UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos usando o dosímetro FXG

Paulo Cesar Dias Petchevist

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

Ribeirão Preto – SP
2015

PAULO CESAR DIAS PETCHEVIST

Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos usando o dosímetro FXG

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:
Prof[a]. Dra. Adelaide de Almeida

Versão corrigida
Versão original disponível na FFCLRP-USP

Ribeirão Preto – SP
2015

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

Petchevist, Paulo Cesar Dias.
Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos usando o dosímetro FXG / Paulo Cesar Dias Petchevist; Adelaide de Almeida, orientadora. Ribeirão Preto, 2015. 121 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. Comissionamento. 2. Parâmetros físicos dosimétricos. 3. Acelerador Linear Clínico. 4. Dosímetro FXG.

Nome: Petchevist, Paulo Cesar Dias
Título: Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos usando o dosímetro FXG

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 querida esposa Cris e à nossa amada
filha Júlia, que me fazem todos os dias
entender o valor de voltar pra casa.

AGRADECIMENTOS

À minha querida esposa Cris, por todo o amor com que cuida de mim. Obrigado pela família que você trouxe à minha vida ! Seu amor me faz mais forte ! Te amo !

À nossa tão sonhada filha Júlia, que ainda não conheço, mas que mudou minha vida com o som de seu coração batendo acelerado na barriga da mãe. Espero segurá-la em meus braços em breve e enchê-la de beijos!

À minha mãe, Sonia, pelo apoio, carinho e incentivo que sempre me deu quando eu optei pelos estudos. Muito obrigado mãe por acreditar em mim e ficar ao meu lado !

Ao meu pai, Cezar, pelos erros e acertos que me tornaram o homem que sou.

Ao meu irmão "Digo", pelo exemplo de luta, companheirismo e união.

À minha avó Lídia, por todas as vezes que me perguntou: "*Falta muito pra acabar o doutorado?*". Vó, saiba que esse simples gesto seu me ajudou a estar aqui hoje mais perto da senhora.

À Profª. Dra. Adelaide de Almeida, pela orientação, pela amizade, pela simpatia, pelo respeito e pela integridade que carrega consigo e que é exemplar. Saiba que você sempre foi, é e sempre será lembrada com muito carinho!

Ao eterno Prof. Dr. Robert Lee Zimmerman, por significar pra mim, "*o ponto fora da curva*". Aquele que não segue padrões e que merece sempre toda a atenção. Lembro de tantos problemas e trabalhos no grupo que só a visão diferenciada do professor Zimmerman era capaz de resolver. Será sempre um prazer contar aos meus filhos, netos e amigos a pessoa e o profissional exemplar que foi !

Ao meu amigo, irmão e parceiro de todas as horas, Franciscão, por todas as madrugadas e manhãs de medidas e todos os momentos nos quais achei que não conseguiria, mas a sua presença e apoio me fizeram ficar mais forte. Não há momento sequer que eu tenha passado em Ribeirão Preto que não me lembre de você. Saiba meu irmão, que poucas coisas no mundo recompensam tanto quanto a amizade que cultivamos.

Aos meus amigos e padrinhos, Lucas Del Lama e David Marçal, pelos momentos incríveis que a nossa amizade e parceria proporcionaram. As fotos serão guardadas no álbum, mas vocês estarão sempre guardados no meu coração !

Ao meu amigo Otávio Riani de Oliveira, por todo o apoio que me deu principalmente nesta reta final de doutorado. Saiba que é um prazer muito grande trabalhar ao seu lado e aprender contigo.

Ao meu amigo Marcão, pela amizade, pelo amparo em vários momentos que precisei durante esses anos em Ribeirão e pela profissão que me ensinou. Saiba que o profissional que sou, passa pelo que aprendi com você !

Ao IRMEV por proporcionar toda a infra estrutura necessária para a realização do trabalho, também a todos seus técnicos em Radioterapia, que tive o prazer de conviver ao longo de todos esses anos e alguns que tive o prazer de formar. Saibam que vocês foram como *família* durante todo esse tempo e nunca vou esquecê-los.

À Pós Graduação do departamento de física da (FAMB-FFCLRP), professores e funcionários, por proporcionarem a realização deste sonho. Minha vida começou a mudar no dia em que recebi a notícia que havia passado no mestrado nesta faculdade e foi graças a isso, que tive o prazer de me mudar para Ribeirão Preto, viver tantos momentos especiais e conhecer todas essas pessoas que tive o imenso prazer de agradecer.

“Não deixe que o medo de perder, tire de
você a vontade de vencer."
Zico (jogador)

RESUMO

PETCHEVIST, P. C. D. **Comissionamento dos Parâmetros Físicos Dosimétricos em Aceleradores Lineares Clínicos usando o dosímetro FXG.** 121 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. 2015.

A *International Comission on Radiation Units and Measurements* (**ICRU**) recomenda que a incerteza total de um tratamento radioterápico não deva ultrapassar de 5%, ou seja, cada etapa do processo de entrega da dose absorvida ao volume alvo do paciente tenha incerteza menor que esse valor (ICRU 50, 1993; ICRU 62, 1999). O cuidado com essas incertezas inicia-se na instalação da máquina (neste caso, de um Acelerador Linear Clínico), passando pela sua aceitação, pelo comissionamento, perdurando nos controles de qualidade posteriores e até em novos comissionamentos, se necessários.

Os parâmetros físicos dosimétricos mínimos necessários a serem comissionados para feixes de fótons e elétrons são: Porcentagem de Dose em Profundidade (**PDD**), Perfis de Campos abertos e filtrados, Fatores de Espalhamento Total ($\mathbf{S_{cp}}$), Cone ($\mathbf{F_{cone}}$) e de Transmissão (de Filtros em cunha $\mathbf{F_F}$, Bandeja $\mathbf{F_B}$, e de Transmissão intra $\mathbf{F_{MLC,intra}}$ e de fuga inter lâminas $\mathbf{F_{MLC,inter}}$), além da Determinação da Posição Virtual da Fonte de Elétrons através da SSD efetiva ($\mathbf{SSD_{eff}}$). Para tal, a **A**merican **A**ssociation of **P**hysicists in **M**edicine (**AAPM),** através do seu protocolo mais recente, apresenta objetos simuladores, tipos e tamanhos de detectores, arranjos e procedimentos experimentais específicos, através dos quais é possível inferir os parâmetros dosimétricos de feixes de fótons e elétrons, usando varredura destes com câmara de ionização (CI), considerando o erro total das medidas menor do que 1% (AAPM TG 106, 2008). Entretanto este mesmo protocolo cita de maneira sucinta ou pouco detalhada, a possibilidade da utilização de dosímetros tipo gel para o citado comissionamento, já que possuem diversas vantagens a serem consideradas na Radioterapia, como equivalência ao tecido mole (Z e ρ), independência energética num amplo intervalo de energia de fótons e elétrons, além da alta resolução espacial. Desta forma, o objetivo geral deste trabalho é apresentar de forma inédita, o comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos de aceleradores lineares clínicos (PFDALC), especificamente através do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG), como método alternativo e/ou complementar aos internacionais vigentes. Para tal, neste trabalho foram desenvolvidos dispositivos e procedimentos que proporcionassem aos usuários uma forma prática, eficiente e de baixo custo para obtenção dos parâmetros citados através do FXG, em relação aqueles obtidos com a CI (método padrão). Todos os resultados dos parâmetros físicos dosimétricos obtidos com o dosímetro citado foram validados com a CI, considerando a incerteza preconizada para a mesma. Esses resultados sugerem que o FXG efetivamente poderá ser utilizado para o comissionamento de aceleradores lineares clínicos e que um protocolo específico para este dosímetro poderá ser gerado.

Palavras-chave: 1. comissionamento. 2. parâmetros físicos dosimétricos 3. acelerador linear clínico. 4. Fricke Xilenol Gel.

ABSTRACT

PETCHEVIST, P. C. D. **Physical Dosimetric Parameters Commissioning in Clinical Linear Accelerators using FXG dosimeter.** 121 p. Thesis (Ph.D. - Postgraduate program in Physics Applied to Medicine and Biology) - Faculty of Philosophy, Sciences and Letters, University of São Paulo. 2015.

The *International Commission on Radiation Units and Measurements* (**ICRU**) recommends that the total radiotherapy treatment uncertainty should not exceeds 5%, in other words, considering that each step involved in the absorbed dose delivery process should not surpass the cited value (ICRU 50, 1993; ICRU 62, 1999). The uncertainties considered are those involved with, the machine installation (in this work, a Clinical Linear Accelerator), its acceptance, commissioning, followed by those related to subsequent quality controls and even new commissioning, if necessary.

The minimum required physical dosimetric parameters to be commissioned for electron or photon beams are: the Percentage Depth Dose (**PDD**), the filtered and open Field Profiles, Total Scatter Factors (**S_{cp}**), Cone Factor (**F_{cone}**), Transmission Factors: Wedge Filter (**F_F**), Tray (**F_B**), intra Leaf (**$F_{MLC,intra}$**) and inter Leaf Leakage (**$F_{MLC,inter}$**), besides the Virtual Source Position Determination (**SSD_{eff}**). For this purpose, the **A**merican **A**ssociation of **P**hysicists in **M**edicine (**AAPM)**, through its last protocol, provides guidelines on phantom and detector selections, setting up of phantom for data acquisition (for scanning and no-scanning data), procedures for acquiring the cited beam parameters with ionizing chambers (CI) and methods to reduce the total measurement error lower than 1% (AAPM TG 106, 2008). However, this protocol does not present any information or details about the physical dosimetric parameters for clinical linear accelerators (PFDALC), through gel dosimeters once they present several useful advantages for Radiotherapy, such as: soft tissue equivalence (Z and ρ), wide energy independence range for photons or electrons beams and high spatial resolution. The scope of this work is to present an innovative way for physical dosimetric parameters commissioning, specifically using the Fricke Xylenol Gel (FXG) dosimeter, like an alternative and/or complementary method to that employed internationally. Devices and procedures have been developed for this work in order to infer the cited parameters, in a practical, efficient and low cost way, compared to that used with CI (standard method). All the FXG results obtained were validated with the CI, considering the uncertainty recommended for the last one. The results suggest that the FXG effectively can be used for physical dosimetric parameters commissioning for clinical linear accelerators and a new specific protocol can be generated.

Key-words: 1. commissioning. 2. physical dosimetric parameters. 3. clinical linear accelerator. 4. Fricke Xylenol Gel.

Lista de Figuras

Figura 1.1. Ilustração de um AL clínico no modo de irradiação com raios X 7

Figura 1.2. Ilustração de um AL clínico no modo de irradiação com elétrons 9

Figura 1.3. Sistema de medida para comissionamento padrão..... 12

Figura 1.4. Coeficientes de atenuação mássicos (μ/ρ) em função da energia do feixe de fótons para diversos materiais..... 13

Figura 1.5. Comportamentos das Porcentagens de Dose em Profundidade (PDD) para fótons e elétrons 16

Figura 1.6. Esquema de **PDD** para duas **SSDs**..... 17

Figura 1.7. Taxa de dose absorvida relativa como função da lei do inverso quadrado da distância de uma fonte pontual 18

Figura 1.8. Comportamentos das PDDs de feixes de fótons de 6 MV e de elétrons de 10 MeV 19

Figura 1.9. Ilustração da posição virtual da fonte de elétrons 22

Figura 1.10. Espectros de absorbância do dosímetro FXG 25

Figura 1.11. Curva de calibração para o dosímetro FXG..... 26

Figura 1.12. Curvas de calibração do filme Gafchromic EBT3..... 27

Figura 2.1. Arranjos experimentais para comissionamento de PDDs para fótons e/ou elétrons..... 30

Figura 2.2. Arranjos experimentais para comissionamento dos fatores $\mathbf{S_{cp}}$ para fótons 31

Figura 2.3. Arranjos experimentais para comissionamento dos fatores filtro ($\mathbf{F_F}$) para fótons 33

Figura 2.4. Arranjos experimentais para comissionamento do fator bandeja ($\mathbf{F_B}$) para fótons 34

Figura 2.5. Arranjo experimental para comissionamento do fator de transmissão do MLC, inter e intra lâminas (**$F_{MLC,inter}$** e **$F_{MLC,intra}$**) para fótons 35

Figura 2.6. Arranjo experimental para obtenção dos fatores *off-axis* de fótons e elétrons..... 36

Figura 2.7. Arranjo experimental para obtenção dos fatores *off-axis* através dos perfís de campos de fótons de 6 MV com filtros virtuais de 15, 30, 45 e 60° 37

Figura 2.8. Arranjo experimental para determinação da posição virtual da fonte de elétrons ou SSD efetiva (SSD_{eff}) 38

Figura 2.9. Cubetas manufaturadas para o comissionamento dos feixes de fótons e elétrons..... 39

Figura 2.10. Esquema do protótipo de leitura do FXG, desenvolvido com sensor CCD 41

Figura 2.11. Filme dosimétrico radiocrômico Gafchromic®/EBT3 42

Figura 2.12. Figuras relativas ao arranjo experimental do sistema padrão de comissionamento 43

Figura 2.13. Projeção das CIs num campo luminoso de tamanho qualquer 44

Figura 3.1. Representação das imagens de FXG, geradoras de PDDs para feixes de fótons de 6 MV 46

Figura 3.2. PDDs dos feixes de fótons de 6MV para campos abertos, através da CI e do FXG 48

Figura 3.3. PDDs dos feixes de fótons de 6MV para campos filtrados com cunha de 15°, através da CI e do FXG..... 50

Figura 3.4. PDDs dos feixes de fótons de 6MV para campos filtrados com cunha de 30°, através da CI e do FXG..... 52

Figura 3.5. PDDs dos feixes de fótons de 6MV para campos filtrados com cunha de 45°, através da CI e do FXG..... 54

.

Figura 3.6. PDDs dos feixes de fótons de 6MV para campos filtrados com cunha de 60°, através da CI e do FXG..... 56

Figura 3.7. PDDs dos feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV, utilizando o cone localizador de 15x15 cm^2 através da CI e do FXG..... 58

Figura 3.8. PDDs para feixes de elétrons de 5 MeV utilizando cones localizadores de 5x5 a 25x25cm^2, através da CI e FXG 59

Figura 3.9. PDDs para feixes de elétrons de 8 MeV utilizando cones localizadores de 5x5 a 25x25cm^2, através da CI e FXG 61

Figura 3.10. PDDs para feixes de elétrons de 10 MeV utilizando cones localizadores de 5x5 a 25x25cm^2, através da CI e FXG 63

Figura 3.11. PDDs para feixes de elétrons de 14 MeV utilizando cones localizadores de 5x5 a 25x25cm^2, através da CI e FXG 65

Figura 3.12. Fatores de Espalhamento Total (**S_{cp}**) inferidos utilizando CI e o FXG 67

Figura 3.13. Fatores Cone (**F_{cone}**) inferidos utilizando CI e FXG 69

Figura 3.14. Fatores Filtro (**F_F**) inferidos através das medidas de PDDs de fótons para filtros em cunha de 15, 30, 45 e 60° 71

Figura 3.15. Imagens obtidas com FXG e Filme, geradoras do fator de transmissão intra e fuga inter lâminas (**$F_{MLC,inter}$** e **$F_{MLC,intra}$**), para feixes de fótons de 6 MV 73

Figura 3.16. Imagens obtidas com FXG e Filme, geradoras do campo de referência para obtenção dos perfís de campo a serem usados na determinação de **$F_{MLC,inter}$** e **$F_{MLC,intra}$** 73

Figura 3.17. Perfís de feixes de fótons de 6MV obtidos com Filme e FXG, através do MLC para obtenção dos fatores **$F_{MLC,inter}$** e **$F_{MLC,intra}$** 74

Figura 3.18. Imagens de FXG utilizadas para inferir perfís de feixes de fótons de 6 MV em campo aberto, antes e após irradiação..... 76

Figura 3.19. Perfís do feixe de fótons de 6MV em campo aberto de 40x40cm^2 inferidos com a CI e o FXG 77

Figura 3.20. Imagens de FXG utilizadas para inferir perfís de feixes de fótons de 6MV em campo filtrado com cunha de 15° 78

Figura 3.21. Perfís do feixe de fótons de 6MV em campo de 25x25cm^2 com filtro físico de 15°, inferidos com a CI e o FXG. 79

Figura 3.22. Imagens de FXG utilizadas para inferir perfís de feixes de fótons de 6MV em campo filtrado com cunha de 30°. 80

Figura 3.23. Perfís do feixe de fótons de 6MV em campo 25x25cm^2 com filtro em cunha de 30° inferidos com CI e FXG. 81

Figura 3.24. Imagens de FXG utilizadas para inferir perfís de feixes de fótons de 6MV em campo filtrado com cunha de 45°. 82

Figura 3.25. Perfís do feixe de fótons de 6MV em campo 25x25cm^2 com filtro em cunha de 45°, inferidos com CI e FXG. 83

Figura 3.26. Imagens de FXG utilizadas para inferir perfís de feixes de fótons de 6MV em campo filtrado com cunha de 60°. 84

Figura 3.27. Perfís do feixe de fótons de 6MV em campo 20x20cm^2 com filtro em cunha de 60°, inferidos com CI e FXG. 85

Figura 3.28. Imagens do FXG e Filme, pós irradiação e processamento, para obtenção dos perfís de feixes de fótons de 6 MV com filtro virtual de 15°..... 87

Figura 3.29. Perfís do feixe de fótons de 6MV com filtro virtual de 15°, inferidos através das medidas com o Filme e o FXG. 88

Figura 3.30. Imagens do FXG e Filme, pós irradiação e processamento, para obtenção dos perfís de feixes de fótons de 6 MV com filtro virtual de 30°..... 89

Figura 3.31. Perfís do feixe de fótons de 6MV com filtro virtual de 30°, inferidos através das medidas com o Filme e o FXG. 90

Figura 3.32. Imagens do FXG e Filme, pós irradiação e processamento, para obtenção dos perfís de feixes de fótons de 6 MV com filtro virtual de 45°..... 91

Figura 3.33. Perfís do feixe de fótons de 6MV com filtro virtual de 45°, inferidos através das medidas com o Filme e o FXG. 92

Figura 3.34. Imagens do FXG e Filme, pós irradiação e processamento, para obtenção dos perfís de feixes de fótons de 6 MV com filtro virtual de 60°..... 93

Figura 3.35. Perfís do feixe de fótons de 6MV com filtro virtual de 60°, inferidos através das medidas com o Filme e o FXG. 94

Figura 3.36. Imagens pós irradiação e processamento, do FXG para feixes de elétrons de 5 MeV utilizando cones localizadores para obtenção de perfís. 96

Figura 3.37. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 5 MeV para diferentes cones localizadores medidos com a CI e o FXG. 97

Figura 3.38. Imagens pós irradiação e processamento, do FXG para feixes de elétrons de 8 MeV utilizando cones localizadores para obtenção de perfís. 98

Figura 3.39. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 8 MeV para diferentes cones localizadores medidos com a CI e o FXG. 99

Figura 3.40. Imagens pós irradiação e processamento, do FXG para feixes de elétrons de 10 MeV utilizando cones localizadores para obtenção de perfís. 100

Figura 3.41. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 10 MeV para diferentes cones localizadores medidos com a CI e o FXG. 101

Figura 3.42. Imagens pós irradiação e processamento, do FXG para feixes de elétrons de 14 MeV utilizando cones localizadores para obtenção de perfís. 103

Figura 3.43. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 14 MeV para diferentes cones localizadores medidos com a CI e o FXG. 104

Figura 3.44. Gráficos de $(I_0/I_g)^{1/2}$ para feixes de elétrons de 5 a 14 MeV, obtidos à partir de medidas com CI e FXG para os cones de 5x5 a 15x15cm^2 108

Figura 3.45. Gráficos de $(I_0/I_g)^{1/2}$ para feixes de elétrons de 5 a 14 MeV, obtidos à partir de medidas com CI e FXG para os cones de 20x20 e 25x25cm^2. . 109

Lista de Tabelas

Tabela 1.1. Tamanhos de campos máximos que podem ser abertos para cada filtro físico..... 8

Tabela 2.1. Substâncias, fórmulas estruturais, pesos moleculares, concentrações molares e porcentagens em massa dos componentes no dosímetro FXG... 39

Tabela 3.1. Diferenças percentuais médias das PDDs, obtidas com CI e FXG, para os campos abertos de fótons de 6 MV.. 49

Tabela 3.2. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e o FXG, para os campos filtrados com cunha de 15°.. 51

Tabela 3.3. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e o FXG, para os campos filtrados com cunha de 30°. 53

Tabela 3.4. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e o FXG, para os campos filtrados com cunha de 45°. 55

Tabela 3.5. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e o FXG, para os campos filtrados com cunha de 60°. 57

Tabela 3.6. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e FXG, para os feixes de elétrons de 5 MeV e diversos cones localizadores. 60

Tabela 3.7. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e FXG, para os feixes de elétrons de 8 MeV e diversos cones localizadores. 62

Tabela 3.8. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e FXG, para os feixes de elétrons de 10 MeV e diversos cones localizadores. 64

Tabela 3.9. Diferenças percentuais médias das PDDs com CI e FXG, para os feixes de elétrons de 14 MeV e diversos cones localizadores. 66

Tabela 3.10. Parâmetros fundamentais das PDDs dos feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV, obtidos com a CI e o FXG. 66

Tabela 3.11. Fatores de Espalhamento Total (**S_{cp}**) para feixes de fótons de 6MV, obtidos com a CI e o FXG.. 68

Tabela 3.12. Fatores Cone (**F_{cone}**) para feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV obtidos com a CI e o FXG.. 70

Tabela 3.13. Fatores Filtro (**F_F**) para feixes de fótons com filtros em cunha de 15, 30, 45 e 60° obtidos com a CI e o FXG.. 71

Tabela 3.14. Fatores Bandeja (**F_B**) para feixe de fótons de 6MV, obtido com a CI e o FXG... 72

Tabela 3.15. Fatores de transmissão através do MLC, inter e intra lâminas (**$F_{MLC,inter}$** e **$F_{MLC,intra}$**), obtidos com o Filme e o FXG... 75

Tabela 3.16. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV obtidas com a CI e o FXG... 78

Tabela 3.17. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro em cunha de 15°, obtidos com a CI e o FXG... 80

Tabela 3.18. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro em cunha de 30°, obtidos com a CI e o FXG... 82

Tabela 3.19. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro em cunha de 45°, obtidos com a CI e o FXG... 84

Tabela 3.20. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro em cunha de 60°, obtidos com a CI e o FXG... 86

Tabela 3.21. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro virtual de 15°, obtidos com a CI e o FXG... 89

Tabela 3.22. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro virtual de 30°, obtidos com a CI e o FXG... 91

Tabela 3.23. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro virtual de 45°, obtidos com a CI e o FXG... 93

Tabela 3.24. Diferenças percentuais médias entre as medidas **$F_{off\text{-}axis}$** para feixes de fótons de 6MV com filtro virtual de 60°, obtidos com a CI e o FXG... 95

Tabela 3.25. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos **$F_{off\text{-}axis}$** nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de elétrons de 5 MeV e diferentes cones localizadores... 98

Tabela 3.26. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos **$F_{off\text{-}axis}$** nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de elétrons de 8 MeV e diferentes cones localizadores..... 100

Tabela 3.27. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$ nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de elétrons de 10 MeV e diferentes cones localizadores..... 102

Tabela 3.28. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$ nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de elétrons de 14 MeV e diferentes cones localizadores..... 105

Tabela 3.29. I_{CIg} e I_{CI0} (nC) e I_{FXGg} e I_{FXG0} (u.r) para feixes de elétrons de 5 a 14 MeV, cones localizadores e gaps... 106

Tabela 3.30. $\mathbf{SSD_{effCI}}$ e $\mathbf{SSD_{effFXG}}$ inferidos dos coeficientes angulares obtidos para feixes de elétrons de 5 a 14 MeV na Figura 3.29..... 110

Lista de Abreviaturas

AL	Acelerador Linear (Linear Accelerator)
AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (American Association of Physicists in Medicine).
CCD	Dispositivo de Carga Acoplada (Charge-Coupled Device).
CI	Câmara de Ionização.
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear.
DO	Densidade Óptica.
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica (International Atomic Energy Agency).
ICRU	Comissão Internacional para Medidas e Unidades de Radiacão (International Commission on Radiation Units).
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
IGRT	Radioterapia Guiada por Imagem
F_{cone}	Fator cone
$F_{MLC,intra}$	Fator de transmissão intra lâminas do MLC
$F_{MLC,inter}$	Fator de fuga inter lâminas do MLC
FXG	Fricke Xilenol Gel (Fricke Xylenol Gel).
FFT	Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform).
LET	Transferência Linear de Energia (Linear Energy Transfer).
MeV	Mega eletrovoltagem.

MLC	Colimador Multi Lâminas (Multi Leaf Collimator)
MV	Mega voltagem
Off-axis	Fora do eixo
OS	Objeto Simulador.
PET-CT	Tomografia por Emissão de Pósitrons
PFDALC	Parâmetros Físicos Dosimétricos de Aceleradores Lineares Clínicos
PDD	Porcentagem de Dose em Profundidade (Percentage Depth Dose)
PMMA	Acrílico (PoliMetil MetAcrilato).
RGB	Sistema de cores formado por vermelho, verde e azul (Red Green Blue).
S_{CP}	Fator Espalhamento Total (Total Scatter Factor)
SSD	Distância Fonte-Superfície (Source-Surface Distance).
SSD_{eff}	Distância Fonte-Superfície efetiva (Effective Source-Surface Distance).
UM	Unidade Monitora
XO	Alaranjado de Xilenol (Xylenol Orange).

Sumário

Lista de Figuras viii

Lista de Tabelas xiii

Lista de Abreviaturas xvi

INTRODUÇÃO 1

ASPECTOS TEÓRICOS 5

1.1 Aceleradores Lineares Clínicos e seus componentes 6

1.2 Testes de Aceitação dos AL Clínicos 9

1.3 Comissionamento de Aceleradores Lineares Clínicos 10

1.3.1 Protocolos de comissionamento de AL Clínicos 10

1.3.2 Sistema de medida utilizado para o comissionamento padrão 11

1.3.3 Definições para determinação dos parâmetros físicos dosimétricos 13

1.4 Dosimetria das Radiações Ionizantes utilizadas 23

1.4.1 Dosimetria FXG 24

1.4.2 Dosimetria com Filme Radiocrômico (Gafchromic) 26

MATERIAIS E MÉTODOS 28

2.1 Parâmetros Dosimétricos de Aceleradores Lineares Clínicos (PFDALC) 29

2.1.1 Porcentagem de Dose em Profundidade (PDD) 29

2.1.2 Fator de Espalhamento Total (S_{cp}) e Fator Cone (F_{cone}) 31

2.1.3 Fatores de Transmissão (F_T) 32

2.1.4 Perfil de Campo e Fator *Off-Axis* ($F_{off-axis}$) 35

2.1.5 Determinação da Posição Virtual da Fonte 37

2.2 Cubetas e Dosímetros 39

2.2.1 Cubetas, Suportes e Preparo do Dosímetro FXG 39

2.2.2 Sistema de leitura CCD 40

2.2.3 Filme Radiocrômico Gafchromic®EBT3 41

2.2.4 Câmara de Ionização IBA/COMPACT CHAMBER/CC13 e Sistema IBA/Blue Phantom/SN484848 42

RESULTADOS E DISCUSSÕES 45

3.1 Porcentagens de Dose em Profundidade para feixes de fótons e elétrons ... 46

3.1.1 PDDs para feixes de fótons de 6 MV abertos e filtrados 46

3.1.2 PDDs para feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV 57

3.2 Fator de Espalhamento Total (S_{cp}) e Fator Cone (F_{cone}) 67

3.2.1 Fator de Espalhamento Total (S_{cp}) 67

3.2.2 Fator Cone (F_{cone}) 68

3.3 Fatores de Transmissão (F_T) 70

3.3.1 Fator Filtro (F_F) 70

3.3.2 Fator Bandeja (F_B) 72

3.3.3 Fator de Transmissão Inter e Intra MLC ($F_{MLC,inter}$ e $F_{MLC,intra}$) 72

3.4 Perfís de Campo e Fatores *Off-Axis* ($F_{off-axis}$) 75

3.4.1 Perfis de Campo e Fatores *Off-Axis* para Fótons de 6MV 75

3.4.2 Perfis de Campo e Fatores *Off-Axis* para Elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV 95

3.5 Determinação da Posição Virtual da Fonte 105

CONCLUSÕES 111

Referências Bibliográficas 116

INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos RX e das radiações advindas de materiais radioativos, pesquisadores e clínicos viram a possibilidade da utilização dessas radiações ionizantes para o tratamento do câncer. De lá para cá, muitos avanços aconteceram nesta modalidade de tratamento, conhecida por Radioterapia. Avanços esses gerais, do ponto de vista biológico, farmacológico, clínico, de imagens diagnósticas e também de fontes radioativas com radioisótopos específicos e aceleradores lineares dedicados aos tratamentos. O desenvolvimento de aceleradores lineares clínicos foi um dos avanços importantes e o seu aprimoramento ao longo do tempo, proporcionou melhorias na conformação e modulação do feixe de radiação (Radioterapia por Intensidade Modulada, **IMRT**), na localização da região anatômica por imagem durante o planejamento radioterápico (Radioterapia Guiada por Imagem, **IGRT**) associada à incorporação de imagens de ultrassonografia, tomografia, ressonância magnética ou PET-CT. O desenvolvimento ocorrido em diversas áreas, fez com que o tratamento radioterápico ganhasse maior eficiência, uma vez que as incertezas no posicionamento do paciente (localização do tumor), na conformação e na modulação do feixe de radiação à região a ser tratada, diminui na mesma proporção em que maiores doses absorvidas são alcançadas no final do tratamento, com maior controle tumoral.

A *International Comission on Radiation Units and Measurements* (**ICRU**), recomenda que a incerteza total num tratamento radioterápico não deva ultrapassar 5%. Ou seja, a soma das incertezas relativas a cada etapa do processo para administração da dose absorvida ao paciente deverá ser menor ou igual a esse valor (ICRU 24, 1974; ICRU 50, 1993; ICRU 62, 1999; AAPMTG 142, 2009).

A Radioterapia está diretamente relacionada com a exatidão da dose absorvida administrada ao paciente, que por sua vez depende da exatidão dos dados provenientes do feixe de radiação ionizante, utilizado no planejamento do tratamento. Esses dados são obtidos através do comissionamento inicial do Acelerador Linear (AL) e considerados padrão para uso clínico, mas que devem ser verificados periodicamente por um físico médico, para assegurar que os parâmetros avaliados não tenham variado ao longo do tempo (devido a falhas em dispositivos mecânico/elétrico/eletrônicos e outras) para fora do intervalo de tolerância aceitável recomendado pelos protocolos (AAPM TG 40, 1994; AAPM TG 142, 2009). É esperado que mudanças fora das tolerâncias previstas, um comissionamento adicional (parcial ou total) deva ser feito para garantir a exatidão da dose absorvida a ser administrada ao paciente, dentro da incerteza esperada.

