul (*Red Green Blue*).
SSD	Distância Fonte-Superfície (*Source-Surface Distance*).
UV	Radiação Ultra Violeta.
XO	Alaranjado de Xilenol (*Xylenol Orange*).

Sumário

Lista de Figuras **xii**

Lista de Tabelas **xx**

Lista de Abreviaturas **xxi**

INTRODUÇÃO **1**

1 NOÇÕES TEÓRICAS **7**

1.1 Interação de fótons e elétrons com a matéria 7

1.1.1 *Interação de elétrons* 7

Poder de freamento de massa (S/ρ) 9

Transferência linear de energia (poder de freamento restrito) . 11

Dose absorvida 12

Espalhamento angular e espacial de elétrons 13

1.1.2 *Interação de fótons* 16

Efeito Fotoelétrico 17

Efeito Compton 19

Produção de Pares 21

Coeficiente de Atenuação de Massa e Coeficiente de Absorção de Massa de Energia 22

1.2 Aplicação de elétrons na radioterapia 23

1.3 Aplicação de campos adjacentes na radioterapia 25

1.4 Dosímetro Fricke Xilenol Gel 29

1.5 Sensor *Charge-Coupled Device* (CCD) 32

1.6 Filme radiocrômico 35

1.7 Simulação por Método Monte Carlo 35

2 MATERIAIS E MÉTODOS 38

2.1 Dosímetros e cubetas simuladoras 38

2.1.1 *Confecção de cubetas simuladoras e preparo do dosímetro FXG* 38

2.1.2 *Filme radiocrômico* 39

2.2 Simulação Monte Carlo 40

2.3 Sistema de leitura e programa de processamento de imagens 42

2.3.1 *Protótipo com Sistema de Leitura CCD (PSLCCD)* 42

Aplicação do PSLCCD e caracterização dos dosímetros 45

2.3.2 *Programa para processamento de imagens (VisGel)* 47

2.4 Campos adjacentes de feixes de elétrons 51

2.4.1 *Aplicação de filtros em cunha para campos adjacentes de feixes de elétrons* 54

2.5 Campos adjacentes de feixes de fótons 56

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES 57

3.1 Caracterização do protótipo com sistema de leitura CCD (PSLCCD) 57

3.1.1 *Determinação da resolução espacial do PSLCCD* 57

3.1.2 *Determinação de canais de leitura e respectivas curvas de calibração* 61

3.1.3 *Aplicações do PSLCCD ao FXG e ao filme radiocrômico* . . . 63

3.2 Intervalo terapêutico do feixe de elétrons em radioterapia 65

3.3 Campos adjacentes com feixes de elétrons para cubetas paralelepípedas e cilíndricas 66

3.3.1 *Campos adjacentes em superfícies planas* 66

Incidência de feixes normais à superfície com e sem *gap* 66

Incidências anguladas dos feixes 78

3.3.2 *Campos adjacentes em cubetas cilíndricas* 80

Incidência de feixes normais à superfície curva, sem *gap* 80

Incidência de campos com angulação adicional 84

Incidência de campos paralelos e adjacentes 85

Incidência de campos normais à superfície curva, com filtros em cunha 86

3.4 Campos adjacentes com feixes de fótons para superfícies planas . . . 91

4 CONCLUSÕES **94**

Referências Bibliográficas **98**

INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

Em tratamentos clínicos para fins radioterápicos, é comum a aplicação de dois ou mais feixes adjacentes de elétrons ou fótons para composição de distribuições de dose absorvida que abranja todo o volume alvo de interesse a ser irradiado. Essa adjacência de feixes merece especial atenção, uma vez que na região adjacente ocorre a sobreposição desses feixes em profundidade e portanto em sobredosagem, o que resulta na necessidade da aplicação de um deslocamento ou *gap* entre as bordas dos campos dos feixes, na superfície de incidência dos feixes, de maneira a diminuir significativamente a sobredosagem.

Durante as últimas décadas, feixes de fótons e elétrons de alta energia, produzidos através de um acelerador linear (LINAC), têm sido aplicados na radioterapia. Feixes de fótons de ortovoltagem (200 - 500 kV), que antigamente eram mais utilizados, foram paulatinamente substituídos por feixes de elétrons de alta energia (MeV), os quais têm sido amplamente aplicados na radioterapia, especialmente em tratamentos superficiais (LEVITT et al., 2008; ALVA et al., 2010; KHAN, 2010).

Feixes de elétrons de alta energia podem ser aplicados em diversas regiões do corpo, sendo muito comuns em tratamentos superficiais como epiderme, derme, tecido subcutâneo e tramentos que envolvem superfícies planas (coluna) e curvilíneas (cabeça, pescoço, regiões da face, mama ou plastrão) (ICRU, 2004). A principal vantagem no uso de elétrons de alta energia, quando comparados a fótons de quilovoltagem, é a maneira em que o elétron deposita sua energia nos tecidos, a qual é caracterizada por uma maior deposição nos primeiros centímetros logo abaixo da pele, evitando a deposição da dose absorvida em tecidos saudáveis numa maior

profundidade (ALVA et al., 2010). Atualmente, com a prática de utilizar elétrons com altas energias (de 3 a 50 MeV), é possível tratar lesões mais profundas sem a necessidade da aplicação de feixes de fótons (ICRU, 1984; IAEA, 2000a; ICRU, 2004; AAPM, 2009). Entretanto, quando campos adjacentes de feixes de elétrons são aplicados, regiões "quentes" (de sobreposição de doses absorvidas) podem surgir e aumentar drasticamente a dose absorvida no volume alvo (ULIN; PALISCA, 1996; LACHANCE; TREMBLAY; POULIOT, 1997; MCKENZIE, 1998; IAEA, 2000a; ICRU, 2004; AAPM, 2009), principalmente devido à sobreposição das penumbras, região do feixe de radiação com valores de doses absorvidas entre 20% e 80% da dose máxima (IAEA, 2000b).

Durante os tratamentos clínicos, utilizando feixes de elétrons, um *gap* (distanciamento ou separação entre campos adjacentes) poderia ser aplicado considerando os tamanhos dos campos dos feixes e a profundidade de interesse, com a finalidade de diminuir a sobredosagem produzida na região entre os feixes. Este *gap* poderia ser deslocado a cada aplicação do tratamento com a finalidade de distribuir a sobredosagem, através de toda a região a ser irradiada, como sugerido pela literatura (ICRU, 2004; AAPM, 2009). Entretanto, na maioria das situações, o *gap* não é aplicado ou ainda considerado, particularmente devido à sua pequena dimensão (comumente de alguns milímetros a pouco mais de 1 cm). Diferentemente das aplicações radioterápicas utilizando feixes de fótons, não há um método padrão adotado com a finalidade de se evitar uma sobredosagem entre feixes adjacentes de elétrons. A Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM, 2009) recomenda que o gradiente (variação) da dose absorvida no tumor não deva exceder 20% do valor da dose absorvida prescrita para o tratamento com feixes de elétrons. Normalmente para elétrons, a dose prescrita no tumor corresponde a 90% da dose máxima a ser entregue ao tumor, indicando uma aceitabilidade de um gradiente de dose absorvida de 10% (de 90% a 100%) sobre a região a ser tratada (ICRU, 2004). Contudo, considerando a sobreposição que há na aplicação de feixes adjacentes, este gradiente pode ser maior, comprometendo a eficácia do tratamento (IAEA, 1997).

Estudos sobre a aplicação de campos adjacentes de elétrons são encontrados na literatura (KHAN et al., 1991; KURUP; WANG; GLASGOW, 1992; ULIN;

PALISCA, 1996; LACHANCE; TREMBLAY; POULIOT, 1997; MCKENZIE, 1998) com o intuito de diminuir ou evitar a sobredosagem resultante destes campos. Nestes estudos são aplicados materiais espalhadores e atenuadores de feixe na saída dos cones de elétrons. Nos resultados obtidos por Mckenzie *et al.* a penumbra do feixe foi consideravelmente alargada por meio da inserção de material equivalente ao tecido no final do cone de elétrons, tendo como consequência a quase eliminação da sobredosagem na região adjacente aos feixes, contudo, as curvas de isodose são consideravelmente modificadas, e em especial, a curva de 90% de dose sofre uma diminuição considerável em suas dimensões e alcance, o que pode restringir a sua aplicação. Quando as superfícies de incidência do feixe são curvilíneas, os mesmos efeitos de sobredosagem na composição das isodoses são observados, e apesar de diminuir notavelmente a sobredosagem na região de interface dos feixes, valores de doses próximos a 120% foram obtidos, correspondendo a um gradiente de 30%. Inserção de materiais somente nas bordas dos feixes foram realizados por *Ulin* e *Palisca* (ULIN; PALISCA, 1996), e por Lachance (LACHANCE; TREMBLAY; POULIOT, 1997) com a finalidade de atenuar e espalhar o feixe (ampliar a penumbra), porém isto pode resultar em espalhamento indesejado do feixe nas bordas dos materiais (KHAN et al., 1991; ICRU, 2004; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007) resultando na produção de regiões "quentes" em outras regiões do feixe, mesmo com a aplicação do *gap*. Alguns resultados adquiridos por Kurup (KURUP; WANG; GLASGOW, 1992) são interessantes, uma vez que foram aplicados filtros plásticos em cunha para feixes de elétrons, embora não tenham sido avaliados parâmetros como variação da energia do feixe, tamanho de campo e raio de curvatura da superfície de incidência. Em todos os estudos acima realizados, embora com melhoria da homogeneidade na região de interface dos feixes, a sobredosagem foi sempre maior que o limite esperado (AAPM, 2009).

Uma vez que para feixes de elétrons ainda não há um concenso na técnica a ser aplicada, e os tumores nas regiões a serem tratadas por este tipo de feixe não são tão profundos e/ou em muitos casos não próximos a orgãos de risco, na prática o *gap* é desprezado. Poucas informações sobre a necessidade da aplicação de *gap* para feixes de elétrons, em superfícies planas e curvas, estão disponíveis na literatura e a rotina radioterápica muitas vezes as desconsidera. Contudo, a

partir dos resultados preliminares de uma análise mais detalhada obtidos neste trabalho sobre as distribuições de doses variando o tamanho de campo, energia dos feixes e profundidade de interesse, foi possível inferir a importância da consideração do *gap* para feixes adjacentes de elétrons (SAMPAIO et al., 2011). Assim, um estudo completo envolvendo irradiações com feixes adjacentes de elétrons se torna necessário, a fim de avaliar a influência do *gap* para diversas variáveis, como energia e geometria do feixe de radiação e geometria da superfície de incidência dos feixes na pele. Torna-se de fundamental interesse prever a sub- ou sobredosagem a ser ocasionada em função dos parâmetros mencionados, o que contribuirá decisivamente para a escolha ou não de uma determinada técnica, buscando uma melhor homogeneidade possível da dose absorvida no volume alvo.

Para tratamentos utilizando feixes de fótons, uma grande parte desses é realizada com a combinação de mais de um feixe ou feixes angulados na superfície do paciente. O tratamento com feixes adjacentes é comumente empregado na radioterapia para fótons em casos como a doença de Hodgkin, meduloblastoma (SARAN et al., 1998; NARAYANA; JESWANI; PAULINO, 1999; HOOD et al., 2005; KHAN, 2010), terapia paleativa (PEREZ; BRADY, 1998) e em tratamentos de tumores de cabeça e pescoço (PAPIEZ; DUNSCOMBE; MALAKER, 1992; ZHU et al., 1998; KEMIKLER, 2006). Para o planejamento do tratamento radioterápico, alguns parâmetros devem ser levados em consideração, tais como: a geometria da irradiação, tipo da radiação e sua energia, além do material alvo a ser irradiado (SCAFF, 1979; PEREZ; BRADY, 1998; KHAN, 2010). Para feixes de fótons já existem técnicas comprovadas do cálculo de *gap* de maneira a se evitar sobredosagem no ponto de interesse (AGARWAL; MARKS; CONSTABL, 1972; FARIDEH, 1978; RYMEL, 1995; CAKIR et al., 2005; HOOD et al., 2005; LEVITT et al., 2008; KHAN, 2010). Embora não seja muito comum na prática, há também a técnica de feixes angulados, onde a divergência dos mesmos pode ser minimizada angulando o colimador do equipamento de teleterapia, podendo-se optar por angular os dois feixes ou apenas um deles (PEREZ; BRADY, 1998; HOOD et al., 2005). Dentre as técnicas citadas para fótons, não há um estudo indicando qual delas fornece melhores resultados de homogeneidade de dose para campos adjacentes, tópico a ser avaliado neste trabalho.

Relevância

Uma vez que já existem técnicas específicas para a incidência de feixes de fótons adjacentes, de maneira a corrigir suas sobreposições em profundidade, uma mesma avaliação deve ser realizada para feixes de elétrons sob as mesmas condições. Deve-se primeiramente verificar qual das técnicas, das já empregadas para os feixes de fótons, que se adequam a feixes de elétrons, além de buscar técnicas alternativas dedicadas aos experimentais com esses feixes. Para tal, este trabalho tem objetivo geral e específicos que serão apresentados a seguir.

Objetivo geral

Este trabalho tem como objetivo geral avaliar o comportamento de feixes adjacentes de fótons e principalmente de elétrons, quando incididos sobre superfícies planas e curvas, com e sem a aplicação das técnicas de *gap* já mencionadas.

Objetivos específicos

Este estudo tem os seguintes objetivos específicos:

- desenvolvimento de um protótipo baseado no sistema de leitura CCD e de um programa de processamento de imagem dedicados, que permitam realizar leituras e que forneçam informações dosimétricas das cubetas de FXG e filmes, com dimensões equivalentes às do tórax/abdômen e do crânio;
- utilização do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG) para avaliação das técnicas de *gaps*, aplicadas aos campos adjacentes de fótons em superfícies planas e elétrons em superfícies planas e cilíndricas, validando-as com medidas feitas com o filme radiocrômico;
- buscar desenvolver uma equação ou técnica (aplicação de filtro“) que corrija a sobredosagem, originada em profundidade por feixes adjacentes de elétrons incidentes sobre superfícies planas e curvas;

- avaliar qual técnica de *gap*, dentro das existentes para fótons, é passível de ser utilizada para elétrons e que forneça melhores resultados em termos de homogeneidade da dose absorvida;
- simular por MMC o cabeçote do acelerador linear clínico, utilizado para os experimentos, com a finalidade de se obter os espectros dos feixes de elétrons e fótons de interesse;
- simular todas as técnicas de estudo, para os feixes de fótons e de elétrons selecionados, com a finalidade de inferir o *gap* ou arranjo experimental a ser aplicado aos dosímetros FXG e filme nas superfícies selecionadas.

Com a finalidade de alcançar os objetivos acima citados, este trabalho foi dividido nos seguintes capítulos:

Capítulo 1: Apresenta noções teóricas sobre as interações dos feixes de fótons e de elétrons e suas aplicações na radioterapia; apresentação dos dosímetros de estudo (Fricke e filme radiocrômico), do sistema CCD, e da simulação por Método Monte Carlo.

Capítulo 2: Apresenta os materiais e os métodos para o desenvolvimento do trabalho. Descreve o desenvolvimento e adaptação de um protótipo com sistema de leitura CCD, além das técnicas de *gaps* utilizadas para feixes de elétrons e fótons em diferentes superfícies de interesse (plana e curva).

Capítulo 3: Apresenta os resultados experimentais obtidos através do protótipo desenvolvido, os resultados advindos da simulação por Método Monte Carlo e a comparação dos mesmos em relação aos objetos propostos.

Capítulo 4: Tem-se as conclusões sobre o desenvolvimento do protótipo, das técnicas de *gaps* estudadas para feixes de elétrons adjacentes e a relevância desses resultados na prática.

1. NOÇÕES TEÓRICAS

Capítulo 1

NOÇÕES TEÓRICAS

1.1 Interação de fótons e elétrons com a matéria

1.1.1 *Interação de elétrons*

PARTÍCULAS carregadas são fundamentais para aplicações médicas na radioterapia. Ainda que as partículas primárias sejam fótons, geralmente elétrons são a radiação secundária, responsável por causar os efeitos biológicos (morte celular ou modificações em sua funcionalidade). Em nível microdosimétrico, um entendimento fundamental da radiação iônica sobre as células só é possível por meio do estudo das modificações realizadas no caminho que estas partículas percorrem (por exemplo no DNA) (PODGORSAK, 2005; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007).

Os elétrons ao percorrerem um determinado meio, interagem com seus átomos através de processos nos quais prevalece a influência de forças coulombianas entre o elétron em percurso e os campos elétricos dos elétrons orbitais, e do núcleo dos átomos do meio. Esses processos são: colisões inelásticas com os elétrons atômicos (ionização e excitação), colisões inesláticas com o núcleo (Bremsstrahlung), colisões elásticas com os elétrons atômicos e colisões elásticas com o núcleo (EVANS, 1955; ATTIX, 2004; PODGORSAK, 2006). Em colisões inelásticas, a energia cinética do elétron pode ser perdida, ou através da produção de ionização, ou na produção de excitação seguida pela converção em fóton. Em colisões elásticas a energia cinética

do elétron não é perdida, mas redistribuida entre as partículas emergentes da colisão. Em meios de baixo número atômico ou atômico efetivo (água ou tecido mole), os elétrons predominantemente perdem energia através de eventos ionizantes com os elétrons orbitais. Se nesses processos a energia adquirida pelo elétron ejetado é o suficiente para causar futuras ionizações, este elétron é denominado elétron secundário ou raio δ. Em materiais com alto número atômico (chumbo por exemplo) é predominante a perda de energia por eventos radiativos (produção de radiação de freamento ou raio X de *Bremsstrahlung*).

Os diferentes tipos de interações coulombianas podem ser caracterizados em termos do tamanho do parâmetro de impacto clássico (distância do centro do átomo alvo até o caminho da trajetória da partícula) e do raio atômico, Figura 1.1.

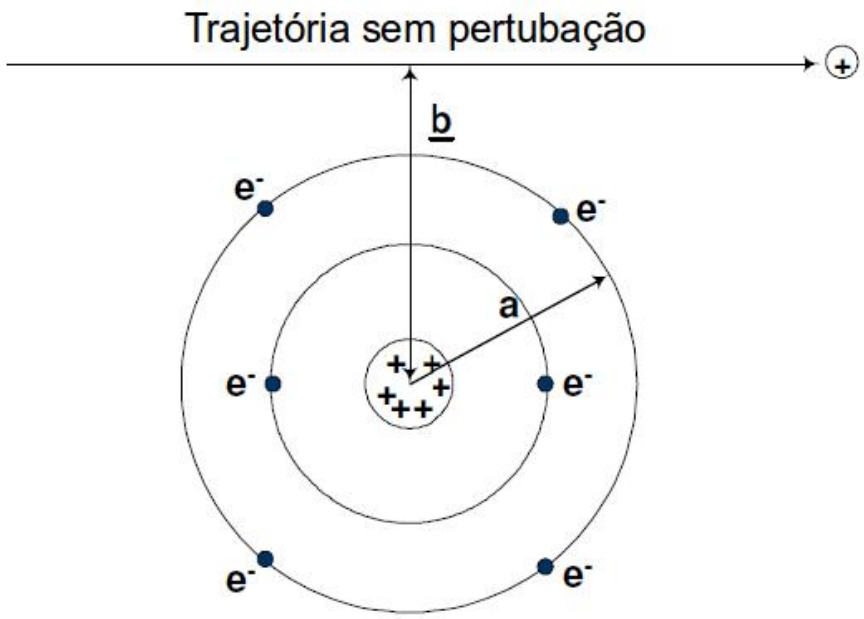


Figura 1.1. Parâmetros importantes nas colisões de partículas carregadas num meio, em que "a" é o raio atômico clássico e "b" é o parâmetro de impacto clássico.

Estas colisões são classificadas como:

- colisões fracas ($b \gg a$),
- colisões fortes ($b \approx a$),

- interações com o campo nuclear externo ($b \ll a$).

Nas colisões fracas, os elétrons interagem com o átomo como um todo, podendo produzir um desvio do elétron da sua trajetória inicial, ou excitação ou ionização de um elétron orbital. Nas colisões fortes, o elétron interage com os elétrons orbitais produzindo ionizações (geralmente com os elétrons das camadas mais internas) (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; PODGORSAK, 2006). A energia transferida ao elétron ejetado, raio δ, é significativa e, portanto o mesmo tem energia suficiente para iniciar seu próprio caminho de interações. Nas interações com o campo nuclear externo, o elétron sofrerá um freamento e mudança em sua trajetória, resultando na produção de radiação de freamento.

Geralmente, as partículas carregadas sofrem um grande número de interações antes de perderem totalmente suas energias cinéticas. Em cada interação o caminho da partícula pode ser alterado (devido a espalhamentos elásticos ou inelásticos) e pode perder parte de sua energia cinética que será transferida para o meio (processo de colisão) ou que será transferida para fótons (processo radiativo) (PODGORSAK, 2006).

Poder de freamento de massa (S/ρ)

O poder de framento de massa ou *stopping power* de massa (S/ρ) é o valor esperado da taxa de perda de energia da partícula carregada por unidade de caminho (dT/dx) por ela percorrido, num material de número atômico Z e densidade ρ.

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho}\left(\frac{dT}{dx}\right) \qquad \left[\frac{J \cdot m^2}{kg}\right] \tag{1.1}$$

Como a perda de energia da partícula carregada pode se dar por colisões (interações fracas ou fortes) ou por perdas radiativas, pode-se escrever (S/ρ) como a soma de suas componentes independentes.

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho}\left(\frac{dT}{dx}\right)_c + \frac{1}{\rho}\left(\frac{dT}{dx}\right)_r \tag{1.2}$$

sendo, $(dT/dx)_c$ o poder de freamento devido à colisões e $(dT/dx)_r$, o poder de freamento devido à perdas radiativas.

A razão entre o poder de freamento radiativo e o colisional geralmente é expressa por:

$$\frac{\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_r}{\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_c} \cong \frac{TZ}{n} \tag{1.3}$$

sendo, T a energia cinética da partícula, Z o número atômico do meio e n os valores a seguir em função da energia cinética da partícula projétil (ATTIX, 2004):

$$n = \left\{\left[700 + 200 \cdot log_{10}\left(\frac{T}{3}\right)\right] \pm 100\right\} \text{(MeV) para } 0,001 < T < 3\,\text{MeV} \tag{1.4}$$

$$n = (700 \pm 100)\text{(MeV) para}\, T > 3 \text{ MeV} \tag{1.5}$$

A Figura 1.2 apresenta a relação do poder de freamento radiativo e colisional em função da energia dos elétrons projéteis para diferentes materiais.

Os elétrons quando passam através da matéria, produzem interações similares àquelas que ocorrem com partículas mais pesadas (prótons e demais íons). Entretanto, devido à massa do elétron ser pequena, ele sofre maiores espalhamentos múltiplos e mudança da direção do movimento quando comparado às partículas pesadas (EVANS, 1955; ATTIX, 2004). Uma consequência disto é que o pico de Bragg não é observado para elétrons, sendo este alargado devido à mundança de direção do elétron na sua trajetória. Os elétrons ao sofrerem múltiplos espalhamentos no meio, perdem energia continuamente até alcançar a energia térmica, quando então são capturados por átomos à sua volta.

Na Figura 1.3(a) é apresentado o comportamento da curva densidade de ionização em função da profundidade de penetração de um próton em um material, conhecido por "curva de Bragg". O pico de ionização no final do caminho da partícula está relacionado à dependência do poder de freamento colisional (S_c) com a velocidade v da partícula, i.e., S_c é inversamente proporcional ao quadrado da

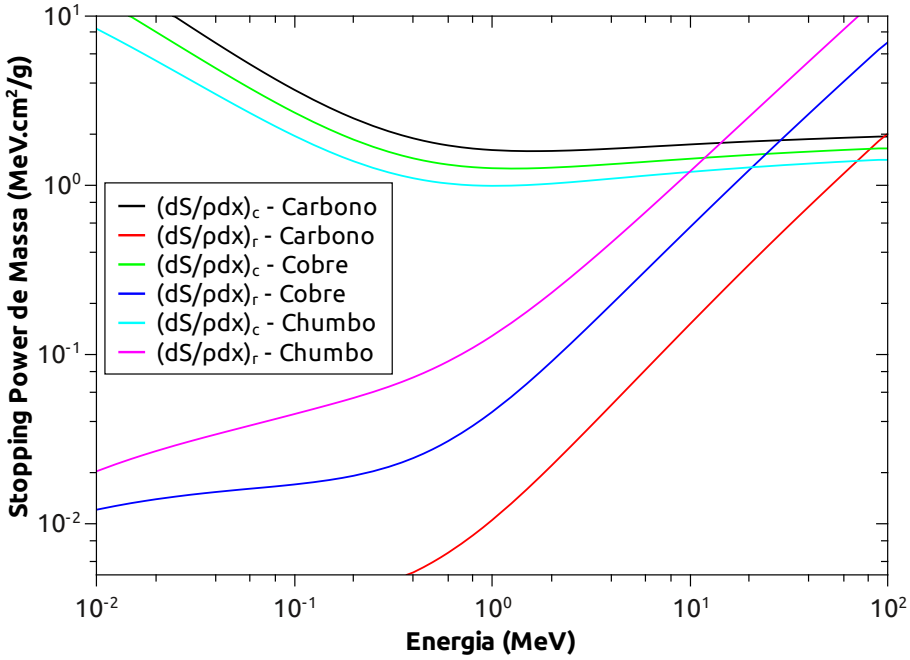


Figura 1.2. Poder de freamento radiativo e colisional para elétrons no Carbono, Cobre e Chumbo (NIST,).

velocidade ($S_c \propto 1/(v/c)^2$), sendo c a velocidade da luz. Na Figura 1.3(b), tem-se o alargamento da curva de Bragg para um feixe de prótons, devido às flutuações no caminho percorrido e à densidade de ionizações produzidas pelas partículas (ATTIX, 2004; PODGORSAK, 2006).

Transferência linear de energia (poder de freamento restrito)

O poder de freamento restrito ou transferência linear de energia (L_Δ) de um material para partículas carregadas, é dado por:

$$L_\Delta = \frac{dE_\Delta}{dl} \qquad \left[\frac{J}{m}\right] \tag{1.6}$$

sendo, dE_Δ a energia cedida ao meio por uma partícula carregada, devido às colisões ao longo de uma distância dl, menos a soma das energias cinéticas de todos os elétrons liberados com energia maior que Δ (valor da energia de

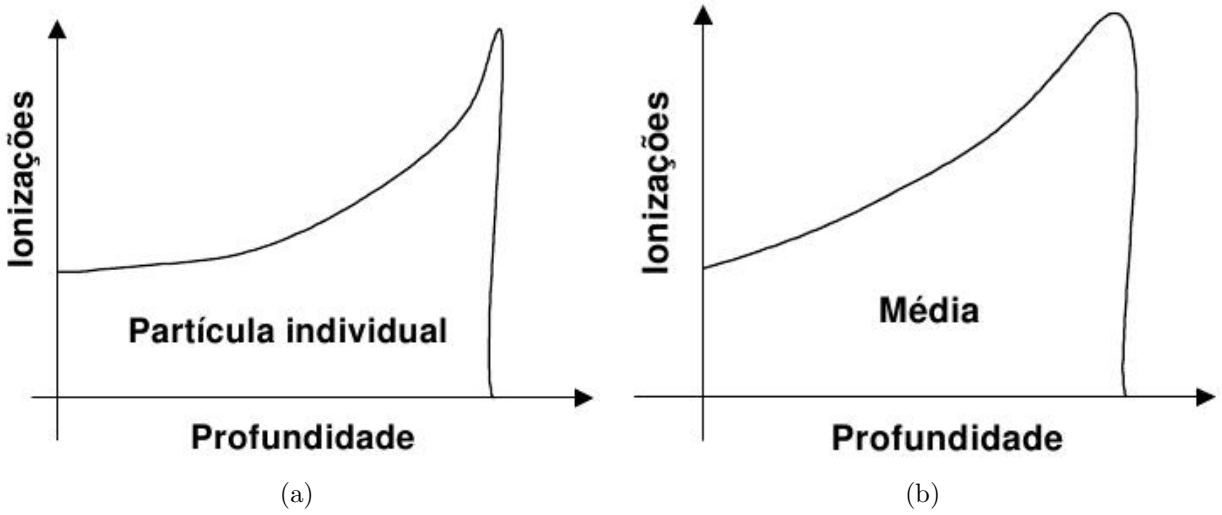


Figura 1.3. Curvas de Bragg para (a) um próton e (b) um feixe de prótons.

corte dos elétrons δ, para cujos valores acima, considera-se que as ionizações produzidas, e consequentemente perdas de energia por esses elétrons, ocorrerão fora do volume de interesse, não contribuindo para o poder de freamento restrito) (ICRU, 1998). Já os elétrons que receberem uma energia menor que o valor de corte Δ, perderão sua energia localmente, contribuindo para o poder de freamento restrito. Esta quantidade é de grande importância em aplicações de radiação em sistemas biológicos, já que os danos biológicos microscópicos estão relacionados à energia depositada localmente ao redor do caminho da partícula incidente (ATTIX, 2004; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007).

Dose absorvida

A dose absorvida é uma gradeza dosimétrica de interesse no processo da interação da radiação ionizante com os tecidos biológicos e cujo valor é função do poder de freamento restrito. Sendo o poder de freamento restrito de massa dado por $(L_\Delta/\rho)_{col}$ e a distribuição diferencial da fluência de elétrons dada por $\Phi_E = \dfrac{d\Phi(E)}{dE}$, a dose

absorvida D_{abs} em um determinado meio será:

$$D_{abs} = \int_{\Delta}^{E_0} \Phi_E \cdot \left(\frac{L_\Delta}{\rho}\right)_{col} dE \qquad \left[\frac{J}{kg}\right] \tag{1.7}$$

sendo ρ a densidade do material alvo.

Valores de poder de freamento, para diferentes materiais de interesse, podem ser encontrados na literatura (ATTIX, 2004; KHAN, 2010).

Espalhamento angular e espacial de elétrons

Quando um feixe de elétrons passa através de um meio, estes elétrons sofrem múltipos espalhamentos devido às interações coulombianas entre os elétrons incidentes e, predominantemente, com os núcleos do meio. Como consequência, estes elétrons adquirem componentes de velocidade e deslocamentos transversos à sua direção original de movimento. Na maioria das aplicações práticas o espalhamento angular e espacial de um feixe estreito e colimado de elétrons pode ser aproximado a uma distribuição Gaussiana (HOGSTROM; MILLS; ALMOND, 1981; WERNER; KHAN; DEIBEL, 1982; MCKENZIE, 1998; CHOW, 2007).

Com a finalidade de tratar um grande número de espalhamentos (individuais) ocorrendo ainda que em materais absorvedores de pequena espessura, teorias analíticas de múltiplo espalhamento (efeito combinado de vários espalhamentos individuais) foram desevolvidas (ANDREO, 1985; FERNANDEZ-VAREA et al., 1993; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). A teoria de múltiplo espalhamento mais simples, apesar de limitada precisão, é a de pequeno ângulo Gaussiano, que pode ser expressa como:

$$P(\theta)d\theta = \frac{2}{\bar{\theta^2}}\theta exp\left(-\frac{\theta^2}{\bar{\theta^2}}\right) d\theta \tag{1.8}$$

sendo $P(\theta)$ a probabilidade de se encontrar um elétron, com a direção entre θ e $\theta + d\theta$, após atravessar um meio absorvedor.

O ângulo de espalhamento quadrático médio, $\bar{\theta^2}$, é dado pelo produto da espessura do absorvedor, l, e o poder de espalhamento, definido como $(d\bar{\theta^2}/dl)$ e denotado como Θ:

$$\bar{\theta^2} = l\left(\frac{d\bar{\theta^2}}{dl}\right) = l\Theta \tag{1.9}$$

A grandeza poder de espalhamento é analoga ao poder de freamento. O poder de freamento de massa é similarmente escrito como Θ/ρ e aumenta com a diminuição da energia do elétron projétil e com o aumento do número atômico do material alvo (ICRU, 1984). Dessa maneira, a seguir tem-se uma relação do ângulo médio de espalhamento $(\bar{\theta})$ dos elétrons com a espessura do material alvo (l) e energia do feixe de elétrons incidente (E), assumindo que esta energia não mude significativamente durante sua transmissão ao longo do material.

$$\bar{\theta} \propto l^{1/2}E^{-1} \tag{1.10}$$

Assumindo que no momento da interação ocorra múltiplos espalhamentos por pequenos ângulos, um feixe estreito (*pencil beam*) ao penetrar em um material espalhador num perfil perpendicular à direção de incidência do feixe, apresenta um espalhamento lateral (σ) com comportamento próximo ao de uma Gaussiana em toda a profundidade (HOGSTROM; MILLS; ALMOND, 1981; WERNER; KHAN; DEIBEL, 1982), Figura 1.5. Eventos ocorridos em ângulos maiores poderiam causar desvios no comportamento Gaussiano, contudo para efeitos de distribuição da dose absorvida em profundidade, esses são considerados não significantes. A função Gaussiana é caracterizada por seu parâmetro de espalhamento lateral, σ, que é similar ao desvio padrão de uma função de distribuição de frequência normalizada, Equação 1.11 (HOGSTROM; MILLS; ALMOND, 1981; KHAN, 2010), e cujo comportamento é apresentado na Figura 1.4 .

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}}e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \tag{1.11}$$

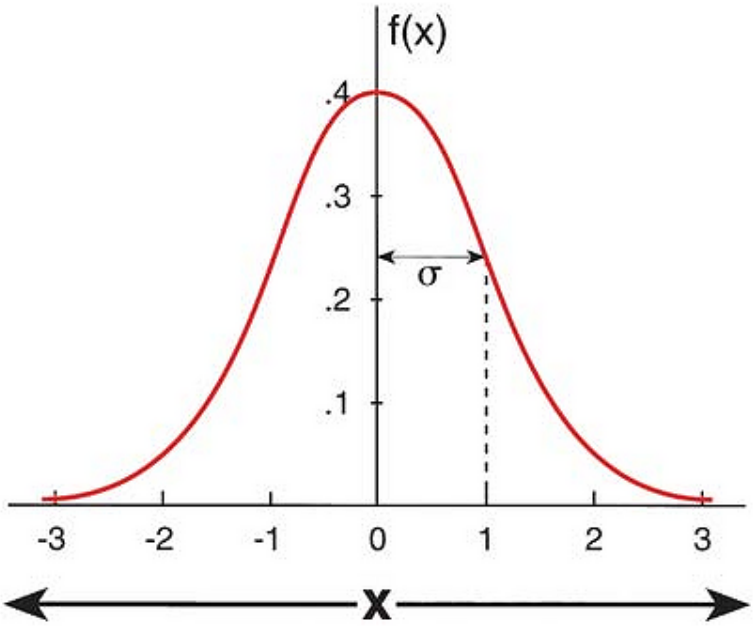


Figura 1.4. Distribuição de uma função gaussiana com $\sigma = 1$ dada pela Equação 1.11 (KHAN, 2010).

A distribuição de dose de um feixe estreito de elétrons incidente em um material equivalente ao tecido mole, por exemplo, apresenta um formato tipo "gota", Figura 1.5. O espalhamento lateral, σ, aumenta com a profundidade do material até que um espalhamento máximo seja alcançado. A partir desta profundidade há uma considerável perda da energia dos elétrons lateralmente, resultando em uma quase totalidade da perda da energia e restringindo seu alcance em profundidade.