Os parâmetros físicos mínimos necessários a serem comissionados para fótons são:

- PDDs e perfís (*in plane* e/ou *cross plane*) em várias profundidades, para campos abertos e filtrados.
- dados relacionados ao colimador multi lâminas (MLC) (fuga inter e intra lâminas)
- fatores de espalhamento total
- fatores bandeja
- fatores filtros

Os parâmetros físicos mínimos necessários a serem comissionados para elétrons são:

- PDDs e perfís (in plane e/ou cross plane) em várias profundidades, para todos os cones localizadores disponíveis.
- fatores cone
- posições virtuais das fontes.

O protocolo mais recente disponível para o comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos de aceleradores lineares clínicos é o *Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM* (AAPM TG 106, 2008), no qual estão descritos os objetos simuladores, tipos e tamanhos de detectores, arranjos e procedimentos experimentais específicos para inferir os referidos parâmetros, usando varreduras com câmara(s) de ionização (CI), para feixes de fótons e/ou elétrons. Este protocolo que disponibiliza todas as diretrizes de como inferir tais parâmetros utilizando a CI, não apresenta possibilidades que os mesmos possam ser inferidos utilizando outro tipo de dosímetro, como os de estado sólido e químicos como filmes e fricke gel, dos quais este último, mais precisamente o Fricke Xilenol Gel (FXG), tem sido utilizado significativamente pelo grupo RADIARE (FFCLRP-USP) em diversas pesquisas envolvendo principalmente a modalidade Radioterapia (CALCINA, C. S. G. et al, 2007; CALDEIRA, A. M. F. et al, 2007; MOREIRA, M. V.; PETCHEVIST, C. D.; ALMEIDA, A. de, 2009; DA SILVEIRA, M., 2011; SAMPAIO, F. G. et al., 2014; DEL LAMA L.S, PETCHEVIST, P.C.D., 2014).

O FXG é um dosímetro químico à base de gelatina de pele de porco, sulfato ferroso, ácido sulfúrico, água MiliQ e alaranjado de xilenol (BERO, M. A, 2000). Quando a radiação ionizante interage com este dosímetro ocorre promoção do Fe^{+2} à Fe^{+3}, formando um complexo laranja proporcionalmente mais escuro em relação à dose absorvida. Sua resolução espacial pode chegar a décimos de milímetro, sendo maior que as dimensões físicas do volume sensível da CI usada em um comissionamento padrão, além de possuir número atômico (Z) e densidade (ρ) próximos aos do tecido mole e também poder ser utilizado como detector de área (assim como o filme). Todas essas vantagens levam a crer que este dosímetro se mostra promissor para o comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos de aceleradores lineares clínicos.

Considerando as vantagens do FXG e o conhecimento sobre comissionamentos de aceleradores lineares clínicos, foi gerada a motivação para que um comissionamento pudesse também ser realizado com o FXG, apoiado em um protocolo específico que tivesse sido validado pelo dosímetro considerado padrão, ou seja a CI. Desta maneira, o objetivo geral deste trabalho é **propor o comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos de aceleradores lineares clínicos (PFDALC), através do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG), como método alternativo e/ou complementar aos internacionais vigentes.** Para alcançar este objetivo, o trabalho foi segmentado em objetivos específicos (etapas) que são os seguintes:

1) Estudar e realizar o comissionamento dos PFDALC, através do método atual ou padrão, que utiliza a câmara de ionização como dosímetro de referência.

2) Desenvolver método para utilizar o dosímetro FXG no comissionamento dos PFDALC e dar condições para criar protocolo específico para este dosímetro.

3) Desenvolver dispositivos auxiliares para o comissionamento dos PFDALC com o dosímetro FXG (cubetas específicas, OS, dispositivos auxiliares de posicionamento de cubetas e aparato de leitura para filme e FXG).

4) Realizar comissionamento dos PFDALC com o dosímetro FXG.

5) Comparar os resultados obtidos no comissionamento FXG com aqueles do padrão identificando possibilidades de inovações principalmente quanto à rapidez, praticidade e redução de custo.

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

Capítulo 1: Apresenta noções sobre interações de fótons e elétrons com a matéria, detalhes do protocolo mais recente de comissionamento de aceleradores lineares clínicos, definição de cada parâmetro físico dosimétrico a ser inferido no comissionamento e a apresentação dos dosímetros utilizados (CI, FXG e Filme Gafchromic).

Capítulo 2: Apresenta os materiais e métodos adotados com a CI, com o FXG e eventualmente com o Filme Gafchromic na obtenção dos PFDALC.

Capítulo 3: Apresenta os resultados experimentais, incluindo os comportamentos e discussões daqueles obtidos com o FXG em relação àqueles com a CI.

Capítulo 4: Apresenta as conclusões sobre os PFDALC obtidos com o FXG, em relação àqueles com a CI e o filme Gafchromic, a relevância e as inovações desses resultados na prática e as perspectivas do potencial do FXG para comissionamentos mais específicos, como os de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), de Radiocirurgia e de Braquiterapia de Alta Taxa de Dose.

CAPÍTULO 1

ASPECTOS TEÓRICOS

A Radioterapia é um dos ramos da Oncologia destinado ao tratamento do câncer através da radiação ionizante, atuando de forma isolada ou combinada, principalmente à cirurgia e à quimioterapia. A Braquiterapia e a Teleterapia são modalidades de tratamento da Radioterapia que utilizam fontes de radiação respectivamente perto (ou inserida) ou longe do tumor. Neste trabalho a segunda modalidade será evidenciada, através da fonte de radiação que realiza tratamentos à 100 cm de distância da superfície do OS (OS) ou do paciente.

Até a década de 40, havia poucas escolhas em relação à fonte de radiação ionizante a ser usada para o tratamento do câncer. Inicialmente era feito com unidades de raios-X de ortovoltagem (baixa energia) que tinha potencial máximo de aceleração até 1.000 kVp, mas circuito retificador, o isolamento elétrico e o tamanho do transformador para a finalidade proposta, limitavam o aumento dos potenciais de aceleração dos elétrons entre anodo e catodo, para obtenção de feixes de fótons com altas energias. Paralelamente às unidades de ortovoltagem, também raios gama provenientes de radioisótopos como o ^{226}Ra, ^{137}Cs e ^{60}Co (Telecobaltoterapia) foram utilizados, sendo que esta última foi e continua ainda a ser utilizada na Teleterapia. Sabia-se naquela época que fótons com energias mais altas seriam mais adequados para entregar uma dose absorvida maior nos tumores mais profundos e também, que um feixe mais intenso (maior número de fótons) poderia auxiliar na redução do tempo de tratamento (MILFORD D S, 1975; KHAN F., 2014).

O uso clínico dos Aceleradores Lineares (AL) teve efetivamente seu início na década de 50, com a tecnologia básica advinda daquela desenvolvida para radares na 2ª Guerra Mundial. Esta tecnologia foi usada para gerar e controlar as microondas responsáveis pela aceleração dos elétrons no tubo acelerador. A princípio, embora não haja limite no valor da energia que os elétrons possam alcançar no tubo acelerador, em geral na Radioterapia as energias dos feixes de elétrons acelerados variam de 4 a 25 MeV e o potencial de aceleração dos elétrons para produção de raios X de 4 a 25 MV (GREENE D., 1997; KHAN F, 2015).

1.1 Aceleradores Lineares Clínicos e seus componentes

A terminologia muitas vezes empregada, para identificação da máquina responsável pela aceleração de elétrons e produção de feixes de fótons/elétrons, pode ser considerada não abrangente, uma vez que se refere somente ao segmento da máquina (tubo acelerador) responsável por acelerar elétrons até alcançar energias de algumas dezenas de MeV.

Neste trabalho, o termo “Acelerador Linear” será empregado de maneira global, se referindo ao tipo de máquina utilizada para a geração de radiação de alta energia a ser utilizada na Radioterapia.

A Figura 1.1 ilustra as partes principais de um acelerador linear clínico, necessárias para a geração do feixe de radiação.

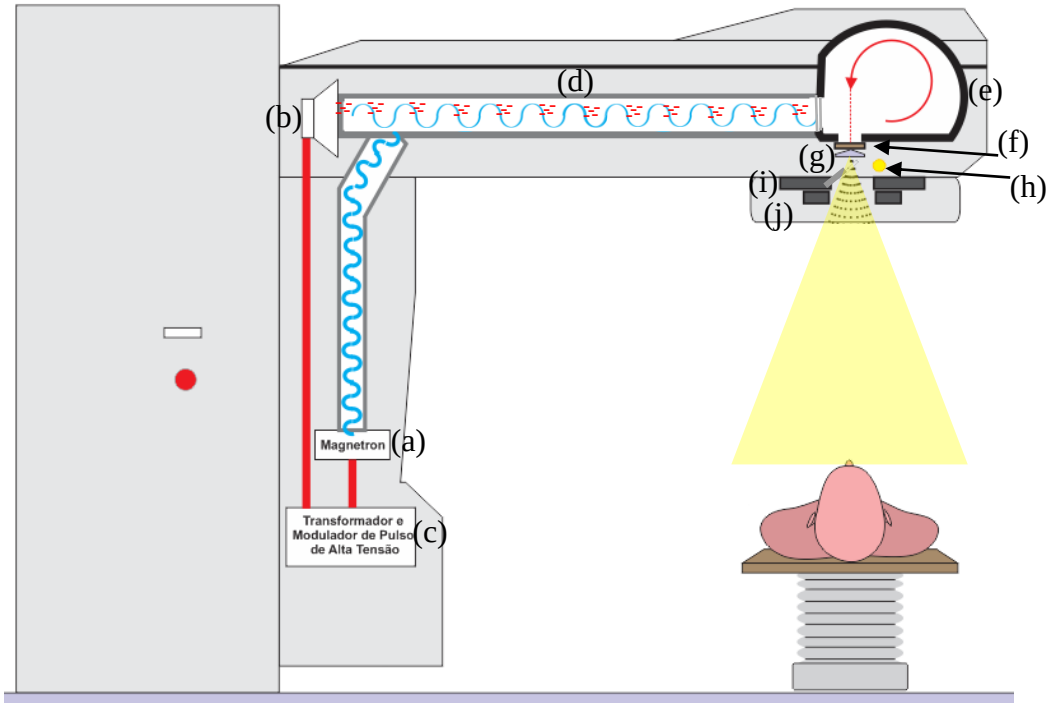


Figura 1.1 Ilustração de um AL clínico no modo de irradiação com raios X, constituído das partes: (a) magnetron para geração das microondas; (b) canhão de elétrons para gerar os pulsos de elétrons; (c) transformador e modulador de pulso de alta tensão para estímulo pulsado da tensão para o magnetron e canhão de elétrons; (d) tubo acelerador; (e) cabeça magnética para defletir os elétrons; (f) alvo para produzir os raios X; (g) filtro achatador onde o feixe de fótons é uniformizado; (h) espelho e lâmpada para projetar o campo que será irradiado; (i) colimadores primários (*backjaws*) e (j) colimadores multi lâminas (MLC) para conformar o feixe de radiação.

Na irradiação com feixes de alta energia (fótons ou elétrons), o transformador e o modulador de pulso de alta tensão estimulam o canhão de elétrons (com aproximadamente 50 kV) a "produzir" pacotes de elétrons por emissão termiônica, o qual injeta um pulso de elétrons na entrada do tubo acelerador, em fase com o semi ciclo positivo da microonda (freqüência aproximada de 3 GHz) gerada pelo Magnetron, o qual também é estimulado pelo mesmo transformador (GREENE D., 1997). A amplitude do campo elétrico da microonda (que advém da sua alta potência instantânea) no tubo acelerador, determina a energia que os elétrons poderão adquirir. O pacote de elétrons, gerado pelo canhão é acelerado da sua extremidade de menor energia, em direção à de maior energia (cabeça magnética = *bending magnet*), onde a presença de um alto campo magnético deflete a sua trajetória para uma curva (*looping*) fazendo-o incidir sobre um alvo no final. Em todo o trajeto até o feixe chegar ao alvo tem-se vácuo, para evitar que os elétrons percam energia desnecessariamente.

Para a produção de raios X, o alvo deverá ter Z e ρ altos afim de que haja a produção principalmente de raios X de freamento ou *bremmstrahlung*, com alta energia. O feixe de elétrons incidente sobre o alvo tem diâmetro de aproximadamente 3 mm (devido a um sistema de focalização magnética) e sem filtro a distribuição de raios X produzida será inomogênea, ou seja, maior intensidade no centro e menor na periferia do campo de tratamento (GREENE D., 1997). Isto é resolvido pelo fabricante através de um filtro cônico, conhecido como filtro achatador (*flatness filter*), o qual é posicionado

adjunto ao alvo para uniformização do feixe. Após a passagem do feixe pelo filtro achatador ele é monitorado por câmaras de ionização que avaliam se as doses estão dentro da uniformidade esperada (inferior a 2% em relação ao centro do feixe, dentro de 80% da área interna do campo de tratamento). Em seguida o feixe é definido pelos colimadores primários (*backjaws*) e se existir, pelo colimador multi lâminas (MLC) dando seguimento ao percurso através de um espelho e lâmpada, estes para que seja possível a projeção luminosa do campo de radiação sobre o paciente ou OS, através da qual se tem a noção da projeção do feixe.

Filtros físicos em forma de cunha podem ser inseridos no caminho do feixe de fótons, distorcendo propositalmente as distribuições de dose absorvida, porém como o fabricante restringe a abertura dos tamanhos de campo em função da dimensão geométrica dos mesmos, tem-se na Tabela 1.1 os tamanhos de campos máximos para cada filtro físico.

Tabela 1.1. Tamanhos de campos máximos que podem ser abertos para cada filtro físico.

Filtro físico utilizado	**Tamanho do campo (cm^2)**
0º (campo não filtrado)	40 x 40 (campo aberto)
15º	25 x 25
30º	25 x 25
45º	25 x 25
60º	20 x 20

Para os feixes de elétrons, o alvo deve ter Z e ρ baixos para reduzir drasticamente a produção de raios X e promover a abertura do feixe. Quando o modo de irradiação com feixe de elétron é acionado, o alvo de alto Z e o filtro achatador saem da frente do feixe, sendo substituídos por um alvo mais adequado (Figura 1.2). Este novo alvo abre o feixe de 3 mm de elétrons para posteriormente ser conformado adequadamente à aplicação terapêutica. Como há possibilidade dos elétrons interagirem com materiais que eventualmente estejam no seu caminho, é necessário acoplar cones localizadores ao cabeçote do AL, afim de conformar o feixe de elétrons e também distanciá-lo de 5 cm da superfície a ser tratada, para redução da penumbra.

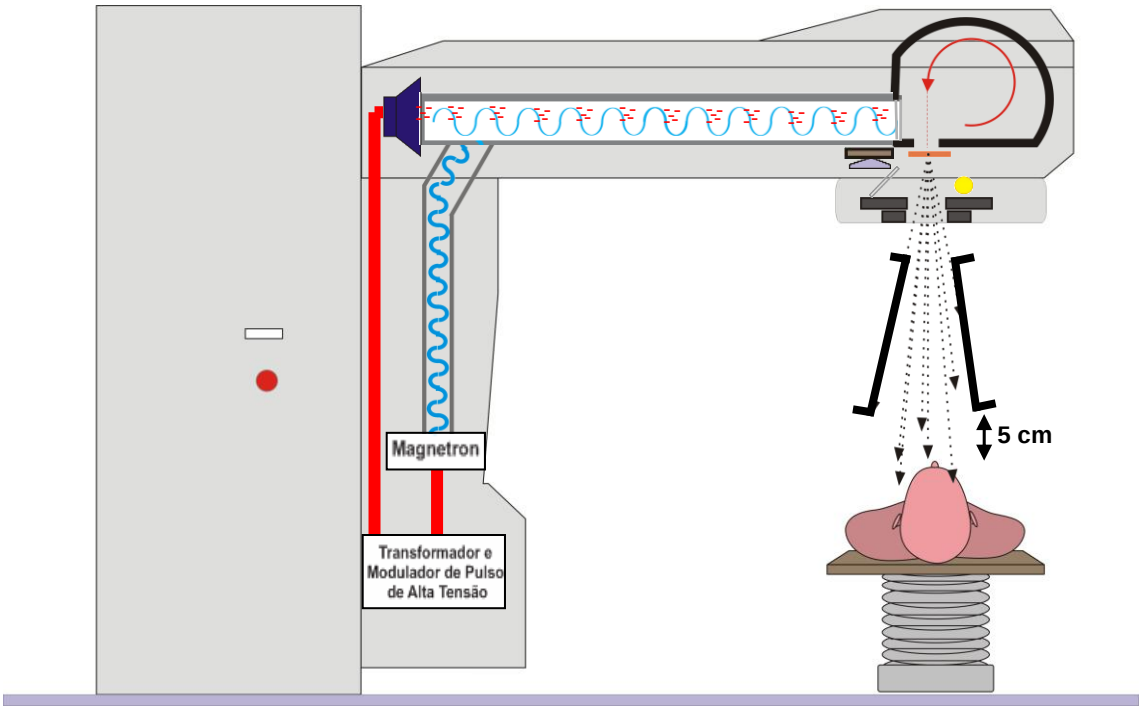


Figura 1.2. Ilustração de um AL clínico no modo de irradiação com elétrons (com alvo e filtro achatador deslocado e folha espalhadora como alvo) e acoplamento do cone localizador ao cabeçote para a colimação do feixe (5 cm da superfície de tratamento).

Alguns aceleradores lineares são projetados especificamente como geradores de raios X, mas muitos têm proposta dual com cabeçotes de tratamento capazes de produzir tanto feixes de raios X quanto de elétrons com alta energia. Neste caso, arranjos mecânicos e elétricos são necessários para permitir a mudança entre um tipo de feixe e outro. Dentre esses arranjos, como vimos é necessário ter um que retraia o alvo de alto Z, filtro achatador e espelho, substituindo-os por uma folha espalhadora fina apropriada para elétrons, além de ter um *interlock* para verificar ou confirmar se a substituição foi feita corretamente, antes do feixe de elétrons tenha início.

1.2 Testes de Aceitação dos AL Clínicos

Quando um novo AL é instalado num serviço de Radioterapia, tem-se o início de uma série de testes conhecidos por "Testes de Aceitação da Máquina". Estes testes asseguram que as especificações técnicas previstas (elétricas, eletrônicas, mecânicas, dosimétricas), contidas no manual do fabricante sejam cumpridas, e que a proteção radiológica ambiental também seja assegurada à equipe técnica e ao paciente (PODGORSAK E.B., 2003, SIEMENS, 2003, PALTA J.R., 2011). Estes testes devem ser feitos na presença de um representante do fabricante e estando os parâmetros aceitáveis, o físico médico assina um documento certificando que as condições foram satisfeitas.

Os testes de aceitação são divididos em três grupos (checagem de segurança, de movimentos e de medidas dosimétricas).

Checagem de segurança

- *interlocks*, luzes de advertência e equipamentos de monitoramento do paciente.
- levantamento radiométrico
- fuga do cabeçote e do colimador

Checagem de movimentos

- verificação do eixo central de rotação do colimador
- abertura simétrica dos colimadores (*backjaws*)
- coincidência entre o campo luminoso e o radiativo
- verificação do eixo de rotação do cabeçote (*gantry)*
- verificação do eixo de rotação da mesa de tratamento
- verificação do isocentro de radiação
- indicador de distância óptica, de ângulo de *gantry*, de colimador e de tamanho de campo.
- movimentos da mesa de tratamento (longitudinal, transversal e vertical)

Medidas dosimétricas

- avaliação da qualidade do feixe de fótons através de PDD (à 10 cm de profundidade, SSD = 100 cm e campo 10x10 cm^2)
- análise da planura, simetria e penumbra do feixe de fótons
- energia mais provável do feixe de elétrons
- contaminação do feixe de elétrons por RX
- penumbra do feixe de elétrons

1.3 Comissionamento de Aceleradores Lineares Clínicos

Após finalizados os testes de Aceitação, caso os resultados estejam dentro do esperado pelo fabricante, procede-se ao Comissionamento dos Parâmetros Físicos Dosimétricos do Acelerador Linear Clínico em questão. Estes parâmetros caracterizam os feixes de tratamento com fótons ou elétrons, a serem utilizados nos sistemas de planejamento (TPS) e que servem como base para os cálculos da distribuição da dose absorvida em profundidade, além de se tornarem referências para os controles de qualidade posteriores.

1.3.1 Protocolos de comissionamento de AL Clínicos

A ICRU através de protocolo publicado (ICRU 24, 1976), determinou que a incerteza da dose absorvida administrada ao volume alvo, deve ser no máximo ± 5% daquela prescrita. Tendo isto em conta, a AAPM através de relatório publicado (AAPM TG 24, 1984), indicou as possíveis fontes de erro no tratamento de um paciente. Dentre

elas, estão aquelas devido à localização tumoral, imobilização do paciente, posicionamento do campo de radiação, reprodutibilidade do posicionamento diário do paciente e aquelas relacionadas ao equipamento (variações dosimétricas, elétricas, mecânicas que poderiam levar às variações do feixe esperado), ou seja, este protocolo envolveu-se com os aspectos físicos da garantia da qualidade em ALs clínicos.

A AAPM, através do seu *grupo de trabalho n° 40*, publicou um relatório (AAPM TG 40, 1994), que substituiu o AAPM TG 24, ampliando o conceito da garantia de qualidade (QA), com cuidados dedicados aos pacientes e condutas a todos os profissionais envolvidos na área de Radioterapia. Este novo relatório ainda apresenta a definição de QA: "são todas aquelas ações planejadas ou sistemáticas, necessárias para proporcionar confiança adequada que o produto ou serviço satisfará os requisitos de qualidade".

A publicação do *grupo de trabalho* n°*106* (AAPM TG 106, 2008), apresentou um protocolo de comissionamento de AL clínicos que incluiu, seleções de objetos simuladores, arranjos experimentais e procedimentos para aquisição dos parâmetros dosimétricos específicos para fótons e elétrons, além da redução dos erros de medidas abaixo de 1%. Os parâmetros dosimétricos inferidos durante o comissionamento são considerados padrão para a rotina clínica, devendo ser verificados periodicamente por um físico médico, para assegurar que não variaram além da tolerância determinada (AAPM TG 142, 2009). Para qualquer mudança fora da tolerância esperada, um comissionamento adicional (parcial ou total) deverá ser realizado.

Os parâmetros físicos dosimétricos mínimos a serem inferidos devido ao comissionamento dos feixes de fótons são:

- porcentagem de dose em profundidade (**PDD**) e fatores *off-axis* ($\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$)
- transmissão intra e fuga inter lâminas do MLC ($\mathbf{F_{MLC,intra}}$ e $\mathbf{F_{MLC,inter}}$)
- fator de espalhamento total ($\mathbf{S_{cp}}$)
- fator bandeja ($\mathbf{F_B}$)
- fatores filtro ($\mathbf{F_F}$)

Os parâmetros físicos dosimétricos mínimos a serem inferidos devido ao comissionamento dos feixes de elétrons são:

- porcentagem de dose em profundidade (**PDD**) e fatores *off-axis* ($\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$)
- fatores cone ($\mathbf{F_{cone}}$)
- determinação das posições virtuais das fontes de elétrons ($\mathbf{SSD_{eff}}$)

1.3.2 Sistema de medida utilizado para o comissionamento padrão

Existem basicamente dois tipos de dados inferidos no comissionamento, os de varredura e os pontuais. Os primeiros são necessariamente inferidos num tanque acrílico preenchido com água (OS), para permitir leituras de perfis e de PDDs em até 40 cm de profundidade (com um adicional de 5cm até o fundo), e abertura de campo de pelo

menos 40x40cm^2. Os dados pontuais podem ser inferidos com o mesmo OS já descrito, embora também possam ser inferidos através de OS de poli-metil-meta-acrilato (*PMMA*) ou de poliestireno, respeitando as diferenças em termos de variação de densidade eletrônica, coeficiente de absorção mássico e poder de freamento (AAPM TG 106, 2008).

O detector que deve ser utilizado no comissionamento padrão é a câmara de ionização (CI), adequada às finalidades das medidas. Neste trabalho a CI utilizada foi a de 0,13 cm^3, porque apresentava melhor resolução para as medidas com fótons e elétrons. Em geral, duas câmaras de mesmo volume são utilizadas em associação: uma delas fixa, medindo as flutuações do feixe incidente (CI de referência) e a outra dentro do OS e acoplada a um sistema de varredura tridimensional (CI de campo) que faz medidas simultâneas com a primeira. As CIs são acopladas a uma unidade controladora (IBA/WELLHOFER/CU500E), composta por um eletrômetro (10^{-6} a 10^{-14} C) com tempo de resposta da ordem de 10^{-6} s, razão sinal/ruído maior que 100 e dispositivo de movimentação (x,y,z) para a CI de campo, permitindo medir carga em cada posição com velocidades de 1 a 500 mm/s. A unidade controladora é ligada a um notebook que com o *software* específico da IBA/WELLHOFER, permite ler os valores obtidos com as CIs em tempo real, à medida que a CI de campo de movimenta (Figura 1.3).

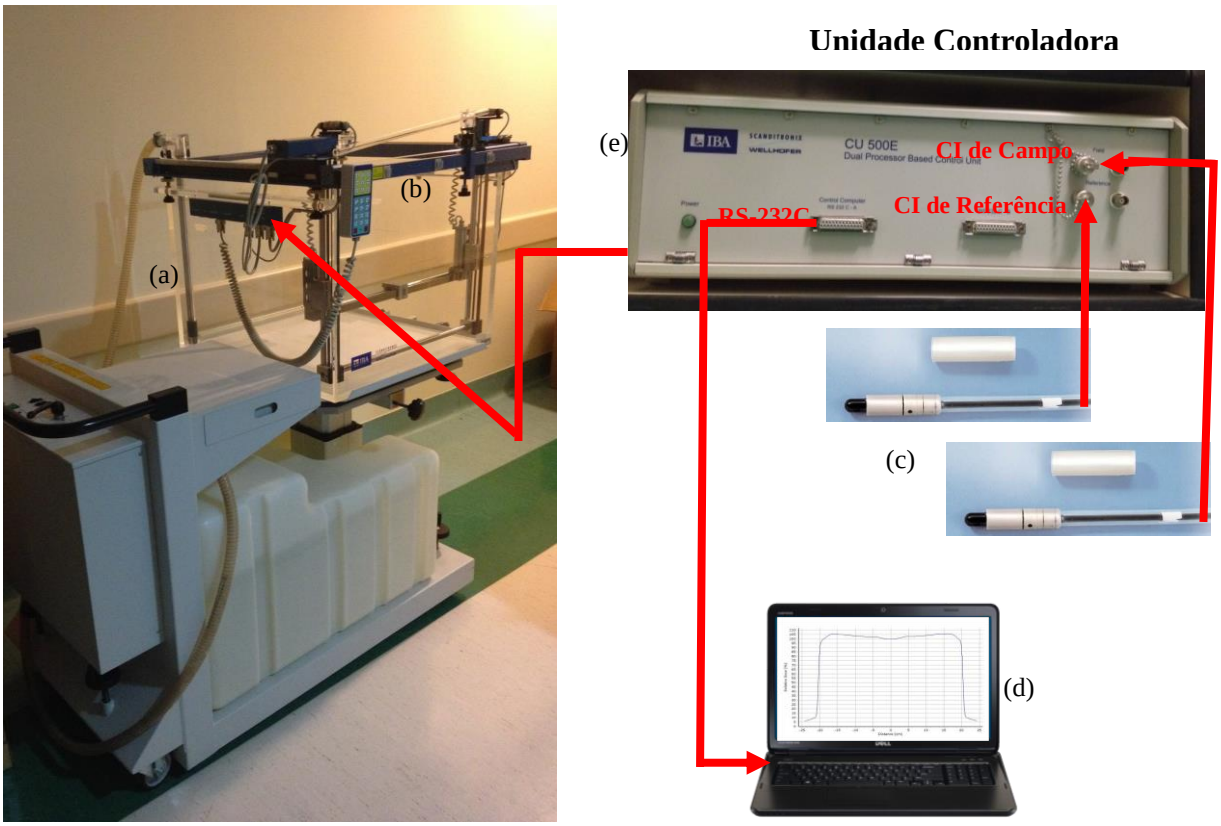


Figura 1.3. Sistema de medida para comissionamento padrão, composto por: (a) objeto simulador, (b) sistema de movimentação tridimensional e aquisição de leituras para duas CIs (referência e campo) (c), além de computador (d) para gerenciamento dos dados obtidos pela unidade controladora (e).

1.3.3 Definições para determinação dos parâmetros físicos dosimétricos

Um feixe de fótons quando se propaga é sempre regido pela lei do inverso do quadrado da distância e através de um material, também pode ser atenuado e/ou espalhado por ele (PODGORSAK, EB, 2003). Sabe-se que os tipos de interações principais de fótons com a matéria que ocorrem nos tratamentos radioterápicos, são os efeitos Compton e Produção de Pares. O primeiro envolve a colisão entre um fóton e um elétron livre (energia do elétron ligado muito menor do que a do fóton incidente), na qual o fóton incidente pode ceder parte da sua energia para liberar e prover o elétron com energia cinética, e a outra parte é cedida ao fóton espalhado, guardando os princípios de conservação da energia e da quantidade de movimento. Tanto o elétron quanto o fóton espalhado podem interagir no meio, contribuindo com a deposição de energia no mesmo (JOHNS, H. E. e CUNNINGHAM, J. R, 1983; ATTIX, F. H, 2004; KHAN F., 2014). A probabilidade de ocorrência deste efeito é maior para fótons de altas energias, sendo também praticamente independente do Z do meio e dependente da sua densidade eletrônica (n de elétrons/cm^3). A interação produção de pares pode acontecer quando o campo eletromagnético de um fóton com energia acima do limiar 1.02 MeV, interage com o campo do núcleo do átomo alvo, fazendo com que o fóton desapareça e em seu lugar surjam duas partículas carregadas (elétron e pósitron), com energias cinéticas cuja soma corresponde à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia limiar. Essas partículas também são passíveis de interagirem no meio, contribuindo com a deposição de energia no mesmo e a probabilidade de ocorrência da produção de pares aumenta logaritmicamente para altas energias de fótons (acima do limiar) e com Z^2 (ATTIX, F. H, 2004; KHAN F., 2014). A Figura 1.4 apresenta os coeficientes de atenuação mássicos (μ/ρ), que correspondem às somas das probabilidades de ocorrências dos efeitos de interação de fótons com diversos materiais, da qual se pode inferir que para altas energias de fótons (como aquelas provenientes de AL clínicos) os efeitos predominantes são o Compton e a Produção de Pares.