Eyges (EYGES, 1948) determinou teoricamente σ, através da aplicação da teoria de múltiplos espalhamentos para ângulos pequenos, primeiramente desenvolvida por Fermi, para uma fatia geométrica de qualquer material, considerando o espalhamento seja através de um plano $x - z$, conforme Figura 1.5. Esse espalhamento poderá ser inferido através da expressão:

$$\sigma_x^2(z) = \frac{1}{2}\int \left(\frac{\theta^2}{\rho l}(z')\right) \rho(z')(z - z')^2 dz' \tag{1.12}$$

sendo $\theta^2/\rho l$ o poder de espalhamento angular de massa e ρ a densidade do material.

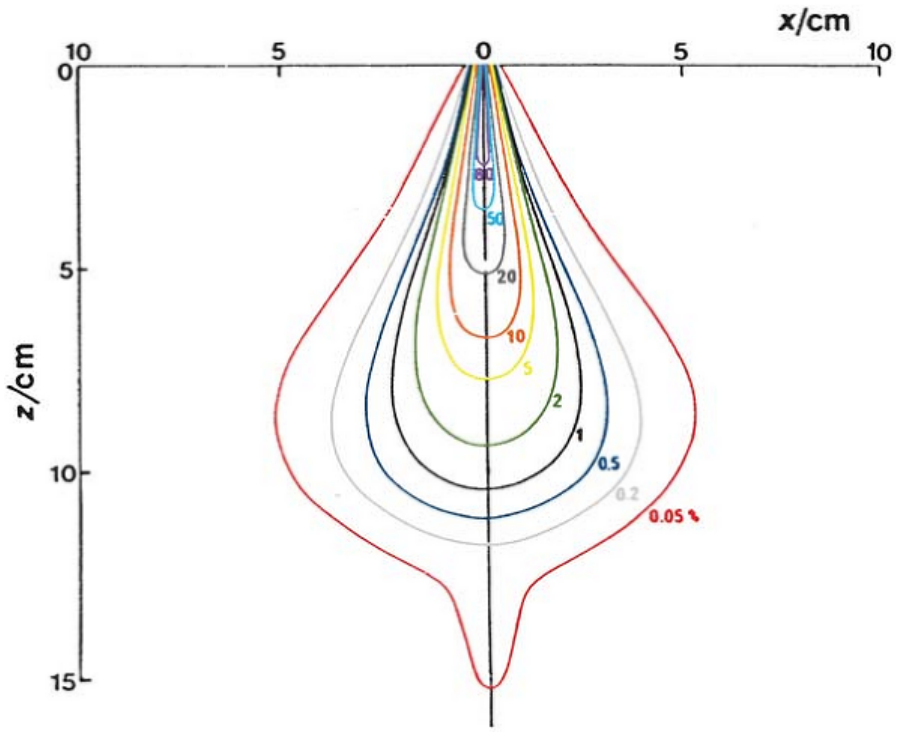


Figura 1.5. Distribuição da dose absorvida em profundidade, a partir de um feixe estreito de elétrons com energia de 22 MeV na água (ICRU, 1984), cujo perfil em profundidade é representado por um comportamento Gaussiano como o apresentado na Figura 1.4.

Correções na Equação 1.12, para espalhamentos em ângulos maiores são encontradas na literatura (HOGSTROM; MILLS; ALMOND, 1981; BRAHME; LAX; ANDREO, 1981; WERNER; KHAN; DEIBEL, 1982).

1.1.2 *Interação de fótons*

Quando um feixe de fótons incide em um meio, os fótons podem ser refletidos, absorvidos (parcial ou totalmente) ou transmitidos pelo meio. A energia depositada por unidade de massa no volume do meio de interesse, é definida como dose absorvida. O processo inicial da deposição da energia pode envolver a interação dos fótons do feixe incidente com os elétrons do meio, podendo resultar na ejeção desses dos átomos do material; podendo os mesmos provocar outras ionizações e excitações ao longo de seus trajetos. Os principais mecanismos de interação dos raios X e gama com a matéria, na faixa de energia de fótons utilizada na radioterapia

são: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. A dominância de um efeito depende tanto da energia do fóton (E) quanto do número atômico do material alvo (Z) (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 2004; KHAN, 2010). A Figura 1.6 apresenta curvas que delimitam regiões nas quais cada efeito tem maior probabilidade de ocorrer, em função dos diferentes valores de Z e de E.

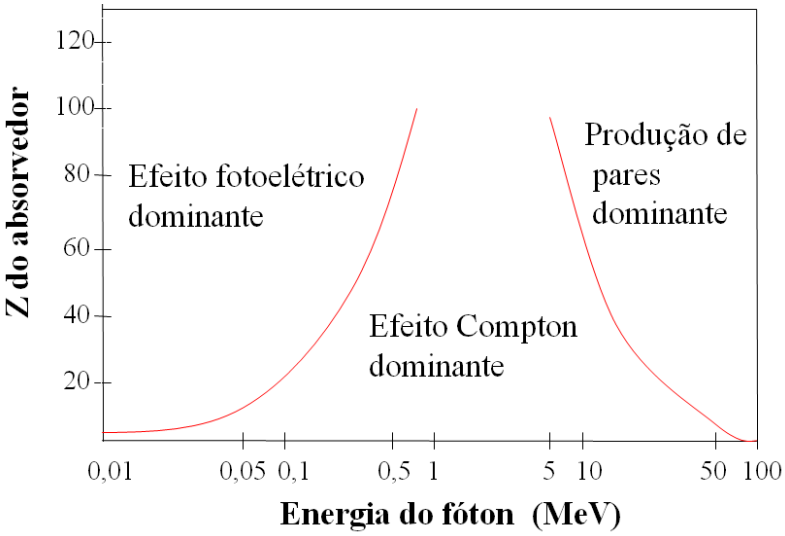


Figura 1.6. Regiões em que os efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares são dominantes, em função do número atômico do material alvo e da energia dos fótons incidentes (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983).

Da Figura 1.6, verifica-se que o efeito fotoelétrico é dominante para fótons de energias baixas e alto número atômico; o efeito Compton está relacionado às energias médias e altas, e em materiais de baixo número atômico a região de dominância do efeito Compton é extensa e diminui conforme o Z aumenta; a produção de pares apresenta dominância para as energias altas e alto número atômico.

Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um fenômeno no qual um fóton incidente interage com um átomo do meio, resultando na ejeção de um elétron orbital do átomo, Figura 1.7.

Neste processo, parte da energia cinética do fóton, $h\nu$, é utilizada para ionizar o

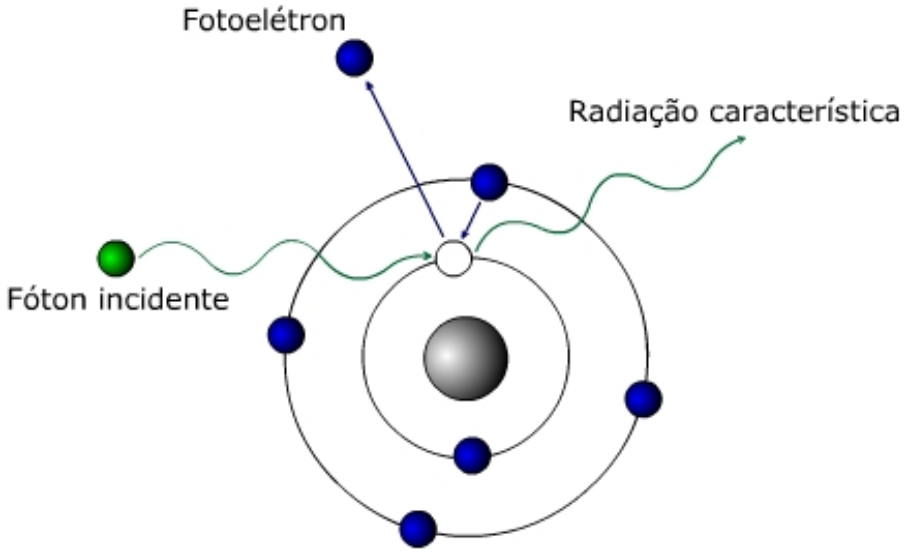


Figura 1.7. Ilustração do efeito fotoelétrico. `http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html`

elétron orbital e a diferença de energia será dada a este, como energia cinética (E_c). Sendo (E_L) a energia de ligação do elétron na camada eletrônica.

$$E_c = h\nu - E_L \tag{1.13}$$

Esse tipo de interação é predominante nas camadas mais internas do átomo, onde os elétrons estão mais fortemente ligados.

Após o elétron ser ejetado do átomo, uma vacância é criada nesta camada, deixando o átomo num estado excitado. Esta vacância poderá ser preenchida por um elétron de orbita mais externa, tendo como resultado a emissão de um raio X característico (com energia igual a diferença das energias entre as duas camadas consideradas). Uma vez que a energia de ligação da camada K dos átomos que constituem tecidos moles é de aproximadamente 0,5 eV, a energia dos fótons característicos produzidos em meios biológicos é baixa e pode ser considerada como localmente absorvida (BUSHBERG et al., 2002). A energia resultante da diferença das duas camadas também pode ser transferida a outros elétrons orbitais que são ejetados do átomo como elétrons *Auger* (processo não-radiativo). Neste caso, a energia cinética desses elétrons será dada pela diferença entre a energia liberada e

a energia de ligação do elétron *Auger* ejetado. A emissão de elétrons *Auger* de um átomo também é conhecida como efeito *Auger*.

A probabilidade de interação fotoelétrica, τ, diminui à medida que a energia do fóton incidente (E) aumenta, e aumenta quanto maior for o número atômico (Z) do material alvo, seguindo a seguinte proporção (BUSHBERG et al., 2002):

$$\tau \propto \frac{Z^{3\rightarrow 5}}{E^{1\rightarrow 3}} \tag{1.14}$$

Efeito Compton

O efeito Compton (ou espalhamento Compton) é caracterizado pela colisão inelástica entre um fóton e um elétron fracamente ligado ao átomo (elétron livre), Figura 1.8. Nesta interação, o fóton é defletido num ângulo θ, em relação à direção do fóton incidente, e uma parte da sua energia é cedida ao elétron que é ejetado do átomo num ângulo ϕ.

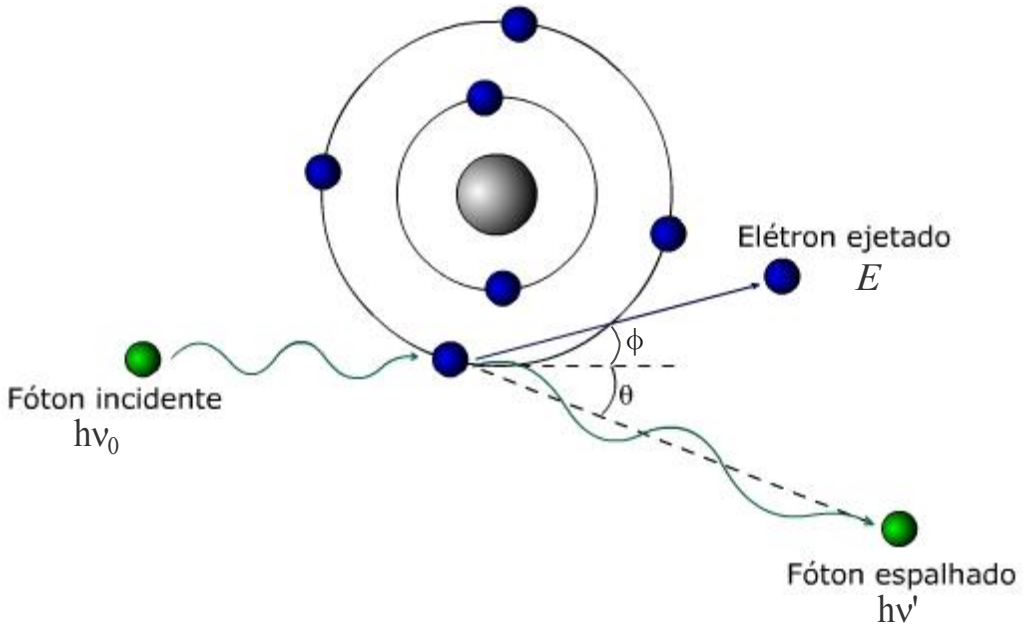


Figura 1.8. Interação do efeito Compton com a interação de um fóton incidente (com energia $h\nu_0$) sobre um elétron orbital, produzindo um elétron com energia cinética E e um fóton espalhado com energia $h\nu'$. `http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html`

As relações entre a energia transferida do fóton para o elétron e o ângulo de espalhamento do fóton podem ser obtidas das considerações da conservação de energia e momento na interação como (ATTIX, 2004):

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - cos\theta)}{1 + \alpha(1 - cos\theta)} \tag{1.15}$$

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - cos\theta)} \tag{1.16}$$

$$cot\phi = (1 + \alpha)tan\frac{\phi}{2} \tag{1.17}$$

sendo $h\nu_0$, $h\nu'$ e E são as energias do fóton incidente, do fóton espalhado e do elétron ejetado, respectivamente, e α é $h\nu/m_0c^2$, em que m_0c^2 é a energia de repouso do elétron (0,511 MeV).

Uma vez que o elétron-Compton é ejetado do átomo, ele perde sua energia cinética através da excitação e ionização de átomos na sua vizinhança no material, sendo o responsável pela deposição local da energia do feixe de fótons. O fóton-Compton espalhado, dependendo da sua energia, pode atravessar todo o material sem interação ou pode sofrer qualquer tipo de interação fotônica, incluindo um subsequente espalhamento Compton.

A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton, σ, independe de Z e é proporcional ao número de elétrons por grama no material (densidade eletrônica). O número de elétrons por grama é praticamente constante na maioria dos materiais, com exceção do hidrogênio, no qual por ter falta de nêutrons, há o dobro da densidade eletrônica e portanto, com uma probabilidade maior de interação por efeito Compton em materiais hidrogenados do que em materiais não-hidrogenados, com a mesma massa. Assim, a citada probabilidade é maior quanto maior for a densidade do material alvo e aumenta com a energia até um pico Compton para depois diminuir até próximo do limiar de energia para produção de pares (BUSHBERG et al., 2002; PODGORSAK, 2006).

Na faixa de energia de fótons utilizada na radioterapia, o efeito Compton é o predominante considerado nos tratamentos.

Produção de Pares

Produção de pares é um processo no qual a energia de um fóton é convertida em um par elétron-pósitron, devido à interação entre o campo do fóton e o campo do núcleo atômico, Figura 1.9.

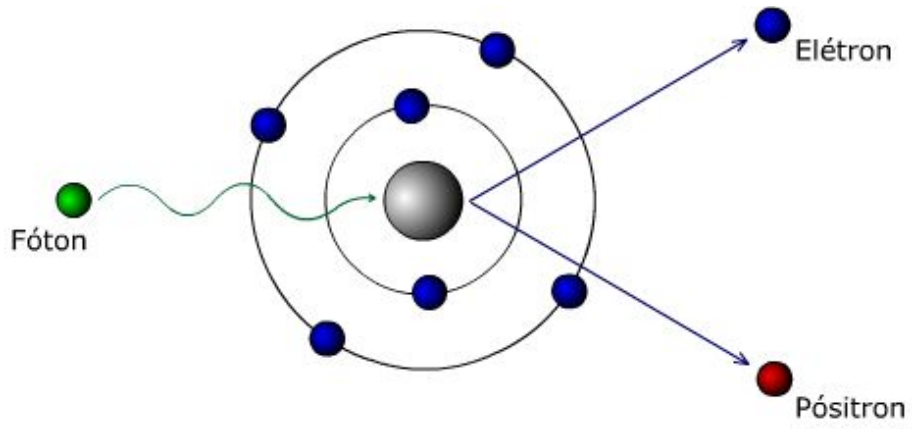


Figura 1.9. Ilustração do processo de produção de pares. `http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html`

A ocorrência da produção de pares tem um limiar de energia igual a 1,02 MeV, ou seja, o dobro da energia de repouso do elétron. A energia excedente do fóton incidente será distribuida como energia cinética entre o elétron e o pósitron. O par de partículas criadas, dependendo de suas energias cinéticas ao percorrer o material, podem também interagir com outros átomos, ionizando-os ou excitando-os. O pósitron perderá energia nas possíveis interações até ser aniquilado ao se combinar com um dos elétrons livres ou em repouso disponíveis no meio. Desse modo, a interação de pares resulta em dois fótons. A probabilidade de ocorrência da produção de pares, π, aumenta proporcionalmente com Z^2 e com o a energia do feixe (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 2004). O fóton incidente também pode interagir com o campo Coulombiano do elétron orbital, tendo como resultado a emissão deste elétron do átomo e a produção de pares, processo conhecido como produção de tripletos.

A interação de feixe de fótons, por materiais equivalentes a tecidos moles, na faixa de energia utilizada na radioterapia, ocorre principalmente pelos três tipos de interações mencionados acima. Cada um desses tipos pode ser representado pelo seu respectivo coeficiente de atenuação ou probabilidade de interação.

Coeficiente de Atenuação de Massa e Coeficiente de Absorção de Massa de Energia

O coeficiente de atenuação linear μ é definido como a atenuação que o feixe de fótons sofre, por unidade de comprimento de material percorrido e seu valor representa a probabilidade dos fótons serem atenuados devido aos efeitos de interação com o meio. Desse modo, para feixes de fótons utilizados na radioterapia, μ é a somatória das probabilidades das interações dos fótons com os átomos do material alvo através dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares (ATTIX, 2004):

$$\mu = \tau + \sigma + \pi \tag{1.18}$$

A partir do coeficiente de atenuação linear pode-se definir o coeficiente de atenuação de massa dado por μ/ρ, onde ρ é a densidade do material. Se I_0 for a intensidade do feixe de fótons incidentes e I é a intensidade do feixe transmitido através do material com espessura x e densidade ρ, então o coeficiente de atenuação de massa pode ser obtido por:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho x} ln\left(\frac{I_0}{I}\right) \qquad \left[\frac{m^2}{kg}\right] \tag{1.19}$$

A partir do coeficiente de atenuação de massa pode-se definir o coeficiente de transferência de energia de massa μ_{tr}/ρ, que é a fração de energia do fóton incidente transferida como energia cinética do elétron proveniente da interação.

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho}\left(\frac{E_c}{E_0}\right) \tag{1.20}$$

sendo E_c a parcela da energia do feixe (E_0) convertida em energia cinética do elétron.

O coeficiente de absorção de energia de massa, μ_{ab}/ρ, para diferentes interações, é a fração média do coeficiente de transferência de energia que efetivamente contribuiu para a absorção da energia dos fótons incidentes no material alvo.

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1-g) \tag{1.21}$$

sendo g um fator correlacionado à energia média dos elétrons secundários que é perdida nas interações radiativas (*Bremsstrahlung*) (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 2004).

A Figura 1.10 apresenta os coeficientes de atenuação de massa em função da energia para diversos materiais, numa faixa de energia de interesse para o diagnóstico e para a radioterapia.

1.2 Aplicação de elétrons na radioterapia

Feixes de elétrons de alta energia são comumente empregados na radioterapia, para tratamento de cânceres mais superficiais, evitando lesionar tecidos sadios em regiões mais profundas (KHAN, 2010; LEVITT et al., 2008; PEREZ; BRADY, 1998; AAPM, 2009; ICRU, 2004). Esse feixe diferentemente dos feixes fótons, tem um alcance menor e definido por se tratar de uma radiação diretamente ionizante, entregando praticamente toda a sua energia ao paciente (ICRU, 1998; ICRU, 2004). Assim um cuidado especial com este tipo de radiação é requerido, optando-se preferencialmente por aplicar o feixe de radiação perpendicularmente à superfície de entrada (AAPM, 2009), afim de aproveitar ao máximo a sua forma de deposição da energia ou dose absorvida no volume alvo em profundidade, para tratar lesões próximas à superfície. A aplicação de um único feixe de radiação ou composição de dois ou mais adjacentes é amplamente empregada em plastrão de mama (superfície onde a estrutura da mama é apoiada) (AAPM, 2009), doenças na órbita ocular (ARTHUR et al., 1997), coluna (MIRALBELL et al., 1997; NARAYANA; JESWANI; PAULINO, 1999), pós-mastectomia, linfoma cutâneo, e outros tipos de cânceres (AAPM, 2009).

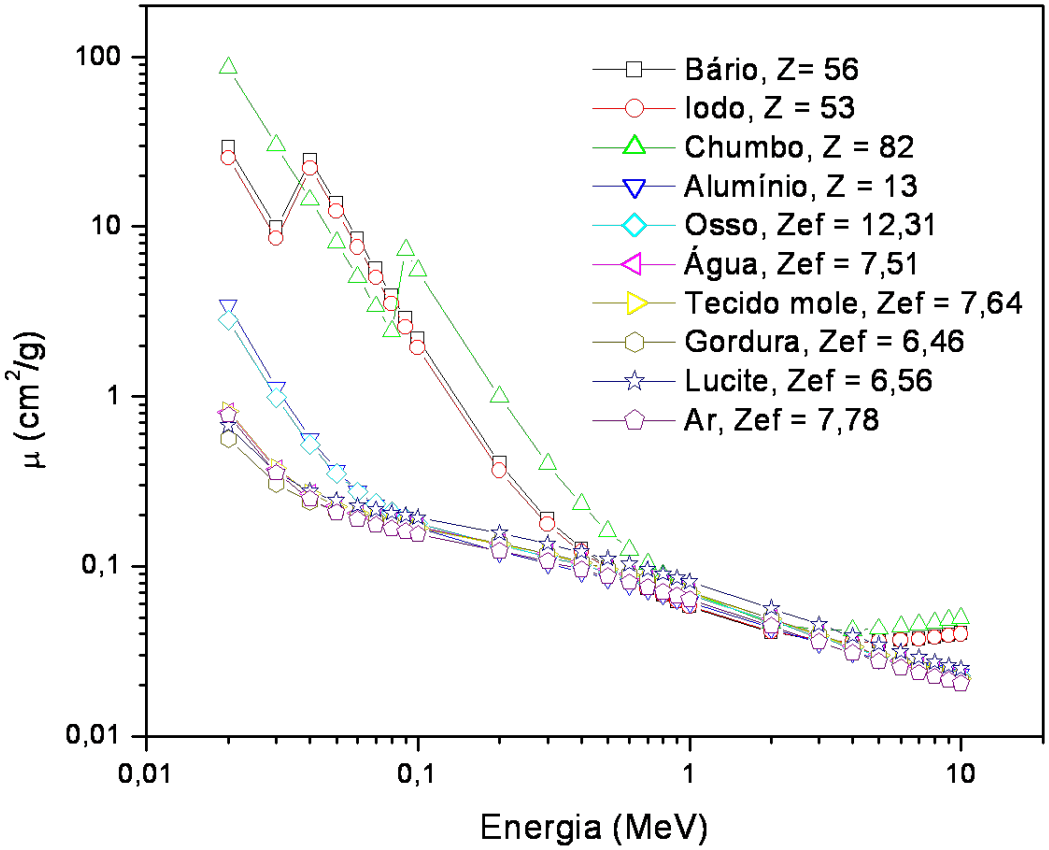


Figura 1.10. Curvas de coeficientes de atenuação de massa em função da energia, para diferentes materiais.

Quando se opta pela aplicação de um feixe de radiação com elétrons, dependendo do médico radioterapeuta, do tipo, do estágio e desenvolvimento do câncer o gradiente de dose absorvida escolhida pode ser de 5, 10 ou 15%. Normalmente é escolhido um gradiente de dose absorvida de 10% para o tumor, sendo esta região a considerada como terapêutica. Na Figura 1.11, para exemplificar, esta região se situa entre as profundidade de 1,2 e 2,7 cm, a partir da superfície de entrada de um feixe de elétrons com energia de 9 MeV.

Na literatura podem ser encontradas algumas avaliações de sobreposição de feixes adjacentes, tanto para fótons quanto para elétrons, com e sem aplicação

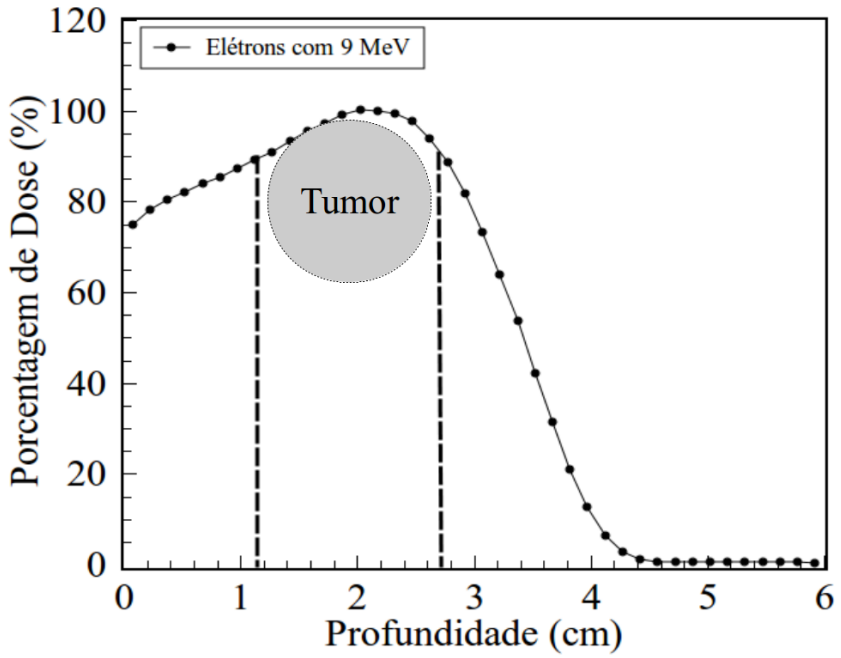


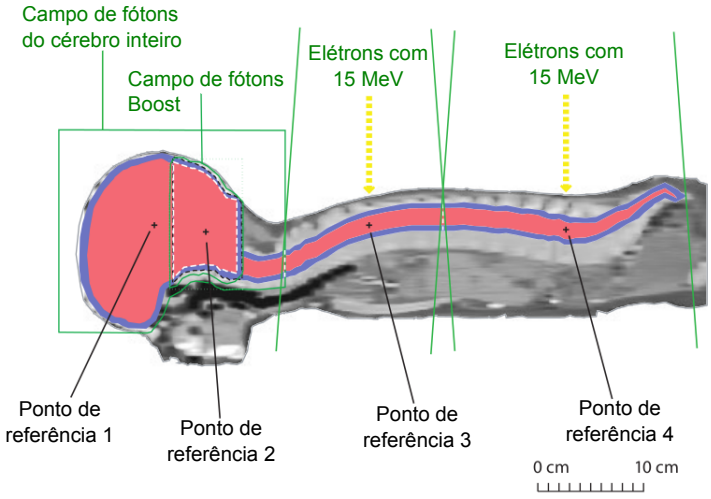
Figura 1.11. Curva da porcentagem de dose absorvida em profundidade, para um feixe de elétrons de 9 MeV, destacando a região em que deve ficar o tumor, cujo gradiente máximo de dose absorvida é de 10%.

de *gap* ou com aplicação de dispositivos (filtros, folhas espalhadoras, etc.) na busca de corrigir os pontos "quentes" causados pelas sobreposições das curvas de isodose (AGARWAL; MARKS; CONSTABL, 1972; FARIDEH, 1978; PAPIEZ; DUNSCOMBE; MALAKER, 1992; RYMEL, 1995; ZACKRISSON; KARLSSON, 1996; ARTHUR et al., 1997; MCKENZIE, 1998; SUN et al., 1998; ZHU et al., 1998; ICRU, 2004). Apesar desses estudos realizados, ainda não há um método formal para correção dessas sobreposições de isodoses nas interfaces de feixes de elétrons, assim como não há uma avaliação de como esta sobreposição de dose absorvida se comporta, para vários tamanhos de campos e energias de feixes de radiação, com a finalidade de saber qual valor de *gap* seria ideal a ser aplicado, para cada caso.

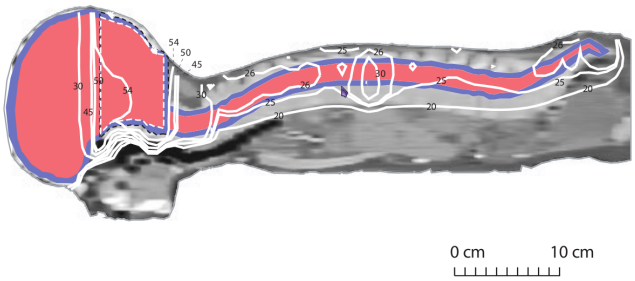
1.3 Aplicação de campos adjacentes na radioterapia

Na figura 1.12(a) tem-se a aplicação de feixes adjacentes de elétrons e fótons em um tratamento de meduloblastoma de uma criança. Pode-se verificar a presença de

duas regiões adjacentes, na região cervical, entre os feixes de fótons no crânio e o feixe de elétrons da coluna toráxica e entre os dois campos de elétrons que irradiam toda a coluna. Na Figura 1.12(b) são mostradas as curvas de isodose resultantes da aplicação desses feixes, apresentando pontos quentes nas duas regiões adjacentes quando não há aplicação de correção para estes feixes (ICRU, 2004). Outra situação na qual feixes mistos podem ser aplicados, pode ser no tratamento de epicrânio, no qual as regiões lateriais do crânio, descontando somente a região da calota craniana, são irradiadas com elétrons, e dois feixes complementares de fótons irradiam a região da calota craniana (AAPM, 2009). Estes são exemplos de situações críticas, que podem ser encontradas na rotina e que são motivos de apreensão (ZHU et al., 1998; NARAYANA; JESWANI; PAULINO, 1999; KEMIKLER, 2006).



(a)



(b)

Figura 1.12. Tratamento de meduloblastoma com (a) aplicação de feixes adjacentes de fótons no crânio e de elétrons na coluna e (b) distribuições de doses absorvidas decorrentes das aplicações dos feixes em (a) (ICRU, 1984).

Uma maneira de corrigir a sobreposição da dose absorvida entre feixes adjacentes, sejam estes de elétrons, fótons ou mistos, é através da aplicação de um *gap* (distanciamento) entre as suas regiões de interface. Comumente este método é utilizado para aplicações com feixes de fótons, onde se busca evitar a sobredosagem numa região de interesse ou região crítica. Conforme indicado na Figura 1.13, tem-se uma sobredosagem na região de interface dos feixes, a qual pode ser evitada quando aplicado o *gap* entre os campos, a partir de uma profundidade de interesse.

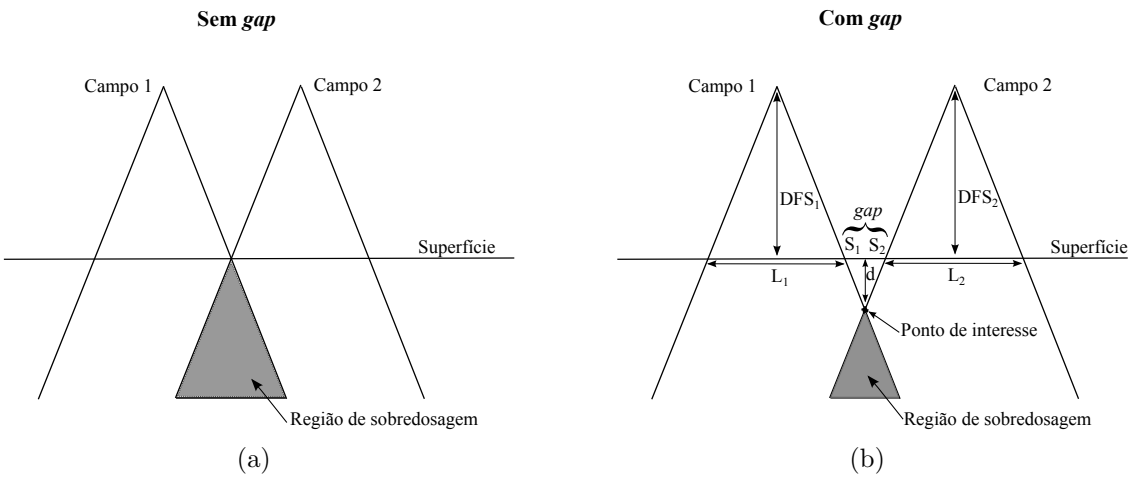


Figura 1.13. Aplicação de feixes de fótons adjacentes em tratamentos clínicos. (a) sem a utilização do *gap* entre os campos e (b) com aplicação do *gap* entre os campos, com base em uma profundidade de interesse.

Com base na configuração geométrica da Figura 1.13 foi desenvolvida a Equação 1.22 para cálculo do *gap* a ser aplicado entre dois feixes de fótons paralelos e adjacentes (PEREZ; BRADY, 1998; LEVITT et al., 2008):

$$gap = S_1 + S_2 = \left[\frac{L_1}{2} \cdot \left(\frac{d}{DFS_1}\right)\right] + \left[\frac{L_2}{2} \cdot \left(\frac{d}{DFS_2}\right)\right] \tag{1.22}$$

sendo o *gap* a distância entre dois feixes, com tamanhos de campo L_1 e L_2, DFS_1 e DFS_2 são as distâncias fonte-superfície, S_1 e S_2 representam respectivamente a metade da distância de *gap* para cada um dos campos e d é a profundidade até o ponto de interesse.

Uma outra maneira de evitar a sobreposição de feixes adjacentes é por meio da

angulação de um ou dos dois feixes incidentes, conforme Figura 1.14 (KHAN, 2010; LEVITT et al., 2008; PEREZ; BRADY, 1998; AAPM, 2009; ICRU, 2004).

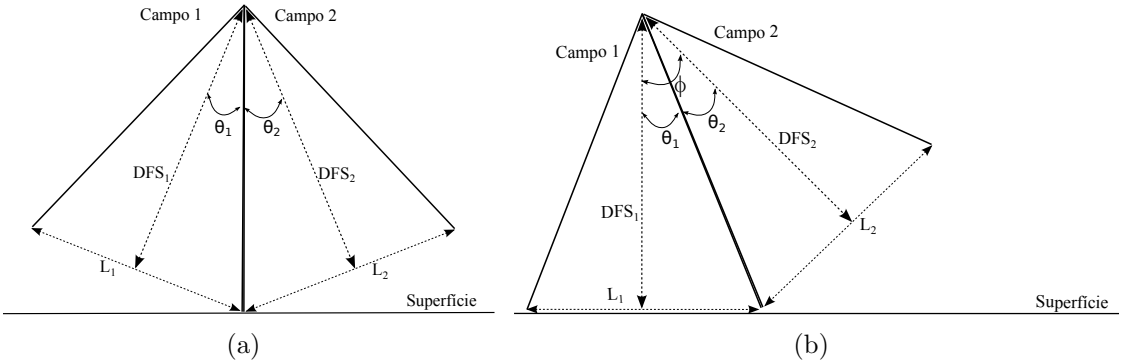


Figura 1.14. Aplicação de *gap* angulado para dois campos adjacentes, (a) angulando os dois campos ou (b) optando pela angulação de apenas um deles.

Se a opção for por angular os dois feixes, Figura 1.14(a), a angulação de cada feixe ou campo será obtida de acordo com a Equação 1.23 (AAPM, 2009). Essa técnica é realizada incidindo o feixe perpendicularmente à superfície de interesse, e em seguida angulando os feixes em uma direção (da convergência), realizando o tratamento. A angulação dos feixes será por:

$$\theta_i = tan^{-1}\left(\frac{1}{2} \cdot \frac{L_i}{DFS_i}\right) \tag{1.23}$$

sendo θ_i o ângulo a ser aplicado a cada feixe incidente, L_i é o tamanho do campo e DFS_i a distância fonte-superfície quando não angulado.

Se a opção for por angular apenas um dos feixes, Figura 1.14(b), o primeiro feixe deve ser incidido perpendicularmente à superfície de entrada, e para o segundo o *gantry* (cabeçote do acelerador) deve ser girado de um ângulo ϕ dado pela Equação 1.24.

$$\phi = \theta_1 + \theta_2 \simeq tan^{-1}\left(\frac{1}{2} \cdot \frac{L_1 + L_2}{DFS}\right) \tag{1.24}$$

sendo ϕ o ângulo a ser aplicado ao segundo feixe e DFS é a distância fonte-superfície comum aos dois campos (antes de girar o segundo feixe).