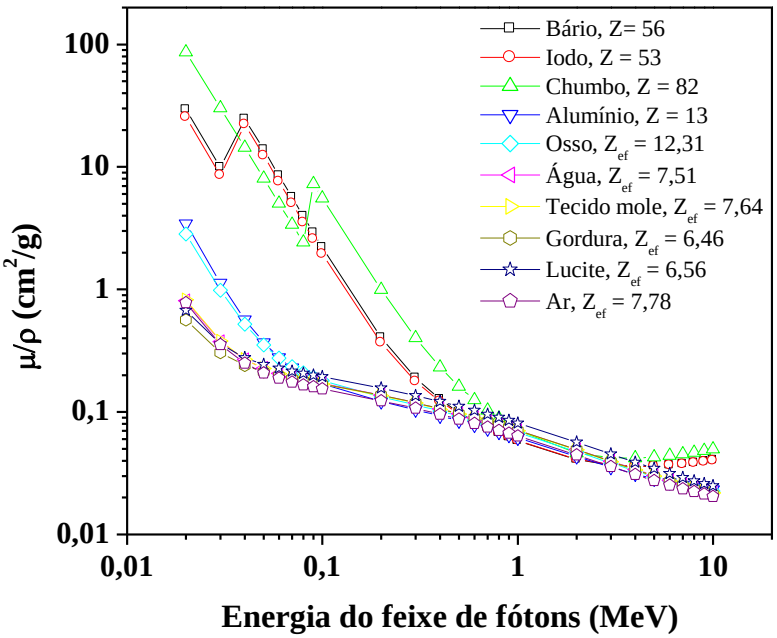


Figura 1.4. Coeficientes de atenuação mássicos (μ/ρ) em função da energia do feixe de fótons para diversos materiais.

Os feixes de elétrons ao interagirem com um material, podem sofrer interações elásticas e inelásticas (KHAN, F, 2014), sendo a segunda considerada a responsável por fornecer energia ao meio. As colisões inelásticas cedem energia ou por ionização dos átomos ou por freamento com seus núcleos, por esse motivo são as consideradas nesse trabalho.

A taxa média da perda de energia de uma partícula carregada por unidade de comprimento (-dE/dx) em um meio é o poder de freamento ou *stopping power (*MeV/cm). Ela foi considerada teoricamente por BETHE (BETHE H. A., 1932) através das equações (1.1) a (1.3) sendo a última a que melhor se aplica à perda de energia dos elétrons na Radioterapia:

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

$$-\left(\frac{dE}{dx}\right)\approx\frac{4\pi r^2 (mc^2)^2 NZ}{E}\left[\ln\frac{E}{I}+f(1)\right] \quad \text{, para } E<<mc^2,\ \beta^2\approx 2E/mc^2 \tag{1.2}$$

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

Sendo:
N e ***Z*** são a densidade eletrônica e o número atômico do meio, ***β*** a razão entre a velocidade do elétron e da luz, ***r*** o raio clássico do elétron (= e^2/mc^2), ***I*** o potencial médio de excitação do átomo, 11.***Z*** (eV) e ***E*** a energia do elétron do feixe incidente.

A perda de energia média de um feixe de elétrons por ionização pode ser definida pela média dos comprimentos dos caminhos percorridos pelos elétrons, que é conhecida por alcance (***Range*** = ***R***), sendo função da energia do feixe e do meio.

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

Quando um feixe de elétrons incide sobre um material, eles sofrem múltiplos espalhamentos devido às interações coulombianas com os átomos do meio (KHAN, F, 2014). Como resultado, os elétrons têm suas velocidades e trajetórias alteradas, relativas àquelas iniciais do movimento (espalhamento angular). Para a maioria das aplicações práticas, um espalhamento angular de um feixe estreito (colimado) de elétrons pode ser aproximado por uma distribuição Gaussiana (HOGSTROM; MILLS; ALMOND, 1981; WERNER; DEIBEL, 1982; MCKENZIE, 1998; OLIVEIRA, L. N. 2007; KHAN F. 2014), ou seja, a distribuição da radiação não é homogênea ou uniforme e está mais concentrada no centro do feixe. Por este motivo

que o feixe de elétrons na Radioterapia tem que incidir numa folha espalhadora (fina e de relativo baixo Z, como é o caso do cobre), a qual proporcionará uma homogeneização da distribuição dos elétrons e também abertura de seu feixe.

Com a finalidade de tratar um grande número de espalhamentos (individuais) que pode ocorrer mesmo em materiais absorvedores de pequena espessura, teorias de múltiplo espalhamento (efeito combinado de vários espalhamentos individuais) foram desenvolvidas (ANDREO, 1985; FERNANDEZ-VAREA et al., 1993; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). A teoria de múltiplo espalhamento mais simples, considerada neste trabalho, é a de pequeno ângulo gaussiano que pode ser expressa por:

$$P(\theta).d\theta = \frac{2}{\bar{\theta}^2}.\theta.\exp\left(-\frac{\theta^2}{\bar{\theta}^2}\right).d\theta \tag{1.5}$$

Sendo:

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

$\bar{\theta}^2$, o ângulo de espalhamento quadrático médio, podendo também ser definido por:

$$\bar{\theta}^2 = l.\left(\frac{d\,\bar{\theta}^2}{dl}\right) = l.\Theta \tag{1.6}$$

com ***l*** a espessura do absorvedor e **Θ** o poder de espalhamento.

A grandeza poder de espalhamento é análoga ao poder de freamento, porque ambas têm variação da energia e/ou ângulo de espalhamento do elétron ao longo do seu caminho percorrido. O poder de espalhamento mássico 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, tem-se a relação do ângulo médio de espalhamento dos elétrons com a espessura do material alvo e energia do feixe de elétrons incidentes, assumindo que a energia não muda significativamente durante sua transmissão ao longo do material.

$$\bar{\theta} \propto \frac{\sqrt{l}}{E} \tag{1.7}$$

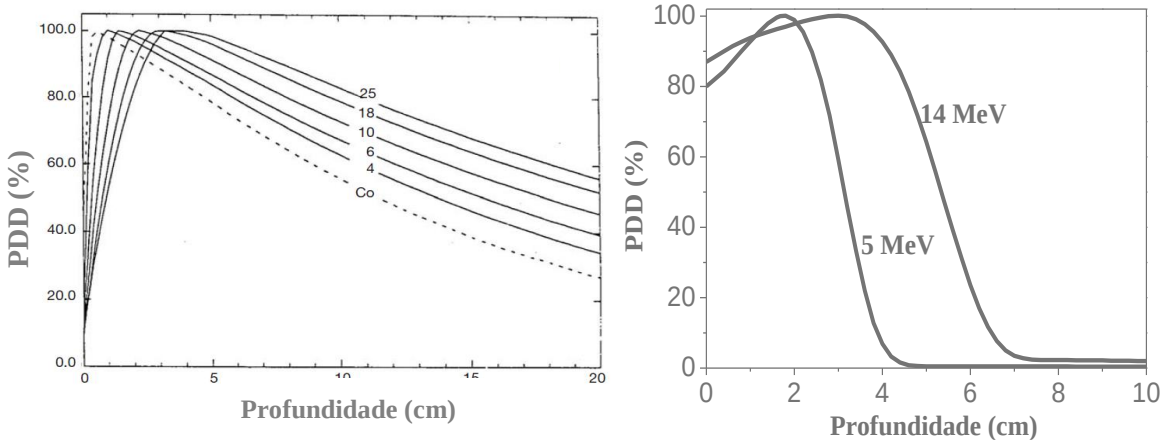
As noções dos conceitos supracitados de interação de fótons e elétrons com a matéria foram empregadas para dar base aos parâmetros físicos dosimétricos mínimos a serem inferidos do comissionamento de ALs clínicos e que serão citados a seguir.

*Porcentagem de Dose em Profundidade (**PDD**) de fótons e elétrons*

Uma forma de caracterizar a distribuição da dose absorvida no eixo central do feixe é normalizá-la numa dada profundidade (D_d), em relação à de referência (D_{d0}). Essa grandeza é a porcentagem de dose em profundidade (PDD), que para feixes de fótons e elétrons de alta energia, a profundidade de referência é aquela de máxima ionização, correspondente à do pico da dose absorvida ($d_0 = d_{máx}$ para fótons e $d_0 = R_{100}$ para elétrons). A PDD pode ser inferida através da Equação (1.8) (PODGORSAK, E.B., 2003; ATTIX, F. H., 2004; KHAN F.M., 2014):

$$PDD = \frac{D_d}{D_{máx}}.100\% \tag{1.8}$$

Deste parâmetro é possível inferir o percentual da dose absorvida desde a superfície (**D**s) do material irradiado, até qualquer profundidade de interesse. Na Figura 1.5 são apresentados os comportamentos de PDD para fótons e elétrons segundo o aumento de suas energias.



(a) (b)

Figura 1.5. Comportamentos das Porcentagens de Dose em Profundidade (PDD) para fótons e elétrons, em função de suas energias. (a) fótons variando sua energia desde a do Co^{60} até aqueles gerados com potencial de aceleração de até 25 MV, (b) elétrons de 5 e 14 MeV (KHAN F., 2014).

Quando o feixe de radiação incide sobre o paciente, a superfície de entrada absorve uma energia conhecida como dose superficial (**D**s). Para fótons este percentual de dose na superfície, diminui com o aumento da energia do feixe uma vez que **D**s representa a contribuição da dose de fótons espalhados pelos colimadores, pelo filtro achatador e pelo ar, além daqueles retroespalhados no paciente e elétrons de alta energia produzidos pelos fótons no ar e em qualquer estrutura nas vizinhanças do paciente (PODGORSAK, E.B., 2003). Como essas contribuições diminuem com o aumento da energia a dose absorvida superficial também diminui. Contrariamente para um feixe de elétrons, a **D**s aumenta com a energia, o que pode ser explicado pela natureza do espalhamento dos elétrons, uma vez que com baixas energias eles são espalhados mais facilmente (para ângulos maiores em relação à superfície), diminuindo este efeito à medida que a sua energia aumenta, portanto contribuindo menos para a **D**s (KHAN

F.M., 2014). Como a razão entre as fluências dos elétrons (número de elétrons/área) na superfície de entrada do feixe (ϕ_0), em relação àquela na profundidade da dose absorvida máxima ($\phi_{máx}$) é diretamente proporcional a *cos* θ (entre a direção de incidência dos elétrons na superfície e aquela em que são espalhados na profundidade), à medida que a energia do feixe aumenta *cos* θ se aproxima de 1, ou seja a fluência de elétrons quase não varia da superfície até a profundidade da dose absorvida máxima (**R_{100}**).

Os percentuais de dose na profundidade para fótons e elétrons na Radioterapia aumentam com a energia do feixe e tamanho de campo, uma vez que a fluência de tanto um quanto de outro é aumentada para os dois parâmetros considerados, mas diminui drasticamente em profundidade após o ponto da dose absorvida máxima, devido à perda de energia de ambos. O comportamento da PDD para o feixe de elétrons cai de forma mais abrupta que o de fótons de alta energia, já que este último não cai de forma tão evidente como é de se esperar ($e^{-\mu x}$).

Quando a distância fonte superfície (SSD) é aumentada a PDD de elétrons diminui em virtude da menor fluência de elétrons na profundidade (***d)*** em relação àquela na superfície (**R_{100}**) sendo que o mesmo não ocorre para fótons.

A Figura 1.6 mostra o posicionamento da fonte de fótons com duas SSDs diferentes (**SSD_1** mais próxima e **SSD_2** mais afastada da superfície do OS). Nota-se que o tamanho do campo de radiação (**A**) na superfície do material é o mesmo para ambas SSDs. Na profundidade **z** os tamanhos dos campos quadrados (**A_{Q1}** e **A_{Q2}**) são diferentes.

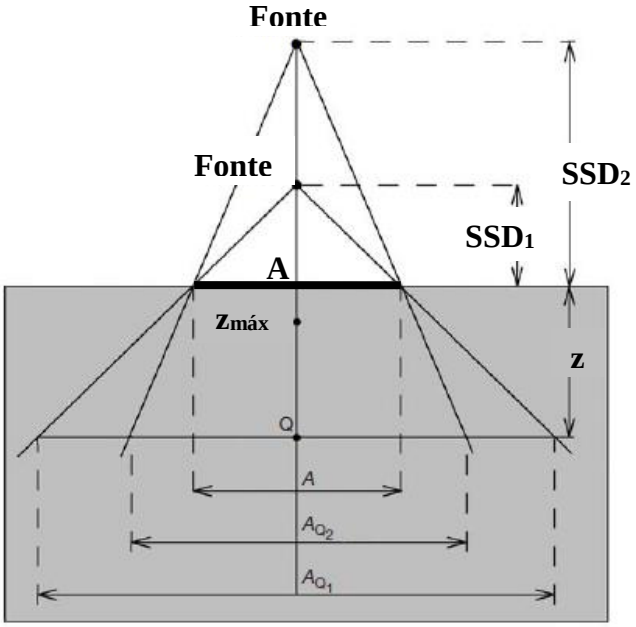


Figura 1.6. Esquema de **PDD** para duas **SSDs** com tamanho de campo A, idêntico para ambas na superfície do objeto simulador e **A_{Q1}** e **A_{Q2}** os tamanhos de campo na profundidade **z**, respectivamente para **SSD_1** e **SSD_2** (PODGOSAK EB, 2003).

Da lei do inverso quadrado da distância tem-se que:

$$\frac{PDD_2}{PDD_1} = \left(\frac{\dfrac{SSD_2 + z_{\max}}{SSD_2 + z}}{\dfrac{SSD_1 + z_{\max}}{SSD_1 + z}} \right)^2 = fator.F \qquad (1.9)$$

Esta relação é conhecida por *fator F* ***ou fator de Mayneord***. Nota-se que quando a SSD aumenta (de $SSD_1 \rightarrow SSD_2$) a PDD também aumenta (de $PDD_1 \rightarrow PDD_2$), porque a taxa de dose relativa entre dois pontos (**z** e $\mathbf{z_{máx}}$) diminui mais rapidamente para aqueles que estão mais próximos da fonte ($\mathbf{SSD_1}$), do que para os que estão mais distantes ($\mathbf{SSD_2}$). A Figura 1.7 apresenta o comportamento da taxa de dose relativa de um feixe de fótons em função do aumento da distância da fonte. Inicialmente a queda da taxa de dose relativa é mais abrupta, quando os dois pontos estão mais próximos da fonte do que quando estão mais distantes. Isto faz com que a razão entre essas taxas de doses relativas (***fator_F***) seja maior do que 1 para $SSD_2>SSD_1$ e menor do que 1 para $SSD_2<SSD_1$. Portanto a PDD aumenta com a SSD para feixes de fótons.

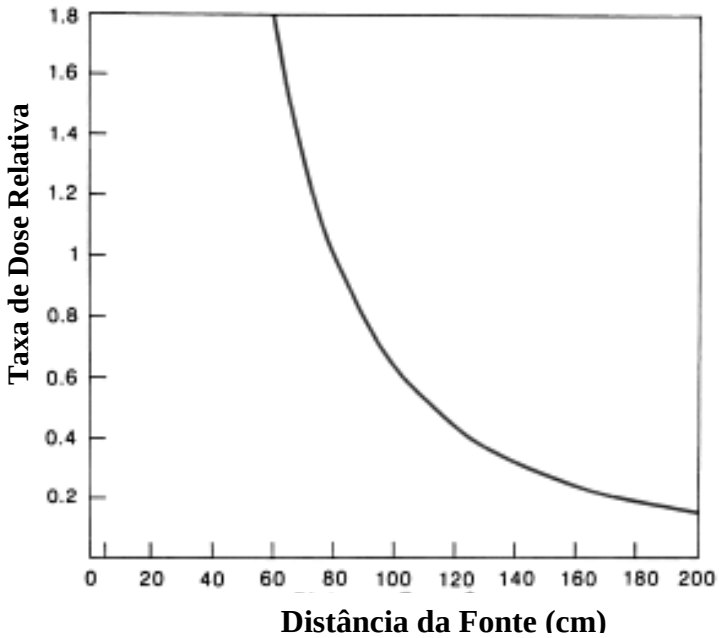


Figura 1.7. Taxa de dose relativa como função da lei do inverso quadrado da distância de uma fonte pontual. Distância de referência de 80 cm (FAIZ, FM, 2014).

A Figura 1.8 apresenta comportamentos de PDDs de fótons e elétrons com energias diferentes e mesmo tamanho de campo, de forma a apresentar algumas características que as definem. Teoricamente, a queda da PDD para fótons é esperada para uma profundidade infinita, enquanto que para os elétrons é finita com queda abrupta. Da PDD do feixe de fótons pode-se obter dois parâmetros clínicos importantes: a dose absorvida superficial ($\mathbf{D_S}$) e a posição relativa à dose máxima ($\mathbf{d_{máx}}$). Por sua vez da PDD do feixe de elétrons pode-se obter os parâmetros clínicos de dose superficial ($\mathbf{D_S}$), a posição relativa à dose máxima ($\mathbf{R_{100}}$), e as posições nas quais 90, 80 e 50% da

dose absorvida é alcançada (**R_{90}**, **R_{80}** e **R_{50}**), além do alcance prático (**R_p**) que é determinado pela intersecção entre a tangente da porção descendente da curva de PDD, com aquela proveniente da extrapolação devido à contribuição de *bremmstrahlung* (**D_X**).

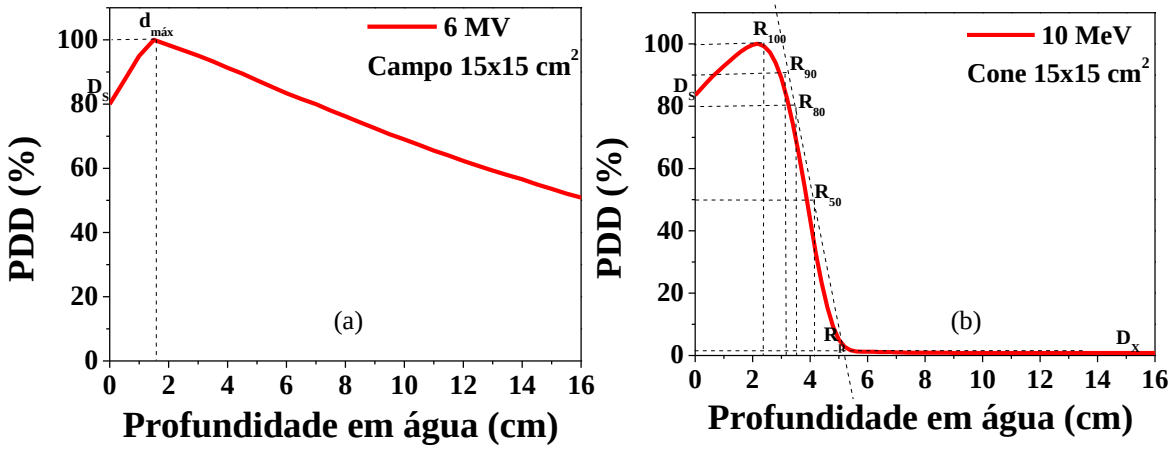


Figura 1.8. Comportamentos das PDDs de feixes de fótons de 6 MV e de elétrons de 10 MeV para campos de 15x15cm^2. (a) apresenta a profundidade relativa à dose máxima ($d_{máx}$) ou região de *build-up*, a partir da dose superficial (D_S); (b) apresenta a dose na superfície (D_S) e a de *bremmstrahlung* na profundidade (D_X), além dos alcances em que 100, 90, 80 e 50% da dose absorvida é administrada (R_{100}, R_{90}, R_{80}, R_{50}).

A energia média do feixe de elétrons, na superfície ($\bar{E}_0$) a ser considerada nos planejamentos radioterápicos, é resultado da interação do feixe com todos os materiais até chegar à superfície (folhas espalhadoras, CI`s, ar e cone). Resumidamente, ela pode ser obtida utilizando o R_{50} (IAEA TRS 398, 2000) como:

$$\bar{E}_0 = 2{,}33.R_{50} \qquad (1.10)$$

Segundo o protocolo inglês Britsh Journal of Radiology (BJR Supply 25, 1996), quando se tem um feixe de fótons de alta energia nominal ou qualidade do feixe (2 a 50 MV), alguns valores pontuais obtidos da sua PDD para o campo 10 x 10 cm^2 à SSD de 100 cm, são utilizados como índices para avaliar essa energia. Dentre esses índices estão a profundidade em que a dose absorvida máxima é alcançada (**$d_{máx}$**), a profundidade onde 80% da dose absorvida é entregue (**d_{80}**) e o percentual da dose a 10 cm de profundidade (**D_{10}**). Existem outros protocolos para se inferir a qualidade do feixe, baseados em 1 ou 2 índices derivados da PDD de fótons nas mesmas condições acima citadas (AAPM TG 51, 1999; IAEA TRS 398, 2000), entretanto neste trabalho o método do BJR foi o selecionado para confirmar a energia nominal do feixe.

Perfis e Fatores Off-Axis ($F_{off\text{-}axis}$) de fótons e elétrons

A razão entre as doses absorvidas nos pontos (r_i) de uma linha paralela ao plano do campo de radiação que passa pelo seu centro a uma dada profundidade (d), por

aquela no centro (r_0 = 0), é o que se pode chamar de parâmetro dosimétrico *off-axis* (**F**$_{off\text{-}axis}$). Este parâmetro tem por finalidade quantificar pontualmente a flutuação da PDD na área do campo (*s*) do feixe em relação à do centro, a qualquer profundidade. O comportamento dessas flutuações ao longo de toda a linha que passa pelo centro do campo é o perfil de campo, cujas flutuações podem ser devidas às divergências, atenuações e/ou espalhamentos dos feixes de fótons (causadas por alvo, filtro achatador, câmaras de monitoramento, colimadores e ar) e dos feixes de elétrons (causadas por folhas espalhadoras, câmaras de monitoramento, ar e cones localizadores).

Para obtenção do perfil de um feixe de fótons com um filtro físico em cunha, inserido no cabeçote do AL, a direção de varredura do perfil deve ser paralela ao eixo de espessamento da cunha. Quando filtros virtuais são selecionados, considerando que o MLC está fechado no inicio da irradiação e se abre de acordo com a dimensão da cunha resultante desejada, a varredura do perfil deve ser feita com arranjos lineares estáticos de detectores, para que as informações da cunha possam ser por eles medidas. A relação para obtenção **F**$_{\mathbf{off\text{-}axis}}$ é dada pela equação 1.11.

$$F_{off-axis}(r,d) = \frac{D(s,r_i,d,SSD)/UM}{D(s,r_0,d,SSD)/UM} \tag{1.11}$$

Fatores de Espalhamento Total (S_{cp}) e Cone (F_{cone})

Vimos que o tamanho de campo para feixes de fótons e elétrons é um dos responsáveis pela variação da PDD, uma vez que aumenta proporcionalmente ao espalhamento no centro do referido campo. Para que esse espalhamento seja contabilizado no cálculo da dose absorvida, é necessária a inclusão de um parâmetro dosimétrico no cálculo da referida dose, que vem a ser o fator de espalhamento total (**S**$_{\mathbf{cp}}$) para os fótons e/ou fator cone (**F**$_{\mathbf{cone}}$) para os elétrons.

O fator de espalhamento total (**S**$_{\mathbf{cp}}$) é definido como a razão entre a dose absorvida medida num tamanho de campo qualquer **s** de interesse, por aquela obtida com o tamanho de campo de referência **s**$_{\mathbf{ref}}$ na profundidade de referência **d**$_{\mathbf{ref}}$ na água (AAPM TG 106, 2008).

$$S_{cp}(s) = \frac{D(s,d_{ref})/UM}{D(s_{ref},d_{ref})/UM} \tag{1.12}$$

Sendo:

d$_{\mathbf{ref}}$**,** a profundidade de referência, geralmente $d_{máx}$.

s$_{\mathbf{ref}}$, o tamanho do campo de referência, geralmente 10 x 10 cm^2.

UM, significa que ambas as irradiações devem ser feitas com o mesmo tempo de irradiação (ou mesma unidade monitora UM).

Para o feixe de elétrons, a colimação final para definição do tamanho de campo é feita pelos cones localizadores, portanto o fator de espalhamento total definido para fótons é denominado fator cone (**F**$_{\mathbf{cone}}$).

$$F_{cone}(s) = \frac{D(s,d_{ref})/UM}{D(s_{ref},d_{ref})/UM}$$

(1.13)

Fatores de Transmissão (F_T)

Os fatores de transmissão têm que ser determinados para considerar a fração do feixe transmitido, através de alguns materiais presentes no seu caminho, como os filtros em cunha (fator filtro, $\mathbf{F_F}$), bandeja acrílica (fator bandeja, $\mathbf{F_B}$) e MLC (fator de transmissão intra ($\mathbf{F_{MLC,intra}}$) e fator de fuga inter lâminas ($\mathbf{F_{MLC,\ inter}}$)), que podem ocasionar a atenuação do feixe de raios X.

Os fatores de transmissão são inferidos através da razão entre as leituras dos dosímetros na presença e ausência do agente atenuador no eixo central do feixe, para o campo e profundidade de referências, respectivamente 10 x 10 cm^2 e $\mathbf{d_{máx}}$.

$$F_T = \frac{D(s, d_{máx})}{D(s_{ref}, d_{máx})} \tag{1.14}$$

Salienta-se que na determinação de $\mathbf{F_{MLC,intra}}$ e $\mathbf{F_{MLC,\ inter}}$, os mesmos são inferidos das medidas intra e inter lâminas com campo fechado pelo MLC, por aquela obtida com campo aberto de referência de 10 x 10cm^2. Os MLCs da SIEMENS, como o de 80 lâminas de 1 cm de largura comissionado no presente trabalho, segundo o fabricante apresentam 1% de transmissão intra lâminas e 1,5% inter lâminas, que estão dentro do esperado da transmissão desses dispositivos, que vem a ser de até 2% (AAPM TG 106, 2008).

Posições Virtuais das Fontes de Elétrons (SSD_{eff})

Ao contrário do feixe de fótons, um feixe de elétrons não emana de uma fonte física no cabeçote do acelerador linear. O feixe de elétrons com formato de lápis, com diâmetro de aproximadamente 3 mm, viaja pelo tubo acelerador e depois de passar pela janela de vácuo no final do tubo, adentrar o *bending magnet* e passar pela folha espalhadora, câmaras de ionização, ser conduzido pelas paredes do cone localizador e interagir com a coluna de ar, ele "parece" divergir de um ponto, conhecido por *fonte virtual* (KHAN F.,2014). Esta fonte é definida como o ponto de intersecção das retroprojeções ao longo do feixe partindo da superfície do campo de entrada no paciente, como ilustrado na Figura 1.9. A posição virtual da fonte vai depender da energia do feixe de elétrons e da dimensão do cone localizador utilizado (KHAN F.,2014).

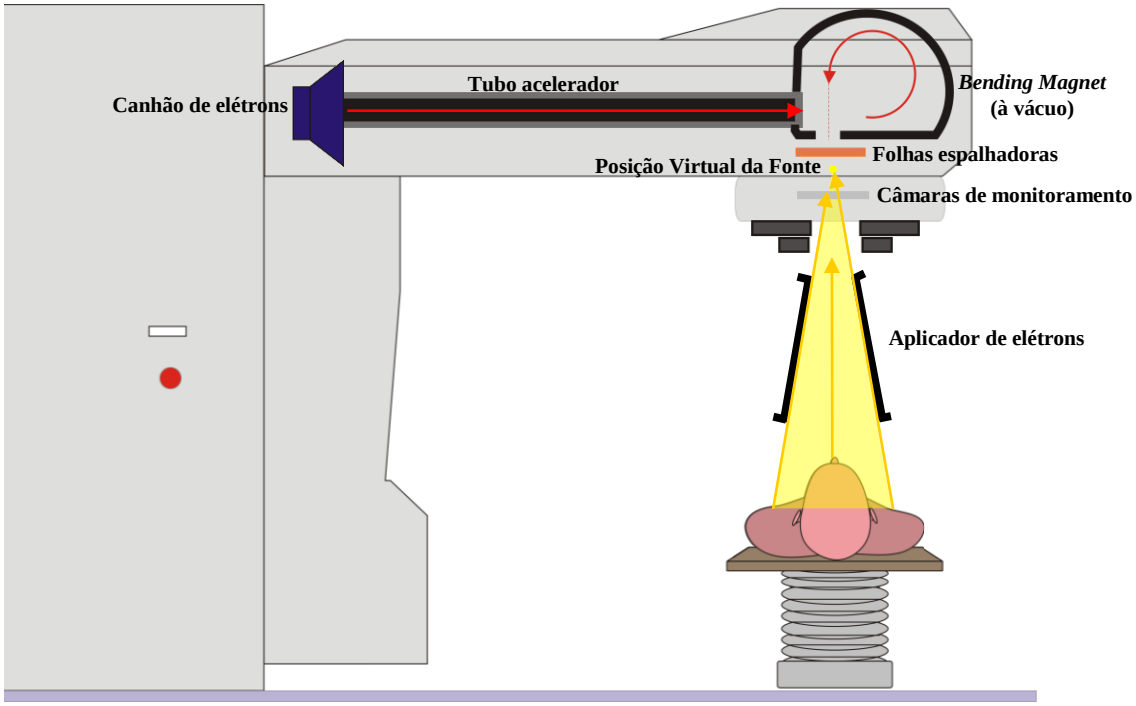


Figura 1.9. Ilustração da posição virtual da fonte de elétrons inferida da retroprojeção do feixe.

Diversos métodos foram sugeridos para a determinação da posição virtual da fonte de elétrons (POHLIT W, 1965; SHRODER-BABO, 1983). Dentre eles há um que mais se aproxima da realidade clínica. Este método resume-se a determinar a SSD efetiva (SSD_{eff}), através da correção da dose absorvida de saída para o *gap* (***g***) de ar entre o cone localizador de elétrons (popularmente chamado de cone ou aplicador) e o paciente (KHAN F.,20104). Esta relação possibilita o uso correto da lei do inverso do quadrado da distância, quando ocorrem variações na SSD padrão de tratamento. Neste método, as doses absorvidas são medidas num OS acrílico preenchido com água, na profundidade de dose máxima (**$d_{máx}$** ou **R_{100}**), com o OS em contato com o cone localizador (**g = 0**) ou então a várias distâncias dele até **g = 20 cm**. Supondo f = SSD_{eff}; I_0 = dose com gap zero; I_g = dose com gap g entre a SSD padrão e a superfície do OS, tem-se a lei do inverso do quadrado da distância da seguinte forma:

$$\frac{I_0}{I_g} = \left(\frac{f + d_{máx} + g}{f + d_{máx}} \right)^2$$

$$\sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = \left(\frac{1}{f + d_{máx}} \right) . g + 1 \qquad (1.15)$$

Sendo que $\sqrt{I_0/I_g}$ está correlacionada linearmente com o gap **g**, cuja inclinação é dada por ***a***:

$$a = \frac{1}{f + d_{máx}}$$

$$ou$$

$$f = \frac{1}{a} - d_{máx}$$

$$\boxed{SSD_{eff} = f = \frac{1}{a} - d_{máx}} \qquad (1.16)$$

Portanto a SSD_{eff} varia com a energia do feixe de elétrons e o tamanho do cone, e se faz necessário obtê-la para esses dois parâmetros do feixe a ser utilizado (KHAN F.,2014).