É comum na rotina clínica a presença de gráficos como o apresentado na Figura 1.15 para inferir a angulação do cabeçote, quando da escolha da última técnica para angulação de apenas um dos campos.

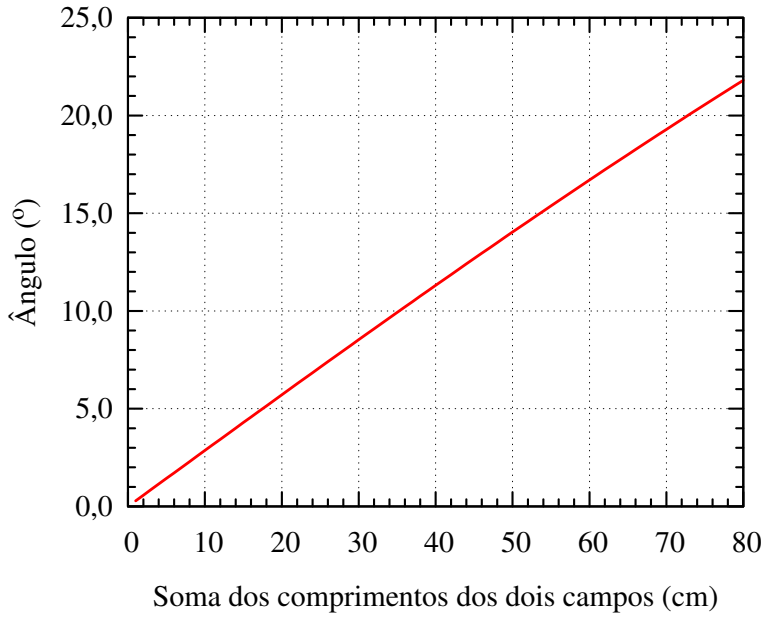


Figura 1.15. Curva para determinação da angulação a ser aplicada ao segundo feixe de fótons, partindo das dimensões dos campos a serem aplicados, para uma $DFS = 100$ cm, obtida através da Equação 1.24.

1.4 Dosímetro Fricke Xilenol Gel

O dosimetro Fricke é fabricado a partir do sulfato ferroso, ácido sulfúrico e água. Foi desenvolvido por Hugo Fricke e Stern Morse em 1927 e seu comportamento mostrou que a oxidação do sulfato ferroso era proporcional à absorção da energia pela solução (dose absorvida). O dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG) se diferencia do Fricke original, pela adição do corante alaranjado de xilenol e da gelatina de pele de porco, os quais proporcionaram comportamento linear em uma ampla faixa de dose absorvida (0,1 a 30 Gy), possibilidade de leituras bi e tridimensionais, maior estabilidade da leitura, diminuição do limite inferior da dose absorvida e mudança de cor proporcional à dose absorvida (CALCINA et al., 2007; CALDEIRA et al., 2007b; OLIVEIRA et al., 2007; OLIVEIRA et al., 2009; SATO; ALMEIDA;

MOREIRA, 2009; PIRANI et al., 2009; SAMPAIO et al., 2011; SAMPAIO et al., 2013b). Este dosímetro, além das vantagens apresentadas, tem número atômico efetivo e densidade próximos daquele do tecido mole, o que permite se fazer uma dosimetria confiável ao utilizá-lo.

Assim como o corpo humano, que é constituído em grande parte por água, o dosímetro químico Fricke encontra-se em solução aquosa, permitindo que a radiação, ao interagir com as moléculas de água, promova o surgimento de íons H^+, OH^-, OH, HO_2, H_2O_2 e e^-_{aq} (CALCINA et al., 2007), através do processo conhecido como radiólise da água.

Alguns desses radicais se ligam ao íon Fe^{+2} oxidando-o e produzindo Fe^{+3} que interage com o alaranjado de xilenol $[XO]$, produzindo o complexo indicador de dose absorvida $[XO - Fe^{+3}]$ (CALDEIRA et al., 2007b; CALCINA et al., 2007; PIRANI et al., 2009).

Considerando-se a concentração do complexo $[XO - Fe^{+3}]$, esta pode ser quantificada através de técnicas como a espectroscopia UV−visível no comprimento de onda de 585 nm e a dose absorvida pode ser inferida desde que conhecido o rendimento químico da solução $G(Fe^{+3})$ (número de íons de interesse formados para cada 100 eV de energia absorvida) (SCHREINER, 2004).

$$[\Delta Fe^{+3}] = \frac{D_{Abs} \cdot G(Fe^{+3}) \cdot \rho \cdot 10}{N_A \cdot e} \tag{1.25}$$

sendo:
D_{Abs}: Dose absorvida na solução em Gy
$G(Fe^{+3})$: Rendimento químico para a energia de interesse
ρ: Densidade da solução
N_A: Número de Avogrado
e: Número de joules por elétron-volt

A mudança da cor no FXG em função da dose absorvida da radiação possibilita leitura de absorção ou densidade óptica na região visível, com pico máximo de absorção em 585 nm (Figura 1.16). Este tipo de dosímetro composto por gelatina 270 bloom, alaranjado de xilenol, sulfato ferroso, ácido sulfúrico e água Milli-Q, vem

sendo amplamente utilizado para obtenção de medidas em radioterapia no Brasil pelo grupo RADIARE do DF-FFCLRP-USP (CALDEIRA et al., 2007a; CALCINA et al., 2007; OLIVEIRA et al., 2007; MOREIRA; PETCHEVIST; ALMEIDA, 2009; PIRANI et al., 2009; SATO; ALMEIDA; MOREIRA, 2009; SILVEIRA et al., 2011; SAMPAIO et al., 2011; SAMPAIO et al., 2013b).

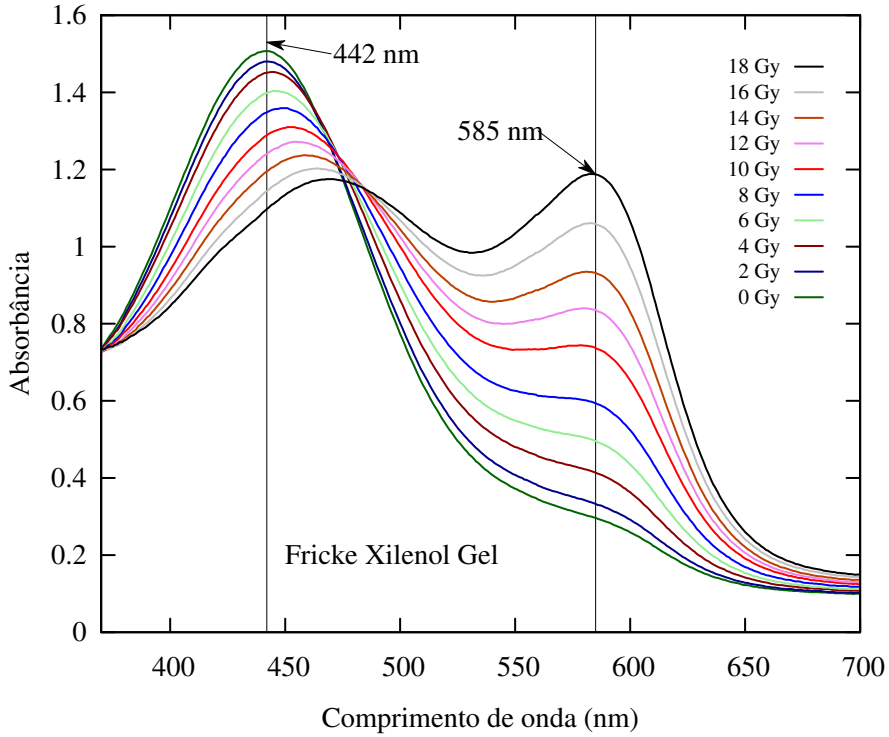


Figura 1.16. Espectro de absorbância do dosímetro FXG para diferentes valores de doses aplicadas, mostrando que os valores de absorção são máximos em 585 nm.

A obtenção da dose absorvida da radiação incidente é determinada através da quantidade de íons férricos produzidos, medida pela densidade óptica da amostra irradiada e comparada com aquela da amostra não irradiada. A densidade óptica (DO) da amostra pode ser dada por:

$$DO = log\frac{I_0}{I_T} \tag{1.26}$$

sendo I_0 a intensidade da luz incidente e I_T a da luz transmitida.

Normalmente os espectrofotômetros, aparelhos que determinam precisamente as leituras de uma solução para qualquer energia do ultravioleta ao infravermelho,

são utilizados para realizar medidas no dosímetro FXG, contudo, a exemplo deste trabalho, um sistema de medida com dispositivo CCD também pode ser utilizado como instrumento de leitura. Desta maneira, a determinação da dose absorvida pelo dosímetro FXG em função da densidade óptica é dada pela Equação 1.27 (SCHREINER, 2004)

$$D_{abs} = \frac{9,65 \cdot 10^9}{\varepsilon \cdot \rho \cdot l \cdot G(Fe^{+3})} \cdot \Delta DO \tag{1.27}$$

sendo $9,65 \cdot 10^9$ é um fator de conversão (de eV para J) para a solução dosimétrica, ΔDO é a densidade óptica resultante do dosímetro irradiado (Equação 1.26), ε é o coeficiente de extinção molar em $M^{-1} \cdot cm^{-1}$, ρ é a densidade do dosímetro em $kg \cdot m^{-3}$, $G(Fe^{+3})$ é o rendimento químico em $mol \cdot J^{-1}$ e l é o caminho óptico da amostra (cm^{-1}).

Na falta do rendimento químico para se obter o valor de D_{Abs}, se o feixe for calibrado com um dosímetro terciário (câmara de ionização) intercalibrado num laboratório de padronização secundário, então a dose absorvida pode ser inferida desde que uma curva de calibração seja feita para o dosímetro gel (densidade óptica *versus* dose absorvida) a partir dos resultados conhecidos das doses absorvidas para a câmara de ionização para os mesmos feixes, geometrias e condições de utilização. Esta via para obtenção da dose absorvida é a que foi utilizada nesta pesquisa.

1.5 Sensor *Charge-Coupled Device* (CCD)

Um sensor CCD é um circuito integrado semicondutor sensível à luz, o qual consiste de uma matriz de fotodiodos quadrados (comumente feitos de silício) e um amplificador de leitura, eletrônicamente associado (AIKENS; AGARD; SEDAT, 1988; SPRING, 2000; MURPHY, 2000; SPRING et al., 2009). O CCD tem a capacidade de armazenar e transferir dados adquiridos, considerando cargas elétricas geradas a partir do efeito fotoelétrico e consequentemente do número de fótons de colisão, criando um número de cargas proporcionalmente à intensidade da luz nele incidente.

As estruturas básicas do CCD e princípio de operação foram primeiramente descritos por W. Boyle and G. E. Smith, a partir de trabalhos desenvolvidos nos AT&T Bell Labs, para aplicações em memória do tipo não volátil em 1970 (BOYLE; SMITH, 1970). Em poucos anos, outros pesquisadores também contribuíram para o progresso desta nova tecnologia, o que originou diferentes tipos de CCDs (JANESICK et al., 1987; JANESICK et al., 1989; LABS, 2012), incluindo os dispositivos capazes de capturar imagens (TOMPSETT; AMELIO; SMITH, 1970).

Basicamente, um sensor de imagem CCD alia sua área fotoativa à região de transmissão. A primeira é responsável pela geração de carga e a última pela transferência dos registros. Quando um fóton de luz visível colide com o fotodiodo, um fotoelétron é emitido da camada de silício e é imediatamente aprisionado em um poço de potencial. Uma vez que o CCD é exposto à luz, fotoelétrons se acumulam no poço de potencial até que este seja preenchido, correspondendo à uma saturação no *pixel* da imagem digital. Inicialmente, fotoelétrons não são convertidos em sinal elétrico, sendo estas cargas deslocadas de um fotodiodo para o outro, por acoplamento e desacomplamento de poços potenciais, até alcançar o amplificador de leitura, onde estas cargas são convertidas em voltagem de sinal analógico (FELBER, 2002). Esta voltagem vai diretamente para um conversor analógico-digital (A/D), no qual valores digitais de tons de cinza são obtidos. Como resultado, uma imagem digital, ou seja, uma matriz de *pixels* com diferentes níveis de tons de cinza é obtida (JANESICK, 2001). Um exemplo de dispositivo CCD básico é apresentado na Figura 1.17.

Uma vez que sensores de imagens CCD são sensíveis somente às intensidades de luz, imagens coloridas são comumente obtidas considerando três diferentes canais de aquisição de baixo custo. Cada um desses canais filtra cada uma das cores primárias: vermelho, verde e azul (sistema RGB). Um método de baixo custo desenvolvido para essas aquisições é aplicar uma grade especial de cores, conhecida como padrão de Bayer. Neste método, cada *pixel* fornece uma razão no sinal de 1:2:1 para as cores vermelho, verde e azul, respectivamente.

Após o começo da produção em massa dos CCDs, os sensores de imagem CCD foram largamente aplicados de maneira eficaz nas mais distintas áreas, especialmente

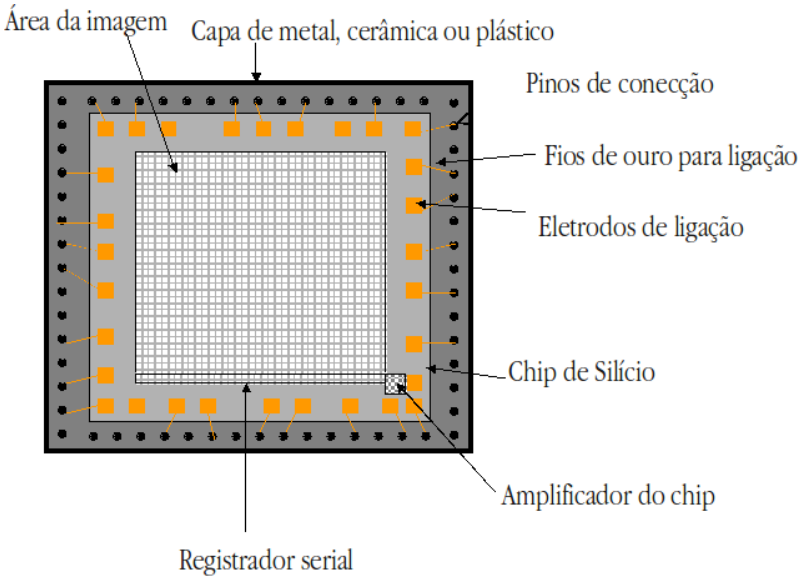


Figura 1.17. Dispositivos que compõem um sensor CCD básico (HAMILTON et al., 2006).

nas áreas médicas e científicas, onde a aquisição de dados de alta qualidade se faz necessário. Um grande exemplo da aplicação dos CCDs na medicina refere-se às aquisições de imagens diagnósticas, nas quais filmes radiográficos vem largamente sendo substituídos por sensores digitais (radiografia digital). Esta substituição proporciona consideráveis melhoras no tempo de aquisição das imagens e na possibilidade da realização de técnicas de processamento de imagens mais rápidas e elaboradas (GUERRA, 2004; HERTRICH, 2005).

Atualmente o grupo de pesquisa RADIARE está trabalhando em uma técnica mais barata e prática quando se deseja fazer leituras de varredura (ponto-a-ponto) em uma amostra grande, baseada num sistema de leitura CCD (Charged-Coupled Device), uma vez que este sistema apresenta grandes vantagens quando se trabalha com dosímetros géis (WOLODZKO; MARSDEN; APPLEBY, 1999; GAMBARINI et al., 2004; LUCIANI et al., 2006; SATO; ALMEIDA; MOREIRA, 2009; SAMPAIO et al., 2013a; SAMPAIO et al., 2013c).

1.6 Filme radiocrômico

Uma modalidade promissora na dosimetria bidimensional é o filme radiocrômico ou Gafchromic (AAPM, 1998; RINK; VITKIN, 2005), o qual se trata de um filme que responde sensivelmente à luz ultravioleta e radiação ionizante de alta energia, por mudança da cor amarela para a azul e apresentando bandas de absorção em 610 nm e 670 nm (LEWIS, 2010). Neste tipo de filme a mudança da cor é induzida através da formação de um corante ou processo de polimerização, que é realizada diretamente, sem a necessidade de qualquer processamento químico, apresentando estabilidade até temperaturas de 60°C. A imagem adquirida pode ser lida por um densitômetro por escaneamento a laser de $He - Ne$ (REINSTEIN; GLUCKMAN, 1997) ou por um escaner de transmissão convencional (DEVIC et al., 2005; LEWIS, 2010). Uma outra característica importante destes tipos de filme é que seu coeficiente de absorção de massa para fótons e seu poder de freamento colisional de massa para elétrons são muito próximos daqueles encontrados para a água e tecido mole, o que o torna um material tecido equivalente e menos suscetível às influências espectrais que o filme radiográfico. O grande interesse clínico pelo uso do filme radiocrômico é devido à facilidade em ser manipulado, ser praticamente insensível à luz visível, possuir alta resolução espacial, apresentar significativo aumento da sensibilidade e uniformidade em relação a filmes anteriores, e progressiva redução do preço com o tempo (DEVIC et al., 2004; RINK; VITKIN, 2005). As leituras deste dosímetro, assim como do dosímetro FXG, se baseiam no princípio da densidade óptica, e portanto, suas leituras podem ser adquiridas por meio do uso da Equação 1.26. Maiores detalhes sobre as características físico-químicas do filme radiocrômico e aplicações na dosimetria de vários tipos de radiações podem ser encontradas na literatura (AAPM, 1998; LEWIS, 2010).

1.7 Simulação por Método Monte Carlo

O Método de Monte Carlo (MMC) é uma ferramenta que combina conceitos estatísticos (amostragem aleatória), que aliado a um grande gerador de números

pseudo-aleatórios (computador) permite grande quantidade de cálculos para simular situações mais próximas da realidade, apresentando a vantagem de adequar-se de forma precisa a qualquer geometria complexa (NELSON; HIRAYAMA; ROGERS, 1985).

Comumente são aplicados diversos códigos para simulação de transporte de feixes de radiações de baixa e alta energia utilizando o Método de Monte Carlo, tais como: EGS (NELSON; HIRAYAMA; ROGERS, 1985), GEANT (AGOSTINELLI et al., 2003), MCNP (BRIESMEISTER, 1993) e PENELOPE (SEMPAU et al., 1997; SALVAT; FERNANDEZ-VAREA; SEMPAU, 2006), sendo às vezes aplicados mais de um método de simulação (KUM, 2007). Cada um destes códigos utiliza algorítmos diferentes no transporte de partículas ou radiação, o que resulta em diferentes níveis de dificuldade de uso, acurácia dos resultados produzidos e tempo de simulação, devendo o usuário escolher o código que melhor atenda às suas necessidades. Uma das grandes vantagens do MMC é que por se tratar de um método simples que pode ser aplicado a problemas físicos e matemáticos de qualquer complexidade, sendo estes resultados dependentes da função densidade de probabilidade dos objetos de estudo. Uma das principais desvantagens é que o método apresenta soluções com erros em função do número de histórias simuladas, o que ocasiona tempos elevados de simulação quando se busca resultados com alta precisão. Devido à vantagem que esses códigos apresentam para simular a deposição da energia em uma variedade de modelos geométricos, sua aplicação vem sendo amplamente realizada para cálculos de doses absorvidas em determinadas regiões ou órgãos do corpo. Esses códigos têm a capacidade de simular o depósito de energia para diferentes modelos geométricos, partindo de células até órgãos do corpo humano, tornando-se uma ferramenta poderosa para profissionais que trabalham com dosimetria (FERNANDEZ-VAREA et al., 1993; SEMPAU; WILDERMAN; BIELAJEW, 2000; SALVAT; FERNANDEZ-VAREA, 2009).

Neste trabalho será utilizado o código computacional PENELOPE, o qual apresenta código fonte aberto, possibilitando que o programa seja ajustado de acordo com as necessidades do usuário (SALVAT; FERNANDEZ-VAREA; SEMPAU, 2008). Seu algoritmo com linguagem FORTRAN é baseado em um modelo de

espalhamento, combinando uma base numérica de dados com modelos de seção de choque para os diferentes mecanismos de interação. O PENELOPE pode ser aplicado para simular partículas com energias a partir de algumas centenas de eV até aproximadamente 1 GeV. Neste código a simulação de fótons é realizada por método convencional, simulação de forma detalhada, e os pósitrons e elétrons são baseados em eventos mistos, o qual combina a simulação detalhada de eventos mais complexos com a simulação condensada de eventos mais simples. Maior detalhamento sobre processos físicos envolvidos, funcionamento do código e aplicação podem ser encontrados na literatura (SALVAT; FERNANDEZ-VAREA, 2009; SALVAT; FERNANDEZ-VAREA; SEMPAU, 2008; SEMPAU et al., 1997; SEMPAU; WILDERMAN; BIELAJEW, 2000; FERNANDEZ-VAREA et al., 1993).

A Figura 1.18 resume os processos envolvidos no código de simulação PENELOPE num procedimento de simulação simples.

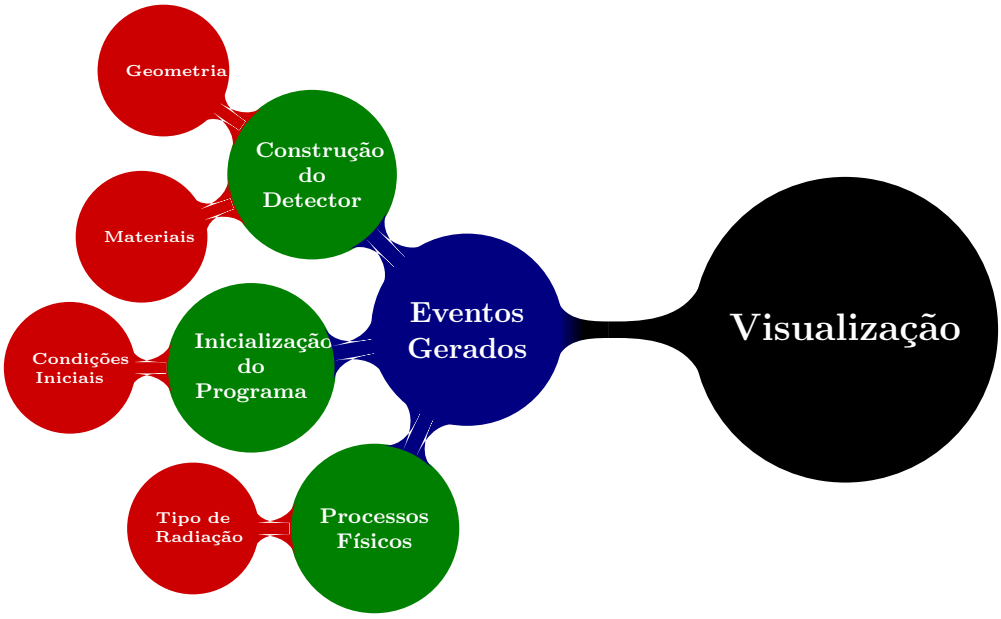


Figura 1.18. Esquema simplificado e básico de como é realizado o processo de simulação com o programa PENELOPE.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Capítulo 2

MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Dosímetros e cubetas simuladoras

2.1.1 *Confecção de cubetas simuladoras e preparo do dosímetro FXG*

Este trabalho consiste em avaliar a combinação dos comportamentos de campos adjacentes de radiação ionizante (elétrons e fótons) em aplicações radioterápicas e para tal foram desenvolvidos alguns modelos de cubetas acrílicas, afim de simular as irradiações propostas. Cinco modelos de cubetas foram confeccionadas com paredes acrílicas de 1 mm de espessura: cilíndricas com 15 cm de diâmetro (para simular crânio), cilíndricas com 25 cm de diâmetro (para simular abdômen ou tórax), ambas com caminho óptico de 1 cm, para o estudo de feixes adjacentes incidentes sobre superfícies curvas; quadradas com dimensões de 25 $\times$ 25 $\times$ 1 cm^3, 20 $\times$ 20 $\times$ 1 cm^3 e 15 $\times$ 15 $\times$ 1 cm^3, para o estudo de feixes adjacentes de elétrons incidentes sobre superfícies planas. Cubetas padrão de 4,5 $\times$ 1,0 $\times$ 1,0 cm^3, também foram utilizadas em algumas irradiações, para obtenção de curvas de calibração. Para realizar a simulação de meio espalhador foram desenvolvidos objetos simuladores de água de 50 $\times$ 50 $\times$ 50 cm^3, de 25 cm e 15 cm de diâmetro, ambos com 12 cm de altura.

Para a confecção do FXG, cujos componentes são apresentados na Tabela 2.1,

primeiramente a gelatina é dissolvida em 75% do volume de água da receita e mantidos a uma temperatura de aproximadamente 40°C. Em seguida é adicionada uma mistura de alaranjado de xilenol e ácido sulfúrico, dissolvidos em 12,5% do volume de água da receita. Para finalizar, é adicionado o sulfato ferroso dissolvido na água restante (12,5% do volume de água da receita) (CALDEIRA et al., 2007a; PIRANI et al., 2009; OLIVEIRA et al., 2009; SILVEIRA et al., 2011).

Tabela 2.1. Substâncias, fórmulas estequiométricas, pesos moleculares, concentrações molares e porcentagens em massa dos componentes presentes no dosímetro Fricke Xilenol Gel (BERO; GILBOY; GLOVER, 2001).

Substância	Fórmula química	Peso molecular g/mol	Concentração mM	Porcentagem em massa %
Gelatina de pele de porco	$(C_{17}H_{32}N_5O_6)_x$	402, 47	124, 38	4,76
Alaranjado de xilenol	$C_{31}H_{28}N_2O_{13}$	760, 58	0, 10	0,01
Sulfato ferroso amoniacal	$Fe(NH_4)(SO_4)_2 \cdot 6H_2O$	312, 12	0, 63	0,02
Ácido fulfúrico	H_2SO_4	98, 07	24, 39	0,23
Água	H_2O	18, 02	–	94,99

Após a preparação do FXG, as cubetas foram preenchidas com o dosímetro e em seguida levadas para resfriamento na geladeira ($\sim 5°$C) por cerca de 10 horas. Após este período, o FXG encontrava-se no estado de gelatina rígida e as cubetas estavam prontas para serem irradiadas. As incertezas determinadas para o dosímetro FXG foram relacionadas a sua repetitividade.

2.1.2 *Filme radiocrômico*

No estudo realizado, o filme dosimétrico Gafchromic®/EBT2 foi utilizado como dosímetro alternativo para validação dos resultados adquiridos com o FXG e com o Método Monte Carlo (MMC). A escolha deste dosímetro deve-se: à possibilidade de realizar leituras bidimensionais, ser um dosímetro baseado em leituras de densidade óptica e apresentar intervalo de sensibilidade de leitura que engloba valores de doses absorvidas aplicadas em tratamentos na radioterapia. Maiores detalhes sobre as características, composição e processo de leitura do filme radiocrômico podem ser encontrados na literatura (AAPM, 1998; LEWIS, 2010). As incertezas determinadas

para o filme radiocrômico foram relacionadas a sua repetitividade.

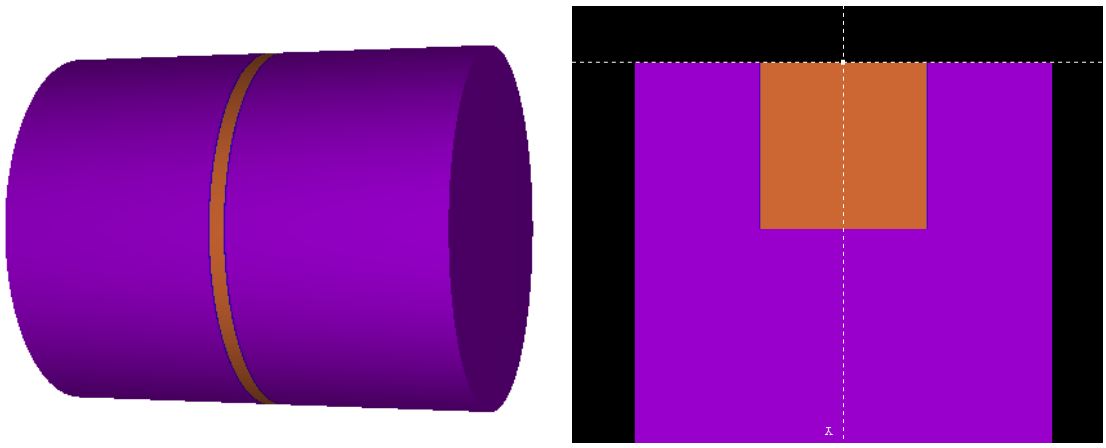
2.2 Simulação Monte Carlo

Uma vez que as irradiações foram realizadas com um acelerador linear, as simulações correspondentes realizadas, com a finalidade de confrontar os resultados obtidos, foram feitas mais próximas possíveis da realidade prática. Dessa maneira, os feixes de elétrons e fótons foram simulados apresentando distribuições espectrais em energia e projeções geométricas similares às dos feixes experimentais. O cabeçote do equipamento foi simulado através do código PENELOPE (SALVAT; FERNANDEZ-VAREA; SEMPAU, 2008) e os componentes principais que caracterizam o feixe clínico, como alvo de fótons, filtro achatador para fótons, folha espalhadora de elétrons, câmaras de ionização de fótons e de elétrons, espelho, colimadores primários e secundários, foram simulados respeitando suas dimensões e materiais de composição (SIEMENS, 2006a; SIEMENS, 2006b). Para as simulações dos espectros foi utilizado o pacote PenLinac (RODRIGUEZ, 2008), dedicado para reproduzir cabeçotes de aceleradores clínicos e obter espectros de seus feixes; os quais neste trabalho foram obtidos para 5, 8, 10 e 14 MeV considerando feixes de elétrons e 6 MV para feixes de fótons. Para averiguar se os espectros simulados resultantes eram adequados, foram realizadas também simulações desses feixes, incidindo sobre um objeto simulador de água ($50 \times 50 \times 50$ cm^3) com uma distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm.

Das simulações realizadas, as porcentagens de dose absorvida em profundidade para cada feixe foram comparadas com os valores medidos com a câmara de ionização de placas paralelas PTW/Markus/23343 para feixes de elétrons e câmara cilíndrica PTW/Farmer/N30001 para feixes de fótons. Os feixes simulados na água foram validados, após verifição que as diferenças percentuais na dose absorvida em profundidade com os dados experimentais eram menores que 2,0%. As incertezas para as simulações foram determinadas pelo programa de simulação PENELOPE.

As cubetas de acrílico, preenchidas com o dosímetro FXG, foram também simuladas entre e dentro de objetos simuladores de água para considerar a influência

do espalhamento das radiações, Figura 2.1.



(a) (b)

Figura 2.1. Geometrias simuladas para irradiações. (a) de cubeta cilíndrica preenchida com FXG e inserida entre dois objetos simuladores cilíndricos de água e (b) de cubeta paralelepípeda preenchida com FXG e inserida dentro do objeto simulador cúbico de água.

Com a finalidade de se encontrar o *gap* entre dois campos de feixes adjacentes que fornecesse a melhor homogeneidade das doses absorvidas entre as interfaces das cubetas "planas", as dimensões do *gap* foram selecionadas no intervalo de 1 a 6 mm.

Para as cubetas cilíndricas foi realizado o seguinte arranjo experimental: o primeiro considerando a variação dos ângulos de incidência do eixo central do feixe (sentido horário e anti-horário) com N passos de 1° $(\theta + N_i)$, Figura 2.2(a); o segundo para verificar o comportamento das isodoses nas regiões de adjacência, após incidência de feixes com campos adjacentes, similares aos incidentes em cubetas "planas", Figura 2.2(b).

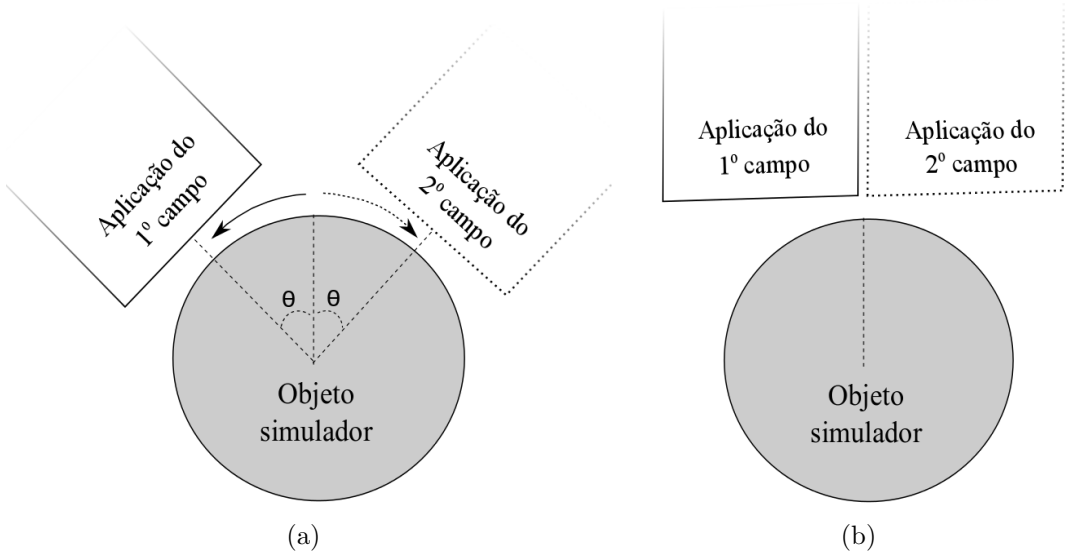


Figura 2.2. Esquema para simulação de feixes adjacentes de elétrons sobre cubetas cilíndricas com (a) incidência normal à superfície e com angulação adicional e (b) incidência de feixes paralelos e adjacentes.

2.3 Sistema de leitura e programa de processamento de imagens

2.3.1 *Protótipo com Sistema de Leitura CCD (PSLCCD)*

Para que fosse possível realizar a leitura das cubetas com dimensões maiores do que a padrão, normalmente utilizada (4,5 × 1,0 × 1,0 cm^3), com a possibilidade de leitura em curto intervalo de tempo para se evitar problemas com difusão do sinal, foi necessário o desenvolvimento de um protótipo de leitura. Este protótipo possui dimensões de 50 cm × 50 cm × 150 cm, é aliado a um sistema CCD (câmara Nikon/D40 com sensor RGB de 23,7 × 15,6 mm^2 com pixels de 6 μm) (KRAUS; KRAHM; DORAU, 2007) e a um conjunto de lentes com comprimentos focais de 18 a 55 mm, Figura 2.3.

O protótipo com sistema de leitura CCD (PSLCCD) foi feito numa estrutura de madeira, pintada internamente de preto para anular o espalhamento da luz. As amostras foram colocadas em cima de uma placa de acrílico fosca de 3 mm de

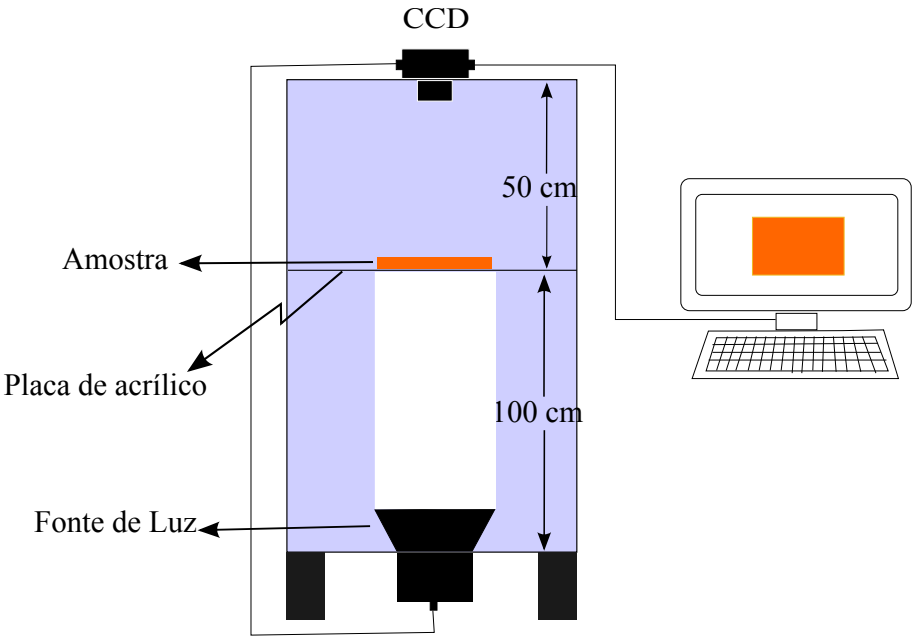


Figura 2.3. Esquema do PSLCCD desenvolvido ($50 \times 50 \times 150$ cm^3) para leitura das cubetas.

espessura e a uma distância de 100 cm de uma fonte de luz branca, que só era disparada quando o *flash* da câmara era ativado. Neste sistema o detector CCD fica posicionado 50 cm acima da placa de acrílico, de maneira a proporcionar leituras de cubetas com até 25×25 cm^2 de área, com baixa influência de aberrações ópticas (SAMPAIO et al., 2013a). Para este estudo foram utilizados os comprimentos focais de 24 e 55 mm e abertura do diafragma constante de f/22. O comprimento focal de 55 mm foi utilizado para realizar as leituras das cubetas padrão ($4{,}5 \times 1{,}0 \times 1{,}0$ cm^3) e o de 24 mm foi utilizado para as leituras das demais cubetas.

O PSLCCD desenvolvido foi caracterizado afim de se averiguar a confiabilidade de seus resultados para as leituras dos dosímetros FXG e filme dosimétrico. Inicialmente, das imagens obtidas foi analisada a resolução espacial do sistema de leitura para os comprimentos focais de 24 e 55 mm e para esta análise foram utilizados dois métodos: aplicação do DPT (dispositivo padrão de teste) e por MTF (*Modulation Transfer Function* ou Função de Transferência de Modulação). O DPT comumente utilizado em radiologia, tem a capacidade de permitir a determinação da resolução espacial de até 0,2 mm e o método por MTF é tido na literatura como um dos métodos mais confiáveis para tal propósito (YIN; GIGER; DOI, 1990;

MORISHITA et al., 1995; FELTZ; KARIN, 1990; SAMEI; FLYNN, 1998).

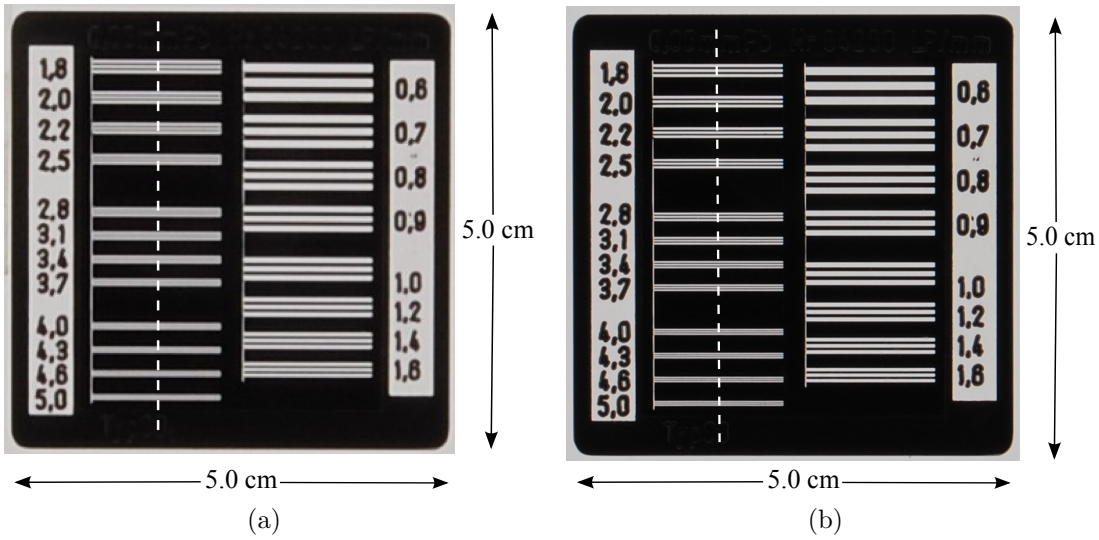


Figura 2.4. Imagens do DPT capturadas com o PSLCCD. (a) para o comprimento focal de 24 mm e (b) para o comprimento focal de 55 mm. As linhas pontilhadas indicam as direções das linhas de leitura, nas quais foram obtidos os perfis de intensindade.

A Figura 2.4 apresenta imagens do DPT avaliado nos comprimentos focais de 24 e 55 mm, para inferir suas respectivas resoluções espaciais. Este dispositivo de alta precisão (Supertech®) é composto por uma folha de chumbo de 5×5 cm^2 e 50 μm de espessura, inserida entre 2 placas de acrílico transparente de 1 mm de espessura cada, contento frequências espaciais de 0,6 a 5,0 pl/mm (pares de linhas por milímetro), correspondendo às resoluções espaciais de 1,66 a 0,2 mm. Em seguida foram capturados perfis no DPT, na direção perpendicular à dos pares de linhas, e foi verificada a capacidade do PSLCCD em distinguir esses pares de linhas, permitindo a determinação daquele com maior número de pl/mm ou maior resolução, e que corresponderia à resolução espacial do sistema para o comprimento focal utilizado.

Para a obtenção da MTF foi utilizada uma placa totalmente opaca à luz, cuja borda lateral foi posicionada coincidindo com o eixo central do dispositivo CCD e da fonte de luz, para se obter duas regiões distintas na imagem, "com e sem luz". A representação dessa placa é apresentada na Figura 2.5(a) juntamente com um perfil obtido no sentido da região opaca para a interface sem a presença da placa, representando uma ESF (*Edge Spread Function* ou Função de Espalhamento de

Borda). Esse perfil, buscando obter uma diminuição do ruído, foi obtido através da média dos perfis dentro de uma área de 2,0 × 2,0 cm^2 (centralizando a interface). A partir do perfil obtido, foi aplicada a primeira derivada no mesmo, o que resultou em uma função próxima à uma gaussiana, representando uma LSF (*Line Spread Function* ou Função de Espalhamento de Linha) (OLIVEIRA et al., 2009), Figura 2.5(b). Em seguida foi aplicada a FFT (*Fast Fourier Transform* ou Transformada Rápida de Fourier) para aquisição da intensidade do sinal em função do espaço de frequências, como apresentado na Figura 2.5(c).

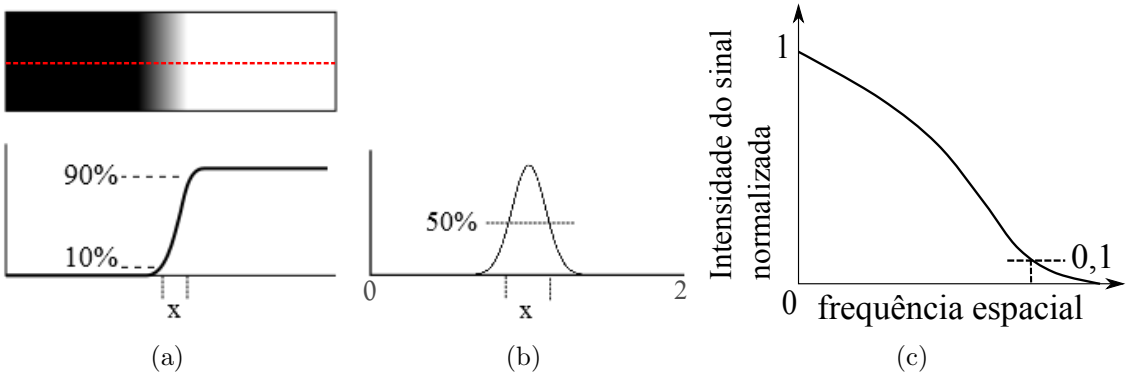


Figura 2.5. Gráficos para inferir a resolução espacial do PSLCCD. (a) Perfil da linha de leitura incluindo a região de interface, (b) resultado da primeira derivada do perfil anterior e (c) MTF resultante da aplicação da FFT na derivada obtida.

Na metodologia da MTF, a resolução do sistema é determinada quando a amplitude do espectro normalizado diminui para 10% (projetada no eixo das abscissas) (SMITH, 1999). Este é o limite comumente adotado para determinação da resolução espacial e também é o que foi adotado neste estudo, embora precisões maiores possam ser utilizadas (5% e 3%) (YIN; GIGER; DOI, 1990; FELTZ; KARIN, 1990).

Aplicação do PSLCCD e caracterização dos dosímetros

Após avaliada a resolução espacial do PSLCCD, foi vericada a sua aplicabilidade para leituras bidimensionais dos dosímetros FXG e filme radiocrômico. Uma vez que cada um desses dosímetros apresenta sensibilidades diferentes para diferentes regiões

do espectro visível, foi vericada a capacidade do PSLCCD em adquirir leituras em diferentes regiões desse espectro. Quando um feixe de luz branca atinge o detector CCD, o sinal é coletado em um sensor RGB, o qual pode ser decomposto em R (*Red*), G (*Green*) e B (*Blue*), ou em uma outra cor através de um filtro virtual (através de processamento de imagem). Cada cor está associada a uma sensibilidade que deverá ser analisada e escolhida de acordo com o dosímetro utilizado, relacionando pesos para R, G e B, de acordo com cada sensibilidade ou cada cor; assim quando o detector CCD receber a luz transmitida através da amostra, a sua sensibilidade será dependente de um ou mais desses canais. Uma vez que o contraste da imagem depende diretamente da sensibilidade, o canal ou conjunto de canais deve(m) ser cuidadosamente escolhido(s) para as medidas com os dosímetros. Desta maneira, medidas de **(a)** curva de calibração foram realizadas com a finalidade de encontrar o canal ou conjunto de canais a serem utilizados com os dosímetros FXG e filme radiocrômico e **(b)** distribuições de doses absorvidas foram realizadas com *scanner* de transmissão e com o PSLCCD com a finalidade de validar este último.

Para as medidas **(a)** e **(b)** foi utilizado o objeto simulador de água (50 × 50 × 50 cm^3) e tamanho de campo de 10 × 10 cm^2. Fótons de 6 MV (acelerador linear Siemens/Primus/6MV) e DFS de 100 cm para **(a)** e fótons de 1,25 MeV de uma fonte de ^{60}Co (Theratronics/Theratron 780C) e DFS de 80 cm para **(b)**. Para os procedimentos realizados em **(a)** e **(b)** foram utilizadas 3 amostras de cada dosímetro para cada valor da dose absorvida administrada, sendo considerado como resultado final a média dessas 3 amostras.

(a) Para caracterização dos dosímetros, foram obtidas curvas de calibrações através dos canais R, G, B e O (*Orange*). A escolha do canal laranja deve-se ao interesse em analisar a sensibilidade dos dosímetros na região próxima a 585 nm, onde ocorre o pico de máxima absorção do FXG, Figura 1.16. Os dosímetros FXG (já inserido nas cubetas acrílicas padrão) e filme foram irradiados na profundidade de *build-up* (1,5 cm), com intervalos de dose absorvida de 2 a 10 Gy e de 1 a 5 Gy, respectivamente. Uma vez que o filme se mostra mais sensível no canal vermelho, este foi irradiado com doses absorvidas menores porque apresentou saturação antes do que os outros canais.

(b) Para verificar a adequação do PSLCCD para leituras bidimensionais de mapas de isodoses, o dosímetro FXG preencheu as cubetas acrílicas com dimensões de $15 \times 15 \times 1$ cm^3 e o filme foi recortado, com essas mesmas dimensões, e fixado à cubeta no momento da irradiação. Esses dosímetros, foram inseridos no objeto simulador com água, mencionado anteriormente, e posicionados de maneira que suas interfaces ficassem no mesmo nível que a água e com suas faces de leituras paralelas ao campo de radiação. Foram administradas doses absorvidas de 4 Gy na profundidade de *build-up* (0,5 cm para o ^{60}Co) e as leituras dos dosímetros foram realizadas com o comprimento focal de 24 mm.

Para validar as leituras dos mapas de isodose obtidos com o PSLCCD, os dosímetros também foram lidos com um *scanner* de transmissão (Epson/Perfection V750-M Pro Scanner). As leituras realizadas no FXG, com ambos os sistemas, sempre foram realizadas em um intervalo máximo de 1,5 horas após as irradiações, de maneira a se evitar a necessidade de qualquer tipo de correção da difusão em função do tempo (OLIVEIRA et al., 2009) e as leituras nos filmes foram realizadas após um intervalo mínimo de 12 horas após as irradiações (AAPM, 1998; LEWIS, 2010).

2.3.2 *Programa para processamento de imagens (VisGel)*

Da seção anterior, pode-se inferir que considerando as dimensões e a quantidade das cubetas utilizadas, além da variedade dos arranjos experimentais, seria exaustivo o trabalho do tratamento das imagens e aquisição das informações, que quando analisados repetitivamente poderiam adicionar erros aos seus resultados. Partindo deste princípio, e com a proposta de se utilizar o dosímetro FXG como um dosímetro de referência para a dosimetria de feixes de radiação em radioterapia, é que foi desenvolvido o programa *VisGel* (Figura 2.6) em plataforma Matlab© (*1994 - 2012, Inc*). O intuito deste programa é o de aumentar a velocidade da aquisição do sinal para qualquer parâmetro dosimétrico de interesse das imagens obtidas, fazendo com que o dosímetro FXG, aliado ao sistema de aquisição (PSLCCD) e o programa de processamento de imagens (*VisGel*), se tornem um conjunto viável no momento de realizar a dosimetria de equipamentos radioterápicos (atualmente

realizada com câmara de ionização) ou quando do comissionamento de um acelerador linear para radioterapia (comumente realizado com câmaras ou microcâmaras de ionização, matriz de diodos ou de microcâmaras e filme dosimétrico convencional ou radiocrômico) (AAPM, 2008).

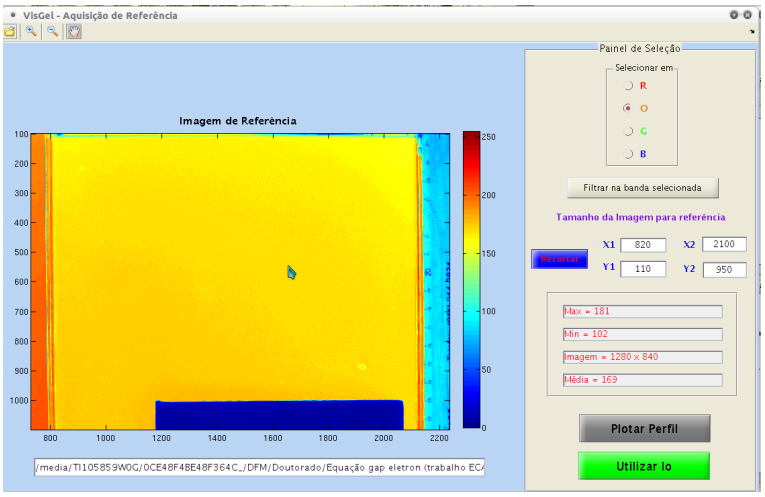
Para obtenção de um parâmetro através do *VisGel*, inicialmente deve-se nele inserir imagens do dosímetro de interesse, relacionadas à curva de calibração, para ser feita uma relação da densidade óptica em função da dose absorvida, Figura 2.6(a). Para obtenção do parâmetro dosimétrico de uma determinada imagem, deve-se previamente selecionar a imagem de referência (dosímetro não irradiado) e o canal que será utilizado para filtrar a imagem, Figura 2.6(b). Em seguida, da imagem irradiada selecionada é subtraida aquela de referência e o parâmetro dosimétrico de interesse é obtido, Figura 2.6(c).

Com o programa desenvolvido foi possível obter automaticamente informações dosimétricas das imagens obtidas, como as seguintes:

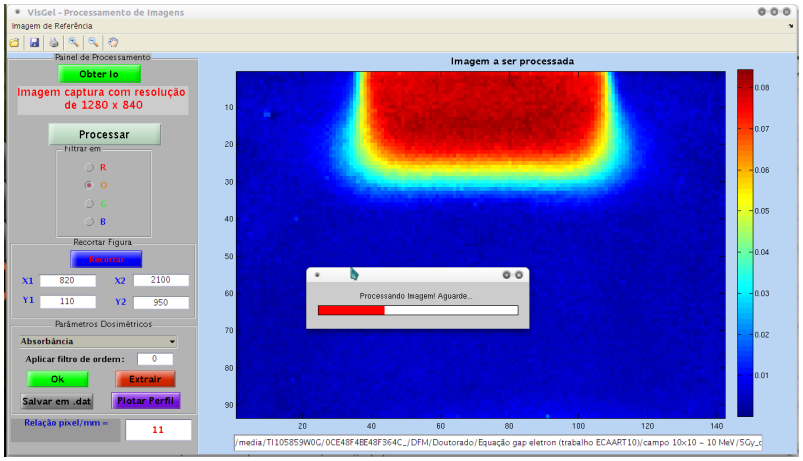
- curva de calibração;
- valores de densidades ópticas;
- valores de doses absorvidas (dosímetro previamente calibrado);
- curvas de isodose;
- perfis de campo;
- fator de campo;
- porcentagem de dose em profundidade.

A imagem digital obtida é uma matrix $f(x, y)$, na qual x e y denotam as 2 coordenadas espaciais, e o valor de f em qualquer ponto (x, y), é proporcional à intensidade do pixel da imagem naquele ponto para um canal particular (R, G ou B) ou para um filtro virtual, através de pesos relativos a R, G e B. Os dosímetros utilizados foram caracterizados para os canais R, G e O (*Orange*), sendo este último obtido com 61% do canal G e 39% do canal R. O canal B não foi utilizado na

(a)



(b)



(c)

Figura 2.6. (a) Tela de abertura do programa *VisGel*, na qual se pode escolher a obtenção da curva de calibração ou avaliação de parâmetros dosimétricos; (b) tela de obtenção de uma imagem de referência (antes da irradiação) e (c) Processamento da imagem irradiada descontada a de referência.

caracterização, pois medidas anteriores demonstraram que ambos os dosímetros apresentaram sensibilidade não significativa para este canal.

Após a aquisição da imagem digital para um canal pré-selecionado, o programa de análise realiza cálculos de densidade óptica (DO) para o dosímetro utilizado, conforme Equação 2.1 (GAMBARINI et al., 2004; SAMPAIO et al., 2013a).

$$DO = log\left(\frac{f_0(x,y)}{f_i(x,y)}\right) \tag{2.1}$$

Na qual $f_0(x,y)$ é a intensidade do *pixel* para a amostra não irradiada e $f_i(x,y)$ é a intensidade do *pixel* para a amostra irradiada.

As incertezas associadas a cada medição foram obtidas de acordo com as respectivas incertezas do tipo A (estatísticas) e do tipo B (não-estatísticas), conforme Equação 2.2 (VUOLO, 1995; ISO/ASTM, 2005; GUM, 2008).

$$\sigma_y^2 = \sum_{i=1}^{N}\left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\right)^2 \sigma_{x_i}^2 \tag{2.2}$$

considerando

$$y = f(x_1, x_2, ..., x_N) \tag{2.3}$$

e

$$\sigma_{x_i}^2 = \sigma_{Ax_i}^2 + \sigma_{Bx_i}^2, \tag{2.4}$$

σ_y	:	incerteza da grandeza calculada,
$\left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\right)$	:	primeira derivada da função f em relação à variável x_i,
y	:	grandeza calculada,
$f(x_1, x_2, ..., x_N)$	:	equação que representa y e depende das variáveis independentes $x_1, x_2, ..., x_N$,
σ_{x_i}	:	incerteza associada à variável x_i e
$\sigma_{Ax_i}^2$ e $\sigma_{Bx_i}^2$	:	incertezas do tipo A e do tipo B da variável x_i.

2.4 Campos adjacentes de feixes de elétrons

Foram utilizadas três ferramentas para analisar o comportamento da sobreposição da dose absorvida depositada em profundidade por feixes de elétrons, em campos adjacentes: o dosímetro FXG (inserido em cubetas de $25 \times 25 \times 1$ cm^3 e inserido em cubetas cilíndricas de 25 e 15 cm de diâmetro), o filme radiocrômico e a simulação através do MMC. Para este estudo foram utilizados: objetos simuladores com água com dimensões de $50 \times 50 \times 50$ cm^3, e 4 cilíndros sendo 2 com 25 cm e mais 2 com 15 cm de diâmetro (todos com 12 cm de altura), acelerador linear Siemens/Primus/6MV de fótons e 5, 8, 10 e 14 MeV de elétrons, além de colimadores ou cones de elétrons de 10×10, 15×15 e 20×20 cm^2 e DFS sempre de 100 cm. Este acelerador possui cabeçote com precisão de $0,1^{\circ}$ e mesa digital com passos 1 mm, sendo este último, o valor do passo utilizado para compor o *gap* para cada tamanho de campo e energia. Para este estudo o filme foi sempre recortado acompanhando o formato da cubeta e justaposto à mesma, Figura 2.7, de forma que ambos receberam o mesmo feixe de radiação.

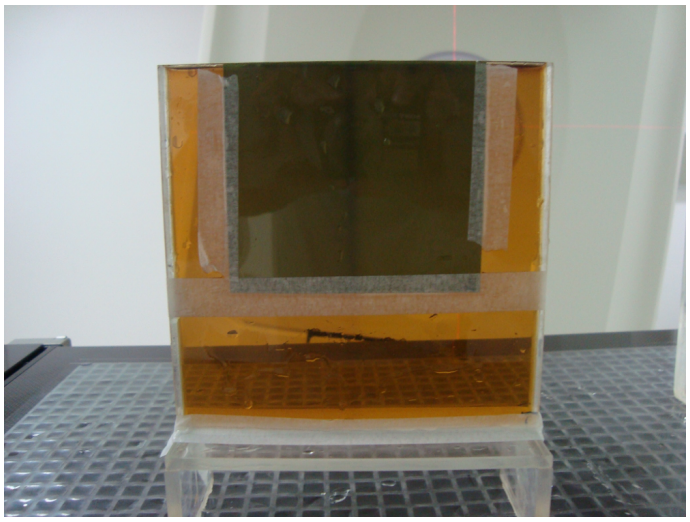


Figura 2.7. Filme radiocrômico fixado à cubeta com FXG, no arranjo para irradiação.

Os arranjos das simulações foram realizados igualmente aos dos experimentos, i.e., com a cubeta de acrílico com FXG inserida dentro ou entre os objetos simuladores com água.

Para a técnica do *gap* tradicional pode-se remeter à Figura 1.13, na qual a

cubeta com FXG justaposta ao filme foram inseridos no objeto simulador com água (cubo), de maneira que suas superfícies ficavam exatamente niveladas à superfície da água. Neste arranjo, o cone de elétrons foi ajustado de maneira que a borda do campo de radiação ficava posicionada examente no centro dos dosímetros. Após a irradiação de metade dos dosímetros, o campo de radiação era deslocado para a outra metade dos dosímetros, de forma que a borda do segundo campo de radiação ficava exatamente adjacente a do feixe anterior, caracterizando a incidência de campos paralelos adjacentes, sem aplicação de *gap* entre os mesmos, Figura 2.8.

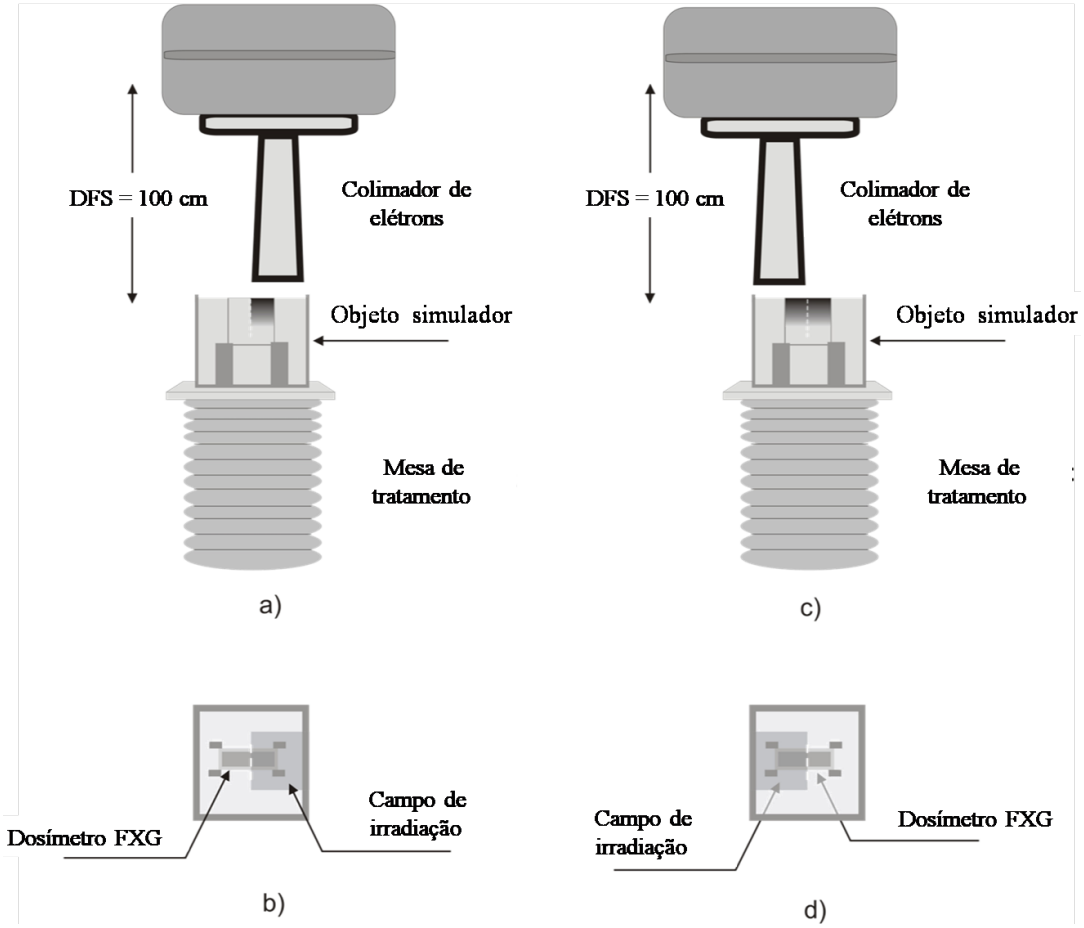


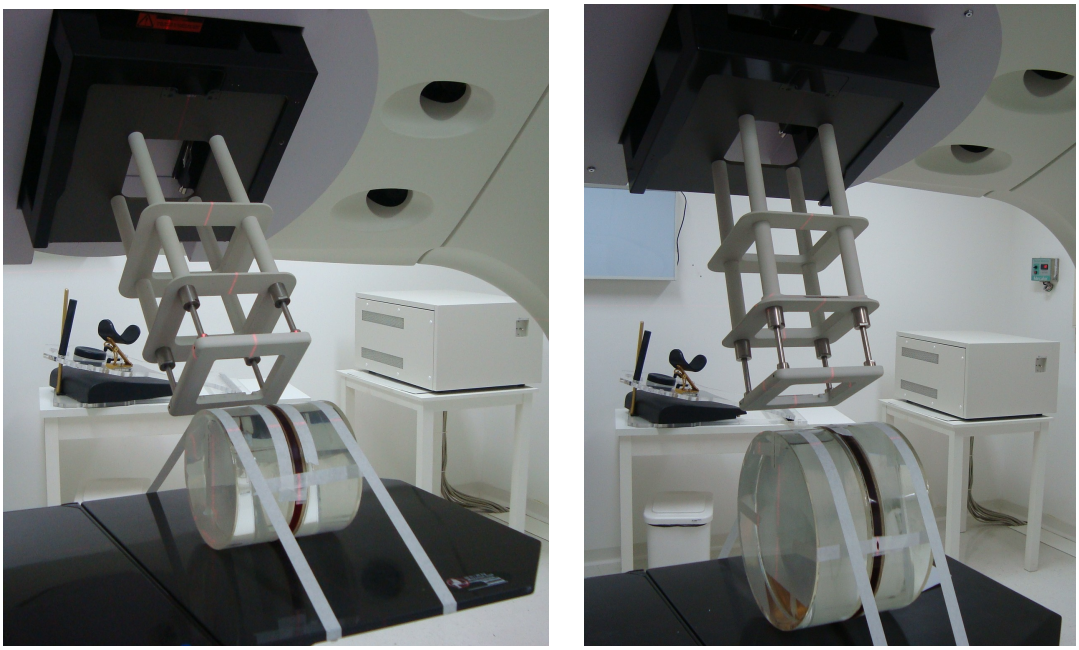
Figura 2.8. Arranjo experimental para aplicação de campos paralelos e adjacentes de elétrons.

Os *gaps* foram aplicados entre os campos, com passos de 1 mm, para cada valor de energia e tamanhos de campos utilizados. Através deste procedimento e análise das imagens, foi vericado o valor ideal do *gap* a ser utilizado em função do tamanho de campo e energia do feixe de elétrons, levando à uma diminuição significativa das

doses absorvidas nas regiões de interface dos campos.

A técnica de *gap* angulado foi também utilizada, Equações 1.23 e 1.24, com a finalidade de se comparar qual o melhor método a ser aplicado para homogeneizar a dose absorvida nas interfaces dos feixes adjacentes.

A análise do comportamento dos campos adjacentes também foi estudada para superfícies curvas, neste caso, cubetas cilíndricas com diâmetros de 15 e 25 cm foram utilizadas, Figuras 2.9(a) e 2.9(b).



(a) (b)

Figura 2.9. Arranjo utilizado para simulação da irradiação de cubetas cilíndricas de (a) 15 cm e (b) 25 cm de diâmetro, simulando respectivamente crânio e abdômen ou tórax, inseridas entre objetos simuladores de água com os mesmos diâmetros.

O cálculo para angulação dos cones, levando-se em consideração o raio de curvatura da superfície de incidência e tamanho do cone, foi feito de maneira que as bordas dos feixes ficassem exatamente adjacentes e que seus eixos incidissem perpendicularmente às superfícies de entrada das cubetas cilíndricas, em direção ao centro das mesmas.

Assim como para as cubetas "planas", foram também aplicados *gaps* nos arranjos das irradiações das cubetas cilíndricas, por meio de angulação adicional do cabeçote

com passos de 1° (deslocando um feixe no sentido horário e o outro no anti-horário), para cada tamanho de campo, energia do feixe e diâmentro da cubeta, para alcançar uma melhor homogeneidade da dose absorvida em profundidade entre suas interfaces. Os mesmos tamanhos de campos e valores de energias já mencionados, foram utilizados para ambos diâmetros.

Uma vez que o crânio tem sua calota formada por osso, para a sua simulação também foi utilizado um modelo mais próximo ao real, com um cilindro de 14,5 cm de diâmetro de tecido mole e um anel externo de 0,5 cm de espessura óssea, representando o valor médio da espessura da calota craniana, segundo literatura (JUNIOR et al., 2011). Desta maneira, foi averiguado se a presença da calota craniana causava modificação significativa na sobreposição dos feixes adjacentes de elétrons no crânio, e se deveria ser levada em consideração para todas as simulações com o arranjo selecionado.

2.4.1 *Aplicação de filtros em cunha para campos adjacentes de feixes de elétrons*

Com a finalidade de diminuir a sobredosagem apresentada em profundidade na interface dos campos adjacentes de elétrons incidentes em superfícies curvas, foram desenvolvidos filtros em cunha de PMMA (com angulações de 1°, 1,5°, 2,0°, 2,5°, 3,5°, 4,0°, 5,5°, 6,0°, 8,0°, 9,5°, 10,5° e 14,0°). Estes filtros tem como característica atenuar grande parte do feixe incidente em um dos lados do campo aplicado (região de interface), sem provocar grandes modificações na deposição da dose absorvida no lado oposto do campo. O arranjo experimental foi realizado de maneira similar à citada anteriormente, com o eixo central do campo incidente perpendicular à superfície da cubeta e com angulação de maneira a proporcionar que sua borda coincidisse com a do outro campo, Figura 2.10(a). Após realizado o arranjo inicial, filtros de PMMA, especialmente construídos (Figura 2.11), foram anexados à saída do cone de elétrons para cada campo aplicado, sempre posicionando a face mais espessa na região adjacente aos campos, Figura 2.10(b).

A angulação do filtro, necessária para proporcionar uma dose absorvida aceitável na região de interface, foi pré-determinada através de simulação por MMC, e

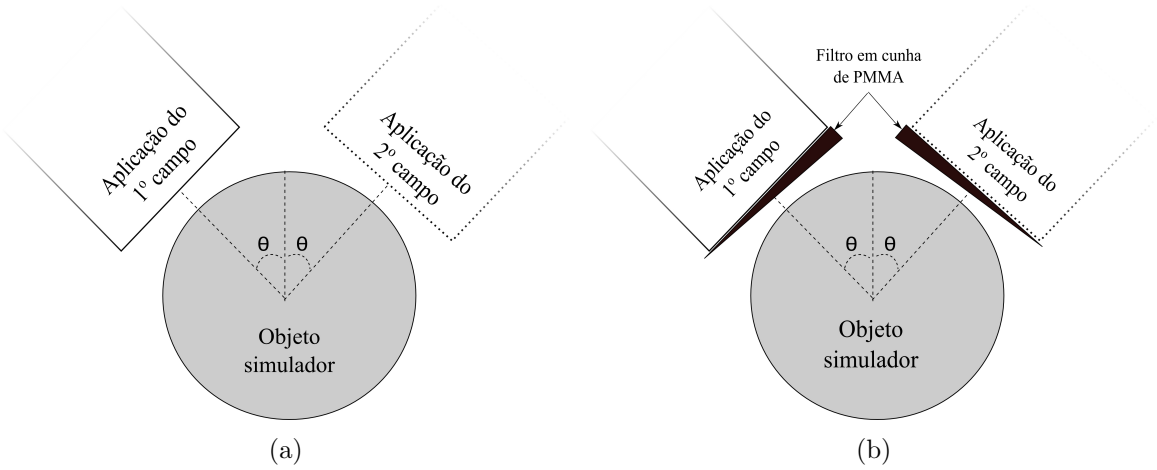


Figura 2.10. Arranjo experimental para irradiação de superfícies cilíndricas, mostrando que após a aplicação do primeiro campo, o cone é rotacionado com a mesma angulação no outro sentido para aplicação do segundo campo, de maneira que as interfaces dos campos fiquem adjacentes na superfície. (a) sem filtro e (b) com filtro.