Todos estes PFDALC são importantes e influenciam no tempo de irradiação do paciente (t), medido em unidades monitoras (UM), para uma dada dose absorvida (**D_{abs}**) prescrita pelo Radioterapeuta, às quais dependem de: taxa de dose (**D'**) medida em cGy/UM, energia do feixe (E), tamanho de campo (S_{cp} ou F_{cone}), qualquer aparato auxiliar atenuador inserido no caminho dos feixes de fótons (F_F, F_B, $F_{MLC,intra}$, $F_{MLCinter}$) a qualquer distância da fonte (F_D) e do eixo central do feixe ($F_{offaxis}$) é dado para os feixes de fótons por:

$$t(UM)_{RX} = \frac{D_{abs}}{D'.PDD.S_{cp}.F_F.F_B.F_D.F_{offaxis}.F_{MLC,intra}.F_{MLC,inter}} \qquad (1.17)$$

E para os feixes de elétrons por:

$$t(UM)_e = \frac{D_{abs}}{D'.PDD.F_D.F_{cone(E)}.F_{offaxis}.F_D} \qquad (1.18)$$

1.4 Dosimetria das Radiações Ionizantes utilizadas

Uma vez que o comissionamento padrão deve ser realizado com a câmara de ionização, esta foi utilizada neste trabalho como referência para validar as medidas relativas feitas com o filme Gafchromic EBT3 e o FXG. Embora o dosímetro FXG possa ser considerado um dosímetro absoluto no cálculo da dose absorvida, nesta pesquisa ele foi utilizado para medidas relativas auxiliado pelas realizadas com a CI.

1.4.1 Dosimetria FXG

O dosímetro Fricke, que é fabricado a partir do sulfato ferroso, ácido sulfúrico e água Mili-Q, foi desenvolvido por Hugo Fricke e Stern Morse em 1927. Seu comportamento mostrou que a oxidação do sulfato ferroso é proporcional a absorção da energia pela solução (dose absorvida) (FRICKE, 1927). O dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG) se diferencia do original, pela adição do corante alaranjado de xilenol (XO) e da gelatina de pele de porco, os quais proporcionaram: comportamento linear em uma faixa mais ampla 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 da cor proporcionalmente 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). Além das vantagens citadas, este dosímetro também apresenta número atômico efetivo e densidade próximos daqueles do tecido mole ($Z_{eff_FXG} \cong 7{,}75$, $Z_{eff_Tec.mole} \cong 7{,}64$ e $\rho_{FXG} = 1{,}05$ g/cm^3, $\rho_{Tec.mole} = 1{,}06$ g/cm^3) e vem sendo amplamente utilizado, com sucesso, para obtenção de medidas pelo grupo RADIARE (FFCLRP-USP) o que permite a confiabilidade da sua utilização na Radioterapia (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, dentre outros).

Assim como no corpo humano, o dosímetro químico Fricke permite que a radiação ao interagir com as moléculas da água, promova o surgimento de íons H^+, OH, OH, HO_2, H_2O_2 e e^-_{aq} (elétrons aquoso), através do processo conhecido por radiólise da água (HALL E. J., GIACCIA A. J., 2006). Alguns desses radicais se ligam ao íon Fe^{+2}(do sulfato ferroso), oxidando-o e depois de diversas reações químicas, produzindo Fe^{+3} que se liga com o alaranjado de xilenol, resultando no complexo [XO-Fe^{+3}] indicador da dose absorvida (CALDEIRA et al., 2007b; CALCINA et al., 2007; PIRANI et al., 2009), que é passível de ser inferido através das medidas de absorbância.

Considerando a concentração do complexo [XO-Fe^{+3}], esta pode ser quantificada e avaliada através de várias técnicas; dentre elas a de espectroscopia UV-visível no comprimento de onda de 585 nm e a dose absorvida poderia ser inferida de maneira absoluta, 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).

$$D_{abs} = \frac{N_A.e.[XO - Fe^{+3}]}{G(Fe^{+3}).\rho.10} \tag{1.19}$$

Sendo,

D_{abs}, a dose absorvida na solução em Gy
G(Fe^{+3}), o rendimento químico para a energia de interesse
ρ, a densidade da solução
N_A, o número de Avogadro

e, o número de joules por elétron-volt

A mudança da cor no FXG, em função da dose absorvida da radiação, possibilita a leitura da absorção ou da densidade óptica na região visível, com pico máximo de absorção em 585 nm (Figura 1.10).

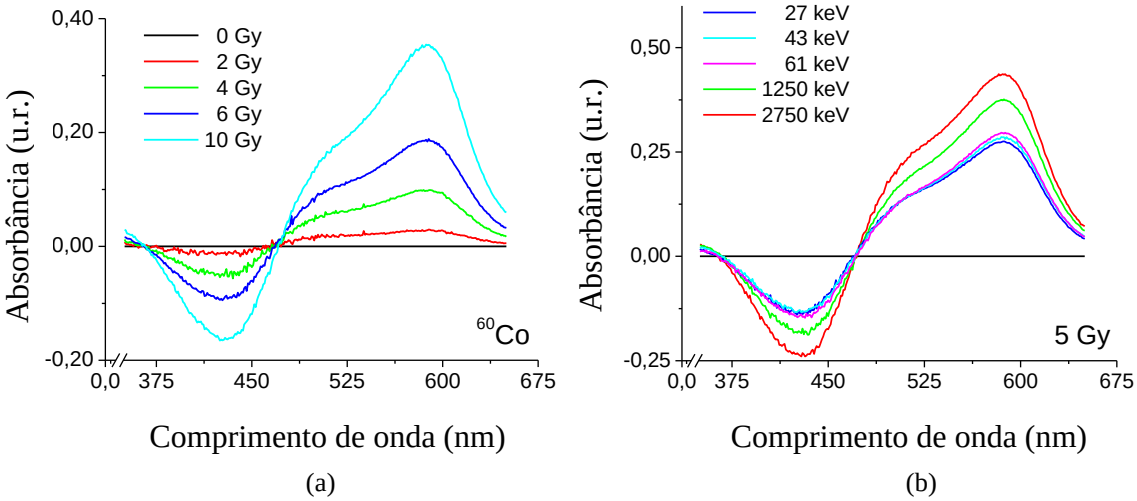


Figura 1.10. Espectros de absorbância do dosímetro FXG, com pico de absorbância em 585nm. (a) para diferentes valores de dose absorvida e (b) para diferentes energias de fótons.

A obtenção da dose absorvida da radiação incidente é determinada pela espectrofotometria através da quantidade de íons férricos produzidos, inferida no comprimento de onda de 585nm (descontada a absorbância da amostra não irradiada para o mesmo comprimento de onda), normalização. Uma vez que a absorbância consiste na diferença da intensidade de luz incidente no FXG (**I_0**) daquela transmitida (**I**), ela pode ser representada por:

$$A = \log\left(\frac{I_0}{I_t}\right) \tag{1.20}$$

Neste trabalho o sistema leitor que foi utilizado para leituras de absorbância, dispõe de uma câmara fotográfica digital com um sensor CCD, com o qual é possível junto com o programa VisGel, inferir o valor da dose absorvida (SAMPAIO, F, et al., 2013). Uma vez que a dose absorvida é inferida através da absorbância obtida com o sistema leitor CCD e programa VisGel, então a equação anterior poderá ser reescrita por:

$$A_{i,j} = \log\left(\frac{I_{0i,j}}{I_{i,j}}\right) \tag{1.21}$$

Sendo,

$A_{i,j}$, as coordenadas dos pontos das imagens das medidas realizadas com o FXG.

Desta maneira, a determinação do valor absoluto da dose absorvida pelo dosímetro FXG em função da absorbância é dada pela Equação 1.21 (SCHREINER, 2004).

$$D_{i,j} = \frac{9{,}65.10^{9}}{\varepsilon.\rho.l.G(Fe^{+3})} \cdot \Delta A_{i,j} \qquad (1.22)$$

Sendo,

$9{,}65.10^{9}$, um fator de conversão (de eV para J)
ε, o coeficiente de extinção molar em $M^{-1}.cm^{-1}$
ρ, a densidade do dosímetro em kg/m^{3}
l, o caminho óptico da amostra (cm^{-1}).

Como o dosímetro Fricke foi usado de maneira relativa com a CI, não houve a necessidade de obter a dose absorvida através da expressão dada, mas sim através da curva de calibração de Absorbância *versus* Dose Absorvida, com os feixes usados para irradiação das amostras de FXG e previamente calibrados com a CI (Figura 1.11).

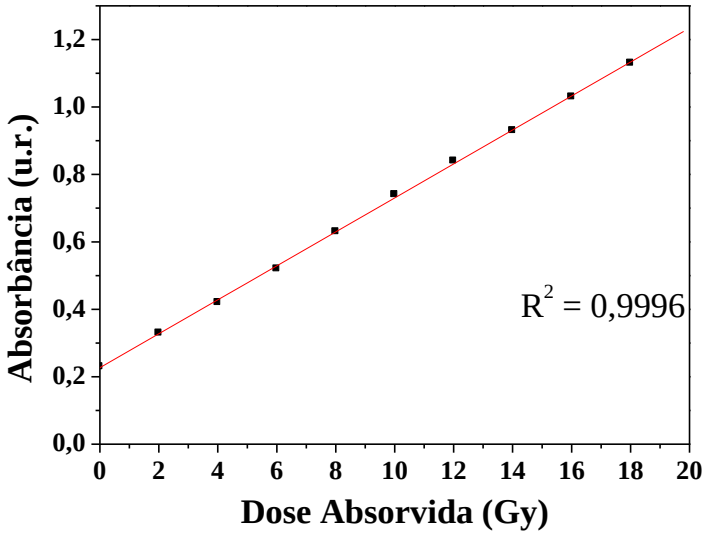


Figura 1. 11. Curva de calibração para o dosímetro FXG, inferida da razão das imagens com e sem irradiação de um feixe de fótons de 6 MV com campo 10x10 cm^2, SSD de 100 cm, proveniente do AL clínico utilizado neste trabalho.

1.4.2 Dosimetria com Filme Radiocrômico (Gafchromic)

A partir da década de 2000, o filme tipo radiocrômico foi apresentado como uma alternativa promissora para a dosimetria de alta energia e o controle de qualidade em Radioterapia (AAPM TG 55, 1998; RINK; VITKIN, 2005). Sua resposta à luz ultravioleta e à radiação ionizante de alta energia, através da mudança da coloração de amarela para azul (absorção em 610 e 670 nm) é induzida por corantes ou processos de polimerização com estabilidade até 60°C, sem a necessidade de qualquer processamento

químico para obtenção da imagem ou cuidados com a temperatura ou luz visível, podendo ainda ser lida por qualquer dispositivo de varredura de transmissão convencional como o densitômetro (DEVIC et al., 2005; LEWIS, 2010).

Segundo o fabricante, o filme radiocrômico possui coeficiente de absorção mássico e poder de freamento colisional mássico próximos daqueles da água, o que o torna equivalente ao tecido mole e menos suscetível às influências espectrais que o filme radiográfico convencional possuía. Uma vez que não precisa ser envelopado, a facilidade de manipulação, sua insensibilidade à luz visível, a capacidade de proporcionar informações 2D das distribuições da dose absorvida, o aumento da sua sensibilidade e uniformidade em relação à dose absorvida, além da progressiva redução do seu custo ao longo desses anos, fazem com que este dosímetro seja atraente na dosimetria em Radioterapia (DEVIC et al., 2004; RINK; VITKIN, 2005).

O filme Gafchromic EBT, apresentado em 2004 pela International Specialty Products (ISP, Wayne, NJ) foi o primeiro tipo de filme radiocrômico usado em Radioterapia. Em 2009, ele foi substituído pelo GAFCHROMIC EBT 2 que incorporou um corante amarelo na camada ativa e um polímero sintético como componente de ligação, o que possibilitou a inferência dosimétrica para doses absorvidas na faixa de dose absorvida utilizada na Radioterapia. Em 2011, a ISP apresentou a geração mais recente de filmes dosimétricos, o GAFCHROMIC EBT3 que adicionou camadas de poliéster idênticas em ambas as faces da camada ativa, o que fez o produto mais robusto e permitiu sua imersão completa em água, além de permitir orientação adequada no momento das medidas por varreduras (BORCA V, et.al, 2013).

As leituras do Gafchromic EBT 3, assim como do FXG, baseiam-se no princípio da densidade óptica e suas absorbâncias podem ser inferidas, por meio do logaritmo da razão entre as leituras das intensidades da luz incidente e as transmitidas pelos filmes (irradiados e não irradiados) (AAPM, 1998; LEWIS, 2010, J. SORRIAUX, 2012).

A Figura 1.12 apresenta a resposta em densidade óptica em função da dose absorvida pelo Gafchromic EBT3®, para feixes de fótons e elétrons quando "lidos" através dos canais vermelho, verde e azul. Adotamos neste trabalho o canal verde para o sistema de leitura CCD, uma vez que apresenta sensibilidade e linearidade mais adequada ao domínio de dose absorvida adotado (0 a 4Gy).

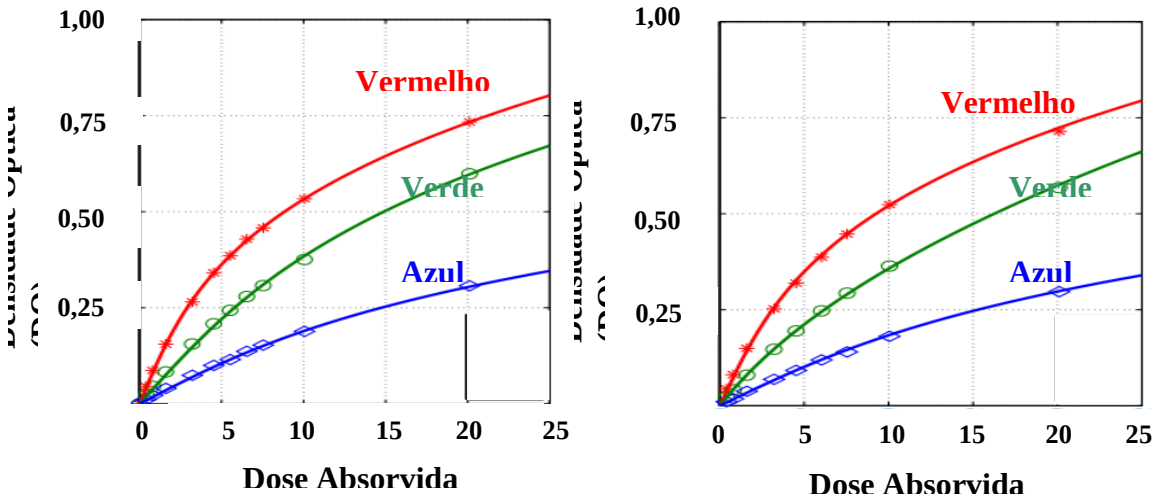


Figura 1.12. Curvas de resposta do filme Gafchromic EBT3 lidos nos canais vermelho, verde e azul para: (a) feixe de fótons de 6 MV e (b) elétrons de 6 MeV (J. SORRIAUX, 2012).

CAPÍTULO 2

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo destina-se a apresentar o sistema de comissionamento FXG comparado ao padrão, feito com câmara de ionização. Para tal, cubetas, suportes (*holders*), sistema de leitura CCD e metodologia própria foram planejados e desenvolvidos com acrílico (PMMA) para o comissionamento dos parâmetros dosimétricos básicos do acelerador linear clínico SIEMENS/PRIMUS#5669, pertencente ao Instituto de Radioterapia e Megavoltagem de Ribeirão Preto. Este acelerador disponibiliza feixes de fótons de 6 MV e elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV e para cada tipo de radiação, energia ou parâmetro dosimétrico a ser inferido, um método próprio foi desenvolvido afim de simplificar, agilizar e proporcionar uma nova forma de se obter esses parâmetros, como será apresentado a seguir.

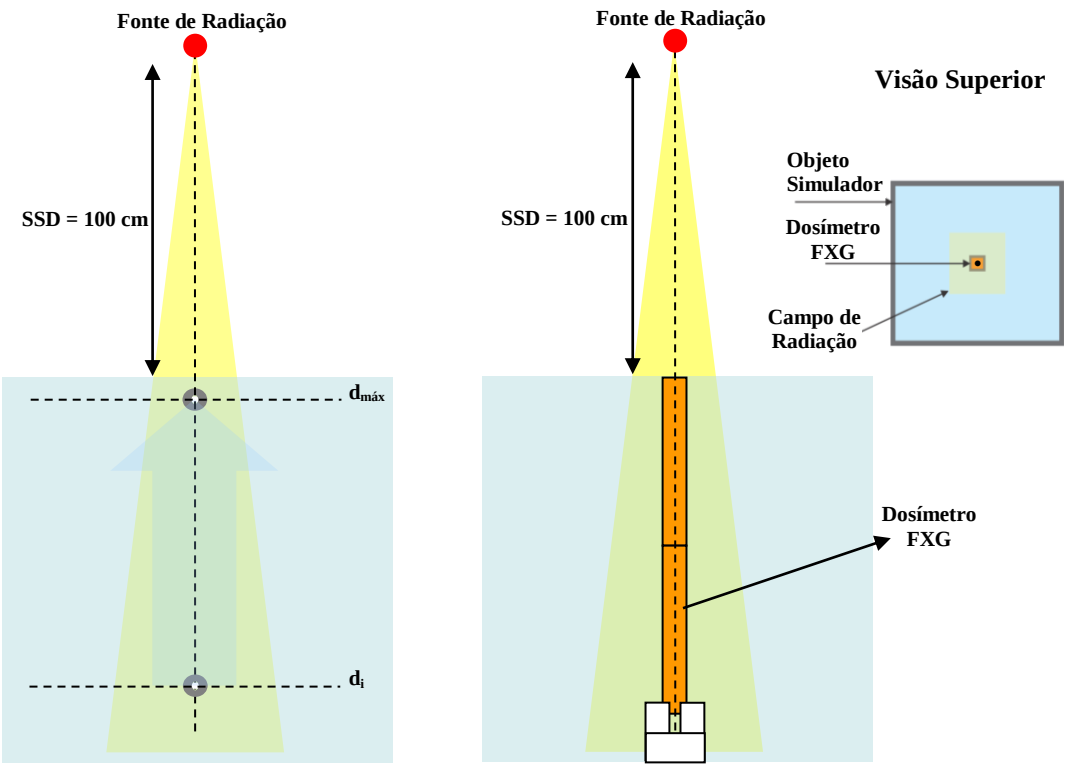
2.1 Parâmetros Físicos Dosimétricos de Aceleradores Lineares Clínicos (PFDALC)

2.1.1 Porcentagem de Dose em Profundidade (PDD)

Vimos que uma forma de caracterizar a distribuição da dose absorvida em diferentes profundidades no eixo central do feixe, em relação aquela na profundidade de referência ou profundidade de máxima ionização, é através do parâmetro porcentagem de dose em profundidade (PDD). Este pode ser inferido a partir da Equação (1.8), tanto para fótons quanto para elétrons, considerando os dados dos arranjos experimentais a seguir utilizados neste trabalho.

O sistema dosimétrico utilizado como padrão para tais medidas foi a câmara de ionização IBA/COMPACT CHAMBER/CC13/SN6119 com OS IBA/Blue Phantom/SN484848 preenchido com água e eletrômetro IBA/CCU/500E que permite o controle da posição e leitura da carga instantaneamente. O sistema FXG utilizou cubetas de 1,0 x 1,0 x 15,0 cm^3, suporte para sustentação e alinhamento das mesmas e OS cúbico de PMMA (67,5 x 64,5 x 56 cm^3) preenchido com água.

No sistema padrão para a obtenção da PDD, a CI é acoplada ao dispositivo de movimentação tridimensional e foi posicionada no fundo do OS (no eixo central do feixe) e deslocada pontualmente até a superfície da água na SSD de 100 cm. Para a obtenção do mesmo parâmetro com o dosímetro FXG, o arranjo experimental consistiu basicamente em alinhar uma cubeta (ou um conjunto de cubetas) no centro do feixe de radiação, através de um suporte em sua base, de forma que o eixo longitudinal da(s) mesma(s) coincidisse(m) com o central do feixe. A superfície superior da cubeta coincidiu com a superfície da água à SSD de 100 cm, como apresentado na Figura 2.1.



(a) (b)

Figura 2.1. Arranjos experimentais para comissionamento de PDD para fótons e/ou elétrons do acelerador linear SIEMENS PRIMUS. (a) arranjo padrão para utilizar a CI. (b) arranjo para utilizar o dosímetro FXG, apresentando o posicionamento da cubeta em relação ao campo de radiação.

Nos dois arranjos experimentais é importante que as bordas do campo sejam mantidas a pelo menos 5 cm das laterais e do fundo do OS, para evitar espalhamento ou retroespalhamento. O número de cubetas utilizadas foi diferente para os feixes de fótons e de elétrons devido ao alcance dessas radiações. Para os primeiros foi utilizado o acoplamento de duas cubetas de 1,0 x 1,0 x 15,0 cm^3 e para os últimos, uma só cubeta com mesmas dimensões. A cada combinação de tamanho de campo e energia de feixe, 3 cubetas para elétrons e 6 cubetas para fótons foram utilizadas para obtenção da média das leituras.

As PDDs dos feixes de fótons de 6 MV foram comissionadas para tamanhos de campos abertos (sem a presença de atenuadores) de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2 (com passos de 5 cm) e para campos filtrados de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 (com passos de 5 cm) para cunhas de 15°, 30° e 45° e de 5 x 5 a 20 x 20 cm^2 (com passos de 5 cm) especificamente para a cunha de 60°. As PDDs dos feixes de elétrons com energias nominais de 5, 8, 10, e 14 MeV foram comissionadas para os tamanhos de campos dados pelos cones localizadores disponíveis, de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25cm^2.

2.1.2 Fator de Espalhamento Total (S_{cp}) e Fator Cone (F_{cone})

Segundo a definição do Fator de Espalhamento Total (**S_{cp}**) para fótons apresentado no Capítulo 1, o mesmo é obtido da razão entre as doses absorvidas no tamanho de campo **s_i** e **s_{ref}**, na mesma profundidade de referência (**$d_{ref} = d_{máx}$**) na água.

Experimentalmente, o **S_{cp}** foi obtido através das irradiações dos dosímetros na profundidade de máxima ionização (**$d_{máx}$** = 1,5 cm para fótons de 6 MV) com tamanhos de campos de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2 (com passos de 5 cm), como apresentado na Figura 2.2. Neste comissionamento com o FXG, o cálculo de **S_{cp}** inferido da Equação (1.12), fez uso das leituras de vários tamanhos de campo na profundidade de máxima ionização, enquanto que com a CI esta medida teve que ser refeita (as medidas de PDD não puderam ser utilizadas) porque o *software* é fechado e não permite o reaproveitamento dos dados, necessitando de medida posterior.

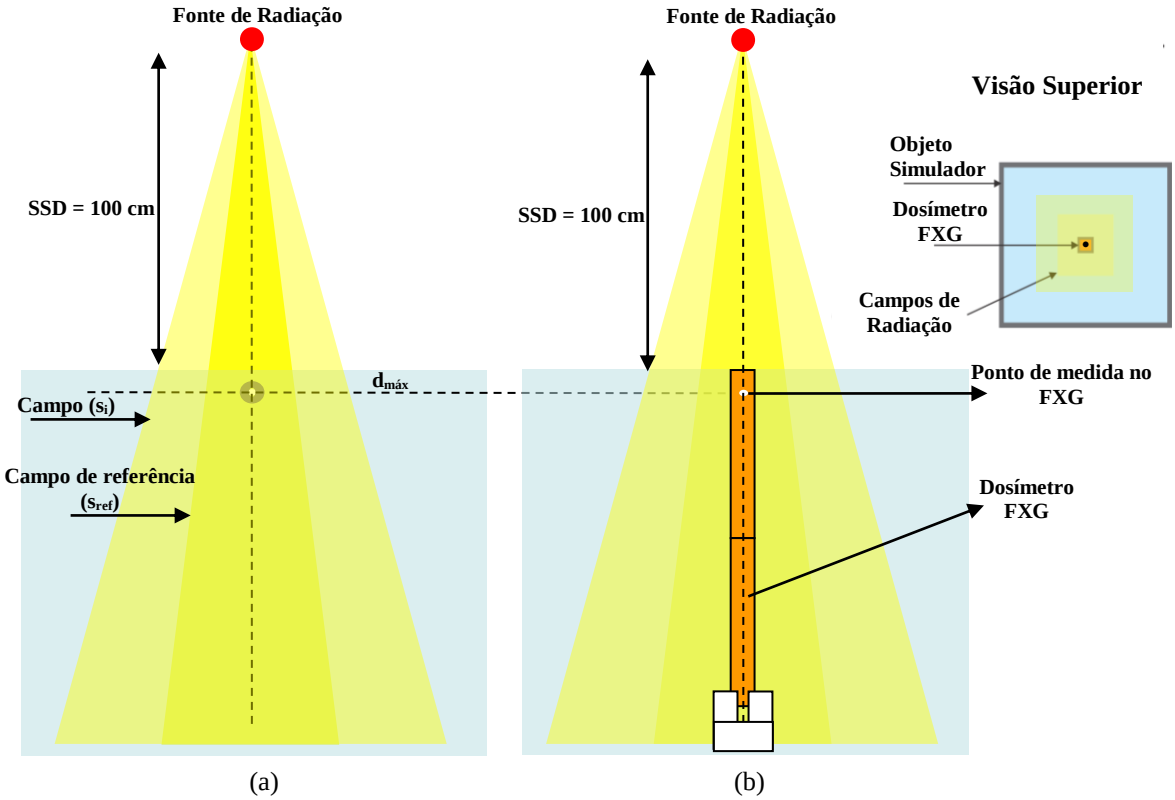


Figura 2.2. Arranjos experimentais para comissionamento dos fatores S_{cp} para fótons, em OS com água, ilustrando o campo de referência s_{ref} e outro qualquer s_i para as medidas de PDD, em que se aproveitam as leituras no ponto de medida ($d_{máx}$) para a determinação do S_{cp}. (a) arranjo padrão com a CI. (b) arranjo com o FXG.

Como o fator **S_{cp}** é chamado clinicamente de fator rendimento, por ser uma composição das contribuições do colimador (**S_c**) e do OS ou *phantom* (**S_p**), no comissionamento dos feixes de elétrons, este parâmetro recebe o nome de fator cone (**F_{cone}**), uma vez que a geometria dos campos de tratamento de elétrons é determinada pelo cone localizador, acoplado ao cabeçote do acelerador. Os cones localizadores normalmente possuem tamanhos quadrados de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 e o fator cone é obtido fazendo-se a razão das leituras com cada cone pelo de

referência (normalmente o 15 x 15 cm^2), na profundidade de máxima ionização (**$d_{máx}$**), para cada energia de elétrons.

Experimentalmente, o fator cone é obtido posicionando-se a CI na **$d_{máx}$** para cada cone e energia. A razão das leituras dos cones pela de referência (15 x 15 cm^2) fornece os respectivos fatores. No comissionamento com FXG, as leituras para cada cone e energia em **$d_{máx}$** já haviam sido obtidas na determinação das PDDs, portanto a razão entre elas fornece os devidos **F_{cone}** diretamente. A cada combinação de tamanho de campo e energia de feixe, 3 cubetas para elétrons e 6 cubetas para fótons foram utilizadas para obtenção da média de leituras.

2.1.3 Fatores de Transmissão (F_T)

Sabe-se que qualquer material inserido no caminho do feixe, entre a fonte e o objeto a ser irradiado pode atenuá-lo, por isso se faz necessário medir a porcentagem de radiação transmitida por este material. Em Radioterapia a atenuação controlada de feixes de radiação pode ser utilizada através de filtros em cunha, bandejas acrílicas e colimadores multi lâminas (MLC), para tais medem-se os respectivos fatores filtro (**F_F**), bandeja (**F_B**) e MLC (**F_{MLC}**) que serão empregados na rotina clínica. Estes três fatores foram inferidos na profundidade de referência (**$d_{máx}$** = 1,5 cm, para o feixe de fótons de 6 MV) à SSD = 100 cm em OS com água para ambos os dosímetros (CI e FXG). Entretanto cada parâmetro tem suas particularidades em tamanho de campo, dimensões e posicionamento dos dosímetros no OS.

O primeiro fator, **F_F**, foi inferido diretamente das leituras feitas na **$d_{máx}$** para as diferentes combinações de tamanhos de campo (**s_i**) (5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2) e cunhas dos filtros (15, 30, 45 e 60°) durante as medidas de PDDs com feixes filtrados em relação aos mesmos campos não filtrados, como ilustrado na Figura 2.3. O segundo, **F_B**, foi inferido através do posicionamento da CI e do FXG em cubeta padrão de 1,0 x 1,0 x 4,5 cm^3, sob o campo de referência **s_{ref}** de 10 x 10 cm^2 com e sem bandeja inserida no cabeçote do acelerador, como ilustrado na Figura 2.4. O terceiro, **F_{MLC}**, foi inferido pela transmissão do feixe de fótons através das lâminas (**$F_{MLC,intra}$**), e entre lâminas adjacentes (**$F_{MLC,inter}$**) em campo totalmente fechado pelo MLC em relação ao **s_{ref}** (10 x 10 cm^2), fazendo posteriormente a razão das leituras intra e inter lâminas pela leitura do **s_{ref}** individualmente. O dosímetro FXG, numa cubeta de 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, acoplado a um filme dosimétrico radiocrômico Gafchromic®/EBT3 de 20 x 25 cm^2, foi posicionado na **$d_{máx}$,** com sua face maior perpendicular ao eixo central dos campos fechados e de referência, como ilustrado na Figura 2.5. A cada combinação de tamanho de campo, filtro e bandeja, 6 cubetas foram utilizadas para a obtenção da média de leituras.

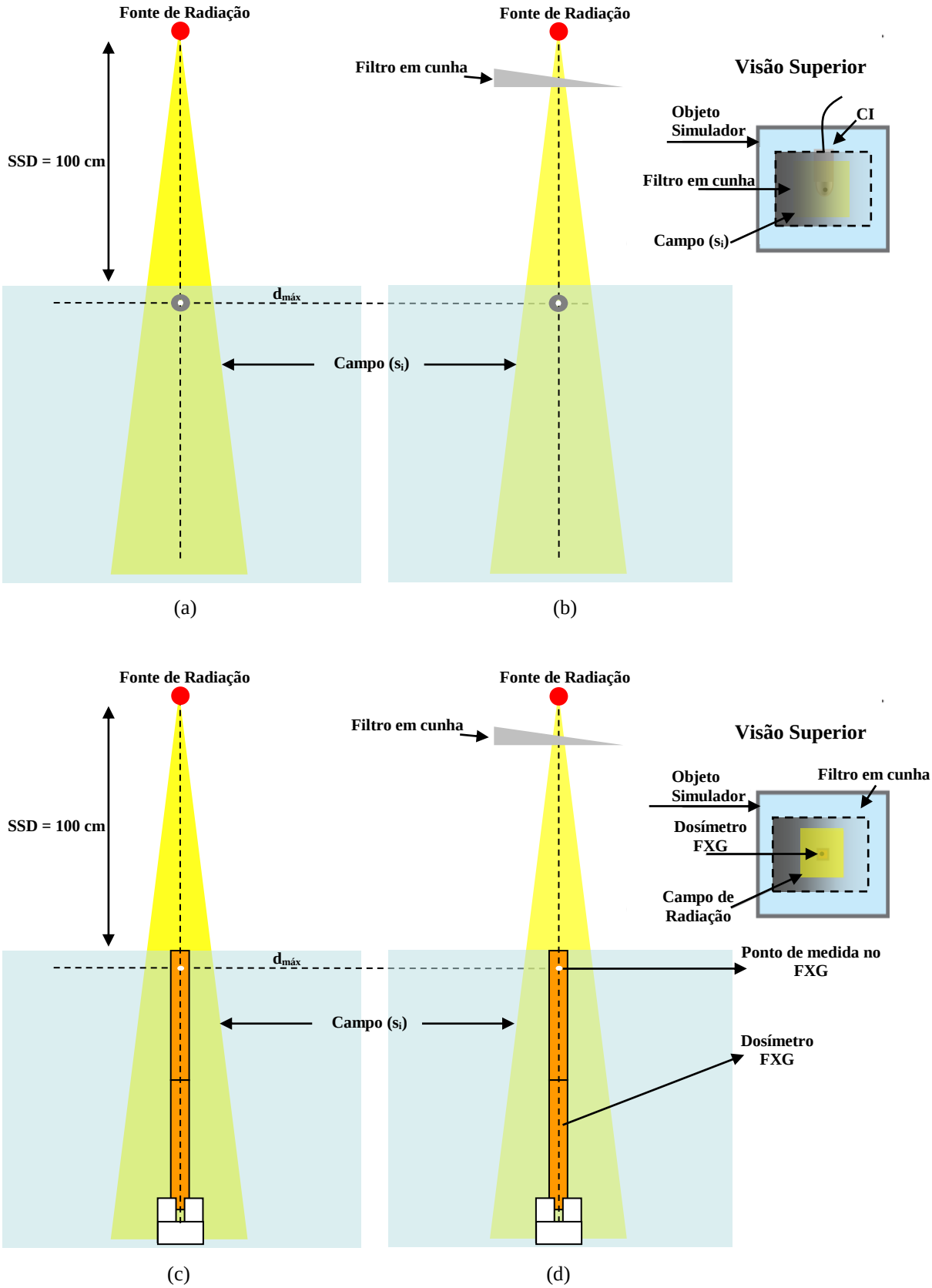


Figura 2.3. Arranjos experimentais para comissionamento dos fatores filtro (F_F), ilustrando (a) campo s_i aberto e (b) com filtro em cunha e visão superior do posicionamento da CI. (c) campo s_i aberto e (d) com filtro em cunha e visão superior do posicionamento do FXG.

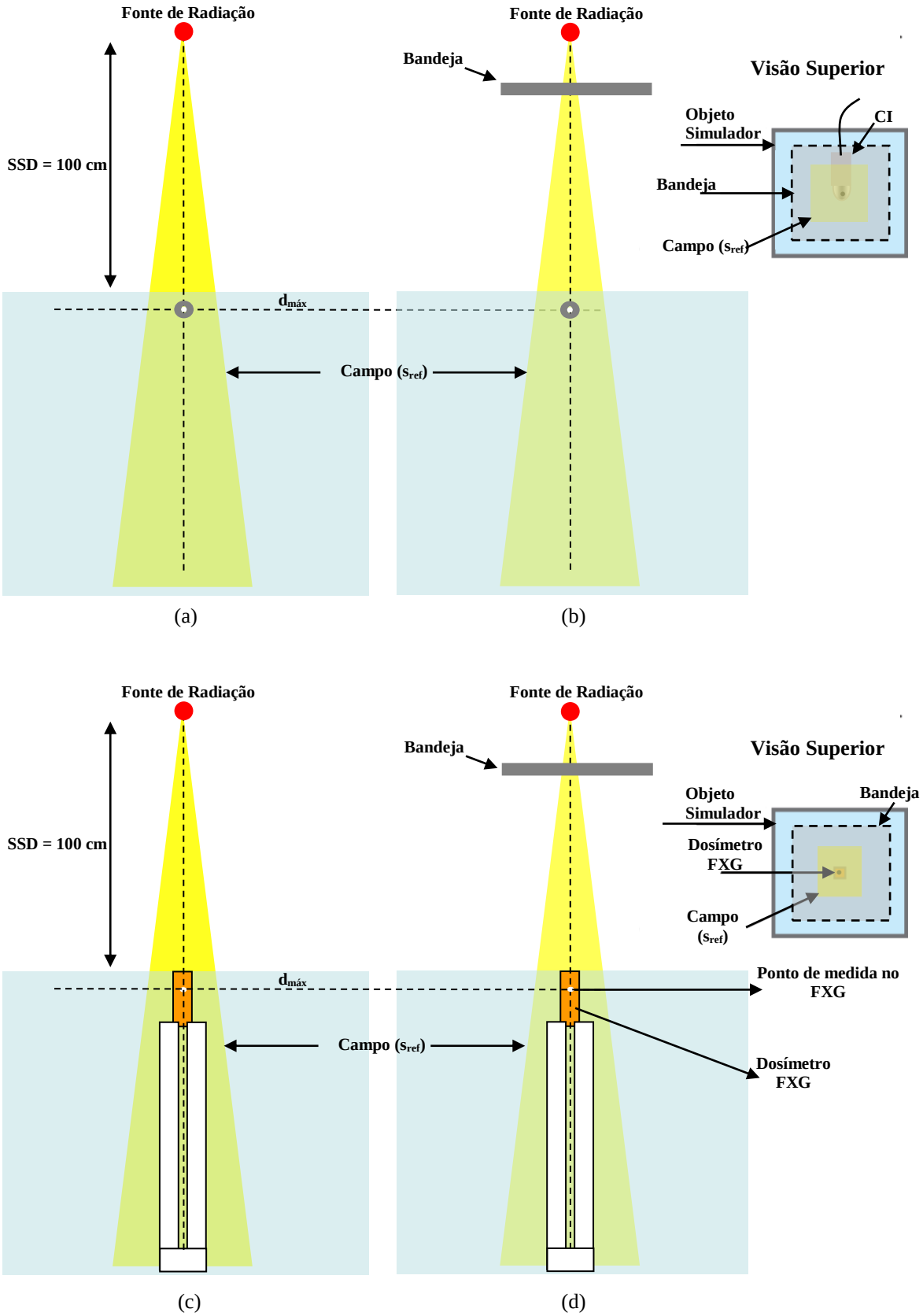


Figura 2.4. Arranjos experimentais para comissionamento do fator bandeja (F_B) ilustrando (a) campo s_i aberto e (b) com bandeja e visão superior do posicionamento da CI. (c) campo s_i aberto e (d) com bandeja e visão superior do posicionamento da cubeta de 1,0 x 1,0 x 4,5 cm^3 com FXG.

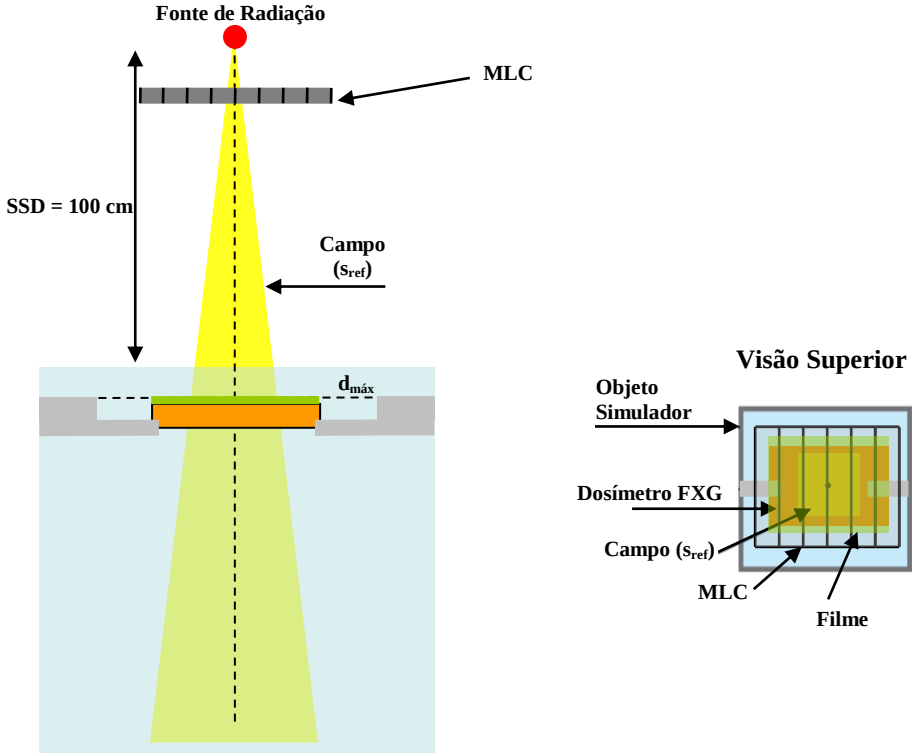


Figura 2.5. Arranjo experimental para comissionamento do fator de transmissão do MLC inter e intra lâminas ($F_{MLC,inter}$ e $F_{MLC,intra}$) ilustrando o campo de referência s_{ref} de 10 x 10 cm^2 medido à $d_{máx}$ de 1,5 cm no posicionamento do dosímetro FXG e do filme radiocrômico em relação ao MLC e s_{ref}.

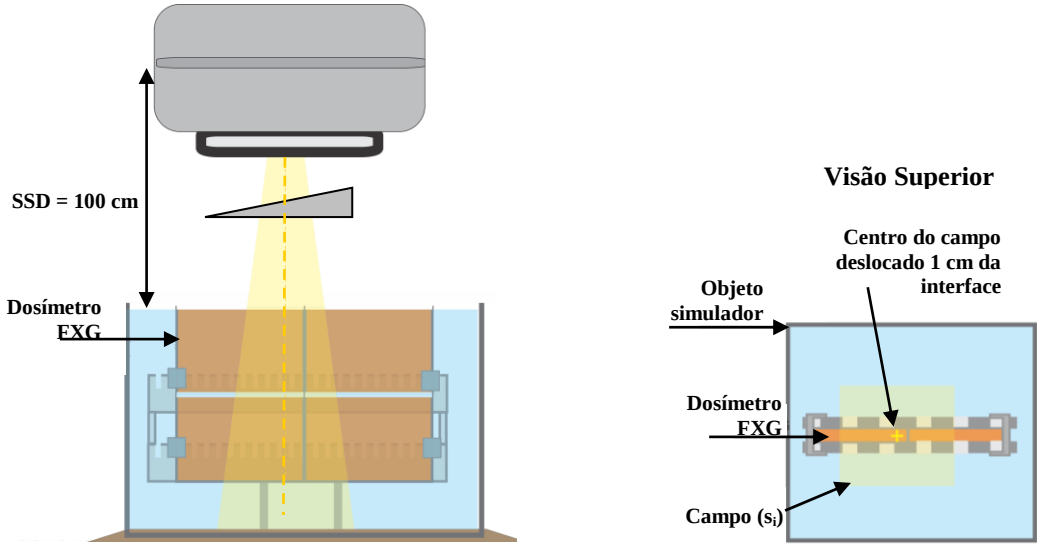
2.1.4 Perfil de Campo e Fator *Off-Axis* ($F_{off\text{-}axis}$)

Conforme apresentado no Capítulo 1, os perfís de campo são obtidos durante o comissionamento como uma forma de avaliar a variação da distribuição da dose absorvida ao longo dos eixos x (*cross-plane*) e y (*in-plane*), respectivamente transversal e paralelo ao tubo acelerador, em relação àquela no eixo central do feixe, em cada profundidade levando-se a inferir os fatores *off-axis* (**$F_{off\text{-}axis}$**).

Os perfís de campo *cross-plane* para os feixes de fótons de 6 MV na SSD de 100 cm foram medidos nas profundidades de 1,5 (**$d_{máx}$**); 2,5; 5, 10 e 20 cm, para o maior campo aberto possível (40 x 40 cm^2) e utilizando filtros em cunha de 15, 30 e 45° para o campo 25 x 25 cm^2 e especificamente para o filtro de 60°, o campo de 20 x 20 cm^2. Esses tamanhos de campo se devem a uma limitação da abertura dos campos quando se utilizam os filtros físicos, como citado no Capítulo 1. Os perfís dos feixes de elétrons *cross-plane* de 5, 8, 10 e 14 MeV foram medidos na SSD de 100 cm com campos definidos pelos cones localizadores de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2, nas profundidades em que os percentuais de dose absorvida em profundidade são de 100, 90, 80 e 50 % (**R_{100}**, **R_{90}**, **R_{80}** e **R_{50}**, respectivamente). A cada combinação de tamanho de campo, filtro, tipo de radiação e energia, três conjuntos de cubetas foram utilizadas obtenção da média das leituras.

Devido aos campos medidos serem maiores que as cubetas manufaturadas, os acoplamentos das mesmas tiveram que ser feitos para que as bordas dos campos não fossem perdidas nas profundidades citadas, devido à divergência dos feixes. Para os

perfís de feixes de elétrons e fótons, foi necessário o acoplamento de duas cubetas de 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 e de até quatro de 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, respectivamente, como ilustrado na Figura 2.6. Para evitar a coincidência da interface perpendicular das cubetas com o eixo central do campo de radiação, foi necessário deslocar o eixo central do campo em 1 cm da interface já que este serve de referência para a normalização do perfil em cada profundidade.



(a) (b)

Figura 2.6. Arranjo experimental para obtenção do fator *off-axis* de fótons e elétrons (a) detalhe do suporte mantendo as cubetas unidas e (b) visão superior do campo s_i, levemente deslocado da interface entre as cubetas.

O arranjo experimental para obtenção dos perfís de fótons e elétrons no comissionamento padrão fez uso dos mesmos tamanhos de campo e geometria dos feixes acima citados.

A indisponibilidade de um arranjo (série) de câmaras de ionização para o comissionamento dos filtros virtuais do acelerador linear, levou à utilização do dosímetro FXG juntamente com o filme radiocrômico, para obtenção dos perfís e dos $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$. O arranjo experimental foi similar ao descrito na Figura 2.6, porém com a particularidade de se adotar somente o campo de fótons de 20 x 20 cm^2 ($\mathbf{s_{ref}}$), à SSD = 100 cm para os filtros virtuais de 15, 30, 45 e 60° e medidas dos perfís *cross-plane* à 1,5; 2,5; 5, 10 e 14 cm, utilizando cubetas de 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 com filme radiocrômico à elas anexado, ao invés da CI como nos casos anteriores, conforme ilustrado na Figura 2.7.

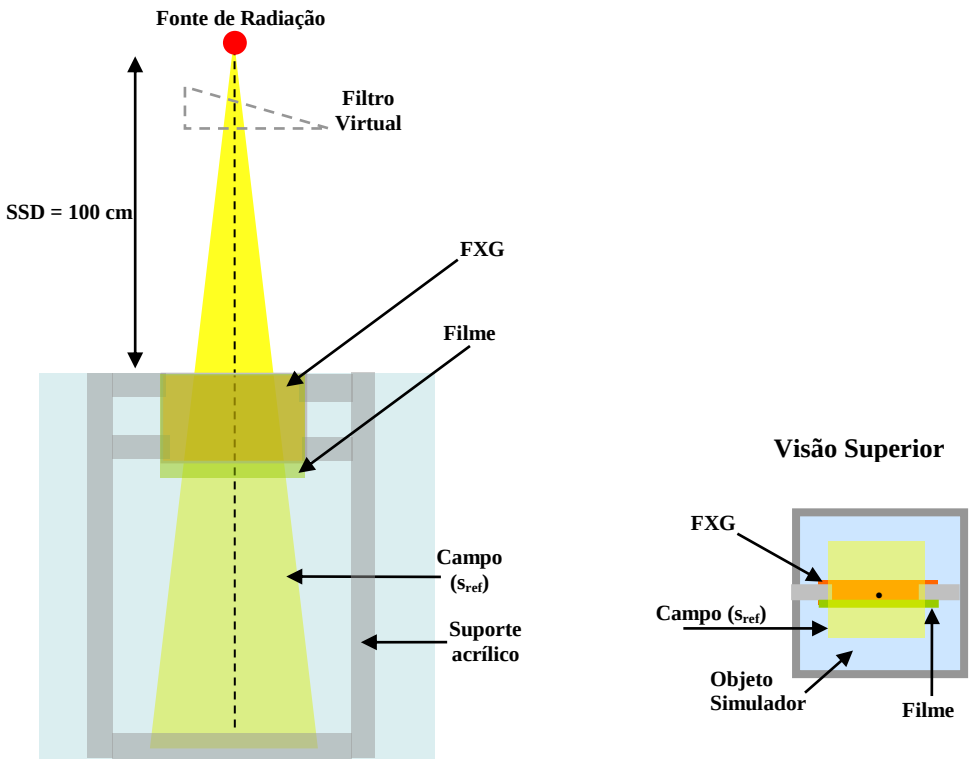


Figura 2.7. Arranjo experimental para obtenção dos fatores *off-axis* dos perfís de campo de fótons de 6 MV com filtros virtuais de 15, 30, 45 e 60°, s_{ref} de 20 x 20 cm^2 para os dosímetros FXG e filme radiocrômico.

A cada filtro virtual, três conjuntos FXG/filme foram utilizados para obtenção da média das leituras.

2.1.5 Determinação da Posição Virtual da Fonte

Como apresentado no Capítulo 1, a determinação da posição virtual da fonte é obtida através da lei do inverso do quadrado da distância nos tratamentos com feixes de elétrons. No comissionamento padrão a CI é situada na posição de máxima (**$d_{máx}$** ou **R_{100}**) e o cone localizador é aproximado da superfície do OS até praticamente tocá-lo (gap **g** = 0 cm), com SSD variando de **SSD_{eff}** até **SSD_{eff}** + **g_i.** Para cada combinação de energia de feixe (5, 8, 10 e 14 MeV), tamanho de cone (5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2) e gap (**g_i** de 0 a 20 cm, com passos de 5 cm), as leituras foram obtidas como ilustrado na Figura 2.8a.

No comissionamento FXG da posição virtual da fonte, uma cubeta de 4,5 x 1,0 x 1,0 cm^3 foi localizada na posição vertical dentro do OS, tal que o topo da cubeta coincidisse com a superfície da água e a cada gap (**g_i**), uma nova cubeta foi utilizada e posicionada conforme ilustrado na Figura 2.8b.

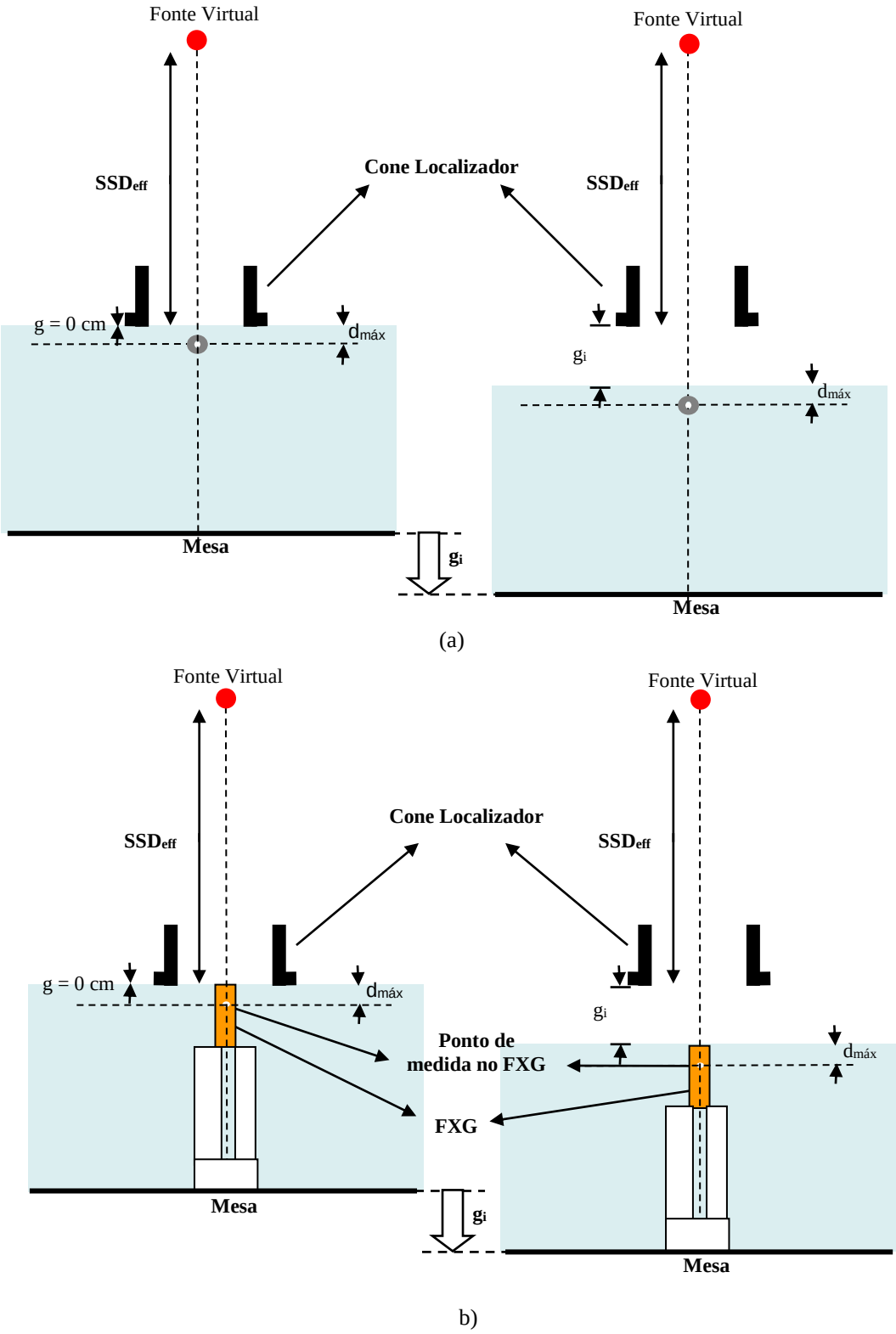


Figura 2.8. Arranjo experimental para determinação da posição virtual da fonte de elétrons ou SSD efetiva (SSD_{eff}) no acelerador linear clínico, usando (a) câmara de ionização e (b) dosímetro FXG.

2.2 Cubetas e Dosímetros

2.2.1 Cubetas, Suportes e Preparo do Dosímetro FXG

Conforme citado no Capítulo 1, duas das principais vantagens de um dosímetro ideal é que ele tenha densidade e número atômico próximos àqueles do tecido mole, Z e ρ baixos, para que se possa obter o valor da dose absorvida com a menor interferência do meio no qual está inserido. Neste trabalho o dosímetro FXG foi utilizado considerando que o mesmo possui equivalência com o material das cubetas, com os suportes das mesmas e com a água envolvente. Foram confeccionados 4 tipos de cubetas em acrílico com espessura de paredes de 2 mm (geometrias apresentadas na Figura 2.9), além de suportes específicos (com o mesmo material) para as medidas referentes a cada parâmetro dosimétrico. Também, cubetas padrão de PMMA de 1,0 x 1,0 x 4,5 cm^3 (Sigma/Aldrich, EUA) foram utilizadas para alguns parâmetros (posição virtual da fonte e fator bandeja).

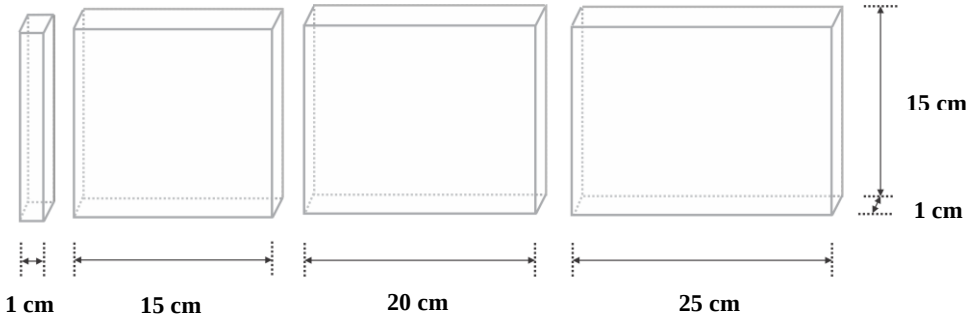


Figura 2.9. Cubetas desenvolvidas para o comissionamento dos feixes de fótons e elétrons, com dimensões de 1, 15, 20, e 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3.

A confecção do FXG teve início com a medida de massa dos componentes apresentados na Tabela 2.1. Primeiramente a gelatina foi dissolvida em 3/4 do volume de água da receita e foi mantida sob agitação lenta e constante à medida que a temperatura da solução se estabilizava em 40° C. A seguir, uma solução composta de alaranjado de xilenol dissolvida em ácido sulfúrico foi adicionada à solução anterior. Para finalizar, o sulfato ferroso já dissolvido na água restante da receita (1/4 do volume total), foi adicionado à solução principal (CALDEIRA et al., 2007a; PIRANI et al., 2009; OLIVEIRA et al., 2009; SILVEIRA et al., 2011).

Tabela 2. 1. Substâncias, fórmulas estruturais, pesos moleculares, concentrações molares e porcentagens em massa dos componentes no dosímetro Fricke Xilenol Gel (BERO; GILBOY; GLOVER, 2001).

Substância	Fórmula Química	Peso Molar (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	$Fe(NH_4)(SO_4)_2.6H_2O$	312,12	0,63	**0,02**
Ácido Sulfúrico	H_2SO_4	98,07	24,39	**0,23**
Água Milli_Q	**H_2O**	**18,02**	**-**	**94,99**

Após a preparação do FXG, as cubetas foram preenchidas com o dosímetro e em seguida foram levadas para resfriamento na geladeira (~ 5°C), por cerca de 3 horas. Após este período, o FXG (agora com consistência gelatinosa) estava pronto para ser irradiado. Á partir deste momento a taxa de desvanecimento do sinal é de 0,1 % por hora (COSTA, R. T., 2001).

2.2.2 Sistema de leitura CCD

A impossibilidade de leituras das cubetas maiores que as padrão (1,0 x 1,0 x 4,5 cm^3) por um espectrofotômetro, levou o grupo RADIARE a desenvolver técnicas práticas e de baixo custo para realização de leituras de varredura, em amostras maiores do que as normalmente utilizadas. Dessas, a mais recente e mais prática é aquela que utiliza um sensor de leitura CCD (Charged-Coupled Device), a qual é adequada quando se trabalha com dosímetros em géis ou filmes, uma vez que estes são detectores de área para feixes de radiação ionizante (WOLODZKO; MARSDEN; APPLEBY, 1999; GAMBARINI et al., 2004; LUCIANI et al., 2006; SATO; ALMEIDA; MOREIRA, 2009). Os sensores ou detectores CCD são constituídos por uma superfície sólida sensível à luz, contendo circuitos que permitem ler e armazenar eletronicamente imagens digitais (HAMILTON et al., 2006). Um CCD típico consiste de uma placa de silício quadrada ou retangular com aproximadamente 125 a 500 micrômetros de espessura e alguns milímetros de comprimento, onde é implantada uma rede de eletrodos que capturam e analisam os elétrons gerados pelo efeito fotoelétrico na placa de silício (FEDOTOV, 2000).

O dispositivo CCD utilizado neste trabalho está presente na câmera Nikon (sensor RGB de 23,7 x 15,6 mm^2 composto por 6,24. 10^6 *pixels*) e foi acoplado no alto de uma estrutura específica de madeira com 50,0 x 50,0 x 150,0 cm^3, para leitura de cubetas de até 25,0 x 25,0 x 1,0 cm^3, pintada internamente de preto para anular o espalhamento da luz, o conjunto CCD + estrutura específica foi designado como sistema (ou protótipo) de leitura. A cubeta a ser lida, ou amostra, foi posicionada sobre uma placa acrílica fosca, de 3 mm de espessura, distante 100 cm da fonte de luz branca que estava no fundo do protótipo, como ilustrado na Figura 2.10.

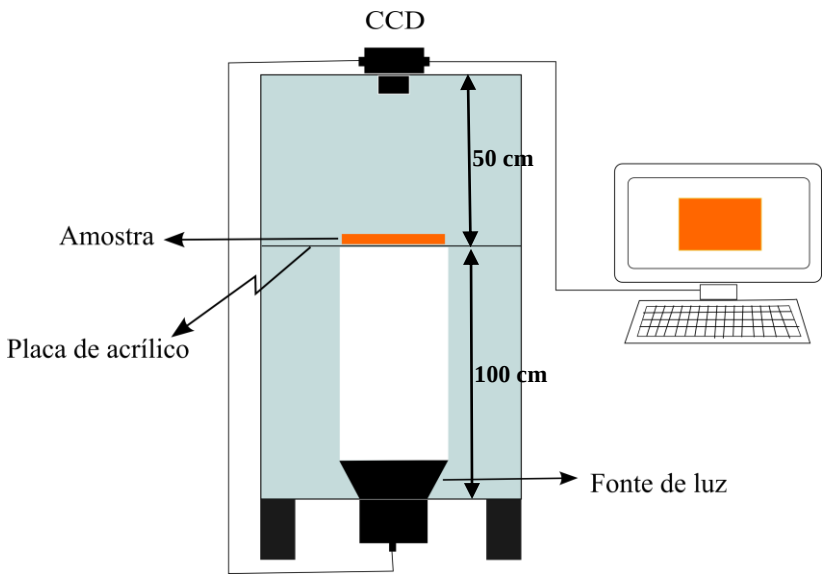


Figura 2.10. Esquema do protótipo de leitura desenvolvido com sensor CCD para leituras principalmente de cubetas com dimensões maiores que a padrão (SAMPAIO et.al., 2013).