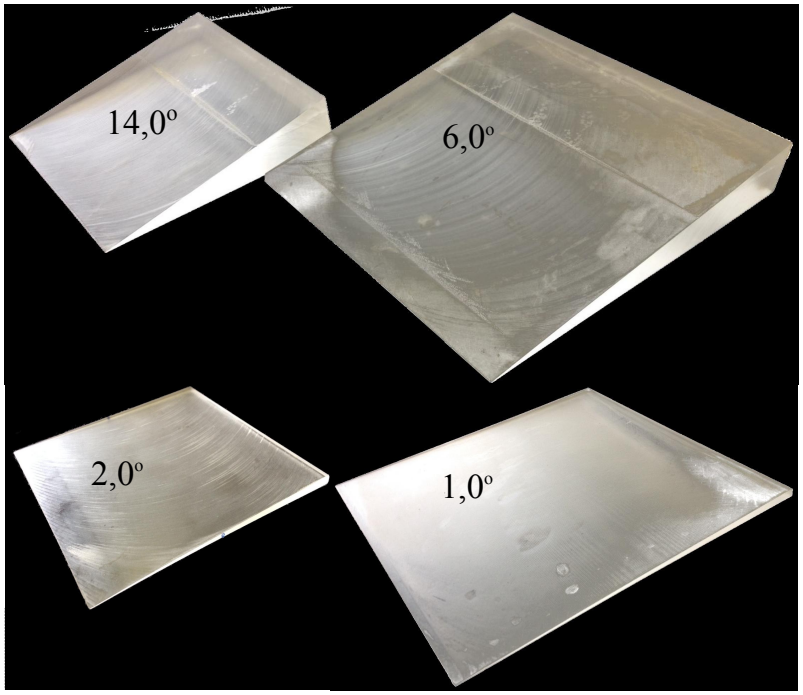


Figura 2.11. Filtros em cunha, com diferentes angulações, construídos para aplicação de feixes de elétrons em superfícies cilíndricas.

confirmada experimentalmente com os dosímetros FXG e filme radiocrômico. Verificou-se que a angulação do filtro depende da energia do feixe de elétrons utilizado e do tamanho do campo, portanto, para cada configuração de energia e tamanho de campo, foi desenvolvido um filtro com angulação específica.

2.5 Campos adjacentes de feixes de fótons

Foi feita a análise da deposição da dose absorvida para campos adjacentes de fótons de 6 MV. Foram aplicados para este estudo dois campos adjacentes com dimensões de 10×25 cm^2, em geral encontradas em aplicações na região da coluna em tratamentos de meduloblastoma. Para campos adjacentes de fótons, há a possibilidade da utilização dos três métodos já discutidos: aplicação de *gap* convencional, aplicação de *gap* angulado (através da angulação de apenas um dos campos para corrigir a divergência) e angulação dos 2 campos adjacentes, de maneira que a sobreposição em profundidade seja minimizada.

Com a finalidade de avaliar o resultado do *gap* angulado simulado, os dois feixes foram angulados com o mesmo ângulo resultante da Equação 1.23 e foram incididos adjacentemente sobre a cubeta simulada de FXG, com 50×25 cm^2, imersa em água. O mesmo procedimento foi realizado mantendo um feixe de radiação normal à superfície de entrada e angulando o outro de maneira que estes ficassem adjacentes, como previsto pela Equação 1.24. Para validar as simulações, os mesmos arranjos foram realizados com uma cubeta de 25×25 cm^2, justaposta ao filme radiocrômico com mesmas dimensões e alinhados de forma que a metade da cubeta e do filme coincidissem com a região de adjacência dos feixes. Este arranjo foi feito para avaliar o comportamento da deposição da dose absorvida na região de adjacência dos campos, uma vez que cubetas, filmes e sistema de leitura com dimensões que abrangessem totalmente os dois campos não estavam disponíveis, como realizado nas simulações.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Capítulo 3

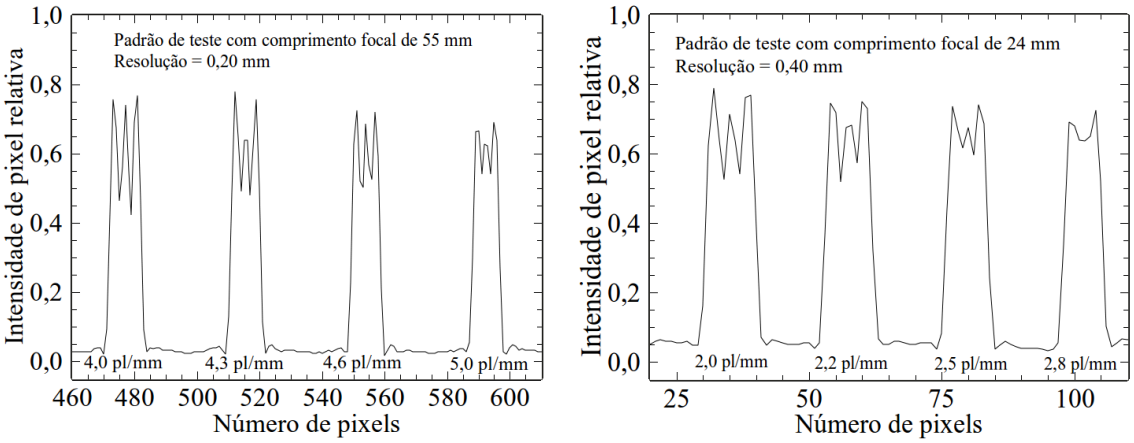
RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1 Caracterização do protótipo com sistema de leitura CCD (PSLCCD)

3.1.1 *Determinação da resolução espacial do PSLCCD*

A metodologia da averiguação da resolução espacial, através do DPT, resultou em dois perfis obtidos para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm. No momento da aquisição das imagens, outros parâmentros do sistema CCD, como taxa de velocidade e tempo de exposição, foram mantidos constantes e com valores de 200 e 1/100 s, respectivamente, e o foco da câmara foi ajustado para cada aquisição de imagem. Como pode ser visto na Figura 3.1, a resolução do sistema CCD pode ser determinada diretamente através da leitura dos perfis obtidos perpendicularmente aos pares de linhas, os quais determinam a resolução espacial. De acordo com os perfis, o sistema de leitura CCD tem a capacidade de distinguir 5,0 pl/mm com o comprimento focal de 55 mm (Figura 3.1(a)) e 2,5 pl/mm com o comprimento focal de 24 mm (Figura 3.1(b)); o que resulta em resoluções espaciais de 0,20 mm e 0,40 mm, respectivamente. Uma vez que o resultado do perfil adquirido com comprimento focal de 55 mm apresenta uma maior capacidade em distinguir linhas mais próximas, imagens adquiridas com esta configuração apresentarão uma melhor nitidez ou contraste. Analogamente, o perfil mostrado na Figura 3.1(b) indica que

o sistema não apresentou capacidade em distinguir 2,8 pl/mm.



(a) (b)

Figura 3.1. Perfis obtidos com o DPT, adquiridos com os comprimentos focais de (a) 55 mm e (b) 24 mm. Estes perfis revelaram uma resolução espacial de 0,20 mm e 0,40 mm respectivamente. Os perfis foram normalizados para a intensidade de pixel máxima de 255.

A Figura 3.2(a) apresenta as ESFs para ambos os comprimentos focais analisados no trabalho. A curva para 55 mm apresenta maior inclinação, o que é indicador da imagem com maior resolução espacial.

Uma estimativa melhor do que a ESF, para a obtenção da resolução espacial, é através das LSFs e a Figura 3.2(b) apresenta esta metodologia através da largura à meia altura (FWHM) das curvas derivadas da Figura 3.2(a), para cada comprimento focal. Através das LSFs foram obtidos valores de FWHM de (0,19 ± 0,02) mm e (0,41 ± 0,04) mm, respectivamente para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm.

As curvas pelo método da MTF são mostradas na Figura 3.3, correspondendo às FFTs das curvas da Figura 3.2(b); como esperado, a curva de 55 mm apresentou maior resolução, inferida na intensidade de 10% da MTF. Através deste método o sistema apresentou resoluções espaciais de (0,23 ± 0,06) mm e (0,44 ± 0,07) mm, respectivamente para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm. As incertezas foram propagadas com base na menor divisão da régua obtida com o sistema de leitura.

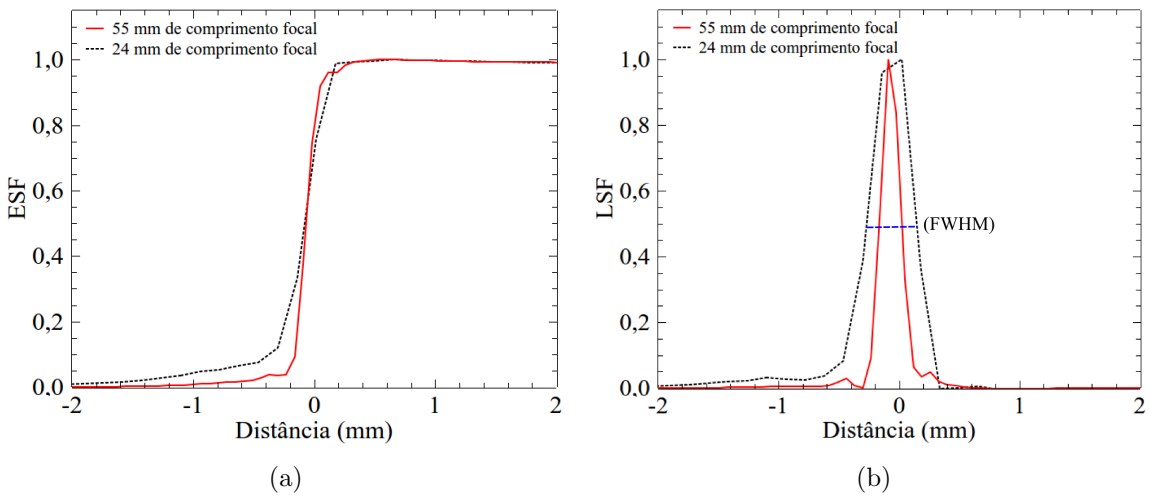


Figura 3.2. (a) Perfis da ESF para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm, e (b) suas respectivas derivadas (LSF).

Comparando-se os dois métodos, DPT e MTF, pode-se notar na Tabela 3.1, que as maiores resoluções espaciais foram obtidas para o comprimento focal de 55 mm. Isto é esperado, uma vez que maiores comprimentos focais fornecem maior quantidade de *pixels* por unidade espacial na aquisição da imagem, portanto, configurações com comprimentos focais maiores, maior magnificação, resulta em campos de visão menores e consequentemente uma maior densidade de *pixels* do CCD sendo sensibilizada pela transmissão através do objeto (maior resolução).

A dependência da resolução espacial com o canal selecionado para detecção foi vista ser independente deste, e portanto, a média dos valores das MTFs para os três canais foi feita e considerada para aceitação da resolução espacial. Foram encontradas diferenças máximas de 5,9% e 3,9% respectivamente para 55 mm e 24 mm, considerando diferentes posições de análise, como centro do campo de leitura (ponto de referência), esquerda, direita, acima e abaixo do centro. Embora essas variações tenham sido encontradas, em termos de resolução espacial, elas representam valores menores que 0,017 mm, o que não compromete os resultados obtidos com o sistema.

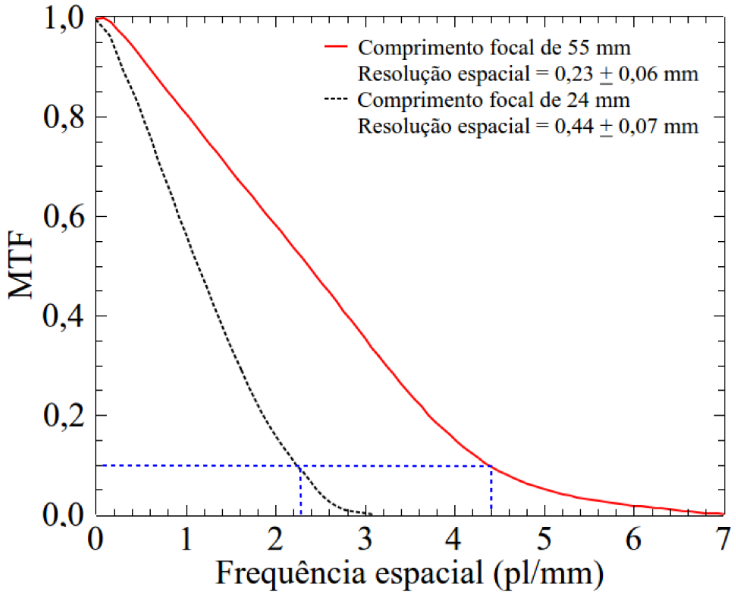


Figura 3.3. Curvas correspondentes às MTFs para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm, correspondentes às resoluções espaciais de (0,23 ± 0,06) mm e (0,44 ± 0,07) mm, respectivamente.

Tabela 3.1. Valores das resoluções espaciais inferidos através do DPT e das MTFs.

	Resolução espacial (mm)	
Método	Comprimento focal de 55 mm	Comprimento focal de 24 mm
DPT	0,20	0,40
MTF	0,23 ± 0,06	0,44 ± 0,07

Para todas as leituras obtidas com o PSLCCD foi utilizada uma mesma abertura máxima do detector, f/22. Valores maiores de abertura podem ter como resultado, menos aberrações ópticas e melhor resolução espacial do sistema. Valores menores aumentaria a quantidade de luz no conjunto de lentes, aumentando potencialmente a relação sinal-ruído das leituras (SAMPAIO et al., 2013a). O campo de luz do protótipo apresenta maior homogeneidade na região de análise das amostras (área de 25 × 25 cm^2) e pequenas variações desta na citada região, são insignificantes ao longo do tempo.

Considerando o sensor CCD com o comprimento focal de 55 mm, os canais

verde e vermelho apresentaram variações de homogeneidade menores que (4,19 ± 0,20) % e (1,95 ± 0,20) %, respectivamente para os perfis obtidos horizontal e verticalmente na área de leitura. Para o comprimento focal de 24 mm esses valores foram menores que (3,04 ± 0,20) % e (2,00 ± 0,19) %, respectivamente. Embora os perfis horizontais apresentem variações maiores, essas flutuações são reduzidas a pertubações nas densidades ópticas menores que 0,15%, devido à metodologia da razão log nos cálculos das densidades ópticas, Equação 2.1.

3.1.2 *Determinação de canais de leitura e respectivas curvas de calibração*

O protótipo com sistema de leitura CCD, o PSLCCD desenvolvido para este trabalho, permite valores de comprimentos focais menores que 24 mm, contudo não foram escolhidos porque resultavam em menores resoluções espaciais; apesar de que menores comprimentos focais fornecem uma maior área de análise (maior ângulo sólido), a qual pode ser utilizada para filmes radiocrômicos com áreas maiores ou maiores cubetas com FXG. Como um dos objetivos do desenvolvimento do PSLCCD é avaliar dosímetros selecionados quanto a: curva de calibração, perfis e distribuições de doses absorvidas, considerando as dimensões dos dosímetros que serão utilizados para tal análise, o arranjo experimental escolhido forneceu resoluções espaciais adequadas a esses propósitos como $< 0{,}5$ mm. Com o sistema desenvolvido, o comprimento focal de 55 mm foi utilizado apenas para análise das curvas de calibração, para cada dosímetro e cada canal. Para esta finalidade foram utilizadas cubetas padrão ($1{,}0 \times 1{,}0 \times 4{,}5$ cm^3), as quais requerem uma menor área de análise do sistema.

As curvas de calibração foram construídas para o filme radiocrômico e para o FXG, considerando as doses absorvidas por estes dosímetros e as respectivas densidades ópticas fornecidas pelo PSLCCD. Como pode ser visto nas Figuras 3.4(a) e 3.4(b), dentro do intervalo de doses absorvidas selecionado, ambos os dosímetros apresentaram respostas lineares para os canais vermelho, laranja e verde. Como já citado anteriormente, o canal azul não foi utilizado uma vez que este apresentou efeitos de saturação. Na Figura 3.4 é interessante notar a dependência

da sensibilidade de cada dosímetro em função do canal a ser analisado. Com base na Figura 3.4(a) pode-se verificar que a melhor escolha para o FXG é o canal verde, uma vez que neste se tem maior sensibilidade, embora era esperado que o canal laranja seria o mais adequado, uma vez que o dosímetro apresenta pico de absorção óptica em 585 nm. Possivelmente esta maior sensibilidade com o canal verde é devida à arquitetura do CCD (padrão Bayer) (JANESICK, 2001), comentada no Capítulo 1. De acordo com a Figura 3.4(b) a melhor escolha para o filme é o canal vermelho, no qual apresenta maior sensibilidade. A escolha de um canal com maior sensibilidade está relacionada com a capacidade do sistema de leitura diferenciar densidades ópticas muito próximas, e consequentemente doses absorvidas muito próximas, resultando em uma melhor exatidão. Por outro lado, a resolução espacial não é afetada severamente pela escolha do canal, uma vez que o número de *pixels* para cada cor é praticamente o mesmo. Uma vez que o canal verde possui maior proporção ("peso") em termos de sensibilidade (padrão Bayer) em relação aos outros canais, sua resposta é significativamente maior, sem levar em conta aspectos da amostra analisada (espectro de absorção).

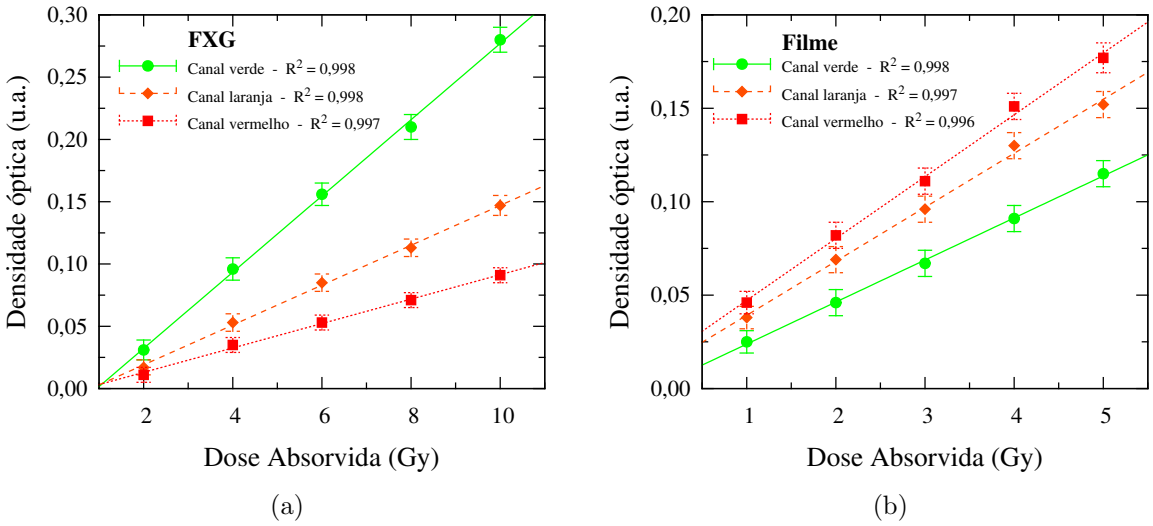


Figura 3.4. Curvas de calibração com aquisição do sinal para diferentes canais, em função da dose absorvida. (a) para o dosímetro FXG e (b) para o filme radiocrômico.

Esses resultados demostram a capacidade que o PSLCCD apresenta em distinguir diferentes sensibilidades relacionadas a diferentes comprimentos de onda

transmitidos através de cada dosímetro, tornando possível a escolha do filtro (canal) de interesse. A escolha de um canal com maior sensibilidade tem como consequência medidas em um intervalo menor de dose absorvida, região de antecipação da saturação do dosímetro, e consequentemente de aumento na exatidão da medida da dose absorvida. Se o objetivo principal for medir um maior intervalo possível de dose absorvida, o canal menos sensível deverá ser escolhido, ao custo de se reduzir a exatidão na detecção.

3.1.3 *Aplicações do PSLCCD ao FXG e ao filme radiocrômico*

A capacidade do PSLCCD, em auxiliar no mapeamento das distribuições de doses absorvidas, foi verificada através da irradiação dos dosímetros imersos em um objeto simulador com água e irradiados com feixes de fótons do ^{60}Co, como já citado anteriormente no Capítulo 2. A partir desse arranjo e com a finalidade de validar o sistema de leitura desenvolvido, curvas de doses absorvidas em profundidade (para ambos os dosímetros) foram obtidas e comparadas com aquelas de um *scanner* profissional de transmissão, Figura 3.5.

A partir desses resultados obteve-se a profundidade de máxima dose absorvida (região de *build-up*) de 0,5 cm, para ambos os dosímetros e sistemas de leitura. Os valores das doses absorvidas foram normalizados para a profundidade de 0,5 cm e os comportamentos das curvas de isodose foram comparados.

As isodoses obtidas na Figura 3.5, seja com o dosímetro FXG ou com o filme, são muito semelhantes para os dois sistemas de leitura utilizados, apresentando diferenças percentuais menores que 3,0%. Esses resultados, aliados aos apresentados até o momento para o PSLCCD (resolução espacial, curva de calibração e canal mais sensível), confirmam que o sistema desenvolvido é uma ferramenta confiável para averiguação de mapas bidimensionais de doses absorvidas, numa dosimetria ou controle de qualidade dosimétrico.

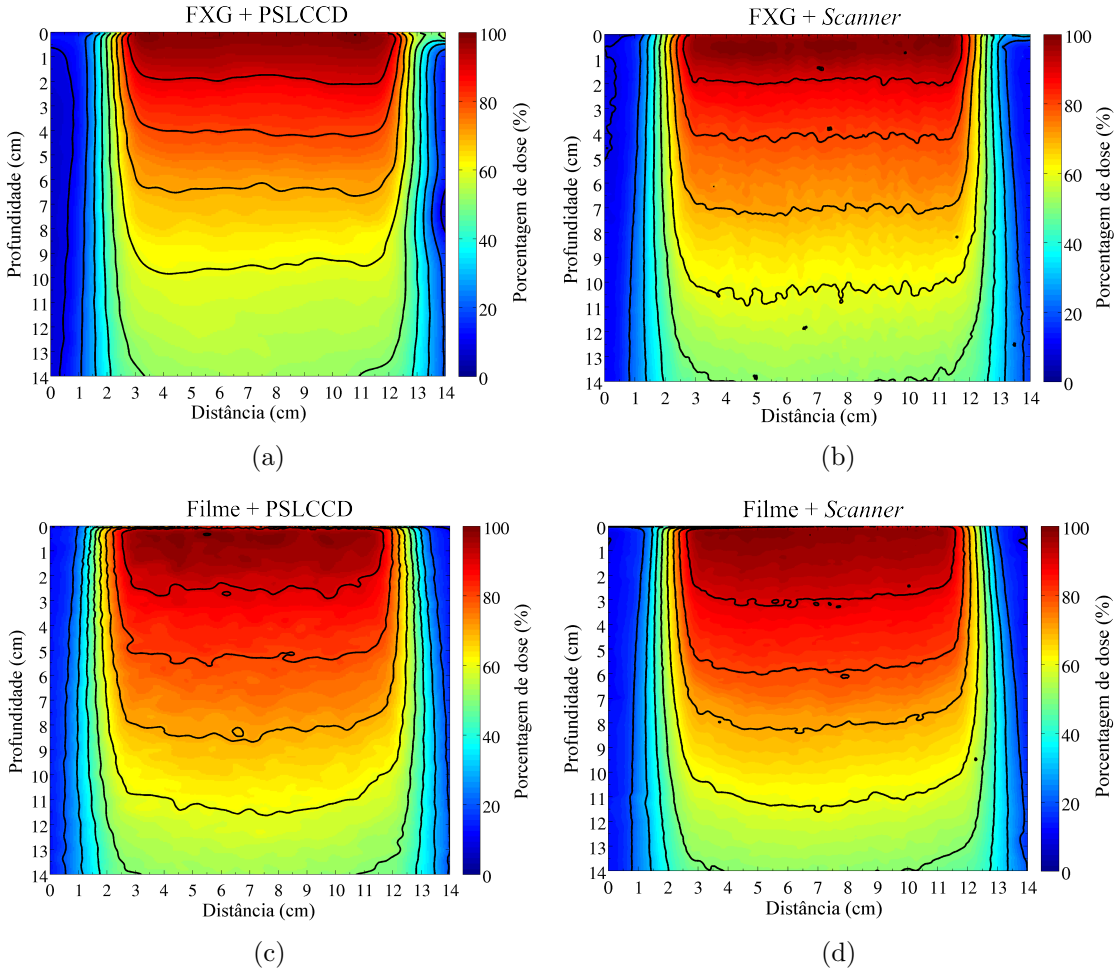


Figura 3.5. Distribuições de doses absorvidas adquiridas com um equipamento de telecobaltoterapia (DFS de 80 cm, campo de 10×10 cm^2 e normalização na profundidade de *build-up* igual a 5 mm) para o FXG (a) com PSLCCD e (b) com *scanner*, e para o filme radiocrômico, (c) com PSLCCD e (d) com o *scanner*.

3.2 Intervalo terapêutico do feixe de elétrons em radioterapia

Uma vez obtidas as porcentagens de dose absorvida em profundidade com a simulação, pode-se compará-las e validá-las através das obtidas com a câmara de ionização de placas paralelas (PTW/Markus/23343), e também determinar o intervalo terapêutico da dose absorvida (região de tratamento) para cada energia do feixe de elétrons em estudo, conforme apresentado na Figura 3.6.

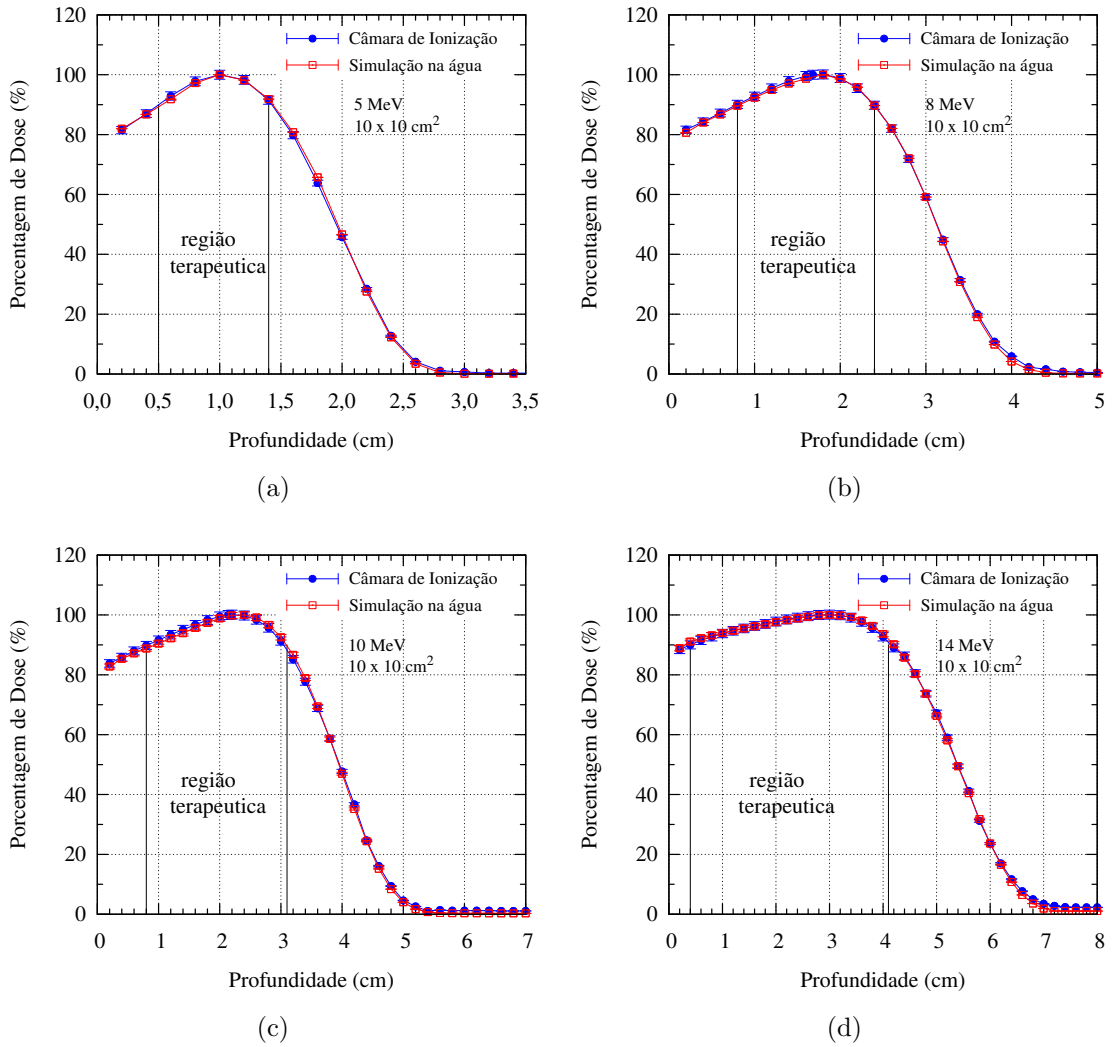


Figura 3.6. Comparação das porcentagens de dose absorvida em profundidade entre a câmara de ionização e o MMC para energias de elétrons de (a) 5 MeV, (b) 8 MeV, (c) 10 MeV e (d) 14 MeV, adquiridas no eixo central de um campo de 10×10 cm^2.

Como mencionado anteriormente, neste trabalho é considerada como a região de tratamento com elétrons, delimitada pela curva de isodose de 90%, correspondente à profundidade entre 0,5 e 1,4 cm para 5 MeV, entre 0,8 e 2,4 cm para 8 MeV, entre 0,8 e 3,1 cm para 10 MeV e entre 0,4 e 4,1 cm para 14 MeV. Com estas informações pode-se definir a espessura do *bolus* (material simulador de tecido mole) a ser aplicada sobre a pele do paciente, com a finalidade de trazer a curva de 90% da dose absorvida para a superfície de entrada do feixe no paciente. Isto resulta em uma região de tratamento com gradiente (variação) máximo de dose absorvida de 10%.

Essas medidas são apresentadas para um melhor entendimento do que é intervalo terapêutico e a importância de definí-lo para o feixe de interesse, uma vez que as análises posteriores deste trabalho para feixes de elétrons, serão sempre realizadas para esta região.

3.3 Campos adjacentes com feixes de elétrons para cubetas paralelepípedas e cilíndricas

Para avaliar a sobreposição de camposs adjacentes de elétrons, foram feitas irradiações desses feixes em cubetas planas[1] (paralelepípedas e cilíndricas), uma vez que essas apresentam geometrias (curvaturas) mais próximas daquelas dos pacientes.

3.3.1 *Campos adjacentes em superfícies planas*

Incidência de feixes normais à superfície com e sem *gap*

Na Figura 3.7 são apresentadas as distribuições de isodoses na região adjacente a dois feixes de elétrons, obtidas através da simulação por MMC e pelos dosímetros FXG e filme. Feixes adjacentes com dimensões de 20×20 cm^2 e energia de elétrons

[1]Salienta-se aqui que a espessura dessas cubetas ou caminho óptico sendo de 1 cm, é pequena em comparação com as outras dimensões das cubetas o que levou a considerá-las praticamente como planas

de 14 MeV incidiram sobre uma cubeta plana, como no arranjo experimental da Figura 2.8. Esses resultados são correlacionados àqueles obtidos utilizando os mesmos parâmetros, quando não há aplicação de *gap* num tratamento, causando uma região de sobredosagem. O *gap* necessário para se evitar a sobresodagem também é apresentado.

Para a simulação dos campos adjacentes foram aplicados valores de *gap* com passos de 1 mm (figuras não apresentadas) até se obter uma homogeneidade da dose absorvida na região de *build-up*, para em seguida aplicar este valor de *gap* nas medidas com os dosímetros FXG e filme. Ainda na Figura 3.7 pode-se verificar que com 6 mm de *gap*, praticamente a sobredosagem causada na profundidade de equilíbrio eletrônico foi eliminada ao custo de uma subdosagem na superfície de entrada na região adjacente aos campos. Verificou-se que a dose absorvida na região adjacente e profundidade de *build-up* chega a ser 45% acima da prevista para o tratamento, quando não há aplicação do *gap*, sendo reduzida para 14% com aplicação deste. Regiões com uma sobredosagem elevada podem trazer complicações ao paciente, principalmente se houver algum órgão de risco dentro ou próximo a essas regiões.

A partir dos resultados da Figura 3.7 foram obtidos valores de doses absorvidas na região de *build-up*, através dos três métodos de análise, demonstrando quantitativamente a redução da dose absorvida na região adjacente aos feixes, quando *gaps* são aplicados entre suas bordas. Esses resultados são apresentados na Figura 3.8, dos quais se pode verificar que os comportamentos dos perfis das doses absorvidas para os três métodos em estudo são semelhantes, apresentando diferenças percentuais máximas de $4,5\%$ e diferença média de $2,5\%$. As incertezas nas medidas obtidas foram $< 1\%$ para o MMC, $< 3,5\%$ para o dosímetro FXG e $< 4,5\%$ para o filme. Verifica-se que para os três métodos em estudo, um *gap* de 6 mm é adequado para fornecer a homogeneidade na dose absorvida desejada na região de *build-up*.

As profundidades de interesse para avaliação dos perfis das doses absorvidas são aquelas que estão dentro do intervalo terapêutico mencionadas na Figura 3.6, de acordo com a energia utilizada. Para a energia de 14 MeV foram obtidos os perfis

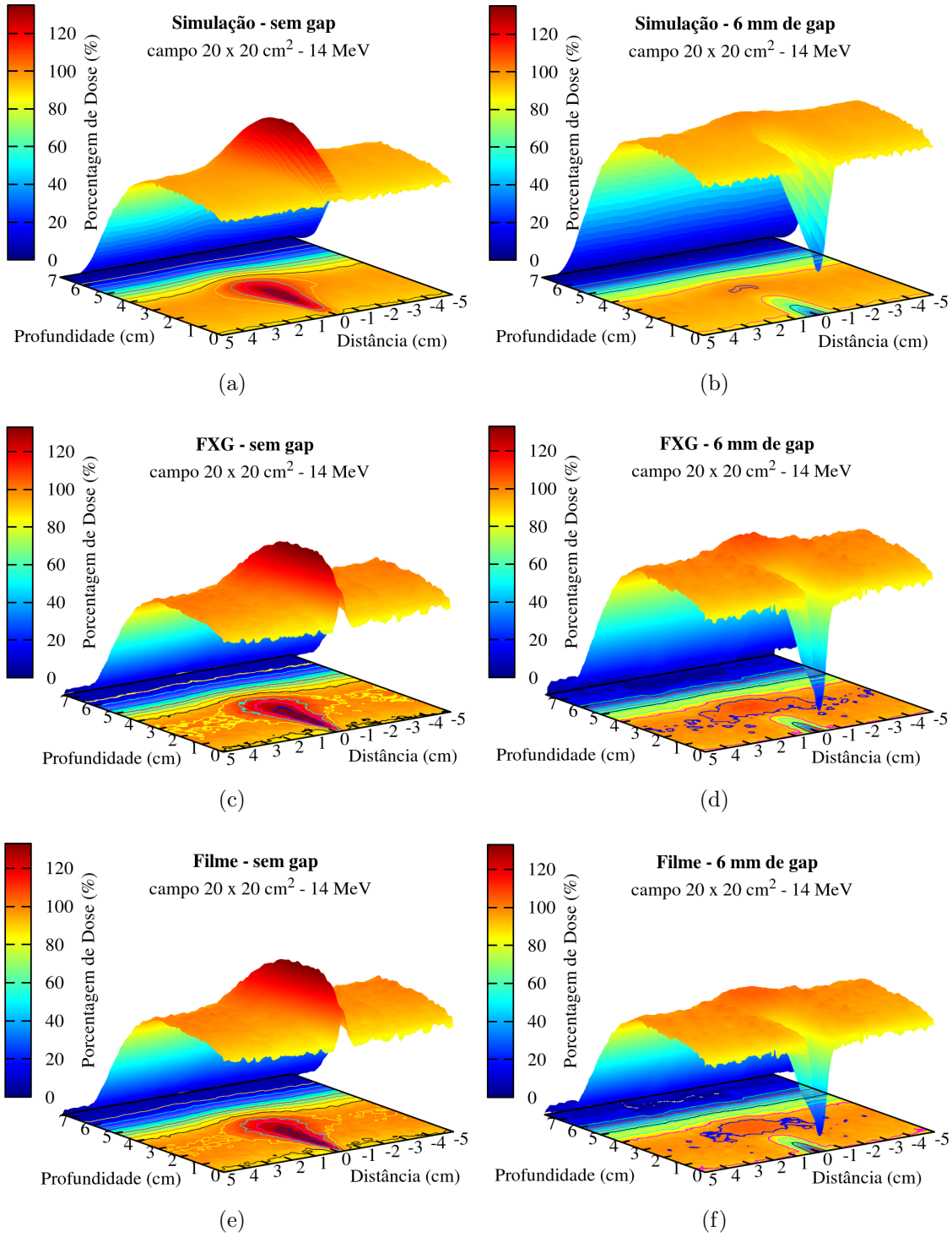


Figura 3.7. Distribuições de doses absorvidas em profundidade na região adjacente à dois feixes paralelos de elétrons com energia de 14 MeV e tamanho de campo de 20 × 20 cm^2; obtidos com simulação, (a) sem *gap* e (b) com *gap* de 6 mm e obtidos com o dosímetro FXG, (c) sem *gap* e (d) com *gap* de 6 mm, e com o filme radiocrômico, (e) sem *gap* e (f) com *gap* de 6 mm.