Cada cubeta foi fotografada antes e após ser irradiada, fornecendo respectivamente a imagem de referência e a transmitida através dela, que uma vez digitalizadas, suas respectivas matrizes I_0 e I puderam ser inseridas no programa de processamento *Visgel*. Este programa foi desenvolvido pelo grupo RADIARE (SAMPAIO, et al, 2013; SAMPAIO, 2014; DEL LAMA S. L., 2014) utilizando a plataforma Matlab® (1994 - 2012, Inc). Neste programa a Lei de Lambert-Beer foi utilizada para a obtenção das absorbâncias das amostras e estas utilizadas para obtenção dos parâmetros dosimétricos. Além desses parâmetros salienta-se que, curvas de isodose, calibração e dose absorvida absoluta, também podem ser inferidas dos dados de absorbância extraídos das amostras.

O Método da Transformada de Fourier (MTF), desenvolvido pelo grupo RADIARE e aplicado à captura e processamento da imagem das cubetas pelo protótipo leitor, obteve a resolução de 0,23 ± 0,06 mm para comprimento focal de 55 mm (SAMPAIO, 2013). Como a resolução é mais alta que aquela obtida com CI (1 mm), foi necessário que os resultados das leituras (pós processadas pelo VisGel) fossem suavizados pelo método da média dos pontos adjacentes, proporcionado pelo ORIGIN® 6.0, analogamente ao que é feito pelo *software* do sistema padrão.

2.2.3 Filme Radiocrômico Gafchromic®EBT3

No presente trabalho, o filme dosimétrico Gafchromic®/EBT3 (Figura 2.11) foi utilizado como dosímetro alternativo para validação de alguns resultados adquiridos com o FXG que não foram possíveis de serem obtidos com a CI. Esta escolha foi baseada na comparação das características do FXG com relação às do filme, como: capacidade de permitir a realização de leituras bidimensionais, suprindo a necessidade de arranjo de câmaras de ionização, poder ser lido com o protótipo leitor CCD

desenvolvido, ser facilmente manuseado, apresentar resposta baseada em densidade óptica (DO) e ainda com as vantagens de apresentar linearidade da resposta até 8 Gy e não necessitar de pós processamento.

Figura 2.11. Filme dosimétrico radiocrômico Gafchromic®/EBT3.

Maiores detalhes sobre as características, composição e processos de leitura do filme radiocrômico, podem ser encontrados na literatura (AAPM, 1998; LEWIS, 2010).

2.2.4 Câmara de Ionização IBA/COMPACT CHAMBER/CC13 e Sistema IBA/Blue Phantom/SN484848

O sistema padrão adotado para o comissionamento está representado na Figura 2.12, sendo composto por:

Objeto simulador cúbico de acrílico com sistema de movimentação tridimensional e reservatório adicional de água abaixo da mesa elevadora.

Duas câmaras de ionização compactas e à prova d`água foram utilizadas nas medidas, ambas com raio de cavidade de 3 mm e volume sensível de 0,13 cc:

I. câmara de ionização IBA/*COMPACT CHAMBER*/CC13/SN6119 (Campo)
II. câmara de ionização IBA/*COMPACT CHAMBER*/CC13/SN6118 (Referência)

As duas câmaras foram usadas simultaneamente nas medidas, sendo que uma delas ficou controlando a estabilidade do feixe de radiação enquanto a outra fazia as medidas planejadas. Essas duas CI foram previamente calibradas por laboratório primário pelo fabricante (07/06/2012), tendo na época do comissionamento os fatores de calibração de 26,62 (I) e 26,52 cGy/nC (II), respectivamente.

A unidade controladora IBA/WELLHOFER/CU500E, tem a função de controlar o movimento da CI de campo nos eixos (x,y,z), medindo e coletando simultaneamente as cargas das câmaras, através do eletrômetro pertencente à própria unidade controladora.

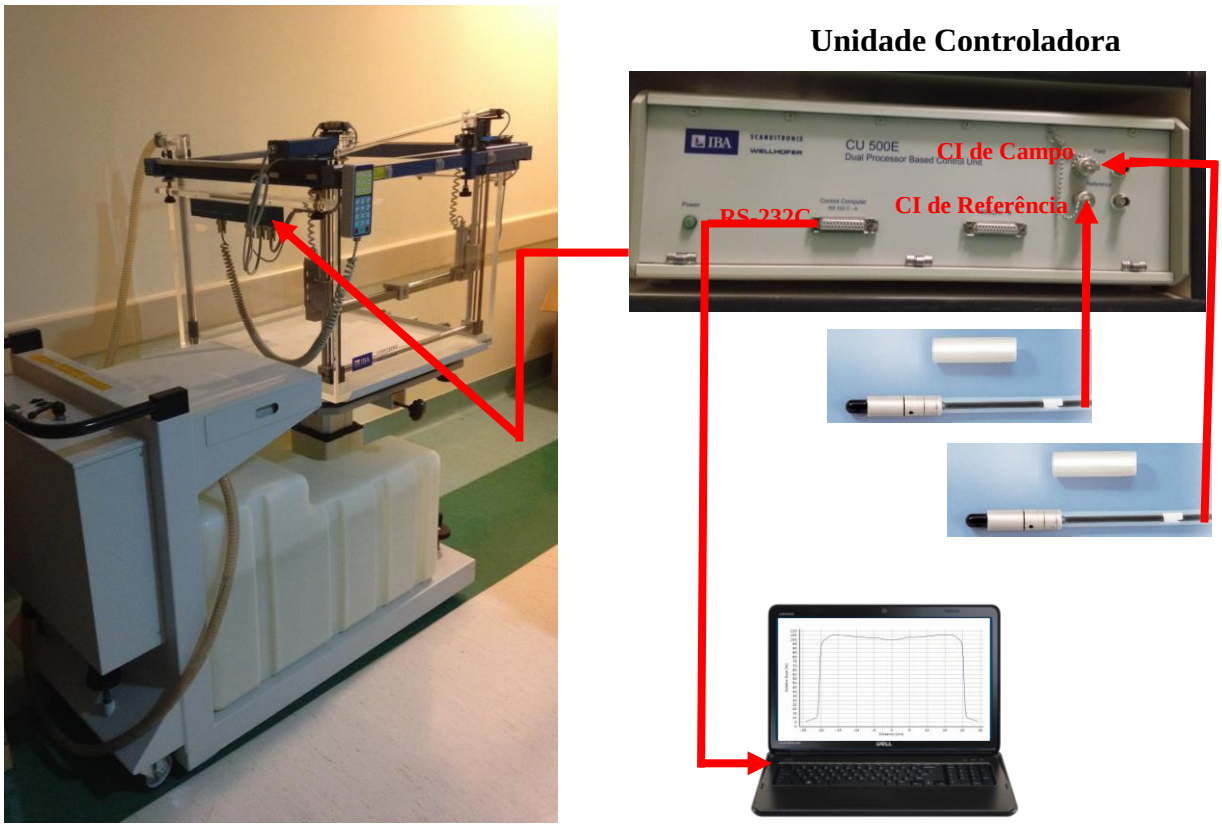


Figura 2.12. Figuras relativas ao arranjo experimental do sistema padrão de comissionamento, contendo: OS, sistema de movimentação tridimensional e de leitura das duas CIs (referência e de campo), além de computador para gerenciamento dos dados obtidos pela unidade controladora.

A CI de referência fica fora da água, mas na borda interna do campo de radiação, enquanto que a de campo fica dentro da água e do campo de radiação. Esta última é que se movimenta para fazer as medidas nos planos xyz, conforme apresentado na Figura 2.13.

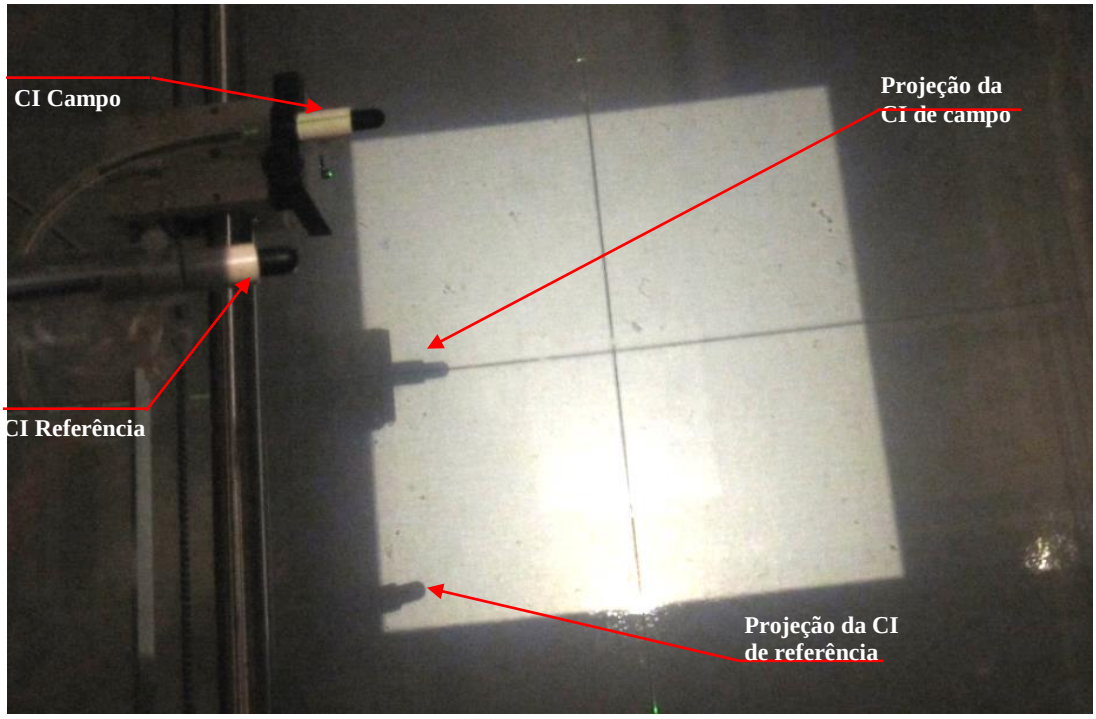


Figura 2.13. Projeção das CIs de campo e de referência num campo luminoso de tamanho qualquer

CAPÍTULO 3

RESULTADOS E DISCUSSÕES

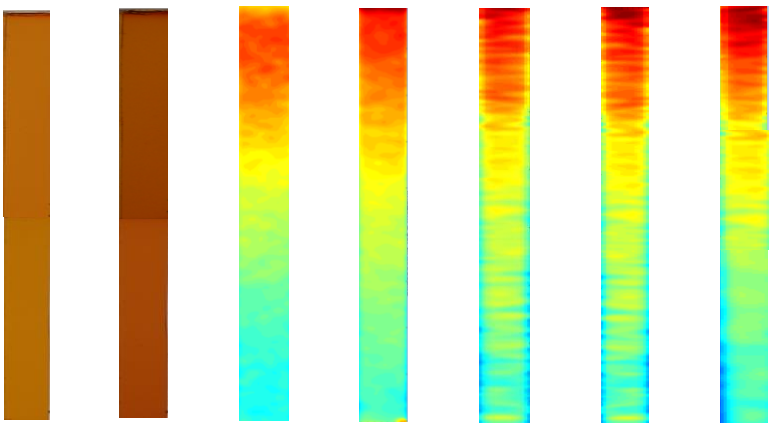
Este capítulo destina-se a apresentar e discutir os resultados obtidos do comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos clínicos, do Acelerador Linear Clínico SIEMENS/PRIMUS/5669, para a CI e o FXG, segundo metodologias descritas no Capítulo 2. Dentre eles estão as porcentagens de dose em profundidade (**PDDs**), os fatores de espalhamento total (**S_{cp}**), de cone (**F_{cone}**) e de transmissão (**F_F**, **F_B**, **F_{MLC}**), a distância fonte superfície efetiva (**SSD_{eff}**), assim como os perfís e fatores *off-axis* (**$F_{off\text{-}axis}$**) para os feixes de fótons e elétrons.

As respostas dos dosímetros apresentam flutuações em torno da média. Sendo a CI o dosímetro padrão para o comissionamento, o programa de processamento da resposta da CI tem um algoritmo que suaviza as flutuações, através da média de 5 pontos vizinhos (resolução de 1 mm), proporcionando uma resposta com sinal/ruído maior. Neste trabalho também foi considerada a suavização para o FXG, através da média dos 5 pontos vizinhos (resolução de 0,23 mm).

3.1 Porcentagens de Dose em Profundidade para feixes de fótons e elétrons

3.1.1 PDDs para feixes de fótons de 6 MV abertos e filtrados

As PDDs para feixes de fótons de 6 MV para campos abertos e filtrados, foram obtidas respectivamente na ausência e presença de filtros em cunha, através da CI e do FXG. Para ilustrar o efeito da radiação sobre as cubetas, foram dispostas sete imagens na Figura 3.1. Nas Figuras 3.1(a) e (b) estão representadas duas cubetas acopladas antes e após serem irradiadas, respectivamente. Nas Figuras 3.1(c) a (g) estão as imagens provenientes do sistema leitor, após as cubetas serem irradiadas com campo de 10 x 10 cm^2 aberto e na presença dos filtros em cunha de 15, 30, 45 e 60°, respectivamente.



(a) (b) (c) (d) (e) (f) (g)

Figura 3.1. Representação das imagens cujas medidas de PDD puderam ser inferidas através do FXG, para feixes de fótons de 6 MV em campos 10 x 10 cm^2. Sendo (a) e (b) exemplos das imagens de cubetas de 1,0 x 1,0 x 15,0 cm^2 acopladas (duas a duas) antes e após serem irradiadas. Imagens processadas das cubetas irradiadas de (c) a (g) em campo aberto e na presença de filtros em cunha de 15, 30, 45 e 60°, respectivamente.

Da análise qualitativa das imagens 3.1(c) a (g), pode-se inferir que há um aumento do “ruído” nas imagens processadas, à medida que a espessura da cunha aumenta. Isto se deve ao espalhamento Compton que é maior, quanto maior for a densidade do objeto irradiado. À medida que a espessura da cunha aumenta, mais material é interposto no caminho do feixe causando o aumento do espalhamento, portanto diminuição da relação sinal/ruído. Para melhorar o sinal, as imagens processadas relativas à CI e o FXG passaram pelo processo de suavização do sinal (Capítulo 2).

PDDs para campos abertos e índices de qualidade do feixe

As PDDs dos feixes de fótons de 6 MV com campos abertos de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2, sem a presença de filtros, são apresentadas na Figura 3.2. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,3% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

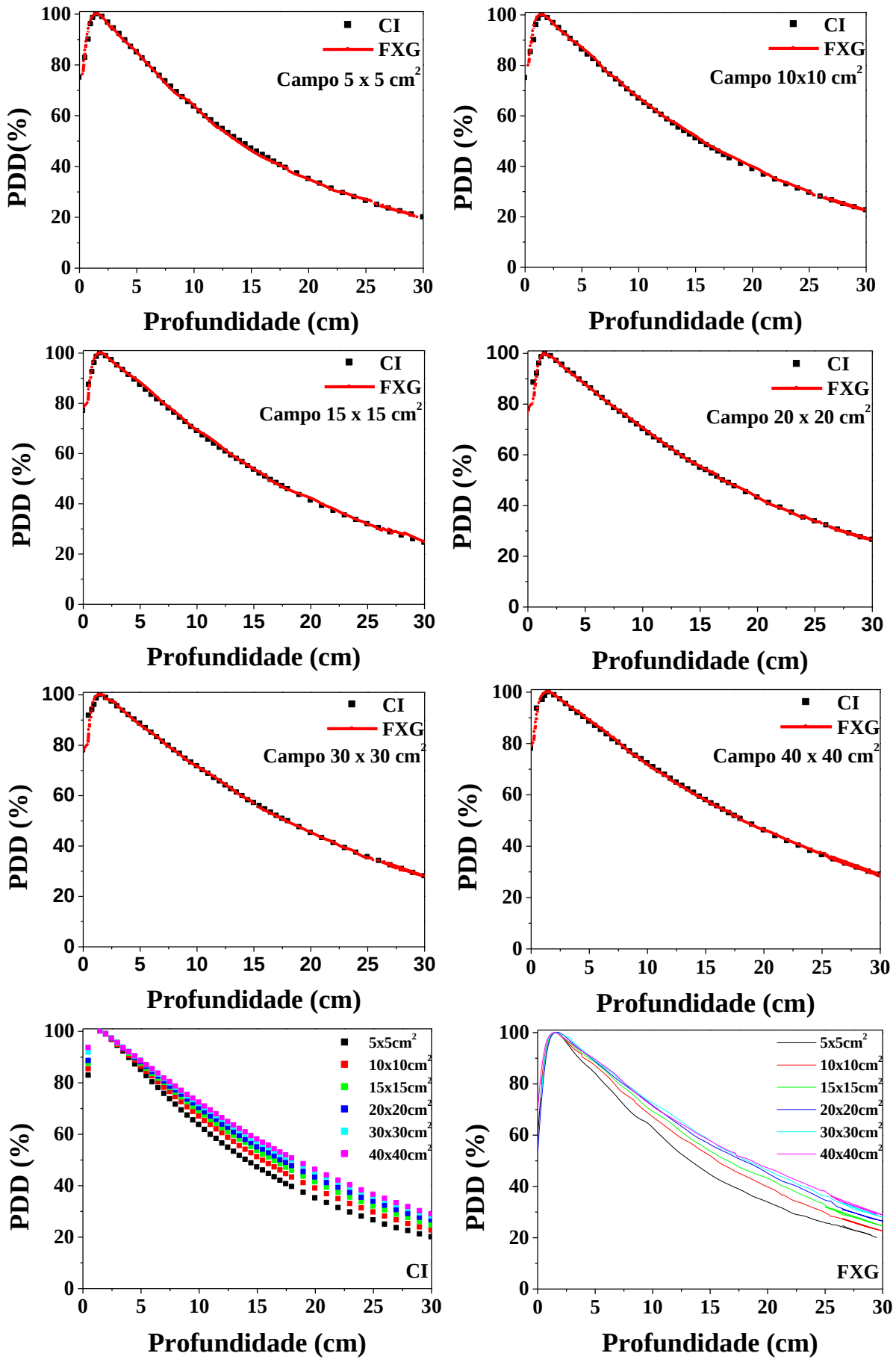


Figura 3.2. PDDs de feixes de fótons de 6 MV para campos abertos de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2, inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.2, pode-se observar que os dois dosímetros mostram praticamente o mesmo comportamento ao longo da profundidade do OS. Quando se faz a diferença entre os dados de PDD, para todos os tamanhos de campo e em cada ponto medido com CI e FXG, a maior diferença percentual média obtida foi de 0,20%.

Tabela 3.1. Diferenças percentuais médias entre as medidas das PDDs com CI e FXG, para os campos abertos de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2.

Campo (cm^2)	Diferença Percentual Média (%)
5x5	0,10
10x10	0,12
15x15	0,13
20x20	0,15
30x30	0,17
40x40	0,20

Conforme descrito no Capítulo 1, é possível inferir alguns índices de qualidade de um feixe de fótons de alta energia, através da sua PDD (**$d_{máx}$**, **d_{80}** e **D_{10}**), para campo 10 x 10 cm^2 à SSD de 100 cm. Segundo protocolos específicos (BJR *Supply* 25, 1996; AAPM TG 51, 1999) esses índices previstos para o feixe de fótons utilizado são: **= 1,5 cm**; **d_{80} = 6,7 cm** e **D_{10} = 67,5%**. Os mesmos índices inferidos das medidas, através da curva da PDD na Figura 3.2, indicaram: **$d_{máx}$ = 1,5 cm**; **d_{80} = 6,6 cm** e **D_{10} = 67,2 %**. Esses protocolos admitem que existam variações possíveis desses índices, mas que não devem ultrapassar 2%. Nota-se que nenhum dos índices obtidos da PDD na figura citada ultrapassou o limite previsto, o que indica que o feixe possui as características esperadas de um feixe de 6 MV.

PDDs para campos filtrados

As PDDs para os feixes de 6MV com filtros físicos de 15, 30, 45 e 60° também foram inferidas para os campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2. Tanto para a CI quanto para o FXG foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

Na Figura 3.3 são apresentadas as PDDs com filtro em cunha de 15° para campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

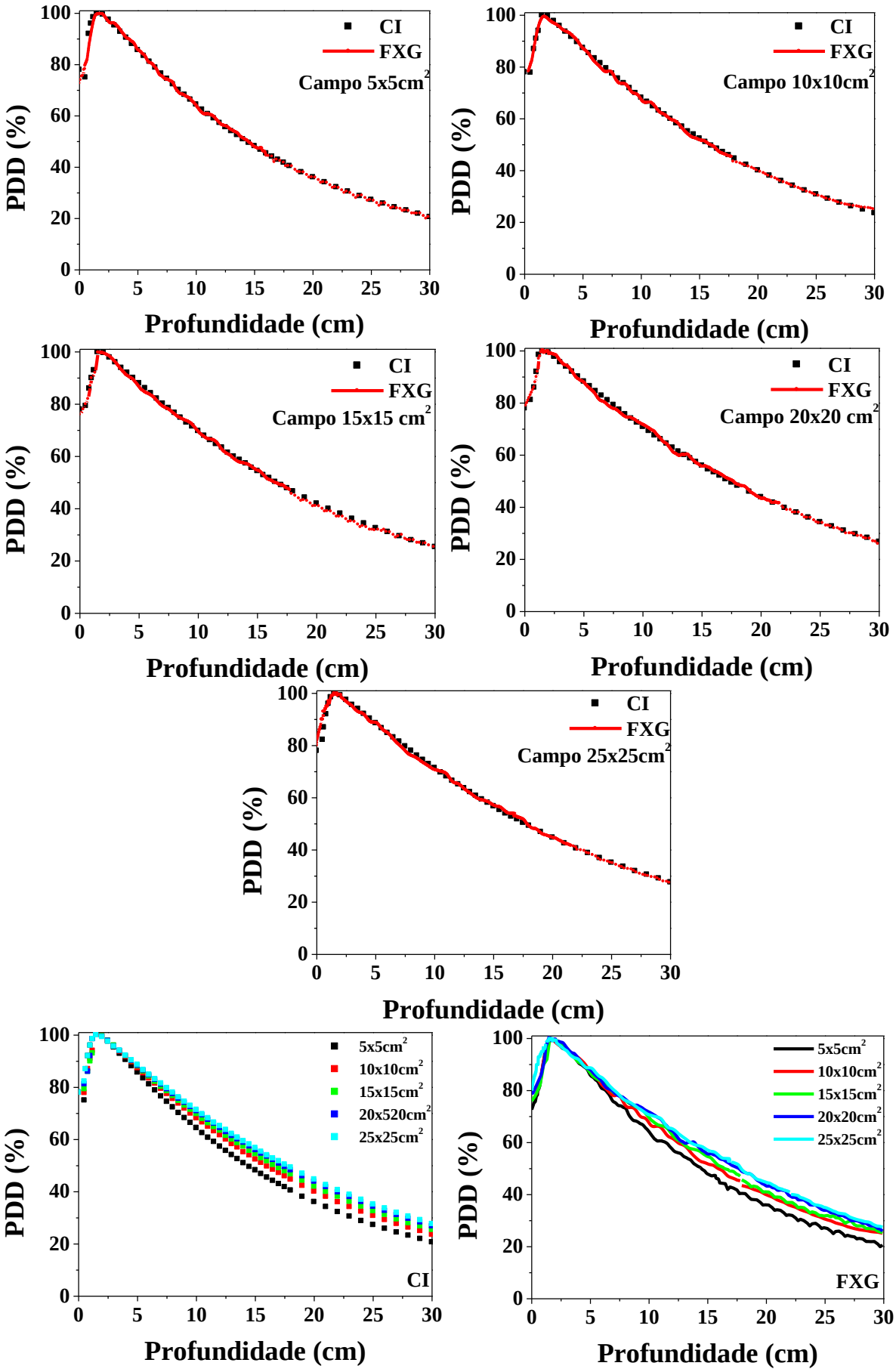


Figura 3.3. PDDs dos feixes de fótons de 6 MV, para campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 filtrados com cunha de 15°, inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.3, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento, ao longo da profundidade do OS. Quando se faz a diferença entre os dados de PDD, para todos os tamanhos de campo e em cada ponto medido com a CI e o FXG, a maior diferença percentual média obtida foi de 0,22%.

Tabela 3.2. Diferenças percentuais médias entre as medidas de PDD com a CI e o FXG, para os campos de 5 x 5 a 25 x 25cm^2 com filtro de 15°.

Campo (cm^2)	Diferença percentual (%)
5x5	0,15
10x10	0,17
15x15	0,18
20x20	0,19
25x25	0,22

Na Figura 3.4 são apresentadas as PDDs com filtro de 30° para os campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2. Tanto para CI quanto para FXG foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,35% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão

.

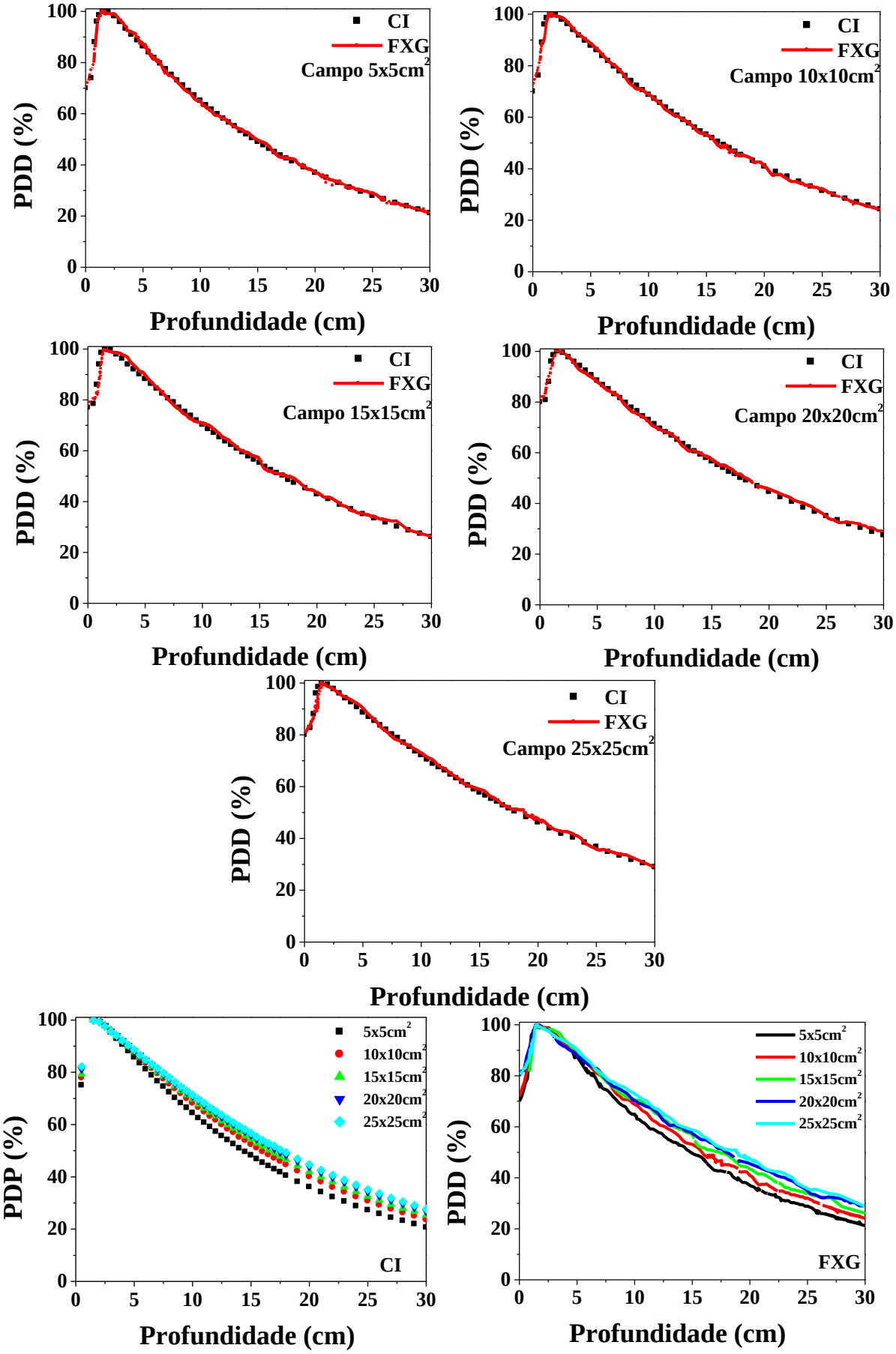


Figura 3.4. PDDs dos feixes de fótons de 6MV, para campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 filtrados com cunha de 30° inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.4, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento ao longo da profundidade do OS. Quando se faz a diferença entre os dados de PDD, para todos os tamanhos de campo e em cada ponto medido com a CI e o FXG, a maior diferença percentual média obtida foi de 0,23%.

Tabela 3.3. Diferenças percentuais médias entre as medidas de PDD com a CI e o FXG, para os campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 com filtro de 30°.

Campo (cm^2)	Diferença percentual média (%)
5x5	0,05
10x10	0,13
15x15	0,15
20x20	0,20
25x25	0,23

Na Figura 3.5 são apresentadas as PDDs com filtro de 45° para os campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2. Tanto para CI quanto para FXG foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão.

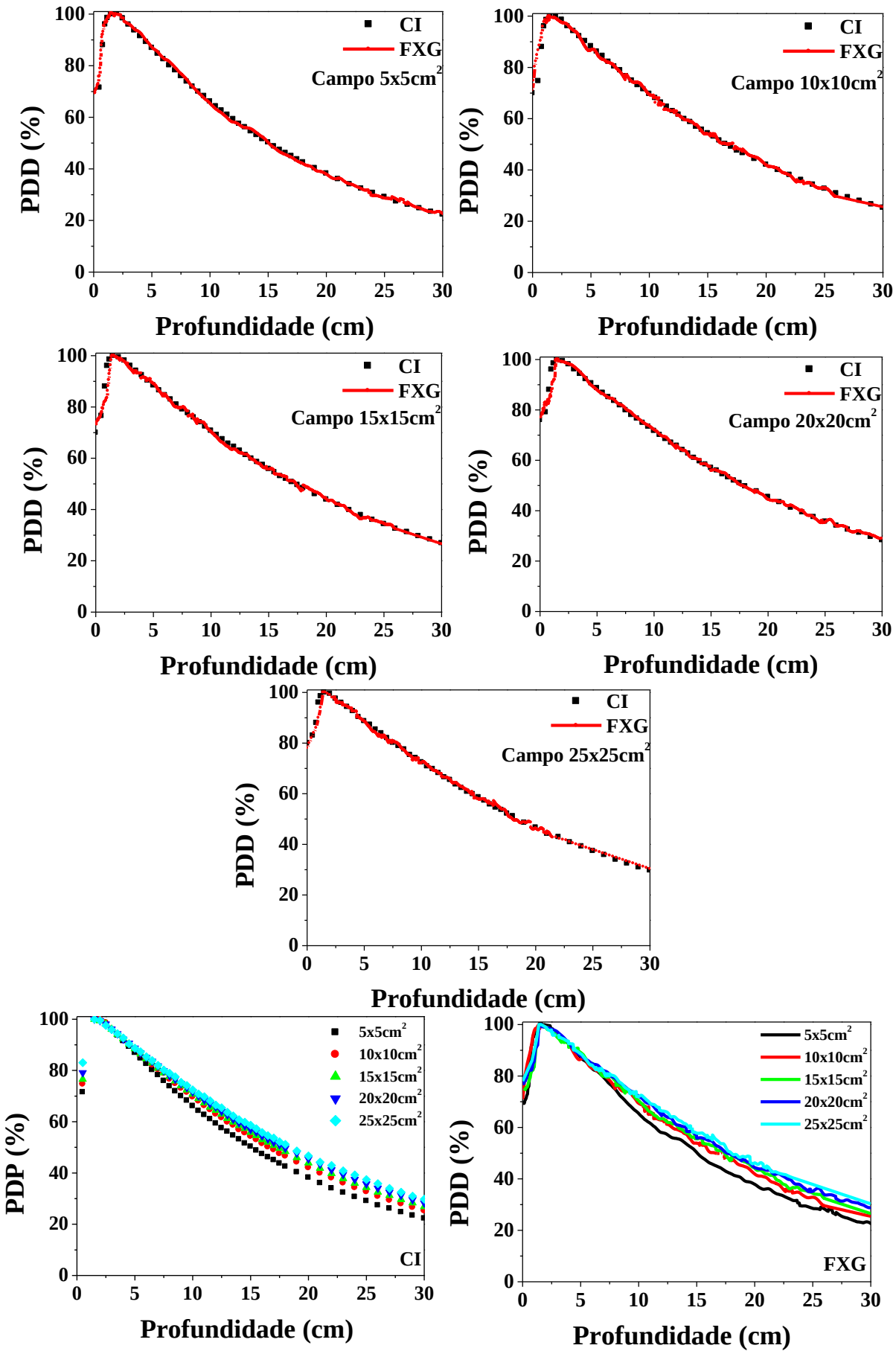


Figura 3.5. PDDs dos feixes de fótons de 6 MV, para campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm² filtrados com cunha de 45° inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.5, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento ao longo da profundidade do OS. Quando se faz a diferença entre os dados de PDD, para todos os tamanhos de campo e em cada ponto medido com CI e FXG, a maior diferença percentual média obtida foi de 0,32%.

Tabela 3.4. Diferenças percentuais médias entre as medidas de PDD com a CI e o FXG, para os campos de 5 x 5 a 25 x 25cm^2 com filtro de 45°.

Campo (cm^2)	Diferença percentual média (%)
5x5	0,09
10x10	0,25
15x15	0,25
20x20	0,30
25x25	0,32

Na Figura 3.6 são apresentadas as PDDs com filtro de 60° para os campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2. Tanto para CI quanto para FXG foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,3% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão.

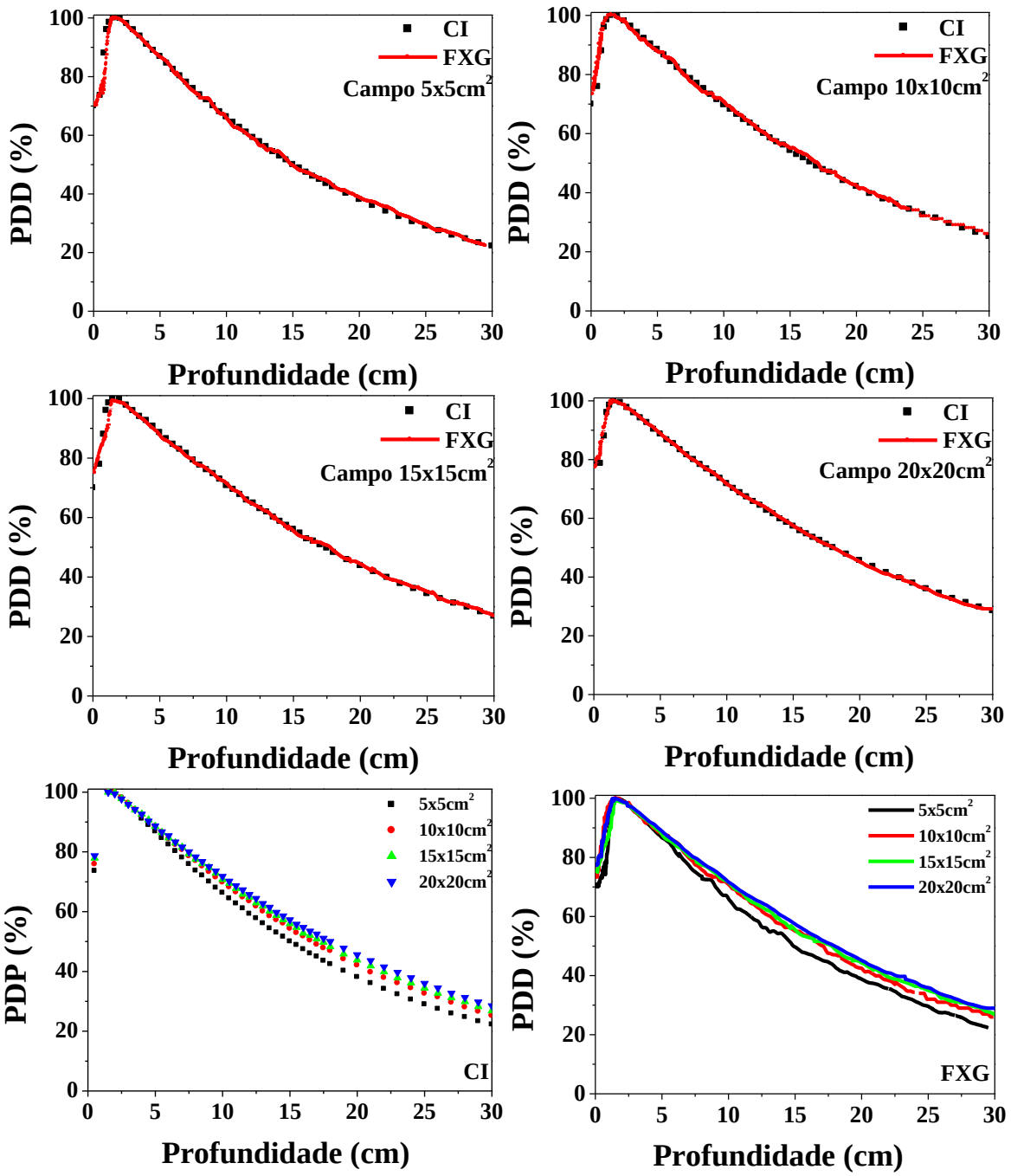


Figura 3.6. PDDs dos feixes de fótons de 6 MV, para campos de 5 x 5 a 20 x 20 cm^2 filtrados com cunha de 60° inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.5, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento ao longo da profundidade do OS. Quando se faz a diferença entre os dados de PDD, para todos os tamanhos de campo e em cada ponto medido com CI e FXG, a maior diferença percentual média obtida foi de 0,34%.

Tabela 3.5. Diferenças percentuais médias entre as medidas de PDD com a CI e o FXG, para os campos de 5 x 5 a 20 x 20 cm^2 com filtro de 60°.

Campo (cm^2)	Diferença percentual média (%)
5x5	0,28
10x10	0,29
15x15	0,30
20x20	0,34

Os resultados das comparações das PDDs utilizando a CI e o FXG com campos abertos e com filtros (Figuras 3.2 a 3.6 e Tabelas 3.1 a 3.5) apresentaram similaridades, com diferença percentual média para campos abertos de 0,10 a 0,20% e para campos filtrados de 0,05 a 0,34%. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão.

Apesar do protocolo não prever variações entre as medidas com outro dosímetro, em relação à CI é possível notar que as diferenças entre os valores obtidos com o FXG e a CI, não superam o erro previsto nas medidas com a CI.

3.1.2 PDDs para feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV

Conforme apresentado no Capítulo 1, é possível obter vários parâmetros das PDDs de elétrons, como R_{100}, R_{90}, R_{80}, R_{50}, R_p, D_s, D_x e E_0 que caracterizam o feixe. De acordo com o protocolo padrão já citado, as PDDs de elétrons devem ser inferidas para todas as combinações de energia de feixe e cones localizadores disponíveis. O acelerador linear que foi comissionado possui 4 energias de feixes de elétrons (5, 8, 10 e 14 MeV) e 5 tamanhos de cones localizadores (5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2). Na rotina clínica, a dosimetria e a obtenção desses parâmetros, são feitas com o cone de referência de 15 x 15 cm^2 para cada energia de elétrons.

A Figura 3.7 apresenta as imagens das PDDs, com o cone localizador de referência, à medida que a energia dos feixes de elétrons aumenta. De (a) a (d) estão agrupadas as imagens das cubetas de 1,0 x 1,0 x 15,0 cm^2 antes e após serem irradiadas seguidas por aquelas provenientes do sistema leitor para as energias de 5, 8, 10 e 14 MeV, respectivamente. Na parte (e) e (f) da figura, estão representados respectivamente os comportamentos das PDDs medidas com a CI e com o FXG, para os feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV.

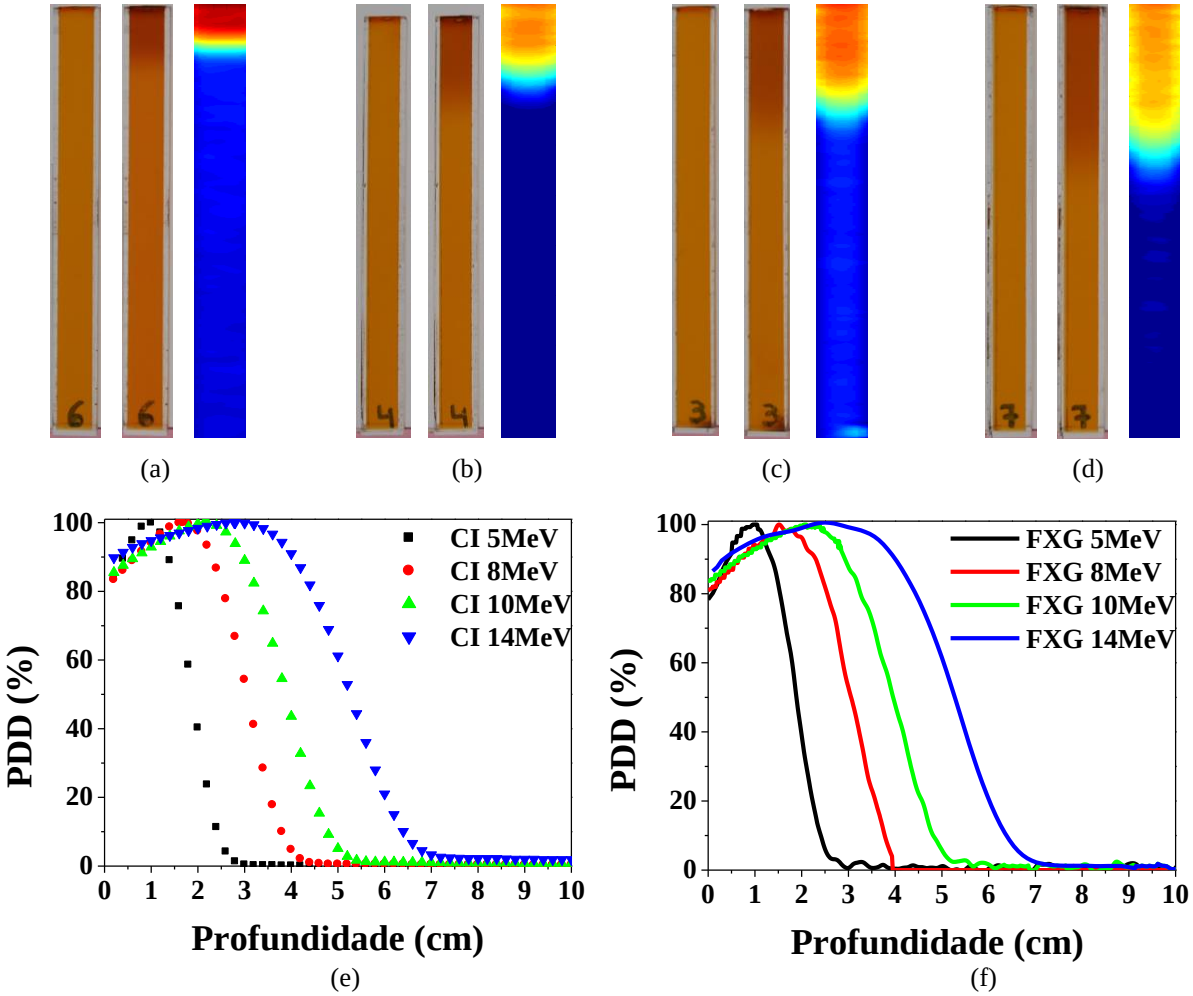


Figura 3. 7. Representação das PDDs inferidas com cone localizador de 15 x 15 cm^2 para as energias de 5, 8, 10 e 14 MeV. Sendo de (a) a (d), imagens do FXG em cubetas de 1,0 x 1,0 x 15,0 cm^2 antes e após serem irradiadas, seguidas das imagens (mais à direita) processadas para cada energia pelo sistema leitor; (e) e (f) são as PDDs inferidas das medidas com a CI e o FXG.

É possível notar qualitativamente que à medida que a energia dos elétrons aumenta, há um deslocamento e um "estiramento" da região amarela/vermelha em direção às maiores profundidades. Esta região representa a porção da PDD em torno de R_{100} (maior absorção de energia) que se estende para profundidades maiores, uma vez que o alcance dos elétrons aumenta com a energia do feixe incidente.

Para avaliar quantitativamente a influência dos tamanhos de campo ou dos cones localizadores nas medidas das PDDs, diferentes combinações de cones e energias de elétrons foram realizadas.

PDDs para feixes de elétrons de 5 MeV

As PDDs para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 em feixes de 5 MeV, inferidas através das medidas com CI e FXG, são apresentadas na Figura 3.8. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

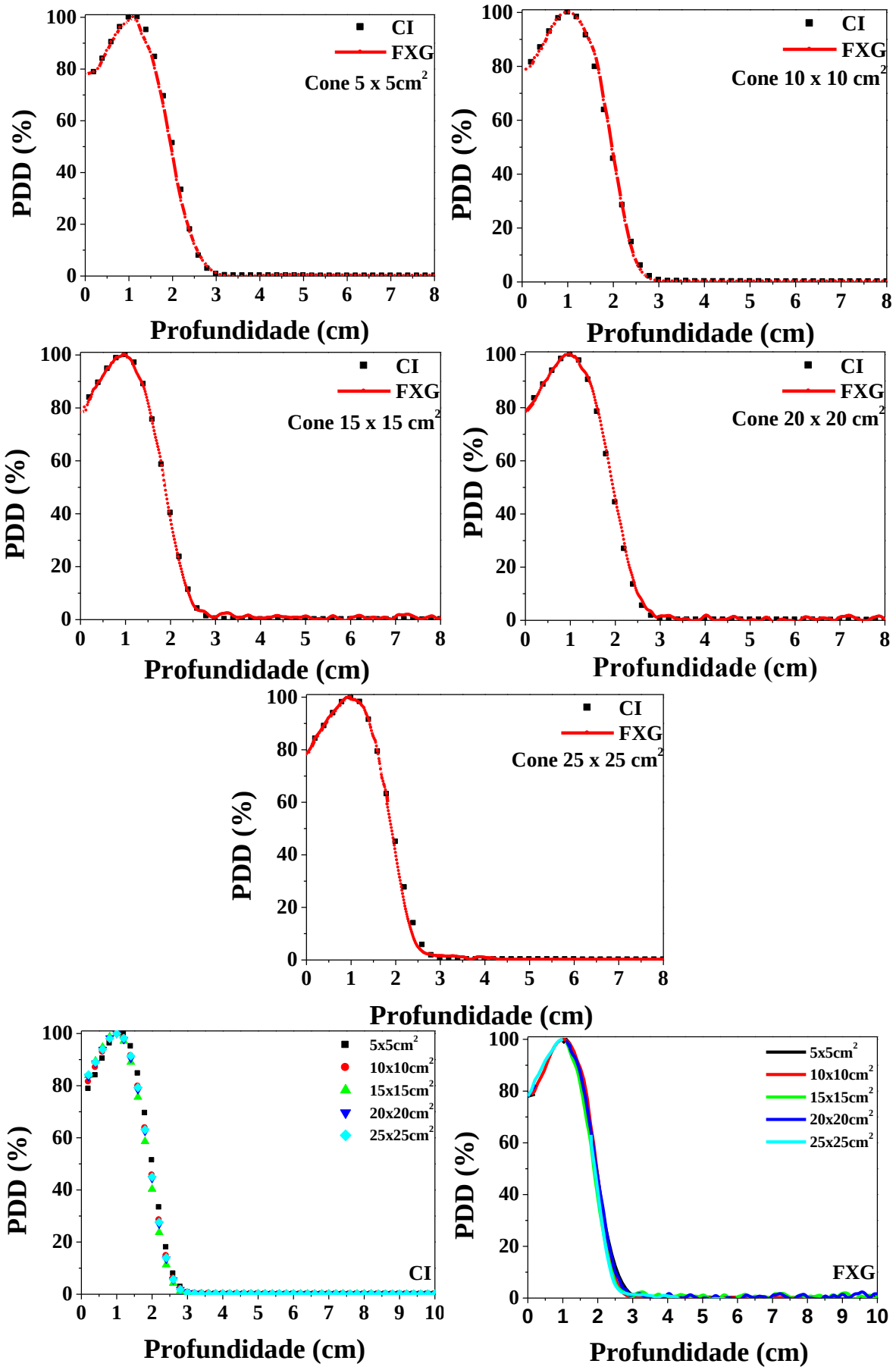


Figura 3.8. PDDs para feixes de elétrons de 5 MeV com cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2, inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.8, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento ao longo da profundidade do OS. A maior diferença percentual média entre os dados das PDDs para os tamanhos de campo em cada ponto medido com a CI e o FXG, foi de 0,69%.

Tabela 3.6. Diferenças percentuais médias entre as medidas das PDDs, com a CI e o FXG, para os feixes de elétrons de 5 MeV e cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

Campo (cm^2)	Diferença percentual média (%)
5x5	0,22
10x10	0,50
15x15	0,69
20x20	0,07
25x25	0,01

PDDs para feixes de elétrons de 8 MeV

As PDDs para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 em feixes de 8 MeV, inferidas através das medidas com a CI e o FXG, são apresentadas na Figura 3.9. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,45% para o FXG. Estes valores também estão abaixo do erro de medida de 1% recomendado pelo protocolo padrão.

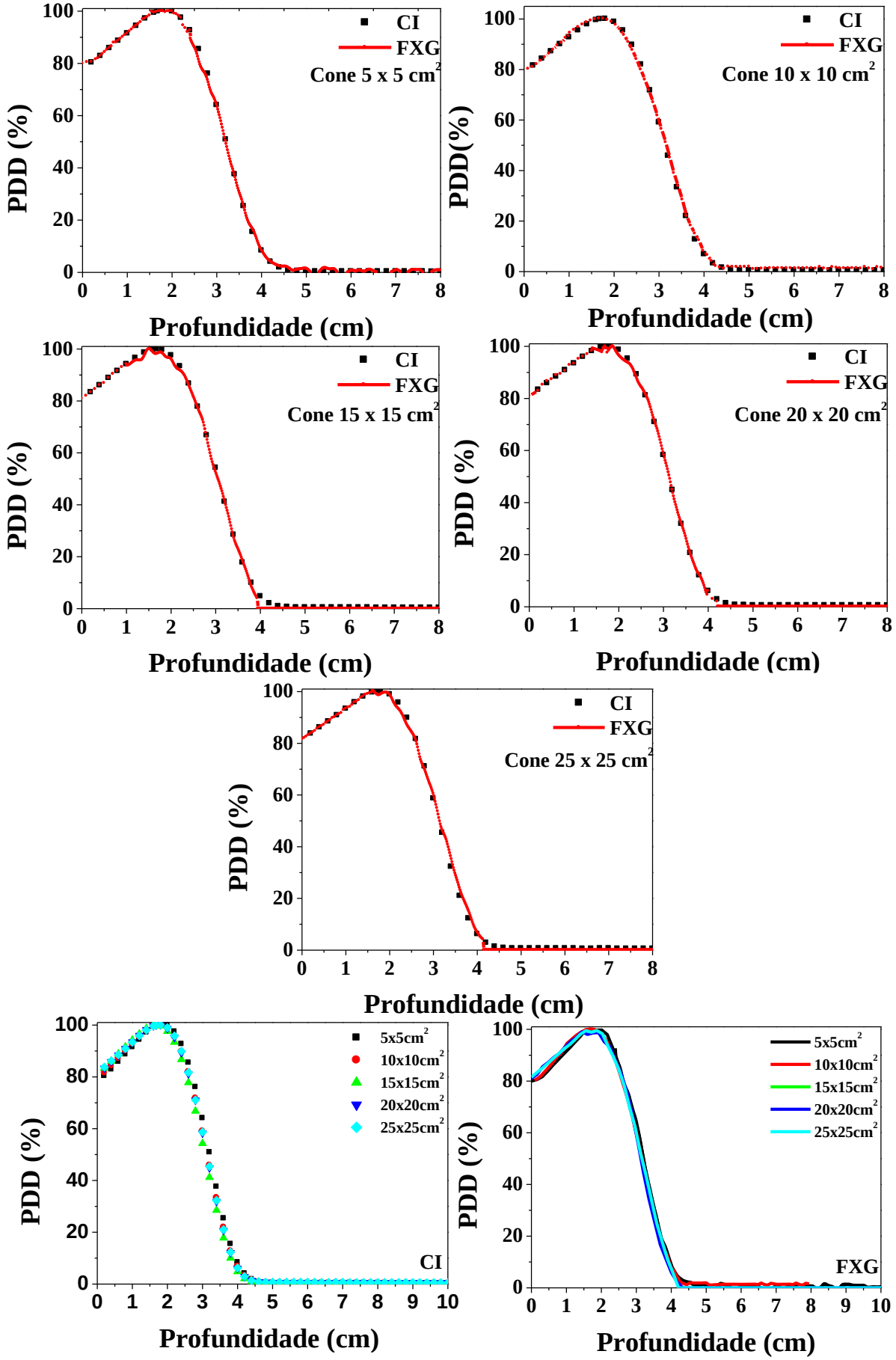


Figura 3.9. PDDs para feixes de elétrons de 8 MeV com cones localizadores de 5x5 a 25 x 25 cm^2, inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.9, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento, ao longo da profundidade do OS. A maior diferença percentual média entre os dados de PDD, para os tamanhos de campo em cada ponto medido com a CI e o FXG, foi de 0,50%.

Tabela 3.7. Diferenças percentuais médias entre as medidas das PDDs com a CI e o FXG, para os feixes de elétrons de 8 MeV e cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

Campo (cm^2)	Diferença percentual média (%)
5x5	0,14
10x10	0,40
15x15	0,30
20x20	0,49
25x25	0,50

PDDs para feixes de elétrons de 10 MeV

As PDDs para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 em feixes de 10 MeV, inferidas através das medidas com a CI e o FXG, são apresentadas na Figura 3.10. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,35% para o FXG. Estes valores também estão abaixo do erro de medida de 1% recomendado pelo protocolo padrão.

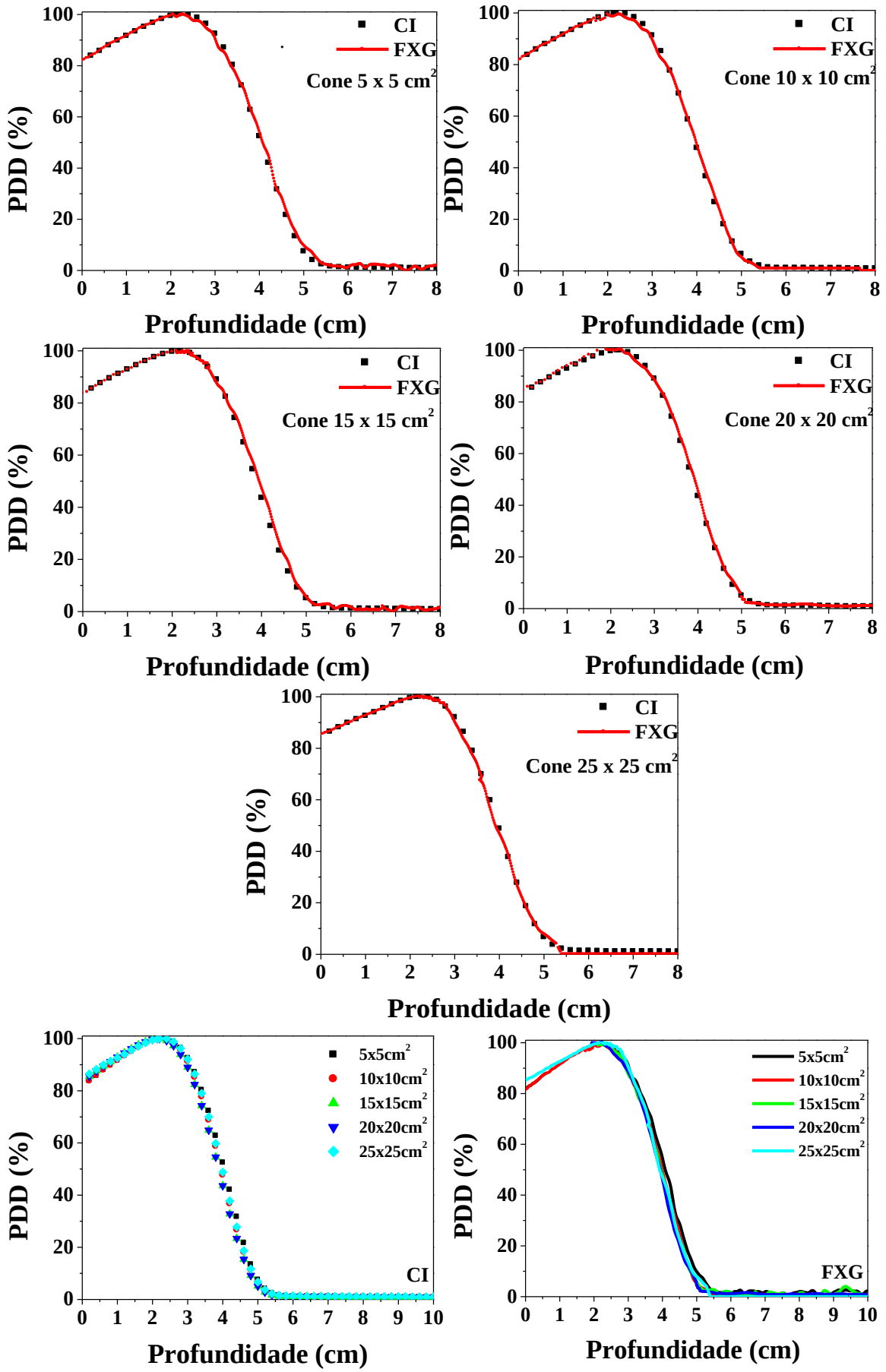


Figura 3.10. PDDs para feixes de elétrons de 10 MeV com cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2, inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.10, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento ao longo da profundidade do OS. A maior diferença percentual média entre os dados de PDD para os tamanhos de campo em cada ponto medido com a CI e o FXG, foi de 0,53%.

Tabela 3.8. Diferenças percentuais médias entre as medidas das PDDs com a CI e o FXG, para os feixes de elétrons de 10 MeV e cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

Campo (cm^2)	Diferença percentual (%)
5x5	0,07
10x10	0,08
15x15	0,53
20x20	0,01
25x25	0,05

PDDs para feixes de elétrons de 14 MeV

As PDDs para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 em feixes de 14 MeV, inferidas através das medidas com a CI e o FXG, são apresentadas na Figura 3.11. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,25% para o FXG. Estes valores também estão abaixo do erro de medida de 1% recomendado pelo protocolo padrão.

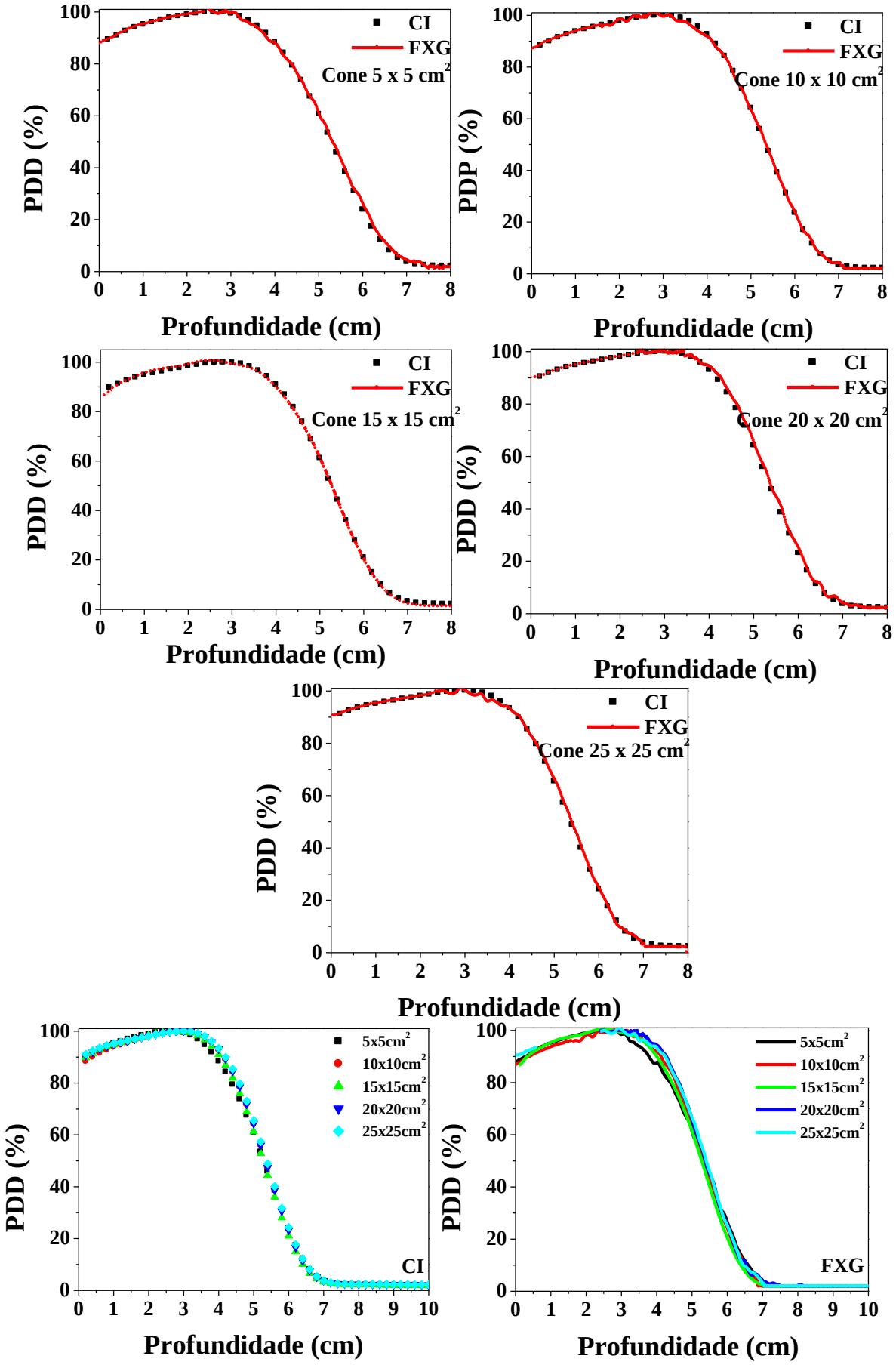


Figura 3.11. PDDs para feixes de elétrons de 14 MeV com cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25cm^2, inferidas das medidas com CI e FXG.