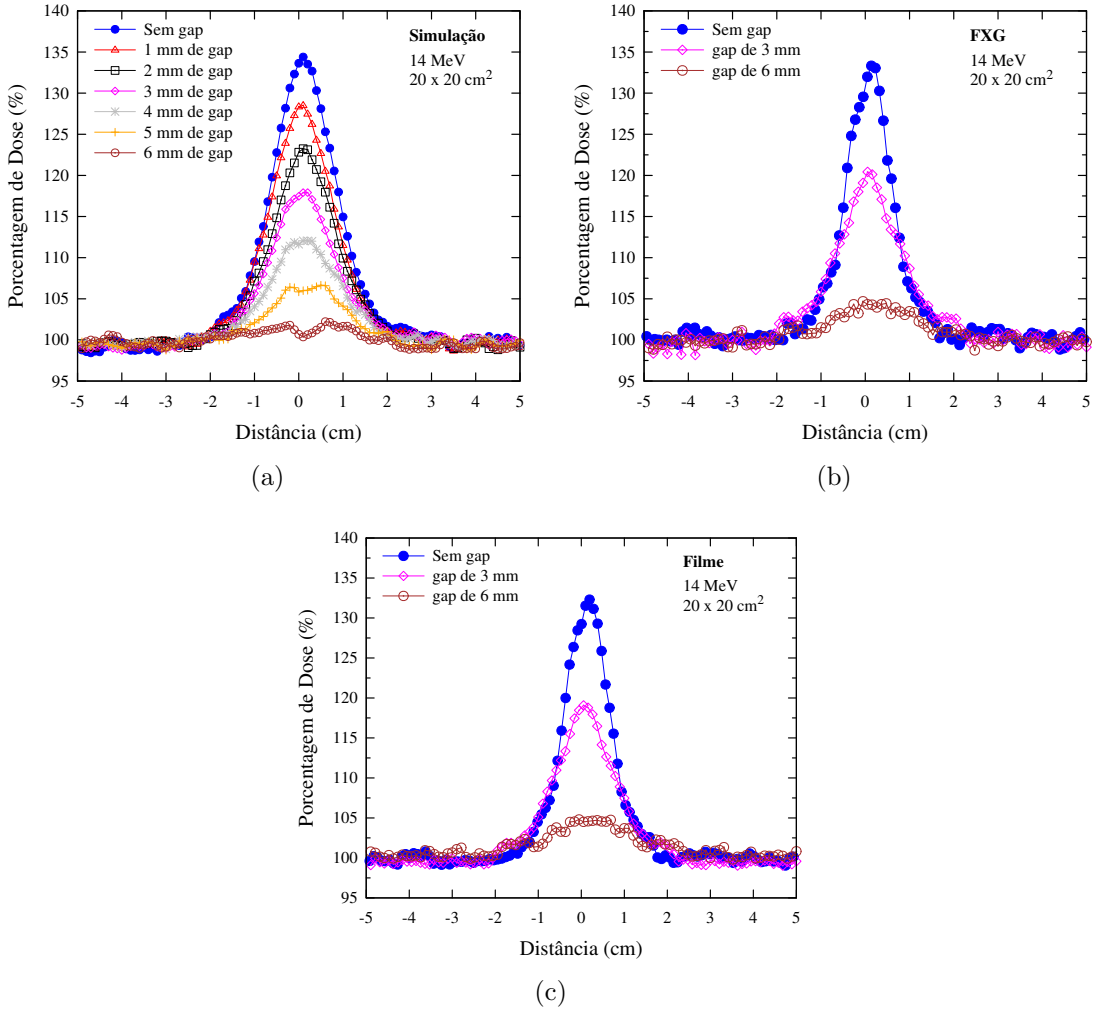


Figura 3.8. Valores de porcentagens de dose absorvida na profundidade de *build-up* e na região adjacente aos dois feixes de elétrons de 14 MeV e com campos de 20×20 cm^2, sem e com a aplicação de *gap*; (a) para simulação por MMC, (b) para o dosímetro FXG e (c) para o filme radiocrômico.

de dose absorvida a partir das profundidades de 0,5 cm (início da curva de isodose de 90%), 1,5 cm e 3,0 cm (*build-up*). Avaliações em regiões que estão entre a superfície de entrada e a profundidade em que começa a isodose de 90% não são de interesse, visto que na prática clínica essas regiões são desconsideradas no paciente por meio da utilização de *bolus* (sobre a pele do paciente), de maneira que a isodose de 90% seja deslocada para a superfície de entrada no paciente.

Para avaliar o quanto a subdosagem pode afetar a região de interface mais próxima à superfície de entrada dos feixes, foram apresentados na Figura 3.9 perfis

de dose absorvida em profundidade, obtidos com o dosímetro FXG. Os mesmos comportamentos também foram encontrados para o filme radiocrômico e simulação por MMC, com diferenças percentuais máximas de 4,5% e média de 2,5%, em relação ao FXG.

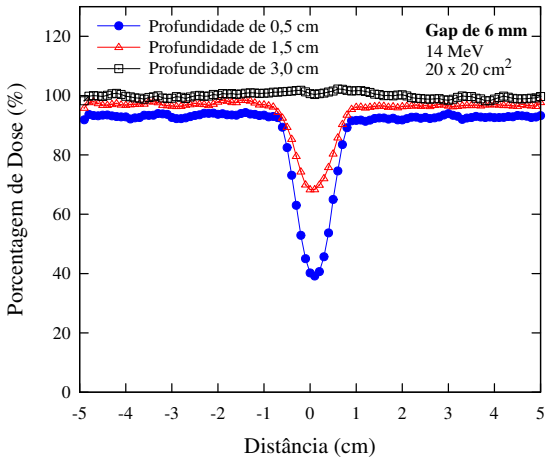


Figura 3.9. Perfis de porcentagem de dose absorvida em profundidade, adquiridos com o dosímetro FXG, para a região adjacente aos dois feixes de elétrons com energia de 14 MeV, tamanho de campo de 20 × 20 cm^2 e separados por um *gap* de 6 mm.

Nota-se que a escolha do *gap* de 6 mm homogeiniza a dose absorvida na profundidade de *build-up*, concomitantemente reduzindo a dose absorvida na região de profundidade menor (0,5 cm) em até 50%, em relação ao valor prescrito em 90%. Tamanhos de campos menores como 15 × 15 e 10 × 10 cm^2, com energia de elétrons de 14 MeV, resultaram em subdosagens máximas de 35% e 25%, respectivamente.

Na Figura 3.10 encontram-se as distribuições de dose absorvida em profundidade para tratamentos com feixes adjacentes de elétrons de 10 × 10 cm^2 e energia de 5 MeV. Nesta Figura encontram-se os resultados para a simulação, FXG e filme, com e sem a aplicação de *gap* entre os feixes.

Para os resultados representados na Figura 3.10, tem-se perfis de dose absorvida na região de *build-up* para os três métodos de estudo (FXG, filme e MMC). Esses perfis estão representados na Figura 3.11, na qual se pode verificar que a sobredosagem máxima na região de interface foi praticamente de 20%, acima daquela prescrita, e que apenas 1 mm de *gap* foi o suficiente para alcançar a homogeneidade da dose absorvida adequada na região de *build-up*, sem causar pontos de subdosagem

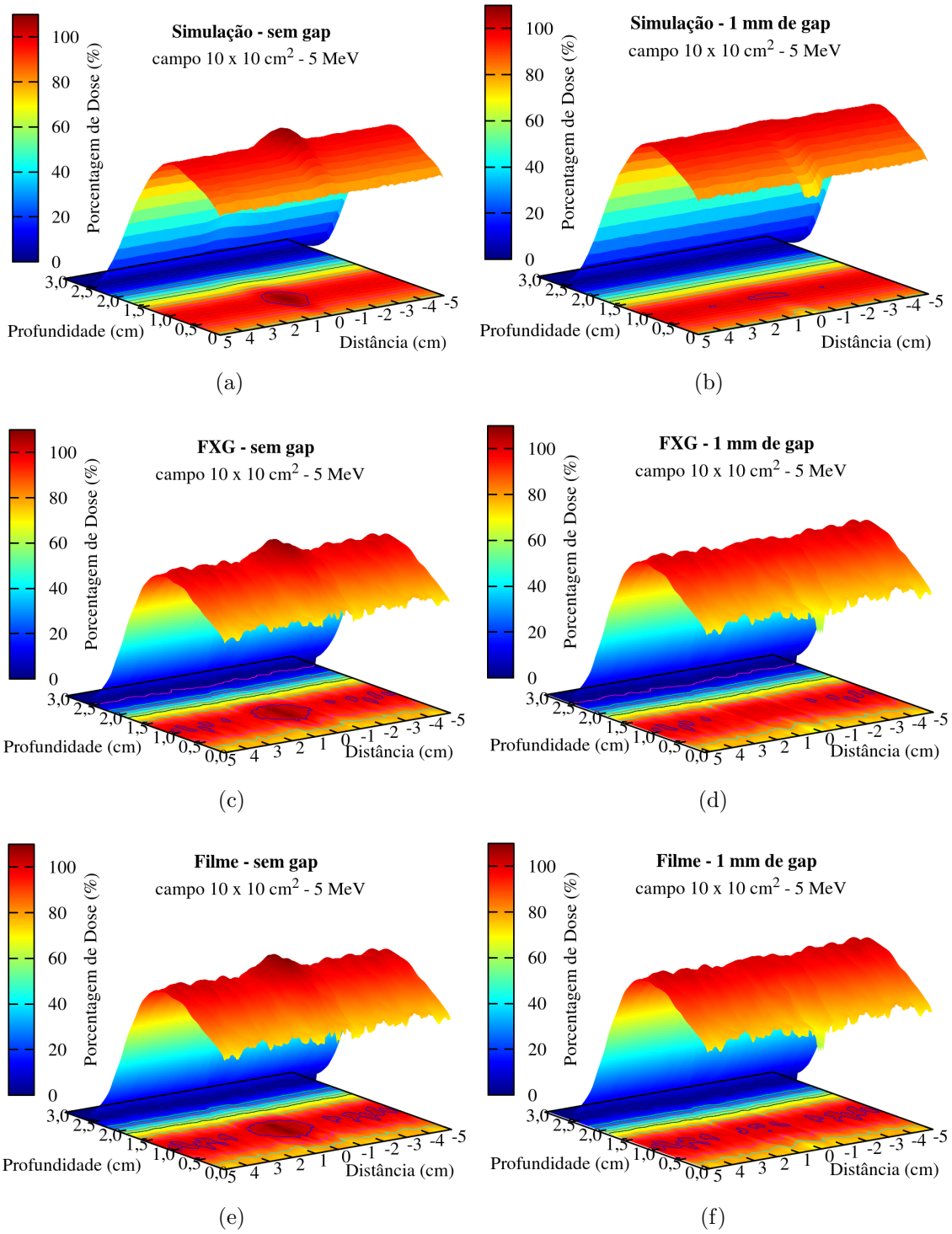


Figura 3.10. Distribuições de doses absorvidas em profundidade na região adjacente aos dois feixes de elétrons com energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10×10 cm^2; obtidos com simulação por MMC, (a) sem *gap* e (b) com *gap* de 1 mm, com o dosímetro FXG, (c) sem *gap* e (d) com *gap* de 1 mm, e com o filme radiocrômico, (e) sem *gap* e (f) com *gap* de 1 mm.

significativos na região de tratamento.

Na Figura 3.12 são apresentados perfis de dose absorvida nas profundidades de 0,5 cm e 1,0 cm, obtidos com o FXG, considerando *gaps* de 1 mm para a energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10 × 10 cm^2. Assim como para o feixe de elétrons de 14 MeV, a profundidade de interesse começa a partir de 0,5 cm, uma vez que a região terapêutica começa a partir desta profundidade (Figura 3.6). O mesmo comportamento nos perfis de dose absorvida foram adquiridos com os outros métodos de estudo (filme e simulação por MMC), apresentando diferenças percentuais máximas de $4,0\%$ e média de $2,1\%$. Pode-se verificar que a subdosagem causada na profundidade de 0,5 cm (início da curva de 90%) não foi significativa, sendo portanto a aplicação do *gap* citado, adequada. Para tamanhos de campos maiores com energia de elétrons de 5 MeV, verificou-se que a subdosagem máxima ocasionada foi 5% abaixo da dose absorvida prevista na região terapêutica, o que ainda seria um valor aceitável no tratamento.

Como mostrado na Figura 3.6, para obtenção do intervalo terapêutico de dose absorvida a partir da superfície de entrada dos feixes com energias de 8 e 10 MeV, é necessário a inserção de um *bolus* de aproximadamente 1,0 cm, de maneira a superficializar as curvas de isodose. Com isso a região superficial de subdosagem é quase que eliminada, apresentando subdosagens máximas de 10% e 14% abaixo da dose absorvida prevista, respectivamente para as energias de 8 e 10 MeV. Com isso, é mantido um gradiente de dose absorvida máximo em torno de 25% na região a ser tratada.

De maneira geral, levando-se em consideração todos os valores de energias e tamanhos de campo, pôde-se observar que ao custo de se reduzir consideravelmente a sobredosagem na região de tratamento com aplicação de *gaps*, há uma subdosagem na superfície da interface dos campos. Este aspecto é algo a ser cuidadosamente levado em consideração, para energias de elétrons iguais ou acima de 14 MeV, por proporcionar "regiões frias" com altos gradientes de dose absorvida no volume alvo, e consequentemente podendo comprometer a qualidade do tratamento.

Como base nesses resultados e na extensão em profundidade de uma lesão a ser tratada, o radioterapeuta e o físico devem avaliar se esta subdosagem será ou

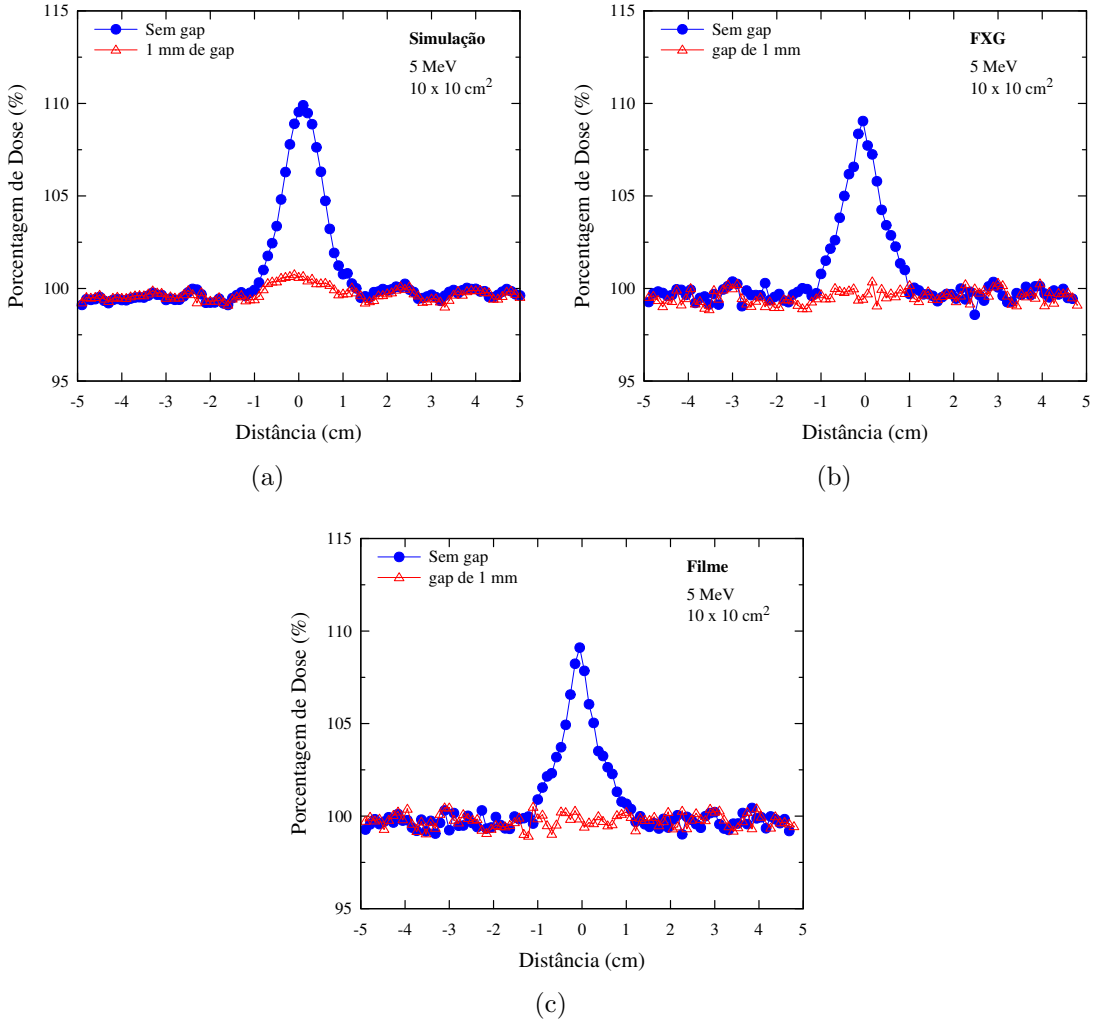


Figura 3.11. Perfis de porcentagem de dose absorvida na profundidade de *build-up* e na região adjacente aos dois feixes de elétrons de 5 MeV e tamanho e campo de 10 × 10 cm^2, sem e com a aplicação de *gap*; (a) para simulação por MMC, (b) para o dosímetro FXG e (c) para o filme radiocrômico.

não aceitável no tratamento. Embora possam existir regiões frias na superfície das regiões adjacentes com aplicação do *gap* (Figuras 3.9 e 3.12), só deve ser considerada aquela subdosagem que realmente se encontra entre as profundidades do intervalo terapêutico de dose absorvida. Se a região de tratamento começa na superfície da pele do paciente, o *bolus* deve ser a ferramenta escolhida para eliminar as altas variações da dose absorvida no volume alvo.

Com base nos resultados obtidos para todos os tamanhos de campo e energias de elétrons neste estudo, para feixes adjacentes em superfícies planas, foi obtida a

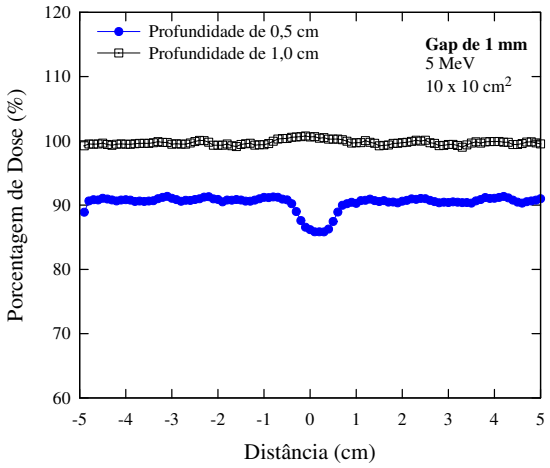


Figura 3.12. Perfis de dose absorvida em profundidade, adquiridos com o dosímetro FXG, para a região adjacente aos dois feixes de elétrons com energia de 5 MeV, tamanho de campo de 10×10 cm^2 e separados por um *gap* de 1 mm.

Tabela 3.2, na qual são apresentados os valores de porcentagens de doses absorvidas máximas (normalizadas pela dose absorvida máxima na região central de um único feixe) encontrados na região adjacente aos feixes em função do tamanho de campo e energia. Nesta tabela verifica-se que quanto maior o tamanho de campo e a energia utilizada, maior será a dose absorvida na região das bordas adjacentes dos feixes. Isto deve-se à maior divergência do feixe para campos maiores e também devido ao maior espalhamento lateral do feixe para maiores energias de elétrons; este último considerado na Equação 1.9. Os resultados encontrados nesta tabela para os três métodos analisados, apresentaram diferenças percentuais máximas entre si menores que 1,5%.

Embora a literatura (AAPM, 2009; ICRU, 2004) sugira que a variação da dose absorvida na região de tratamento não deva exceder 20% do valor da dose absorvida prescrita para o volume alvo, pode ser inferido da Tabela 3.2 que dependendo do tamanho do campo e da energia dos elétrons utilizados, são obtidos valores de doses absorvidas de 20% a 45%, acima daquela prescrita[2], valores bem acima dos limites estabelecidos.

Na Figura 3.13 são apresentados os valores das porcentagens de doses absorvidas que se encontram na Tabela 3.2, em função do tamanho de campo e da energia

[2]Considerando que o alcance terapêutico escolhido para o tratamento é o da isodose de 90%

Tabela 3.2. Valores de dose máxima (D_{max}) na região adjacente aos campos de entrada, encontrados através de simulação por MCC e das medidas com os dosímetros FXG e filme radiocrômico, para todos os tamanhos de campo e energias de feixes selecionados para o trabalho, quando não há aplicação de *gap*.

	Energia (MeV)			
	5	8	10	14
Campo (cm^2)	D_{max} Simulada por MMC (%)			
10×10	110,0 ± 0,9	113,0 ± 0,9	114,0 ± 1,0	118,0 ± 1,0
15×15	115,0 ± 0,9	120,0 ± 1,0	123,5 ± 1,0	127,0 ± 1,0
20×20	120,5 ± 0,9	126,5 ± 1,0	130,0 ± 1,0	135,0 ± 1,0
	D_{max} Experimental com o FXG (%)			
10×10	109,0 ± 3,8	112,0 ± 3,9	115,0 ± 4,0	119,0 ± 4,1
15×15	114,5 ± 4,0	120,0 ± 4,2	124,5 ± 4,1	128,0 ± 4,5
20×20	119,0 ± 4,1	125,5 ± 4,3	129,5 ± 4,5	134,0 ± 4,6
	D_{max} Experimental com o Filme (%)			
10×10	109,0 ± 4,9	112,0 ± 5,0	114,5 ± 5,1	120,0 ± 5,4
15×15	113,5 ± 5,1	119,0 ± 5,3	124,0 ± 5,5	127,0 ± 5,7
20×20	119,5 ± 5,3	125,5 ± 5,6	129,0 ± 5,8	133,5 ± 5,9

do feixe de elétrons selecionados. Conforme a figura, nota-se que há um aumento quase linear da dose absorvida com o aumento do tamanho de campo e energia de elétrons, na região de interface dos campos. Esses resultados tornam-se importantes no instante do tratamento, uma vez que já pode ser previsto o aumento da dose absorvida prescrita, com a escolha do tamanho de campo e energia de interesse, mesmo com valores de tamanho de campo e energia de feixe não apresentados neste estudo. Desta maneira, foram aplicados ajustes lineares às curvas apresentadas na Figura 3.13 e avaliando a dependência da porcentagem de dose absorvida na região adjacente, em função do tamanho de campo e energia dos elétrons, inferiu-se a

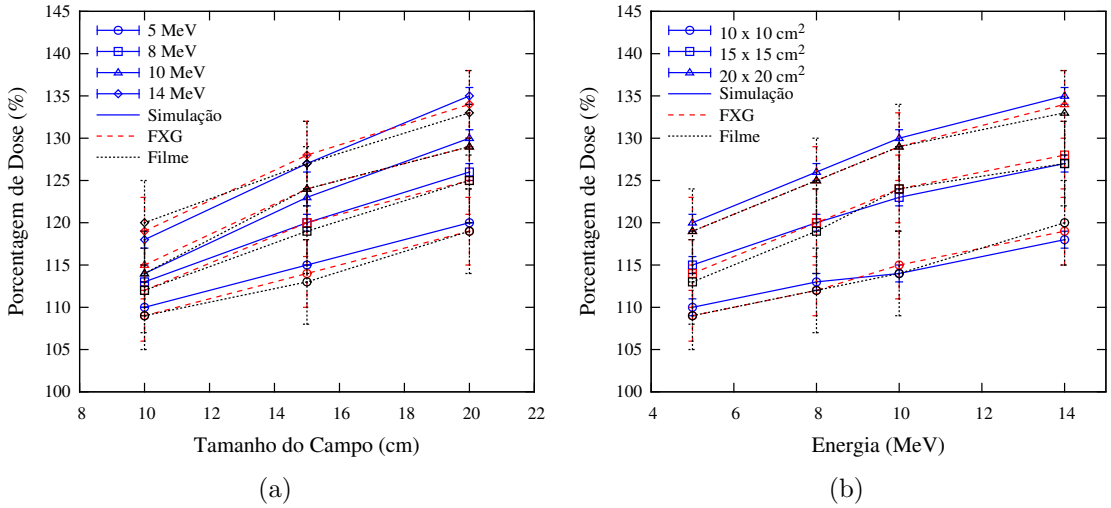


Figura 3.13. Curvas de porcentagem da dose absorvida, obtidas na região de interface dos feixes adjacentes sem a presença de *gap*. (a) em função do tamanho do campo e (b) em função da energia do feixe.

Equação geral 3.1.

$$D_{max}(\%) = 0,012 \cdot L^{1,3} \cdot E^{1,45} + 110 \tag{3.1}$$

na qual D_{max} é a porcentagem da dose absorvida máxima a ser encontrada entre os dois feixes aplicados, L é a dimensão do tamanho dos campos e E é a energia dos feixes de elétrons adjacentes.

A equação obtida é resultado da média de todos os coeficientes lineares e angulares adquiridos nos ajustes lineares realizados nas curvas da Figura 3.13. Os resultados encontrados com essa equação apresentaram diferenças percentuais relativas máximas de $3,1\%$, com qualquer valor apresentado na Tabela 3.2. Portanto a mesma se torna uma ferramenta importante, uma vez que dela se pode prever a sobredosagem a ser encontrada na região adjacente aos dois feixes de elétrons e na profundidade de *build-up*, quando não há aplicação de *gap*. Como a dose absorvida máxima aceitável não pode exceder 20% daquela prescrita, a correção foi pensada de ser realizada utilizando a Equação 1.22 de *gap* para fótons, e também através do estudo das simulações por MMC dos *gaps* mais adequados, para os feixes de elétrons adjacentes utilizados.

A partir dos valores dos *gaps* utilizados, variando tamanho de campo e energia de feixe, foram escolhidos aqueles que proporcionaram uma maior homogeneidade da dose absorvida na região adjacente aos campos, em comum para os três métodos de análise. Essa escolha foi realizada levando-se em consideração a região de intervalo terapêutico da dose absorvida, de forma a proporcionar uma variação desta menor que 20% para a região adjacente aos campos, conforme a Tabela 3.3. Nesta tabela também são apresentados os valores dos *gaps* esperados para o tamanho de campo e energia de elétrons selecionados, utilizando a Equação 1.22, normalmente empregada para campos adjacentes de fótons em superfícies planas.

Tabela 3.3. Valores de *gaps* selecionados através do estudo para obtenção de uma homogeneidade da dose absorvida na região de *build-up* e valores de *gaps* obtidos através da Equação 1.22 de *gap* para fótons, considerando os mesmos feixes de elétrons (tamanho de campo e energia).

	Energia (MeV)							
	5	8	10	14	5	8	10	14
Campo (cm^2)	Gap experimental (mm)				Gap com a equação (mm)			
10×10	1	2	2	3	1,0	1,8	2,2	3,0
15×15	2	3	4	5	1,5	2,7	3,3	4,5
20×20	2	4	5	6	2,0	3,6	4,4	6,0

Nesta seção tem-se também como propósito demonstrar a aplicabilidade desta equação também para feixes de elétrons. Para a obtenção dos valores de *gap*, através da Equação 1.22, foi escolhida como profundidade de interesse a de *build-up*, para cada energia de feixe de elétrons. Essas profundidades são: 1,0 cm para 5 MeV, 1,8 cm para 8 MeV, 2,2 cm para 10 MeV e 3,0 cm para 14 MeV. Comparando-se os resultados encontrados experimentalmente e os esperados com a aplicação da equação citada para fótons, verifica-se que esses são próximos, apresentando uma diferença máxima de 0,7 mm, próxima ao valor da incerteza do deslocamento da mesa digital (0,5 mm). Isto demonstra que, uma vez escolhidos o tamanho de campo e a energia dos feixes de elétrons de interesse, adotando-se como profundidade de cálculo a do equilíbrio eletrônico, a equação de *gap* adotada para fótons mostra-se

adequada à aplicação aos feixes de elétrons adjacentes.

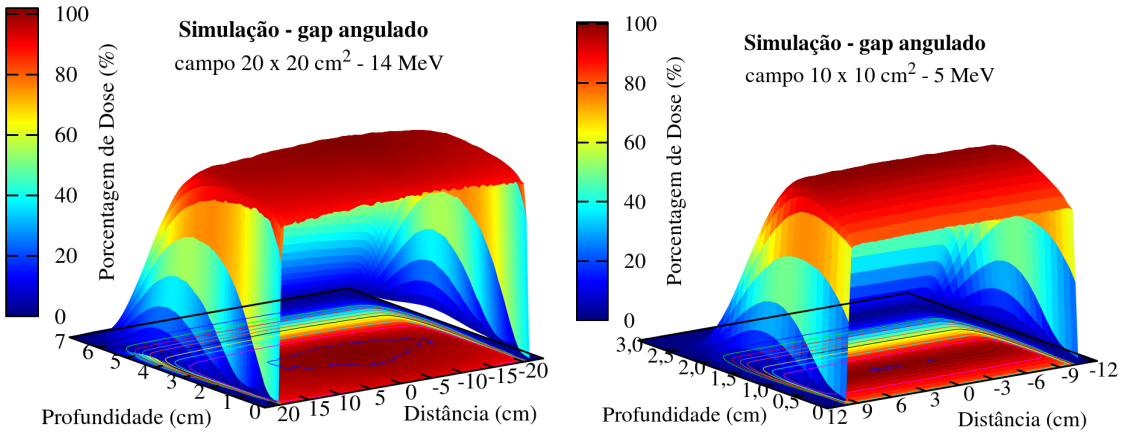
Incidências anguladas dos feixes

Uma alternativa à aplicação de *gap* entre os campos adjacentes de elétrons, assim como também entre campos adjacentes de fótons, foi angular os feixes de entrada de maneira que suas interfaces estejam exatamente paralelas e adjacentes. O intuito deste tipo de aplicação é também se evitar que haja uma sobreposição dos feixes, resultando num aumento indesejado e significativo da dose absorvida na região de interface. O cálculo da angulação de cada feixe foi realizado, através da Equação 1.23. Após a angulação dos feixes, suas sobreposições em profundidade deveriam ser praticamente anuladas, o que foi comprovado por meio da simulação por MMC. Contudo na prática, quando a angulação e o posicionamento dos campos não forem precisamente ajustados, pequenas regiões de sobredosagem ou subdosagem indesejadas podem ocorrer na região adjacente aos feixes.

Dos resultados experimentais obtidos com o FXG e o filme radiocrômico, os valores da dose absorvida obtidos na região adjacente aos feixes, na profundidade de *build-up*, variaram de 93% a 107% para ambos dosímetros, devido às próprias incertezas experimentais. Dos experimentos foi notado que um milímetro de sobreposição ou distanciamento dos feixes já resulta em sobre ou subdosagem na aplicação.

Com o objetivo de avaliar a variação da dose absorvida para campos adjacentes na profundidade de *build-up*, foi utilizado o MMC para simulação de uma cubeta com o dosímetro FXG, dada a impossibilidade de se obter cubetas e filmes com as dimensões que abranjessem uma extensão, por exemplo de 40 cm (soma de dois campos adjacentes com 20 cm de lado cada um).

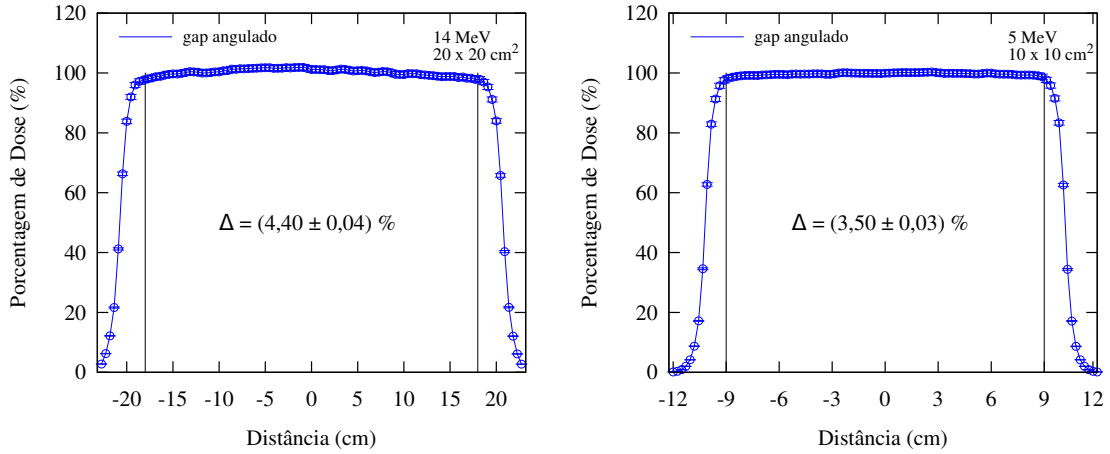
A Figura 3.14 apresenta a distribuição das doses absorvidas em profundidade, a partir de dois feixes adjacentes de elétrons, angulados de maneira que suas bordas ficassem exatamente adjacentes.



(a) (b)

Figura 3.14. Aplicação da técnica de *gap* angulado, através da simulação por MMC, para dois feixes adjacentes de elétrons. (a) com energia de 14 MeV e tamanho de campo de 20 × 20 cm^2 e (b) com energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10 × 10 cm^2.

Para verficar a variação na entrega da dose absorvida na profundidade de *build-up*, foram obtidos perfis da dose absorvida ao longo da extensão total dos campos de 20 × 20 cm^2 e de 10 × 10 cm^2, para as energias de 14 MeV e 5 MeV respectivamente, conforme a Figura 3.15.



(a) (b)

Figura 3.15. perfis de dose absorvida na profundidade de *build-up* para aplicação de dois feixes angulados de elétrons. (a) com energia de 14 MeV e tamanho de campo de 20 × 20 cm^2 e (b) com energia de 5 MeV e tamanho de campo de 10 × 10 cm^2. As linhas pontilhadas nos perfis representam a região correspondente a 80% dos campos, ou regiões de planura.

Os perfis obtidos da dose absorvida de elétrons com *gap* angulado apresentaram uma variação na região de 80% do tamanho de campo ou região de planura (IAEA, 2000b) de $97,5\%$ até $101,9\%$ ($\Delta = 4,4\%$) e de $97,0\%$ até $100,5\%$ ($\Delta = 3,5\%$), respectivamente para os campos e energias citados. De acordo com o protocolo da IAEA citado, o limite de planura na região de 80% do tamanho do campo (considerando um campo único) é de 3%. A variação obtida ocorre porque uma vez angulado o feixe de elétrons incidente, o lado com menor distância até a superfície de entrada, depositará mais energia no meio em relação ao outro lado, que também apresentará isodoses um pouco mais próximas à superfície (KHAN; DEIBEL; SOLEIMANI-MEIGOONI, 1985; KHAN, 2010). Quando comparados os resultados da simulação por MMC com os dos dosímetros FXG e filme radiocrômico, somente na região de interface dos feixes foram encontradas diferenças percentuais médias de 4,0%. Embora as variações na dose absorvida na região de tratamento estejam acima dos limites estabelecidos para campo único, os resultados mostram que a distribuição da dose absorvida resultante da aplicação da técnica de *gap* angulado é mais homogênea e não resulta em pontos com subdosagem na superfície de entrada, quando comparada à técnica de *gap* tradicional de 40% a 104% e de 86% a 101% respectivamente para 14 MeV e 5 MeV (como visto nas Figuras 3.9 e 3.12). A desvantagem da técnica de *gap* angulado para elétrons deve-se às dificuldades em aplicar a angulação adequada e garantir que os campos estejam exatamente adjacentes, para não resultar em regiões de sobre ou subdosagem.

3.3.2 *Campos adjacentes em cubetas cilíndricas*

Incidência de feixes normais à superfície curva, sem *gap*

A Figura 3.16 apresenta distribuições de dose absorvida em profundidade em cilindros simulando abdômen ou tórax e crânio, com energia de elétrons de 14 MeV e tamanho de campo de 10×10 cm^2. Como pode ser visto nesta figura, os comportamentos das distribuições da dose absorvida pelos três métodos de estudo (FXG, filme e simulação por MMC) são muito semelhantes, tanto para cilindro de 25 cm de diâmetro quanto para o de 15 cm. Também foi feita a simulação por MMC

considerando a calota craniana (0,5 cm de espessura) no cilindro de 15 cm e viu-se que há uma pequena mudança nas curvas de isodose no crânio em relação àquelas dos resultados experimentais (sem a calota), contudo essa mudança não foi significativa na avaliação da sobredosagem ($< 3{,}0\%$). Dessa maneira, para a comparação dos resultados dos dosímetros, foram utilizadas as simulações sem a presença da calota, uma vez que esta análise é a que mais se aproxima do arranjo experimental com os dosímetros. As diferenças percentuais entre as máximas porcentagens de doses absorvidas encontradas nas interfaces dos feixes com os três métodos de análise, foram menores que 5% e com valor máximo médio de 195% (para o cilindro de 25 cm e considerando os cones de 10, 15 e 20 cm de lado e energia de feixe de 14 MeV); e com diferenças percentuais entre as máximas porcentagens de doses absorvidas nas interfaces, menores que 3% e com valor máximo médio de 197% (para o cilindro de 15 cm, considerando o cone de 10 cm de lado e energia de 14 MeV).

A Figura 3.17 apresenta as distribuições de doses absorvidas em profundidade para a energia de elétrons de 5 MeV e campo 10×10 cm^2, para os cilindros de 25 cm e 15 cm de diâmetro, considerando os três métodos de estudo do trabalho. Analogamente os resultados obtidos são semelhantes para os três métodos de análise em ambos os cilindros. As diferenças percentuais entre as máximas porcentagens de doses absorvidas encontradas nas interfaces dos feixes, com os três métodos de análise, para a energia de 5 MeV, foram menores que 5% e com valor máximo médio de 184% (para o cilindro de 25 cm, para os cones de 10, 15 e 20 cm de lado), e menores que 4% e com valor máximo médio de 193% (para o cilindro de 15 cm, para o cone de 10 cm de lado).

Com base nos resultados obtidos foi possível verificar que a dose absorvida na região adjacente aos feixes, para superfícies circulares, está acima da esperada. Considerando que seja escolhida a isodose de 90% para o tratamento, a dose absorvida chega a ser superior ao dobro da esperada na região alvo. Foi verificado, com base em todos os tamanhos de campos, energias de elétrons e geometrias cilíndricas do estudo, que há um pequeno aumento da dose absorvida na região de interface entre os feixes para maiores energias, maiores tamanhos de campo e

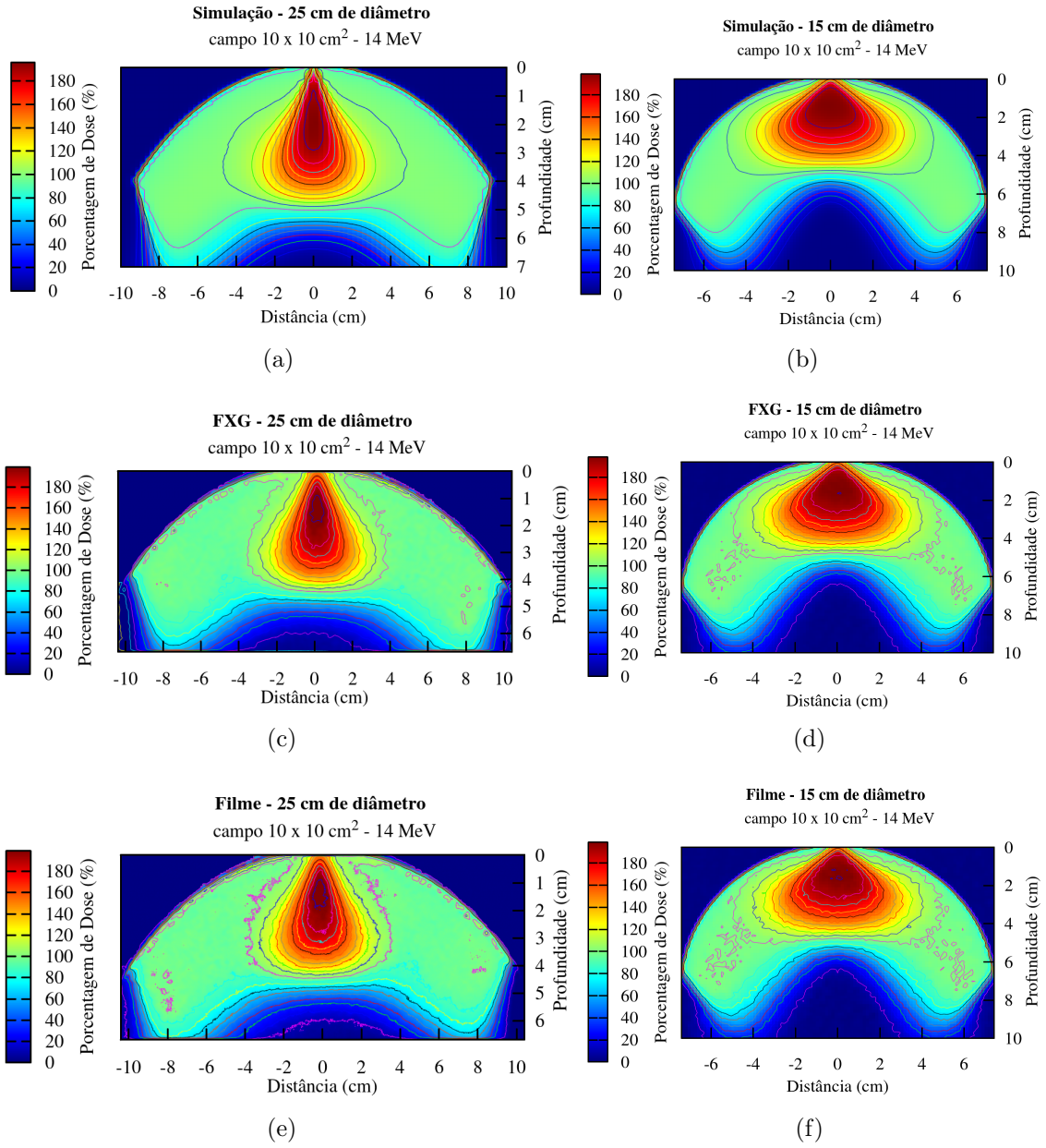


Figura 3.16. Distribuições de doses absorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 14 MeV e dimensões de 10 $\times$ 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às geometrias de estudo, para simulação por MMC considerando cilindros com diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG com diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15 cm e para filmes radiocrômicos com diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm.

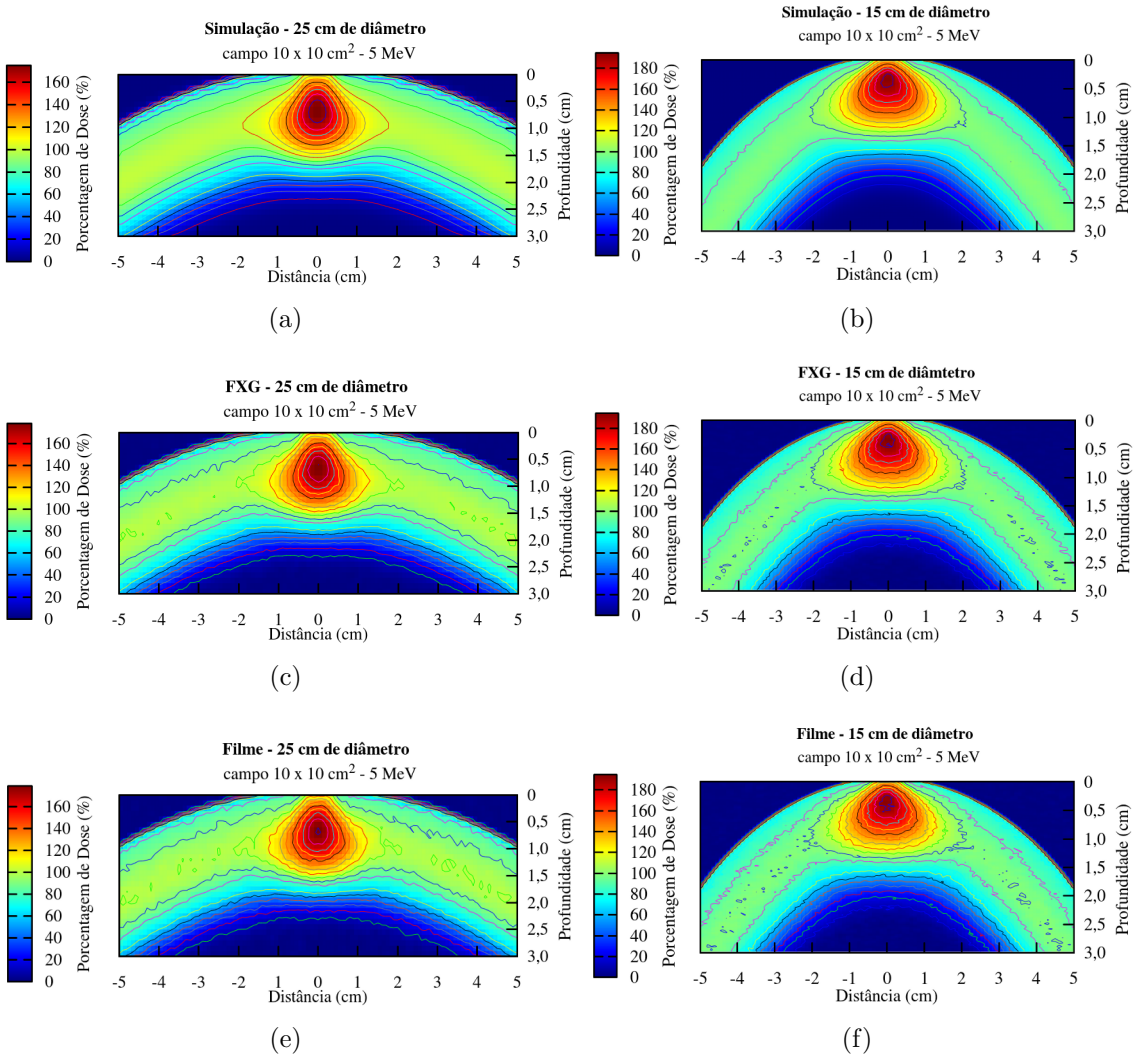


Figura 3.17. Distribuições de doses absorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 5 MeV e dimensões de 10 $\times$ 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às geometrias de estudo para simulação por MMC considerando cilindros com diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG com diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15cm e para filmes dosimétricos com diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm.

menores raios de curvatura. Isso ocorre porque esses parâmetros influenciam na composição final das isodoses na interface dos feixes, de maneira mais ou menos acentuada. Essas variações não chegam a ser significativas quando comparadas aos valores de sobredosagens produzidas (praticamente o dobro daquele planejado para o tratamento). Essas conclusões são importantes, quando se considera dois feixes adjacentes de elétrons incidentes em superfícies cilíndricas, pois com base nos resultados obtidos para geometrias curvas se espera uma região de alta sobredosagem, cuja dimensão dependerá do tamanho do campo e energia do feixe de elétrons, com valor máximo da dose absorvida próximo do dobro da dose prescrita.

Incidência de campos com angulação adicional

Uma alternativa para se evitar a presença das regiões de sobredosagem foi estudada, por meio da aplicação de um *gap* na superfície de entrada dos feixes, entre suas interfaces, obtido através da angulação dos feixes em sentidos opostos em relação a uma linha imaginária equidistante dos centros dos campos. A Figura 3.18 apresenta dois feixes simulados de elétrons com energia de 14 MeV e dimensões de 10×10 cm^2, incidindo de maneira que suas interfaces estejam separadas por uma distância resultante de uma angulação de 2° ou 4°, na busca de reduzir a região de sobredosagem.

Resultados como os que são expostos na Figura 3.18 nos levam a concluir que a angulação do feixe não é uma alternativa plausível, uma vez que resulta em uma subdosagem próxima à superfície de entrada e pouca redução da região de sobresodagem (redução média de apenas 3,5% para 4° de angulação). Os mesmos comportamentos nas distribuições de porcentagem da dose absorvida foram obtidos das medidas experimentais, apresentando diferenças percentuais máximas entre si de 9%. Este valor significativo nas diferenças entre os três métodos de análise deve-se principalmente às limitações da aparelhagem e dispositivos de medida (incerteza da mesa, da angulação do deslocamento do cabeçote, as próprias incertezas dos dosímetros, além das incertezas nas medidas devido ao operador).

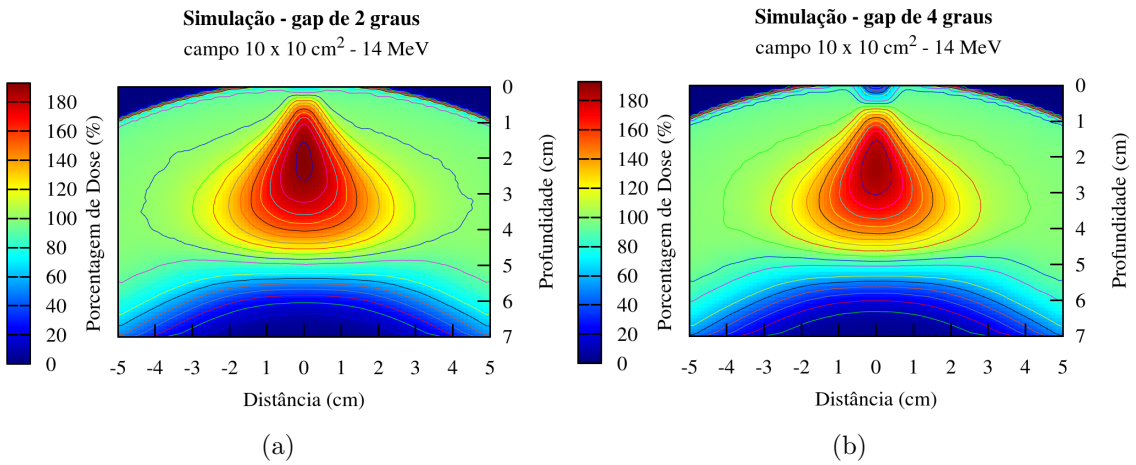


Figura 3.18. Aplicação de dois feixes de elétrons com tamanho de campo de 10 × 10 cm^2 e energia de 14 MeV, de maneira que seus eixos incidam perpedicularmente à curva de 25 cm de diâmetro e suas interfaces estejam separadas, através da angulação dos feixes (a) em 2° (1° para cada lado) e (b) em 4° (2° para cada lado).

Incidência de campos paralelos e adjacentes

Uma outra alternativa na busca de tentar eliminar ou minimizar a região de sobredosagem em geometrias cilíndricas, foi através da técnica de *gap* aplicada inicialmente, com dois feixes paralelos e adjacentes, separados por um *gap* previamente determinado. Na Figura 3.19 tem-se a incidência de dois feixes de elétrons com energia de 14 MeV e dimensões de campo de 10 × 10 cm^2, paralelos e separados por um *gap* de 2 mm através da simulação por MMC no cilindro de 25 cm de diâmetro.

Os resultados obtidos com os dois dosímetros foram próximos daqueles fornecidos por MMC, apresentando diferenças percentuais máximas menores que 4%. Embora a porcentagem da dose absorvida na região adjacente aos feixes tenha sido reduzida significativamente, as isodoses foram superficializadas à medida que se afastavam da região adjacente aos feixes. Isso se deve às diferenças de DFS entre um lado e o outro do campo e aos ângulos de incidência dos feixes, que vão se tornando cada vez mais tangenciais à medida que se aproximam das bordas dos campos. Se o objetivo do tratamento for irradiar toda uma região que acompanhe em profundidade o formato geométrico do cilindro, essa superficialização das isodoses nas extremidades da região de tratamento pode ser indesejável. Desta maneira, este método pode não ser eficaz

para o tratamento.

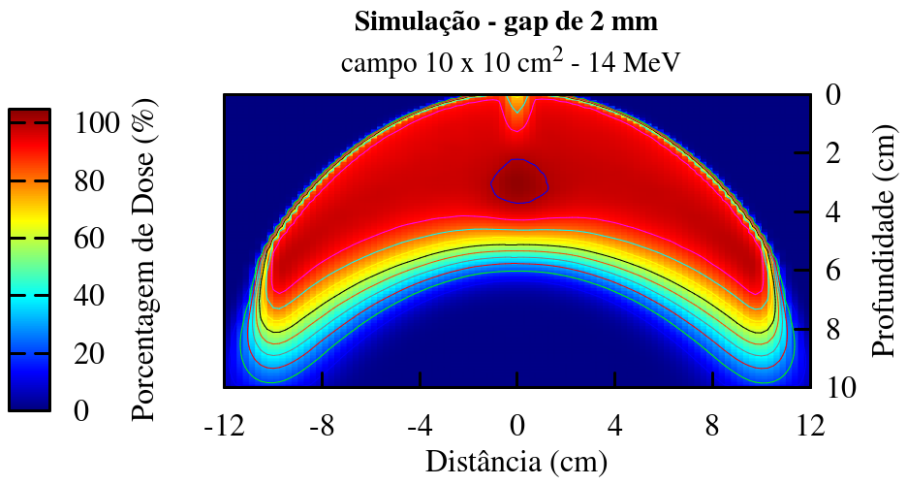


Figura 3.19. Aplicação de dois feixes de elétrons paralelos, com dimensões de 10 × 10 cm^2 e energia de 14 MeV, separados por um *gap* de 2 mm sobre uma superfície curva de 25 cm de diâmetro, adquiridos através de simulação Monte Carlo.

Com base nesses resultados, é que o método do *gap* angulado de elétrons não foi aplicado às geometrias cilíndricas. A angulação dos dois feixes para eliminação da sobredosagem na região de interface, acabaria por superficializar ainda mais as curvas de isodose, devido à maior diferença de DFS entre os dois lados dos feixes e à maior angulação com a superfície de entrada (maior tangenciamento dos feixes).

Incidência de campos normais à superfície curva, com filtros em cunha

Com a finalidade de diminuir significativamente as sobredosagens nas regiões adjacentes aos feixes de elétrons, nas superfícies curvas, foram desenvolvidos filtros especiais em cunha de PMMA com angulações de 1,0° a 14,0°. Como se pode verificar nas Figuras 3.20 e 3.21, a presença de filtros em cunha atenua gradativamente os feixes na direção de adjacência dos campos, os quais quando incididos, proporcionam uma sobreposição da dose absorvida na região de 90% aceitável para os padrões clínicos e em conformidade com as recomendações da literatura (AAPM, 2009; ICRU, 2004).

A atenuação gradativa citada deve-se ao processo de espalhamento de elétrons ao serem transmitidos através de um meio absorvedor. Uma vez que o ângulo de

espalhamento médio desses elétrons é diretamente proporcional à raiz quadrada da espessura do meio absorvedor e inversamente proporcional à energia do feixe de elétrons, Equação 1.10, o espalhamento aumenta para maiores espessuras e menores energias do feixe. O filtro aumenta sua espessura à medida que se aproxima da região de adjacência dos feixes, o que tem como consequência o alargamento da penumbra do feixe de elétrons e diminuição nos valores de sobredosagens.

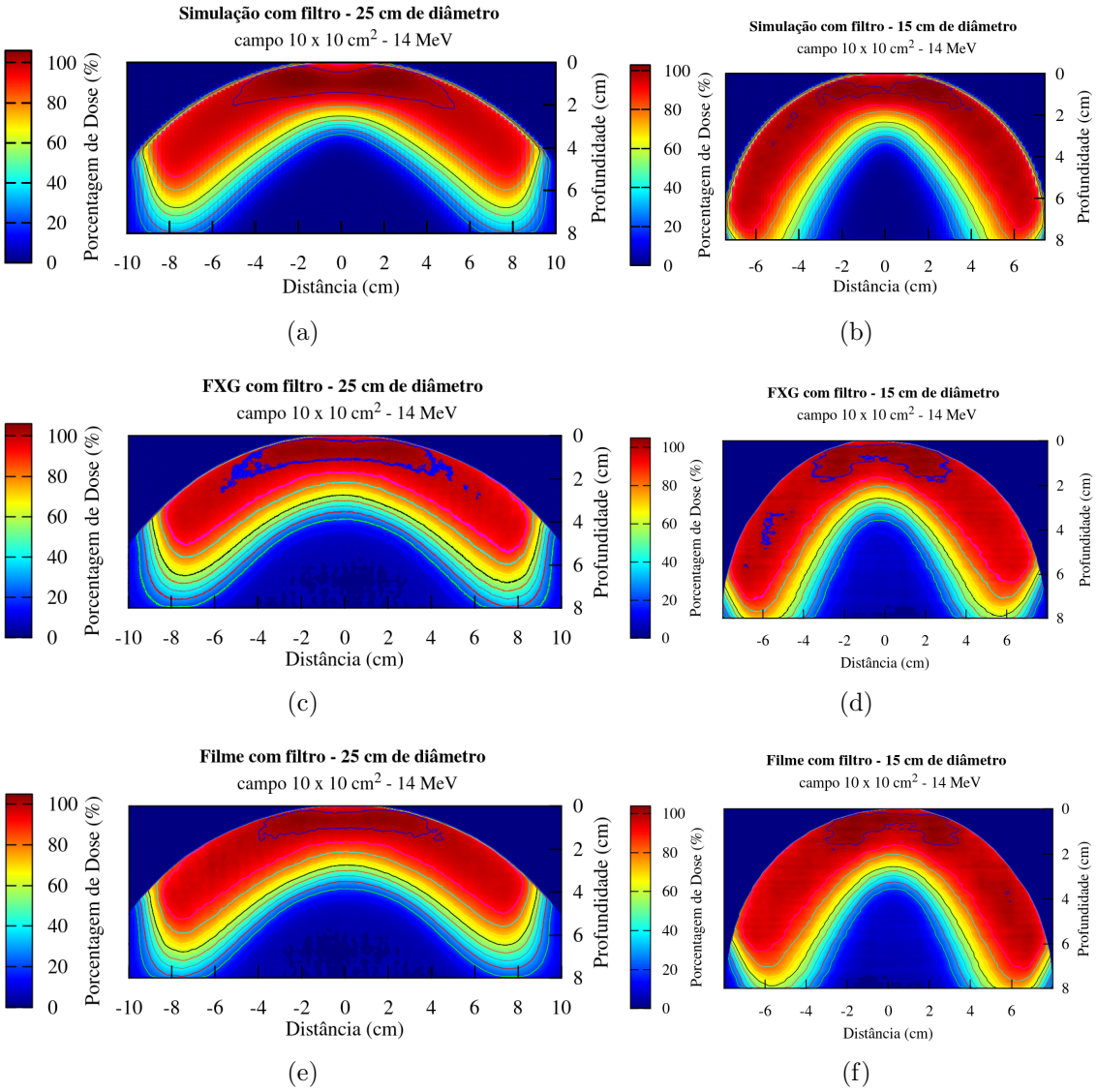


Figura 3.20. Distribuições de doses abosorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 14 MeV e dimensões de 10 × 10 cm^2, incidentes perpendicularmente às superfícies curvas, para simulação por MMC nos diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG nos diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15 cm e para filmes radiocrômicos nos diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm.

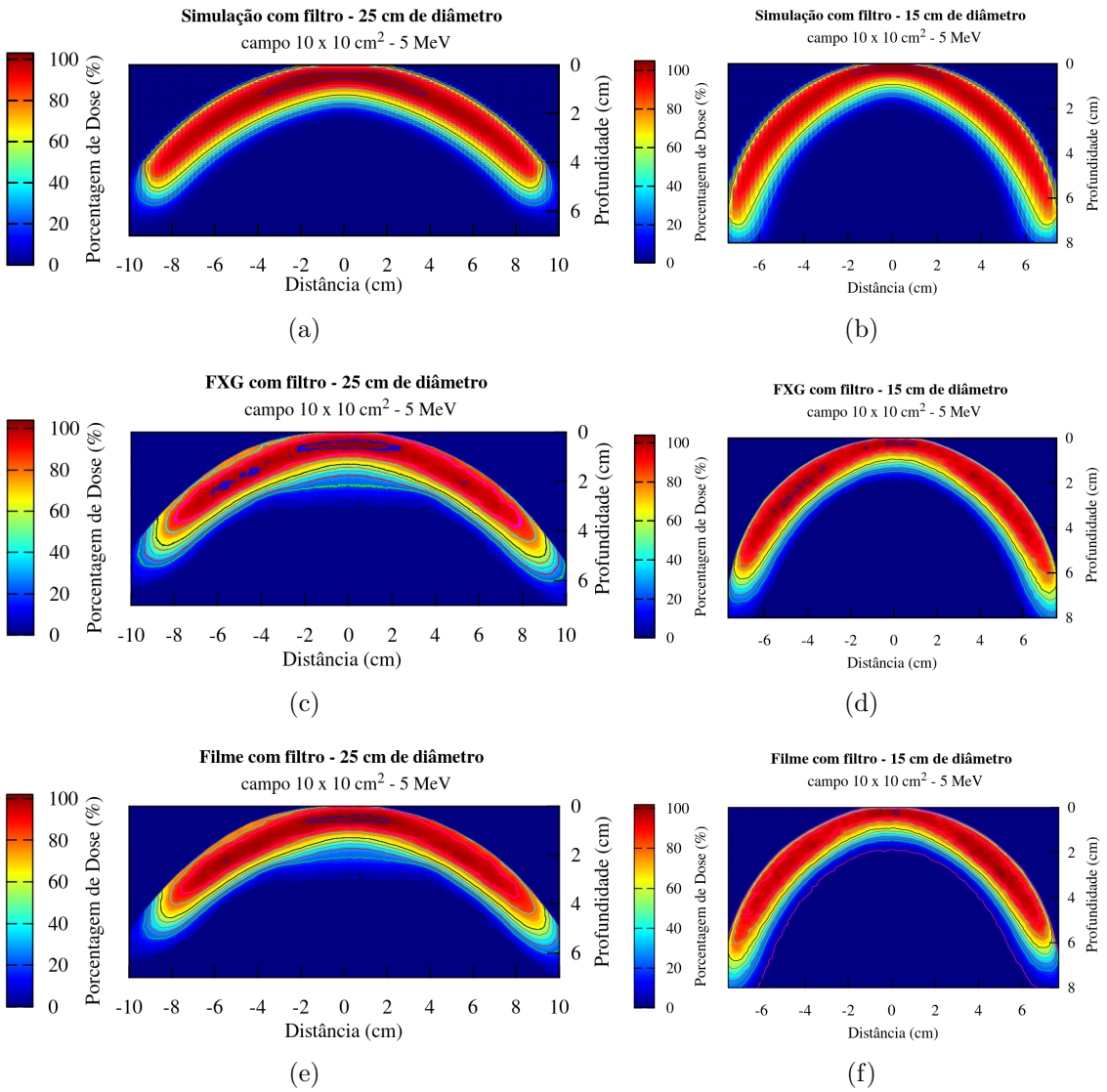


Figura 3.21. Distribuições de doses absorvidas em profundidade para feixes de elétrons adjacentes com energia de 5 MeV e dimensões de 10×10 cm^2, incidentes perpendicularmente às superfícies curvas, para simulação por MMC nos diâmetros de (a) 25 cm e (b) 15 cm, para cubetas de FXG nos diâmetros de (c) 25 cm e (d) 15 cm e para filmes radiocrômicos com diâmetros de (e) 25 cm e (f) 15 cm.

Analogamente, medidas foram realizadas para outros tamanhos de campo com o cilindro de 25 cm de diâmetro, filtros em cunha com angulações de 1,0° a 10,5° e energias de 5, 8, 10 e 14 MeV (figuras não presentes no texto), conforme Tabela 3.4. Dos resultados verificou-se que a angulação do filtro a ser escolhida era dependente dos tamanhos dos campos e da energia dos feixes de elétrons a serem aplicados, não apresentando dependência com o raio da curvatura da superfície de incidência. As angulações foram determinadas por meio da simulação por MMC, das quais se pode avaliar aquelas que proporcionaram resultados aceitáveis de sobredosem nas regiões adjacentes, buscando não ultrapassar um gradiente máximo da dose absorvida aceitável de 20%, com base num planejamento para a curva de 90% da dose absorvida prescrita. Todos os resultados das angulações dos filtros, determinados por simulação MMC para o estudo proposto, em função do tamanho de campo, energia do feixe e diâmetro da superfície de incidência, são apresentados na Tabela 3.4.

Na tabela citada, verifica-se que o raio de curvatura da superfície de incidência não apresenta influência na determinação do ângulo do filtro, para um mesmo tamanho de campo e energia, diferentemente quando se mantém o raio de curvatura e se altera o tamanho do campo e energia. Para o mesmo tamanho de campo (10×10 cm^2) e energias, os filtros a serem escolhidos apresentam os mesmos valores de angulação para as superfícies curvas com diâmetros de 15 e 25 cm. Isto possivelmente ocorre porque quando se muda o raio de curvatura da superfície de incidência, precisa-se mudar a posição da fonte de radiação (arranjo) de maneira que esta permita que o eixo central dos feixes de elétrons incidam perpendicularmente à nova superfície de interesse, mantendo adjacência com o outro feixe aplicado e garantindo a DFS = 100 cm. A necessidade da incidência perpendicular dos eixos centrais dos feixes deve-se ao fato de buscar simetria na deposição da dose absorvida na superfície de entrada e consequentemente melhor homogeneidade. Uma escolha por uma incidência não perpendicular dos feixes pode resultar numa maior heterogeneidade da dose absorvida no lado do campo mais distante da superfície de interesse. Isto é devido principalmente ao aumento do espalhamento no ar e à incidência mais oblíqua do feixe na superfície, ao se comparar ao outro lado do campo, conforme já demonstrado na Figura 3.19. A angulação do cabeçote

necessária para manter a incidência do eixo central do campo 10 × 10 cm^2, perpendicular à superfície de entrada, é de 23,5° para o diâmetro de 25 cm e de 42,0° para o diâmetro de 15 cm.

Tabela 3.4. Valores das angulações dos filtros de PMMA necessárias para reduzir as doses absorvidas na regiões adjacentes aos feixes de elétrons incidentes em superfícies curvas, variando tamanho de campo, energia de feixe e diâmetro da curvatura da superfície de incidência.

		Energia (MeV)			
		5	8	10	14
Diâmetro (cm)	Campo (cm^2)	Angulação do filtro (°)			
15	10 × 10	2,0	5,5	9,5	14,0
25	10 × 10	2,0	5,5	9,5	14,0
25	15 × 15	1,5	4,0	8,0	10,5
25	20 × 20	1,0	2,5	3,5	6,0

As angulações, pré-determinadas por simulação por MMC, foram confirmadas com a utilização das mesmas nos experimentos com as cubetas cilíndricas com FXG, justapostas aos filmes radiocrômicos, conforme apresentado nas Figuras 3.20 e 3.21. Os resultados obtidos demonstraram uma redução significativa da dose absorvida na região adjacente aos feixes, região de maior gradiente de dose absorvida, tornando possível a utilização do arranjo citado, sem o acréscimo de efeitos determinísticos indesejáveis na região a ser tratada. A presença dos filtros em cunha resultaram em sobredosagens entre 103% e 111%, com uma média na região adjacente dos campos de 107%.

Os resultados obtidos são de suma importância, uma vez que a incidência de feixes com campos adjacentes em regiões curvas é comum nos tratamentos. Com base nos resultados deste estudo, pode-se prever qual sobredosagem será produzida, devido à energia do feixe e à geometria escolhidas para tratamento. A utilização dos filtros de PMMA torna-se uma opção atrativa para os físicos da radioterapia, visto que são feitos de material tecido equivalente, com facilidade de serem adquiridos

comercialmente e que podem ser usinados com angulações complementares de acordo com a necessidade do arranjo do tratamento a ser realizado. Vale lembrar que uma vez que esses filtros foram pesquisados e antes de serem utilizados na rotina clínica, torna-se necessária a realização de medidas específicas das suas distribuições de dose absorvida e dos fatores filtro, que comporiam seus comissionamentos (AAPM, 2008), para futuras aplicações na rotina clínica.

3.4 Campos adjacentes com feixes de fótons para superfícies planas

Uma vez que campos adjacentes de fótons são frequentemente aplicados na rotina clínica, há a possibilidade de se escolher um dos três métodos de *gap* citados anteriormente na *Seção 1.3*, com a finalidade de se evitar uma sobredosagem na região de interesse. O método mais comumente utilizado é a aplicação do *gap* inferido através da Equação 1.22, o qual, como já discutido anteriormente, evita uma sobredosagem na região de interesse, mas apresenta sobreposição dos feixes em profundidade, abaixo do ponto de referência escolhido. Uma solução seria privilegiar, sempre que possível, a técnica do *gap* angulado, uma vez que esta, em teoria, evita a sobreposição dos campos em qualquer profundidade. Então, com base nas Equações 1.23 e 1.24, são apresentados na Figura 3.22 os resultados obtidos para a simulação por MMC de dois feixes de fótons de 10×25 cm^2 e 6 MV; um campo angulado (0° e 14°) e dois campos angulados(-7° e +7°).

Na Figura 3.22 são apresentadas as distribuições das porcentagens das doses absorvidas em profundidade. Na parte (a), quando os dois feixes são angulados e na parte (b), quando apenas um dos feixes é angulado. Os perfis respectivos das porcentagens das doses absorvidas na profundidade de *build-up* (1,5 cm), ao longo de toda a região considerada, são apresentados nas partes (c) e (d).

Como pode ser visto nos perfis de porcentagem de dose absorvida simulada por MMC, para cada situação, há um pequeno aumento desta no lado do campo com menor DFS (no centro do campo total) e uma pequena diminuição no outro lado, com maior DFS. A variação da porcentagem da dose absorvida em 80% da região

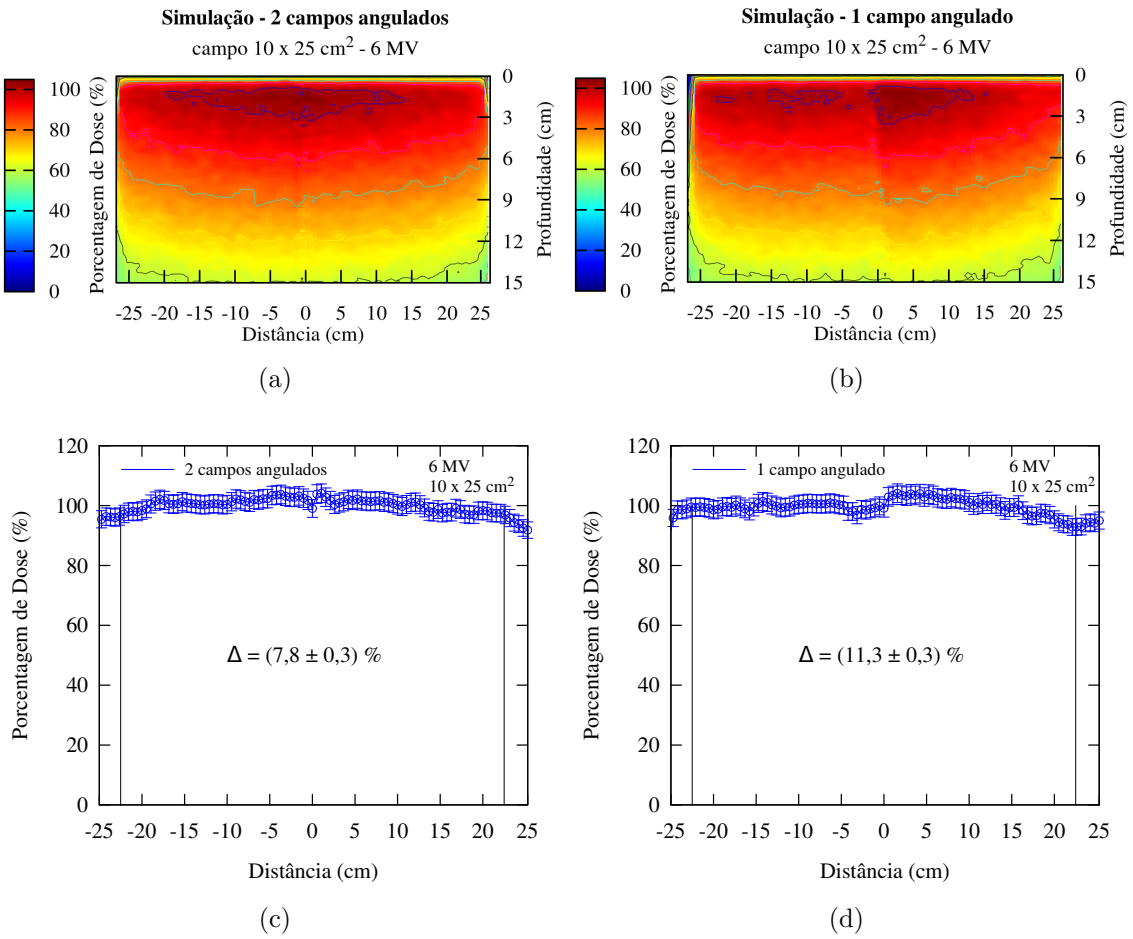


Figura 3.22. Distribuição de porcentagem de dose absorvida em profundidade através de simulação do dosímetro FXG para dois campos de fótons de 6 MV com dimensões de 10 $\times$ 25 cm^2, aplicados (a) com a técnica de angulação dos dois feixes e (b) com a técnica de angulação de apenas um feixe. Os respectivos perfis (obtidos na profundidade de *build-up*) são apresentados em (c) e (d). Nestes dois últimos gráficos também é apresentada a variação percentual na região de 80% do campo de tratamento.

tratada pelos dois feixes foi de $(7,8 \pm 0,3)\%$ e $(11,3 \pm 0,3)\%$, respectivamente para as técnicas de 2 feixes angulados e a de 1 feixe angulado. Os mesmos comportamentos foram obtidos para o FXG e o filme radiocrômico, apenas nas regiões de interface dos campos adjacentes, devido às limitações das dimensões desses dosímetros, apresentando diferenças percentuais menores que $4,5\%$ entre os três métodos (FXG, filme e simulação por MMC). Verificou-se que houve uma maior variação para a técnica de angulação de apenas um feixe, o que era esperado devido às diferenças das DFSs ao longo da região de tratamento.

Durante os experimentos, na tentativa de realizar a incidência dos feixes com adjacência ideal entre os campos de fótons, houve circunstâncias em que a região adjacente foi significativamente subdosada ($\sim$ 25%) ou sobredosada ($\sim$ 120%), sendo esses experimentos descartados para as análises. Essas variações bruscas na adjacência dos campos são resultados de uma penumbra pequena dos feixes de fótons ($\sim$ 4 mm), diferentemente daquelas dos feixes de elétrons ($\sim$ 10 mm). Este fato pode ser um dos motivos principais da técnica do *gap* tradicional ser comumente mais utilizada na rotina clínica, quando comparada àquela do *gap* angulado.

A avaliação de campos adjacentes em superfícies curvas, como vista para feixes de elétrons, não foi feita para fótons uma vez que para este tipo de feixe e arranjos citados neste estudo, já existem filtros em cunha.

4. CONCLUSÕES

Capítulo 4

CONCLUSÕES

Dos resultados obtidos para a avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia, utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD concluiu-se:

Considerando o protótipo com sistema de leitura CCD (PSLCCD)

Obteve-se a resolução espacial do PSLCCD através dos métodos DPT e MTF, este último tido pela literatura como método de referência para tal finalidade, dos quais se pode inferir valores de 0,20 mm e 0,40 mm para o DPT e (0,23 ± 0,06) mm e (0,44 ± 0,07) mm para o MTF, respectivamente para os comprimentos focais de 55 mm e 24 mm. São resoluções consideradas adequadas às práticas dosimétricas.

Obteve-se os canais de leituras do CDD com maior sensibilidade, específicos para o FXG e filme radiocrômico, respectivamente verde e vermelho, e constatou-se a linearidade de suas respostas para esses dosímetros, numa ampla faixa de doses absorvidas.

Uma vez determinado o canal de leitura para cada dosímetro, as imagens de suas distribuições de doses absorvidas foram obtidas e validadas pelo *scanner* digital de transmissão, com diferenças percentuais menores que 3,0%, para ambos dosímetros.

Os resultados citados, aliadas à facilidade e à velocidade no processo de aquisição da imagem, permitem inferir que o protótipo desenvolvido apresentou um desempenho adequado para uma dosimetria de alta qualidade na radioterapia,

com o FXG e filme.

Considerando a incidência de feixes de elétrons normais a uma superfície plana, com e sem *gap*

Das medidas realizadas variando-se o tamanho de campo e a energia do feixe de elétrons, os valores das doses absorvidas máximas nas profundidades de *build-up*, foram determinados para o FXG, o filme e a simulação por MMC. Esses valores, em função da energia e tamanho de campo do feixe de elétrons, forneceram comportamentos aproximadamente lineares que permitiram, através de análise gráfica, obter uma equação geral para prever a máxima porcentagem de dose absorvida a ser obtida na profundidade de *build-up*. Os resultados apresentados por esta equação apresentaram diferenças percentuais menores que 3,1%, quando comparados aos experimentais. Como a dose absorvida máxima não deve exceder 20% do valor daquela prescrita, então, esta equação indicaria a não utilização da combinação de certos feixes de elétrons e arranjos para tratamentos, ou que esta combinação necessitaria de correção através de *gap*.

A correção para sobredosagens do arranjo citado, através de um *gap*, foi feita pela primeira vez neste trabalho, utilizando a equação para *gap* para feixes de fótons e também inferida através de simulação por MMC para feixes de elétrons. A obtenção do *gap* para feixes adjacentes de elétrons, utilizando a equação específica para *gap* em feixes de fótons, e também a obtenção do *gap* por simulação por MMC podem ser comparadas e comprovadas através dos resultados experimentais obtidos com os dosímetros FXG e filme, com uma diferença percentual máxima de 4,5% e média de 2,5% entre eles.

Uma outra alternativa para se evitar a sobredosagem dos feixes de elétrons seria a incidência angulada deles, sobre a superfície plana de incidência. Para este arranjo foi notado uma melhoria na homogeneidade da dose absorvida para todas as profundidades, quando comparada às técnicas citadas, apresentado variações máximas de 4,4% na região de 80% do campo total de tratamento.

Considerando a incidência de feixes de elétrons normais a uma superfície curva, sem *gap*

Medições foram feitas, tentando-se utilizar os mesmos métodos utilizados para as superfícies planas de incidência dos feixes, porém devido à concavidade das superfícies curvas utilizadas com diâmetros de 15 e 25 cm, as distribuições das doses absorvidas obtidas não foram adequadas, uma vez que a sobredosagem chegou a ser maior que o dobro da dose absorvida prescrita.

Como alternativa, pela primeira vez foram desenvolvidos vários filtros equivalentes a tecido mole e foram analisados seus comportamentos em função do diâmetro da superfície de incidência, do tamanho de campo e energia do feixe de elétrons. Esses filtros proporcionaram uma homogeneidade aceitável da porcentagem da dose absorvida (com gradiente máximo de 21% e médio de 17%) para superfícies cilíndricas, em profundidade e praticamente impossível de ser obtida de outra maneira em um tratamento.

Considerando a incidência de feixes de fótons normais e angulados a uma superfície plana

A homogeneização de feixes de fótons adjacentes pode ser obtida através de três tipos de *gaps* (deslocamento dos feixes, por angulação de um dos feixes e por angulação dos dois feixes). Destes, o *gap* mais utilizado é o que realiza o deslocamento dos dois feixes; entretanto, medições foram realizadas utilizando o PSLCCD, o dosímetro FXG, o dosímetro filme radiocrômico e também foram feitas simulações por MMC, para saber qual dos três métodos seria o mais adequado. Dos resultados obtidos concluiu-se que o *gap* proveniente da angulação de dois feixes é o que proporciona a homogeneidade mais adequada na interface de dois campos, com um gradiente máximo de 7,8%.

Embora o arranjo experimental para aplicação dos dois feixes angulados exija maiores cuidados e atenção, esta técnica é a mais adequada e deveria ser melhor

aproveitada na prática clínica.

Com base nos resultados acima mencionados, concluimos que a avaliação de *gap* em feixes de fótons e elétrons na radioterapia é importante e deve ser levada em consideração no planejamento do tratamento radioterápico, uma vez que foram encontrados valores principalmente de sobredosagens (para feixes de elétrons) acima do esperado para sua aplicação, o que pode resultar em efeitos indesejados para o tratamento. Através do estudo, verifica-se que há possibilidade de prever e corrigir essas sobredosagens para superfícies planas e curvas, seja pela aplicação de equação ou de filtros em cunha dedicados. Foi também comprovada a eficácia do sistema de leitura desenvolvido para dosímetros bidimensionais, o que torna promissora a sua aplicação para outras finalidades dosimétricas.

Referências Bibliográficas

AAPM. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Medical Physics*, v. 25, n. 11, p. 2093–2115, 1998.

AAPM. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG–106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics*, v. 35, n. 9, p. 4186–4215, 2008.

AAPM. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25. *Medical Physics*, v. 36, p. 3239–3279, 2009.

AGARWAL, S. K.; MARKS, R. D.; CONSTABL, W. C. Adjacent field separation for homogeneous dosage at a given depth – Data for 8 MV (Megatron 8) linear accelerator. *American Journal of Roentgenology*, v. 114, n. 3, p. 623, 1972.

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; ARAUJO, H.; ARCE, P.; ASAI, M.; AXEN, D.; BANERJEE, S.; BARRAND, G.; BEHNER, F.; BELLAGAMBA, L.; BOUDREAU, J.; BROGLIA, L.; BRUNENGO, A.; BURKHARDT, H.; CHAUVIE, S.; CHUMA, J.; CHYTRACEK, R.; COOPERMAN, G.; COSMO, G.; DEGTYARENKO, P.; DELL'ACQUA, A.; DEPAOLA, G.; DIETRICH, D.; ENAMI, R.; FELICIELLO, A.; FERGUSON, C.; FESEFELDT, H.; FOLGER, G.; FOPPIANO, F.; FORTI, A.; GARELLI, S.; GIANI, S.; GIANNITRAPANI, R.; GIBIN, D.; CADENAS, J. J. G.; GONZALEZ, I.; ABRIL, G. G.; GREENIAUS, G.; GREINER, W.; GRICHINE, V.; GROSSHEIM, A.; GUATELLI, S.; GUMPLINGER, P.; HAMATSU, R.; HASHIMOTO, K.; HASUI, H.; HEIKKINEN, A.; HOWARD, A.; IVANCHENKO,

V.; JOHNSON, A.; JONES, F. W.; KALLENBACH, J.; KANAYA, N.; KAWABATA, M.; KAWABATA, Y.; KAWAGUTI, M.; KELNER, S.; KENT, P.; KIMURA, A.; KODAMA, T.; KOKOULIN, R.; KOSSOV, M.; KURASHIGE, H.; LAMANNA, E.; LAMPEN, T.; LARA, V.; LEFEBURE, V.; LEI, F.; LIENDL, M.; LOCKMAN, W.; LONGO, F.; MAGNI, S.; MAIRE, M.; MEDERNACH, E.; MINAMIMOTO, K.; FREITAS, P. Mora de; MORITA, Y.; MURAKAMI, K.; NAGAMATU, M.; NARTALLO, R.; NIEMINEN, P.; NISHIMURA, T.; OHTSUBO, K.; OKAMURA, M.; O'NEALE, S.; OOHATA, Y.; PAECH, K.; PERL, J.; PFEIFFER, A.; PIA, M. G.; RANJARD, F.; RYBIN, A.; SADILOV, S.; SALVO, E. D.; SANTIN, G.; SASAKI, T.; SAVVAS, N.; SAWADA, Y.; SCHERER, S.; SEI, S.; SIROTENKO, V.; SMITH, D.; STARKOV, N.; STOECKER, H.; SULKIMO, J.; TAKAHATA, M.; TANAKA, S.; TCHERNIAEV, E.; TEHRANI, E. S.; TROPEANO, M.; TRUSCOTT, P.; UNO, H.; URBAN, L.; URBAN, P.; VERDERI, M.; WALKDEN, A.; WANDER, W.; WEBER, H.; WELLISCH, J. P.; WENAUS, T.; WILLIAMS, D. C.; WRIGHT, D.; YAMADA, T.; YOSHIDA, H.; ZSCHIESCHE, D. G4 – A simulation toolkit. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section A – Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, v. 506, n. 3, p. 250–303, 2003.

AIKENS, R.; AGARD, D.; SEDAT, J. Chapter 16 – Solid-state imagers for microscopy. In: WANG, D. L. T. Y.-L.; JEON, K. (Ed.). *Fluorescence Microscopy of Living Cells in Culture Part A . Fluorescent Analogs, Labeling Cells, and Basic Microscopy.* [S.l.]: Academic Press, 1988. v. 29, p. 291–313.

ALVA, M.; SAMPAIO, F. G. A.; MOREIRA, M. V.; PETCHEVIST, P. C. D.; ALMEIDA, A. de. Absorbed dose distribution visualization for superficial treatments through the Fricke Xylenol Gel dosimeter (FXG). *Journal of Physics: Conference Series*, v. 250, n. 1, p. 012098, 2010.

ANDREO, P. *The Interaction of Electrons with Matter: II. Scattering, in the Computation of Dose Distributions in Electron Beam Radiotherapy.* [S.l.]: Medical Physics Publishing, 1985. 56–71 p.

ARTHUR, D. W.; ZWICKER, R. D.; GARMON, P. W.; HUANG, D. T.; SCHMIDT-ULLRICH, R. K. Electron/photon matched field technique for treatment of orbital disease. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 37, n. 2, p. 469–474, 1997.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* [S.l.]: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.

BERO, M. A.; GILBOY, W. B.; GLOVER, P. M. Radiochromic gel dosemeter for three-dimensional dosimetry. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 61, n. 3–6, p. 433–435, 2001.

BOYLE, W. S.; SMITH, G. E. Charge-coupled semiconductor devices. *Bell System Technical Journal*, v. 49, p. 587–593, 1970.

BRAHME, A.; LAX, I.; ANDREO, P. Electron beam dose planning using discrete Gaussian beams. Mathematical background. *Acta Radiologica, Oncology*, v. 20, n. 2, p. 147–158, 1981.

BRIESMEISTER, J. F. MCNP – A general Monte Carlo N-particle transport code. *Los Alamos National Laboratory, Report LA-12625-M (Los Alamos, NM)*, 1993.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; JR., E. M. L.; BOONE, J. M. *The Essential Physics of Medical Imaging.* Second edition. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

CAKIR, A.; BILGE, H.; DADASBILGE, A.; KUCUCUK, H.; OKUTAN, M.; FAYDA, E. M. The comparison of Co-60 and 4 MV photons matching dosimetry during half-beam technique. *Radiation Measurements*, v. 39, n. 4, p. 447–450, 2005.

CALCINA, C. S. G.; OLIVEIRA, L. N. de; ALMEIDA, C. E. de; ALMEIDA, A. de. Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylenol gel, thermoluminescent and film dosimeters, and an ionization chamber. *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, n. 5, p. 1431–1439, 2007.

CALDEIRA, A. M. F.; ALMEIDA, A. de; NETO, A. M.; BAESSO, M. L.; BENTO, A. C.; SILVA, M. A. Fricke xylenol gel characterization using a photoacustic technique. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section A – Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, v. 582, n. 2, p. 484–488, 2007.

CALDEIRA, A. M. F.; NETO, A. M.; BENTO, A. C.; BAESSO, M. L.; SILVA, M. A.; ALMEIDA, A. de. Behavior of oxidation in the radiochromic gel dosimeter through photoacoustic technique measurements. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 65, n. 5, p. 605–609, 2007.

CHOW, J. C. L. Calculation of lateral buildup ratio using Monte Carlo simulation for electron radiotherapy. *Medical Physics*, AAPM, v. 34, n. 1, p. 175–182, 2007.

DEVIC, S.; SEUNTJENS, J.; HEGYI, G.; PODGORSAK, E. B.; SOARES, C. G.; KIROV, A. S.; ALI, I.; WILLIAMSON, J. F.; ELIZONDO, A. Dosimetric properties of improved Gafchromic films for seven different digitizers. *Medical Physics*, v. 31, p. 2392–2401, 2004.

DEVIC, S.; SEUNTJENS, J.; SHAM, E.; PODGORSAK, E. B.; SCHMIDTLEIN, C. R.; KIROV, A. S.; SOARES, C. G. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical Physics*, v. 32, p. 2245–2253, 2005.

EVANS, R. D. *The Atomic Nucleus*. [S.l.]: McGraw-Hill, 1955.

EYGES, L. Multiple scattering with energy loss. *Physics Review*, v. 74, p. 1534, 1948.

FARIDEH, B. Adjacent fields of high-energy X-rays and electrons: flat surfaces. *Physics in Medicine and Biology*, v. 22, n. 6, p. 1186–1191, 1978.

FELBER, P. *Charge-Coupled Device*. May 2002. Illinois Institute Technology. Acesso em 01/02/2014. Disponível em: <http://www.ece.iit.edu/˜pfelber/ccd/project.pdf>.

FELTZ, J. C.; KARIN, M. A. Modulation transfer function of charge-coupled devices. *Applied Optics*, v. 29, p. 717–722, 1990.

FERNANDEZ-VAREA, J. M.; MAYOL, R.; BARO, J.; SALVAT, F. On the theory and simulation of multiple elastic scattering of electrons. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B – Beam Interactions with Materials and Atoms*, v. 73, p. 447–473, 1993.

GAMBARINI, G.; BIRATTARI, C.; MARIANI, M.; MARCHESINI, R.; PIROLA, L.; PRESTINI, P.; SELLA, M.; TOMATIS, S. Study of light transmittance from layers of Fricke-xylenol-orange-gel dosimeters. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B – Beam Interactions with Materials and Atoms*, v. 213, p. 321–324, 2004.

GUERRA, A. D. *Ionizing Radiation Detectors for Medical Imaging*. Hackensack, NJ, USA: World Scientific Publishing, 2004. 53–117 p.

GUM. JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY 100:2008. Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement. *Technical Report International Organization for Standardization*, 2008.

HAMILTON, G.; BROWN, N.; OSEROFF, V.; HUEY, B.; SEGRAVES, R.; SUDAR, D.; KUMLER, J.; ALBERTSON, D.; PINKEL, D. A large field CCD system for quantitative imaging of microarrays. *Nucleic Acids Research*, Oxford Univ Press, v. 34, n. 8, p. e58, 2006.

HERTRICH, P. *Practical Radiography: Principles and Applications*. Erlangen, Germany: Publicis Corporate Publishing, 2005. 132–274 p.

HOGSTROM, K. R.; MILLS, M. D.; ALMOND, P. R. Electron beam dose calculations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 26, n. 3, p. 445, 1981.

HOOD, C.; KRON, T.; HAMILTON, C.; CALLAN, S.; HOWLETT, S.; ALVARO, F.; BACK, M. Correlation of 3D-planned and measured dosimetry of photon and electron craniospinal radiation in a pediatric anthropomorphic phantom. *Radiotherapy and Oncology*, v. 77, n. 1, p. 111–116, 2005.

IAEA. Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice – 2nd edition. *International Atomic Energy Agency – Techinical Report Series No. 277*, Vienna, 1997.

IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. *International Atomic Energy Agency, Technical Report Series No. 398*, Vienna, 2000.

IAEA. Aspectos fisicos de la garantia de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. *International Atomic Energy Agency – TECDOC-1151*, Vienna, 2000.

ICRU. Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV. *Journal of the ICRU – Report 35*, v. 36, 1984.

ICRU. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. *Journal of the ICRU – Report 60*, v. 30, 1998.

ICRU. Prescribing, recording, and reporting electron beam therapy. *Journal of the ICRU – Report 7*, v. 4, 2004.

ISO/ASTM. 51707-05 – Standard guide for estimating uncertainties in dosimetry for radiation processing. *Technical Report ASTM International*, 2005.

JANESICK, J.; ELLIOTT, T.; BREDTHAUER, R.; COVER, J.; SCHAEFER, R.; VARIAN, R. Recent developments in large area scientific CCD image sensors. *Proceedings of the SPIE 1071, Optical Sensors and Electronic Photography*, p. 115–133, 1989.

JANESICK, J. R. *Scientific Charge-Coupled Devices*. [S.l.]: monograph, SPIE Press, Bellingham, WA, USA, 2001.

JANESICK, J. R.; ELLIOTT, T.; COLLINS, S.; BLOUKE, M. M.; FREEMAN, J. Scientific charge-coupled devices. *Optical Engineering*, v. 26, n. 8, p. 268692–268692, 1987.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The Physics of Radiology*. Fourth. [S.l.]: Charles C. Thomas, 1983.

JUNIOR, R. B.; QUEIROZ, M. M.; MAXIMO, R. d. O.; TEIXEIRA, E.; LIZARDO, F. B.; VILARINHO, G. S.; SANTOS, J. W. D. Mensuracão da espessura do osso da calota em parietais de crânios macerados. *Bioscience Journal*, v. 27, n. 6, p. 995–1003, 2011.

KEMIKLER, G. Dosimetric effects of matching 6 MV photon and electron fields in the treatment of head and neck cancers. *Radiation Measurements*, v. 41, n. 2, p. 183–188, 2006.

KHAN, F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. Third edition. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

KHAN, F. M.; DEIBEL, F. C.; SOLEIMANI-MEIGOONI, A. Obliquity correction for electron beams. *Medical Physics*, AAPM, v. 12, n. 6, p. 749–753, 1985.

KHAN, F. M.; DOPPKE, K. P.; HOGSTROM, K. R.; KUTCHER, G. J.; NATH, R.; PRASAD, S. C.; PURDY, J. A.; ROZENFELD, M.; WERNER, B. L. Clinical electron-beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. *Medical Physics*, v. 18, n. 1, p. 73–109, 1991.

KRAUS, H.; KRAHM, R.; DORAU, R. *The Nikon D200 Dbook*. [S.l.]: Rocky Nook Inc., 2007.

KUM, O. Monte Carlo dose calculations in homogeneous and heterogeneous media: A Comparison between the PMCEPT code and the MCNP5, EGS4, DPM codes, and experiments. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, v. 14, p. 1859–1862, 2007.

KURUP, R. G.; WANG, S.; GLASGOW, G. P. Field matching of electron beams using plastic wedge penumbra generators. *Physics in Medicine and Biology*, v. 37, n. 1, p. 145–153, 1992.

LABS, B. *Researchers' Invention Spans the Decades*. Murray Hill, NJ, USA, January 2012. Acesso em 12/01/14. Disponível em: <http://www.bell-labs.com>.

LACHANCE, B.; TREMBLAY, D.; POULIOT, J. A new penumbra generator for electron fields matching. *Medical Physics*, v. 24, n. 4, p. 485–495, 1997.

LEVITT, S. H.; PURDY, J. A.; PEREZ, C. A.; VIJAYAKUMAR, S. *Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications*. [S.l.]: Springer-Verlag, 2008.

LEWIS, D. F. *Using Radiochromic Film: Tips and Techniques*. International Specialty Products, October 2010. Acesso em 03/08/13. Disponível em: <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced %20Materials/lewis-tips.pdf>.

LUCIANI, A. M.; PALMA, A.; ADORANTE, N.; BARONE, P.; GRANDE, S.; RANGHIASCI, C.; ROSI, A.; GUIDONI, L.; VITI, V. Optical images of dose distributions in gel-fricke: Dosimetric performances of the gel. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 122, n. 1–4, p. 455–456, 2006.

MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J.-C. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. [S.l.]: CRC Press Taylor & Francis Group, 2007.

MCKENZIE, A. L. A simple method for matching electron beams in radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, v. 43, n. 12, p. 3465–3478, 1998.

MIRALBELL, R.; BLEHER, A.; HUGUENIN, P.; RIES, G.; KANN, R.; MIRIMANOFF, R. O.; NOTTER, M.; NOUET, P.; BIERI, S.; THUM, P.; TOUSSI, H. Pediatric meduloblastoma: Radiation treatment technique and patterns of failure. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 37, n. 3, p. 523–529, 1997.

MOREIRA, M. V.; PETCHEVIST, C. D.; ALMEIDA, A. de. Measurements of the influence of thermoplastic mask in high energy photon beams: Gel dosimeter or ionizing chamber? *International Conference on Applications of Nuclear Techniques*, v. 1194, p. 101–105, 2009.

MORISHITA, J.; DOI, K.; BOLLEN, R.; BUNCH, P. C.; HOESCHEN, D.; SIRANDREY, G.; SUKENOBU, Y. Comparison of two methods for accurate

measurement of modulation transfer function of screen-film systems. *Medical Physics*, v. 22, p. 193–200, 1995.

MURPHY, D. B. *Fundamentals of Light Microscopy and Electronic Imaging*. [S.l.]: Wiley-Liss, 2000. 259–279 p.

NARAYANA, A.; JESWANI, S.; PAULINO, A. C. The cranial-spinal junction in medulloblastoma: Does it matter? *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Elsevier Science Inc, v. 44, n. 1, p. 81–84, 1999.

NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. *The EGS4 Code System*. [S.l.]: Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, California, 1985.

NIST. *National Institute of Standards and Technology*. Acesso em 11/07/11. Disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>.

OLIVEIRA, L. N. de; CALCINA, C. S. G.; PARADA, M. A.; ALMEIDA, C. E. de; ALMEIDA, A. de. Ferrous xylenol gel measurements for 6 and 10 MV photons in small field sizes. *Brazilian Journal of Physics*, v. 37, p. 1141–1146, 2007.

OLIVEIRA, L. N. de; ZIMMERMAN, R. L.; MOREIRA, M. V.; ILA, D.; ALMEIDA, A. de. Determination of diffusion coefficient in Fricke xylenol gel dosimeter after electron beam bombardment. *Surface & Coatings Technology*, v. 203, n. 17–18, p. 2367–2369, 2009.

PAPIEZ, E.; DUNSCOMBE, P. B.; MALAKER, K. Matching photon and electron fields in the treatment of head and neck tumors. *Medical Physics*, v. 19, n. 2, p. 335–341, 1992.

PEREZ, C. A.; BRADY, L. W. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. Third edition. [S.l.]: Lippincott – Raven, 1998.

PIRANI, L. F.; OLIVEIRA, L. N. D.; PETCHEVIST, P. C. D.; MOREIRA, M. V.; ILA, D.; ALMEIDA, A. D. New chemical Fricke gel radiation dosimeter. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, v. 280, n. 2, p. 259–264, 2009.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. [S.l.]: International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. [S.l.]: Springer-Verlag, 2006.

REINSTEIN, L. E.; GLUCKMAN, G. R. Comparison of dose response of radiochromic film measured with He-Ne laser, broadband, and filtered light densitometers. *Medical Physics*, v. 24, p. 1531–1533, 1997.

RINK, A.; VITKIN, J. A. Characterization and real-time optical measurements of the ionizing radiation dose response for a new radiochromic medium. *Medical Physics*, v. 32, p. 2510–2516, 2005.

RODRIGUEZ, M. L. PENLINAC: Extending the capabilities of the Monte Carlo code PENELOPE for the simulation of therapeutic beams. *Physics in Medicine and Biology*, v. 53, n. 17, p. 4573–4593, 2008.

RYMEL, J. The matching of adjacent megavoltage photon fields. *Radiography*, v. 1, p. 95–104, 1995.

SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J. M. Overview of physical interaction models for photon and electron transport used in Monte Carlo codes. *Metrologia*, v. 46, n. 2, p. S112–S138, 2009.

SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU, J. *PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. [S.l.]: Nuclear Energy Agency (NEA), 2006.

SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU, J. *PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. [S.l.]: Nuclear Energy Agency (NEA), 2008.

SAMEI, E.; FLYNN, M. J. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using and edge test device. *Medical Physics*, v. 25, p. 102–113, 1998.

SAMPAIO, F. G.; LAMA, L. S. D.; PETCHEVIST, P. C.; MOREIRA, M. V.; ALMEIDA, A. d. Gap application results for adjacent electron beams treatment.

Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B – Beam Interactions with Materials and Atoms, v. 269, p. 3141–3144, 2011.

SAMPAIO, F. G. A.; LAMA, L. S. D.; SATO, R.; OLIVEIRA, D. M. M. de; CZELUSNIAK, C.; OLIVEIRA, L. N. de; ALMEIDA, A. de. Quality assurance of a two-dimensional CCD detector system applied in dosimetry. *IEEE – Transactions on Nuclear Science*, v. 60, n. 2, p. 810–816, 2013.

SAMPAIO, F. G. A.; OLIVEIRA, L. N. de; MOREIRA, M. V.; PETCHEVIST, P. C. D.; ALMEIDA, C. E. de; ALMEIDA, A. de. 8 and 10 MeV electron beams small field-size dosimetric parameters through the Fricke xylenol gel dosimeter. *IEEE – Transactions on Nuclear Science*, v. 60, n. 2, p. 572–577, 2013.

SAMPAIO, F. G. A.; PETCHEVIST, P. C. D.; LAMA, L. S. D.; ALMEIDA, A. de. Matched fields technique for 90Sr/90Y low-dose rate source for keloid treatments. *IEEE – Transactions on Nuclear Science*, v. 60, n. 2, p. 837–842, 2013.

SARAN, F. H.; DRIEVER, P. H.; THILMANN, C.; MOSE, S.; WILSON, P.; SHARPE, G.; ADAMIETZ, I. A.; BOTTCHER, H. D. Survival of very young children with medulloblastoma (primitive neuroectodermal tumor of the posterior fossa) treated with craniospinal irradiation. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 42, n. 5, p. 959–967, 1998.

SATO, R.; ALMEIDA, A. D.; MOREIRA, M. V. Cs-137 source dose distribution using the Fricke xylenol gel dosimetry. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B – Beam Interactions with Materials and Atoms*, v. 267, n. 5, p. 842–845, 2009.

SCAFF, L. A. M. *Bases Físicas da Radiologia*. [S.l.]: Sarvier, 1979.

SCHREINER, L. J. Review of Fricke gel dosimeters. *Journal of Physics: Conference Series*, v. 3, p. 9–21, 2004.

SEMPAU, J.; ACOSTA, E.; BARO, J.; FERNANDEZVAREA, J. M.; SALVAT, F. An algorithm for Monte Carlo simulation of coupled electron-photon transport. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B – Beam Interactions with Materials and Atoms*, v. 132, n. 3, p. 377–390, 1997.

SEMPAU, J.; WILDERMAN, S. J.; BIELAJEW, A. F. DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, n. 8, p. 2263–2291, 2000.

SIEMENS. *IEC 60976/60977 Linac Data: Linear Accelerator Data*. [S.l.]: Oncology Care Systems Group, Siemens Medical Solutions USA, Inc., 2006.

SIEMENS. *Primus Linear Accelerator: Functional Description*. [S.l.]: Siemens Medical Solutions USA, Inc., 2006.

SILVEIRA, M. C. D.; SAMPAIO, F. G. A.; PETCHEVIST, P. C. D.; OLIVEIRA ANDRE, P. L. de; ALMEIDA, A. d. Mycosis fungoides electron beam absorbed dose distribution using Fricke xylenol gel dosimetry. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B – Beam Interactions with Materials and Atoms*, v. 269, p. 3137–3140, 2011.

SMITH, S. W. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. [S.l.]: San Diego, CA, California Technical Publishing, 1999.

SPRING, K. R. Scientifc imaging with digital cameras. *Bio Techniques*, v. 29, n. 1, p. 70–76, 2000.

SPRING, K. R.; RUSS, J. C.; TURCHETTA, R.; PARRY-HILL, M. J.; LONG, J. C.; FELLERS, T. J.; DAVIDSON, T. J. *Digital Imaging in Optical Microscopy*. January 2009. Acesso em 02/05/13. Disponível em: <http://micro.magnet.fsu.edu/primer/digitalimaging/index.html>.

SUN, C.; CHENG, C. W.; SHIMM, D. S.; CASSADY, J. R. Dose profiles in the region of abutting photon and electron fields in the irradiation of head and neck tumors. *Medical Dosimetry*, v. 23, n. 1, p. 5–10, 1998.

TOMPSETT, M. F.; AMELIO, G. F.; SMITH, G. E. Charge coupled 8-bit shift register. *Applied Physics Letters*, v. 17, n. 3, p. 111–115, 1970.

ULIN, K.; PALISCA, M. The use of scattering foil compensators in electron beam therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 35, n. 4, p. 785–792, 1996.

VUOLO, J. *Fundamentos da Teoria de Erros*. [S.l.]: Edgard Blucher: São Paulo, 2a edicão, 1995.

WERNER, B. L.; KHAN, F. M.; DEIBEL, F. C. A model for calculating electron beam scattering in treatment planning. *Medical Physics*, AAPM, v. 9, n. 2, p. 180–187, 1982.

WOLODZKO, J. G.; MARSDEN, C.; APPLEBY, A. CCD imaging for optical tomography of gel radiation dosimeters. *Medical Physics*, v. 26, n. 11, p. 2508–2513, 1999.

YIN, F. F.; GIGER, M. L.; DOI, K. Measurement of the presampling modulation transfer function of film digitizers using a curve fitting technique. *Medical Physics*, v. 17, p. 962–966, 1990.

ZACKRISSON, B.; KARLSSON, M. Matching of electron beams for conformal therapy of target volumes at moderate depths. *Radiotherapy and Oncology*, v. 39, n. 3, p. 261–270, 1996.

ZHU, L.; KRON, T.; BARNES, K.; JOHANSEN, S.; O'BRIEN, P. Junctioning of lateral and anterior fields in head and neck cancer: A dosimetric assessment of the monoisocentric technique (including reproducibility). *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 41, n. 1, p. 227–232, 1998.