Dos gráficos apresentados na Figura 3.11, pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento, ao longo da profundidade do OS. A maior diferença percentual média entre os dados de PDD, para os tamanhos de campo em cada ponto medido com a CI e o FXG, foi de 0,21%.

Tabela 3.9. Diferenças percentuais médias entre as medidas das PDDs com a CI e o FXG, para os feixes de elétrons de 14 MeV e cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

Campo (cm^2)	Diferença percentual média (%)
5x5	0,10
10x10	0,04
15x15	0,21
20x20	0,05
25x25	0,01

Dos resultados obtidos com as PDDs apresentadas nas Figuras 3.8 a 3.11, nota-se que os comportamentos foram similares para ambos os dosímetros. Os resultados das comparações das PDDs dos feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV, utilizando a CI e o FXG e cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 (Figuras 3.8 a 3.11 e Tabelas 3.6 a 3.9), apresentaram diferenças percentuais médias de 0,01 a 0,69%.

Apesar do protocolo não prever variações entre as medidas da CI em relação àquelas com outro dosímetro, é possível notar que a diferença entre todos os valores obtidos com ambos os dosímetros, não superaram o erro previsto nas medidas com a CI.

Das PDDs dos feixes de elétrons, com o cone de referência de 15 x 15 cm^2, foram extraídos os parâmetros fundamentais de percentual de dose absorvida superficial (**D_S**), de profundidades de dose máxima (**R_{100}**), de 90% (**R_{90}**) e de 50% (**R_{50}**) da dose absorvida; além do parâmetro referente à energia média do feixe na superfície (**E_0**), do alcance prático dos elétrons (**R_p**) e o da contribuição de RX (**D_x**). Esses parâmetros além de possibilitarem a caracterização dos feixes de elétrons, também fornecem as informações básicas sobre os feixes a serem selecionados para o tratamento.

Nos testes de aceitação realizados pelo fabricante, um dos parâmetros avaliados é a energia mais provável ($E_{p,0}$) do feixe de elétrons na superfície do OS, que é função do alcance prático (R_p) através da relação $E_{p,0} = 0{,}0025.R_p^{\ 2} + 1{,}98.R_p + 0{,}22$ (BJR Supply 25, 1996). As energias mais prováveis obtidas pelo fabricante para o AL clínico comissionado neste trabalho foram comparadas com aquelas inferidas com o FXG, e apresentaram erro máximo de 0,6 %.

A Tabela 3.10 apresenta a proximidade dos valores dos parâmetros fundamentais dos quais pode-se inferir a proximidade dos comportamentos de ambos os dosímetros, apresentados nas Figuras 3.8 a 3.11.

Tabela 3.10. Parâmetros fundamentais obtidos das PDDs dos feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV, para o cone de referência de 15 x 15 cm^2, inferidos das medidas com a CI e o FXG.

	5 MeV		8 MeV		10 MeV		14 MeV	
	CI	FXG	CI	FXG	CI	FXG	CI	FXG
D_S (%)	78,0 ± 0,1	78,5 ± 0,3	80,4 ± 0,1	80,6 ± 0,1	83,1 ± 0,1	82,9 ± 0,1	88,3 ± 0,1	**87,0 ± 0,2**
R_{100} (cm)	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,1	1,7 ± 0,1	1,7 ± 0,2	2,1 ± 0,1	2,1 ± 0,3	2,8 ± 0,1	**2,8 ± 0,4**
R_{90} (cm)	1,4 ± 0,1	1,5 ± 0,1	2,3 ± 0,1	2,3 ± 0,1	3,0 ± 0,1	2,9 ± 0,2	4,1 ± 0,1	**3,9 ± 0,2**
R_{50} (cm)	1,9 ± 0,1	1,8 ± 0,2	3,1 ± 0,1	3,1 ± 0,2	3,9 ± 0,1	4,1 ± 0,1	5,3 ± 0,1	**5,3 ± 0,1**
E_0 (MeV)	4,4 ± 0,1	4,2 ± 0,5	7,2 ± 0,1	7,3 ± 0,4	9,1 ± 0,1	9,5 ± 0,3	12,3 ± 0,1	**12,2 ± 0,1**
R_p (cm)	2,4 ± 0,1	2,4 ± 0,3	3,9 ± 0,1	3,9 ± 0,2	4,8 ± 0,1	4,8 ± 0,3	6,5 ± 0,1	**6,5 ± 0,3**
$E_{p,0}$ (MeV)	5,0 ± 0,1	5,0 ± 0,3	8,0 ± 0,1	8,0 ± 0,2	9,8 ± 0,1	9,8 ± 0,3	13,2 ± 0,1	**13,2 ± 0,3**
D_X (%)	**0,0 ± 0,0**	**0,1 ± 0,2**	**0,1 ± 0,0**	**0,2 ± 0,3**	**0,5 ± 0,2**	**0,4 ± 0,3**	**1,3 ± 0,2**	**1,4 ± 0,4**

3.2 Fator de Espalhamento Total (S_{cp}) e Fator Cone (F_{cone})

Segundo a definição apresentada no Capítulo 1 e a metodologia no Capítulo 2, sabe-se que tanto $\mathbf{S_{cp}}$ quanto $\mathbf{F_{cone}}$ são inferidos das medidas realizadas no ponto de máxima ionização, tanto para fótons ($\mathbf{d_{máx}}$) quanto para elétrons ($\mathbf{R_{100}}$). Portanto das leituras nesses pontos, utilizadas como referência para a normalização e obtenção das PDDs (item 3.1), provém os dados coletados para se inferir $\mathbf{S_{cp}}$ e $\mathbf{F_{cone}}$.

3.2.1 Fator de Espalhamento Total (S_{cp})

Os $\mathbf{S_{cp}}$s ou razões de espalhamento total, provenientes das razões entre os valores das medidas obtidas na profundidade de dose absorvida máxima ($\mathbf{d_{máx}}$), tanto para a CI quanto para o FXG, são apresentados na Figura 3.12. Para ambos os dosímetros foram utilizadas as PDDs previamente obtidas, das quais já haviam sido obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e de até 0,3% para o FXG, no ponto de dose absorvida máxima ($\mathbf{d_{máx}}$). Esses valores como já visto, estão abaixo do erro de medida de 1% (AAPM TG 106, 2008).

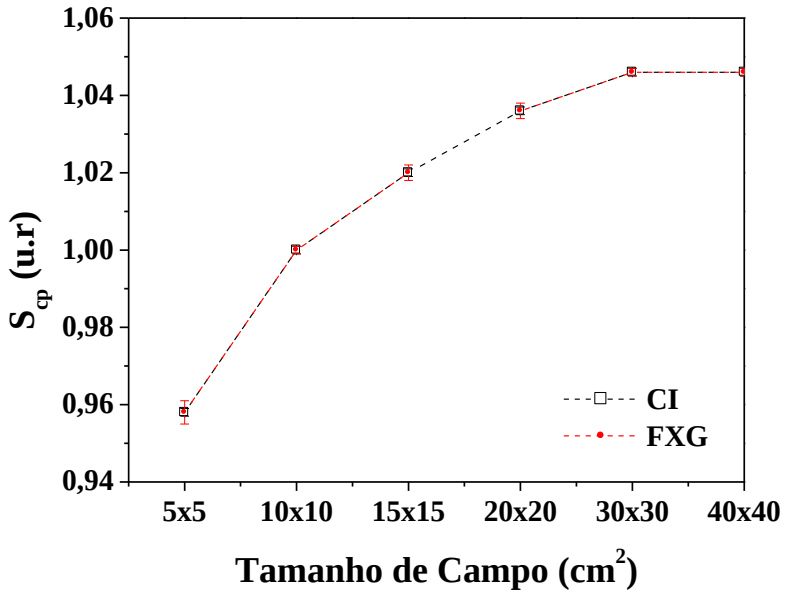


Figura 3.12. Fator de Espalhamento Total (S_{cp}), na profundidade de dose absorvida máxima ($d_{máx}$), em função do tamanho de campo para ambos dosímetros, inferidos das medidas das PDDs para feixes de fótons de 6 MV e campos de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2.

Nota-se pelos gráficos na figura acima, que os $\mathbf{S_{cp}}$s tendem a um estado de "saturação", à medida que o tamanho do campo se aproxima de 30 x 30 cm^2. Isto ocorre porque as medidas para ambos os dosímetros são feitas no centro do campo e as contribuições dos espalhamentos proporcionados pelas suas bordas diminuem com seus aumentos, uma vez que elas vão ficando mais afastadas do centro do campo.

A Tabela 3.11 apresenta os Fatores de Espalhamento Total (**S_{cp}**), para os feixes de fótons de 6 MV, inferidos das medidas com a CI e o FXG.

Tabela 3.11. Fatores de Espalhamento Total (S_{cp}) para feixes de fótons de 6 MV e tamanhos de campo de 5 x 5 a 40 x 40 cm^2, através das medidas com a CI e o FXG.

	Scp (u.r)	
Campo (cm^2)	**CI**	**FXG**
5x5	0,958 ± 0,001	**0,958 ± 0,001**
10x10	1,000 ± 0,001	**1,000 ± 0,003**
15x15	1,020 ± 0,001	**1,020 ± 0,001**
20x20	1,031 ± 0,001	**1,031 ± 0,002**
30x30	1,046 ± 0,001	**1,046 ± 0,001**
40x40	**1,046 ± 0,001**	**1,046 ± 0,001**

Os valores obtidos para **S_{cp}** no ponto de medida foram de até 0,3% de incerteza, o que está dentro do erro máximo previsto com CI de 1% (AAPM TG 106, 2008).

3.2.2 Fator Cone (F_{cone})

Os **F_{cone}**s ou fatores cone provenientes das razões entre os valores das medidas obtidas na profundidade de dose absorvida máxima (**R_{100}**), tanto para a CI quanto para o FXG, são apresentadas na Figura 3.13. Para ambos os dosímetros foram utilizadas as PDDs previamente obtidas para os elétrons, das quais já haviam sido obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e de até 0,3% para o FXG, no ponto de dose absorvida máxima (**R_{100}**). Esses valores como já visto, estão abaixo do erro de medida de 1% (AAPM TG 106, 2008).

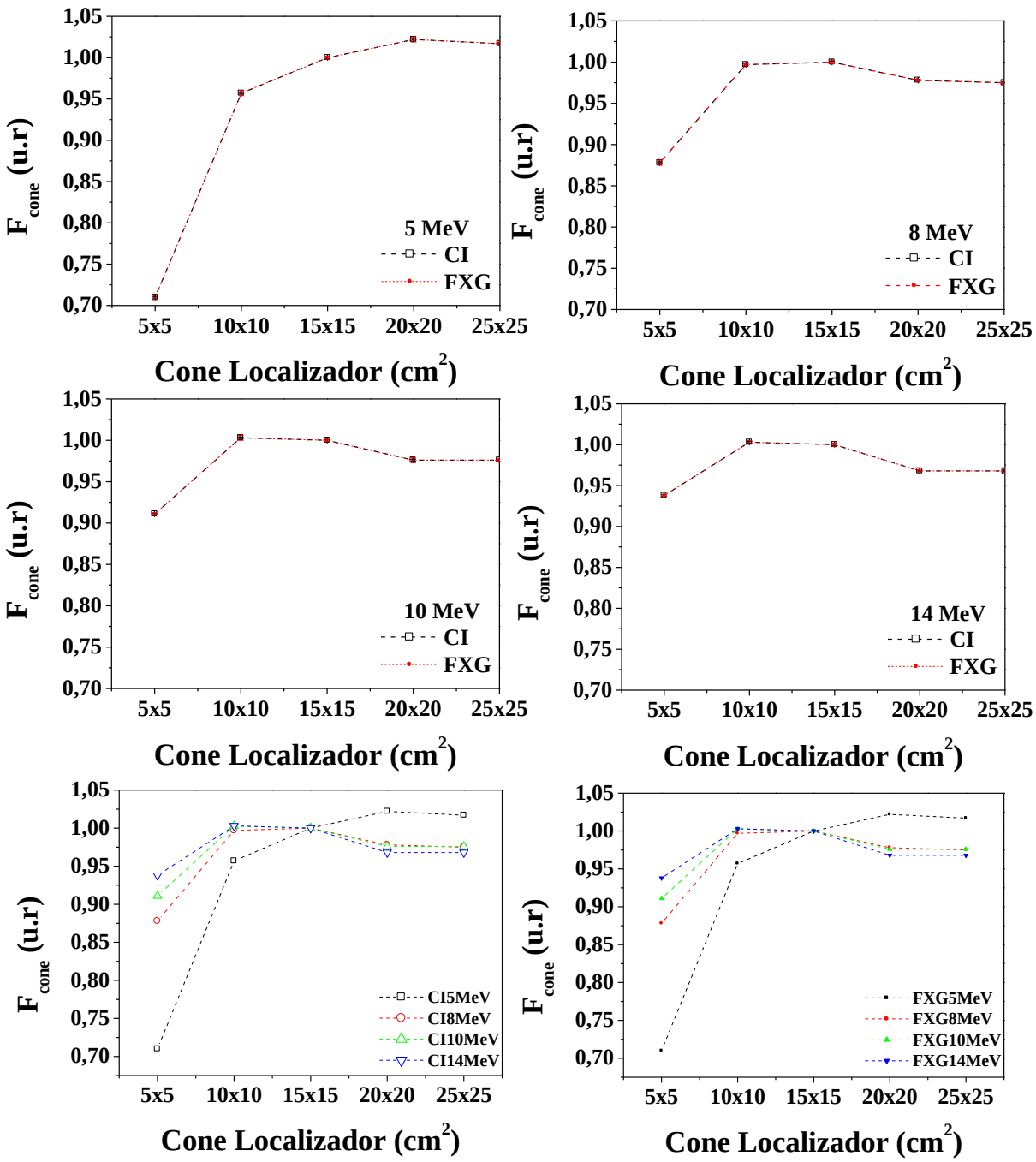


Figura 3.13. Fator Cone (F_{cone}) na profundidade de dose absorvida máxima (R_{100}) em função do tamanho do cone para ambos os dosímetros, inferidos das medidas das PDDs para feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV para os cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

É possível notar que o $\mathbf{F_{cone}}$ para o feixe de elétrons de 5 MeV e para o campo de 5 x 5 cm^2, apresenta maior discrepância em relação às demais combinações de cone e energia de elétrons. Conforme definido no Capítulo 1, o feixe de elétrons incidente é o produto de diversas interações entre o feixe de elétrons e todos os materiais que estão no seu caminho (folhas espalhadoras no cabeçote, câmaras de ionização de monitoramento, ar, colimador, cone localizador). Sendo assim, o tamanho do cone localizador em especial, pode ser um dos agentes espalhadores e restritores do feixe de elétrons; pois

quanto menor for, maior poderá ser o espalhamento e também menor seria o número de elétrons com a mesma energia disponível para a interação no meio (sem contar a probabilidade de aumento da produção de raios X). Essas suposições poderiam levar a concluir que para energias baixas haveria uma baixa contribuição para o $\mathbf{F_{cone}}$ no centro do campo, o que para as energias maiores não é significantemente notado.

A Tabela 3.12 apresenta os Fatores Cone ($\mathbf{F_{cone}}$) para os feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV, inferidos das medidas com a CI e o FXG.

Tabela 3. 12. Fator Cone ($\mathbf{F_{cone}}$) para feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV e cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 inferidos através de medidas com CI e FXG.

Cone Localizador (cm^2)	F_{cone} (u.r)							
	5 MeV		8 MeV		10 MeV		14 MeV	
	CI	FXG	CI	FXG	CI	FXG	CI	FXG
5x5	0,710 ± 0,001	0,710 ± 0,003	0,878 ± 0,001	0,878 ± 0,003	0,911 ± 0,001	0,911 ± 0,001	0,938 ± 0,001	**0,938 ± 0,001**
10x10	0,957 ± 0,001	0,957 ± 0,003	0,997± 0,001	0,997 ± 0,001	1,003 ± 0,001	1,003 ± 0,003	1,003 ± 0,001	**1,003 ± 0,002**
15x15	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,002	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,001	1,000 ± 0,001	**1,000 ± 0,002**
20x20	1,022 ± 0,001	1,022 ± 0,003	0,978± 0,001	0,978 ± 0,001	0,976 ± 0,001	0,976 ± 0,003	0,968 ± 0,001	**0,968 ± 0,001**
25x25	**1,017 ± 0,001**	**1,017 ± 0,002**	**0,975± 0,001**	**0,975 ± 0,003**	**0,976 ± 0,001**	**0,976 ± 0,001**	**0,968 ± 0,001**	**0,968 ± 0,003**

Os valores obtidos para o $\mathbf{F_{cone}}$ estão dentro de 0,3% de incerteza, o que está dentro do erro máximo previsto para CI de 1% (AAPM TG 106, 2008).

3.3 Fatores de Transmissão (F_T)

Conforme descrito nos Capítulos 1 e 2, os fatores de transmissão são obtidos para considerar as influências de diversos materiais que possam vir a ser interpostos entre a fonte de radiação e o objeto alvo. Os fatores de transmissão obtidos durante o comissionamento do acelerador linear foram para os filtros em cunha ($\mathbf{F_F}$), para a bandeja ($\mathbf{F_B}$) e para a transmissão através ou entre as lâminas do colimador de multi lâminas ou **MLC** ($\mathbf{F_{MLC,intra}}$ e $\mathbf{F_{MLC,\,inter}}$, respectivamente).

3.3.1 Fator Filtro (F_F)

Conforme descrito no Capítulo 2, os fatores filtro ($\mathbf{F_F}$) foram inferidos das medidas das **PDD**s na profundidade de dose máxima ($\mathbf{d_{máx}}$), para campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 e filtros de 15, 30, 45 e 60° através da CI e do FXG. As razões entre os valores das medidas nas $\mathbf{d_{máx}}$ para cada combinação filtro/tamanho de campo, para ambos os dosímetros, são apresentadas nos gráficos da Figura 3.14. Para os dosímetros citados foram realizadas três medidas para cada ponto, que foram utilizadas anteriormente para a determinação das PDDs, dessas foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e de até 0,65% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

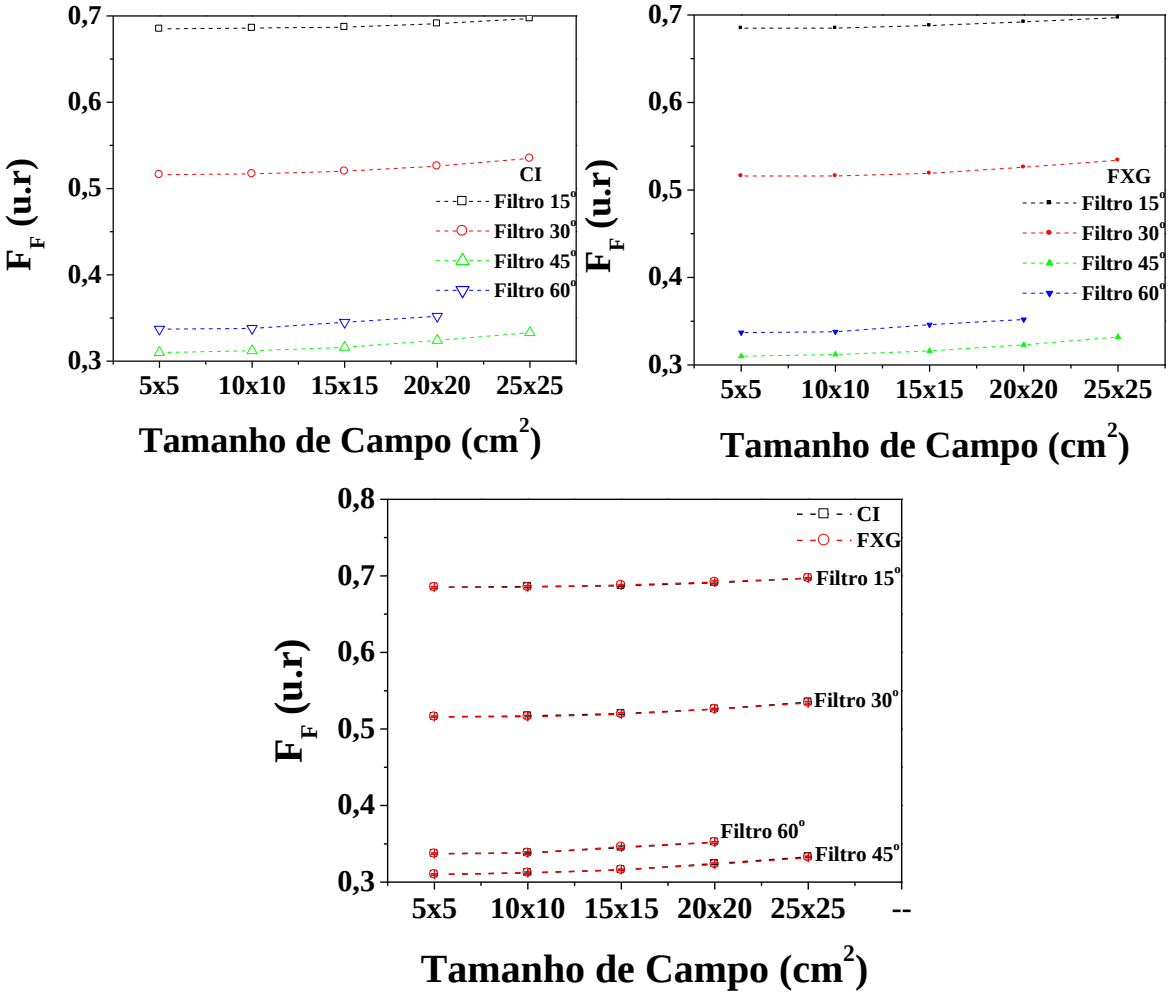


Figura 3. 14. Fatores Filtro (F_F) inferidos com a CI e o FXG das medidas de PDDs de fótons com filtros em cunha de 15, 30, 45 e 60°, na $d_{máx}$ em campos de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

A Tabela 3.13 apresenta os Fatores Filtro (**F_F**), inferidos das medidas com a CI e o FXG.

Tabela 3. 13. Fatores Filtro (F_F) inferidos com CI e FXG, para feixes de fótons de 6 MV, com filtros em cunha de 15, 30, 45 e 60° na $d_{máx}$, em tamanhos de campo de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

	F_F (u.r)							
	CI				**FXG**			
Campo (cm^2) /Filtro	**15°**	**30°**	**45°**	**60°**	**15°**	**30°**	**45°**	**60°**
5x5	0,685 ± 0,001	0,516 ± 0,001	0,310 ± 0,001	0,337 ± 0,001	0,685 ± 0,001	0,516 ± 0,001	0,310 ± 0,001	**0,337 ± 0,001**
10x10	0,686 ± 0,001	0,517 ± 0,001	0,312 ± 0,001	0,338 ± 0,001	0,685 ± 0,002	0,516 ± 0,002	0,312 ± 0,002	**0,338 ± 0,002**
15x15	0,687 ± 0,001	0,520 ± 0,001	0,316 ± 0,001	0,345 ± 0,001	0,688 ± 0,001	0,519 ± 0,002	0,316 ± 0,001	**0,346 ± 0,002**
20x20	0,691 ± 0,001	0,526 ± 0,001	0,324 ± 0,001	0,352 ± 0,001	0,692 ± 0,002	0,526 ± 0,001	0,323 ± 0,002	**0,352 ± 0,001**
25x25	**0,697 ± 0,001**	**0,535 ± 0,001**	**0,333 ± 0,001**	--	**0,697 ± 0,001**	**0,534 ± 0,002**	**0,332 ± 0,002**	--

À partir dos resultados obtidos pode-se notar que os fatores filtro $\mathbf{F_F}$ têm uma relação inversamente proporcional com as angulações das cunhas dos filtros. A exceção é relativa aos valores para a cunha 60° que são maiores do que os para a cunha de 45°. Uma suposição que talvez explique esta discrepância, pode ser a maior densidade e/ou número atômico do material usado para confeccionar a cunha de 60°, que assim evitaria que a mesma tivesse uma espessura (peso) limitante na rotina clínica. Convém lembrar que o fabricante não disponibiliza informações quanto aos tipos de materiais dos filtros e suas densidades.

3.3.2 Fator Bandeja (F_B)

Outro material que pode ser interposto no caminho dos feixes de fótons é a bandeja acrílica para suporte de blocos específicos de colimação. O fator de transmissão da bandeja ($\mathbf{F_B}$), inferido através da CI e do FXG em feixe de fótons para o campo de referência 10 x 10 cm^2, são apresentados na Tabela 3.14. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas na profundidade de dose absorvida máxima ($\mathbf{d_{máx}}$), das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e de até 0,32% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

Tabela 3. 14. Fatores Bandeja (F_B) inferidos das medidas com CI e FXG, para feixe de fótons de 6 MV e campo 10 x 10 cm^2.

F_B (u.r)	
CI	**FXG**
0,950 ± 0,001	**0,953 ± 0,003**

3.3.3 Fator de Transmissão Inter e Intra MLC ($F_{MLC,inter}$ e $F_{MLC,intra}$)

Como visto no Capítulo 1, quando colimadores multi lâminas (MLC) são utilizados para a conformação e/ou modulação de feixes de fótons, é necessária a determinação da fuga e da transmissão dos feixes entre e através das lâminas do MLC, as quais são determinadas pelos fatores $\mathbf{F_{MLC,inter}}$ e $\mathbf{F_{MLC,intra}}$, respectivamente. Como descrito no Capítulo 2, esses fatores podem ser individualmente inferidos pelas médias de suas medidas (entre ou através das lâminas), a partir das razões dessas médias por aquelas obtidas com campo aberto de referência de 10 x 10 cm^2.

A Figura 3.15 apresenta qualitativamente os resultados desses fatores obtidos com filme dosimétrico de (a) a (d) e com o FXG de (e) a (i). As primeiras imagens (a) e (e) representam ambos os dosímetros antes das irradiações e as imagens (b) e (g) após os dosímetros serem irradiados com fótons de 6 MV em campo de referência de 10 x 10 cm^2. As imagens (c) e (h) apresentam ambos os dosímetros irradiados apenas com o MLC fechado. Delas nota-se a alternância entre listras claras e escuras, correspondendo à transmissão pelas lâminas (intra lâminas) e a fuga entre elas (inter lâminas). Em (d) e (i) as imagens anteriores são apresentadas após serem processadas pelo sistema de leitura VisGel, tornando as listras mais definidas (contraste aumentado).

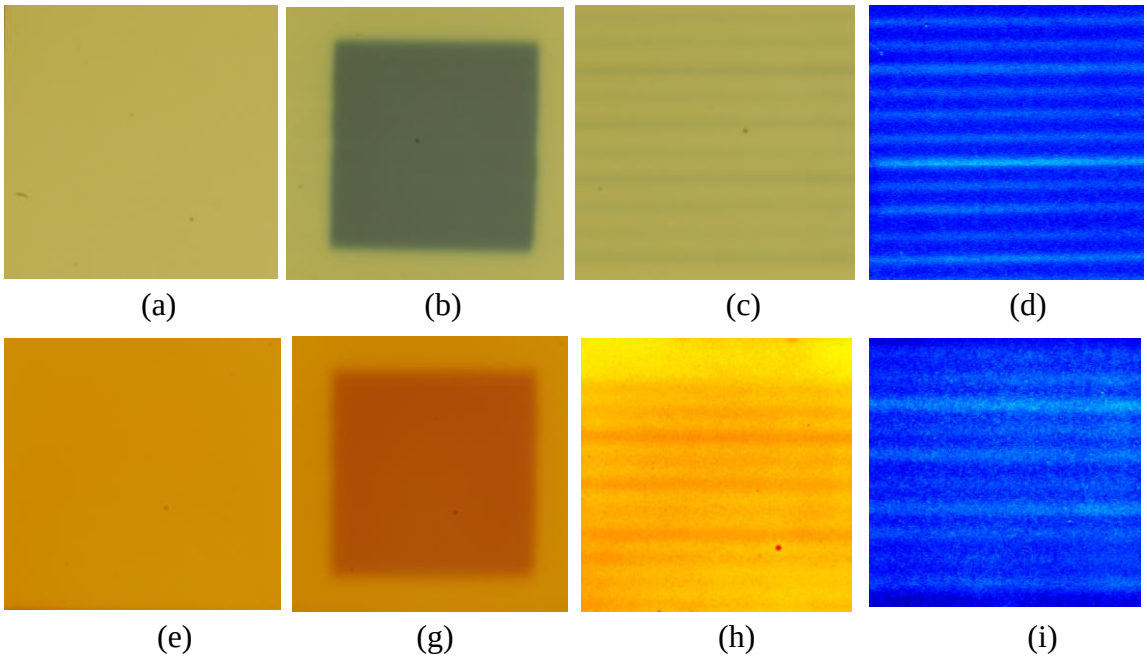


Figura 3. 15. Representação das imagens cujas medidas de $F_{MLC,inter}$ e $F_{MLC,intra}$ puderam ser inferidas através do Filme Gafchromic e do FXG, para feixes de fótons de 6MV. (a) e (e) são imagens pré irradiação dos dosímetros; (b) e (g) são imagens dos dosímetros após irradiação no campo aberto de referência de 10x10cm^2; (c) e (h) são imagens dos campos nos dosímetros irradiados com o MLC fechado e (d) e (i) são as imagens anteriores processadas pelo sistema de leitura VisGel.

A Figura 3.16 apresenta as imagens processadas dos campos de referência 10 x 10 cm^2, para ambos os dosímetros e seus respectivos perfís obtidos na linha transversal que passa pelo centro do campo em questão. Essas imagens correspondem ao processamento daquelas (b) e (g) da Figura 3.15, após subtração das mesmas pela (a) e (e). A linha horizontal vermelha tracejada e a verde correspondem às regiões onde foram inferidos os perfís dos feixes, para ambos os dosímetros.

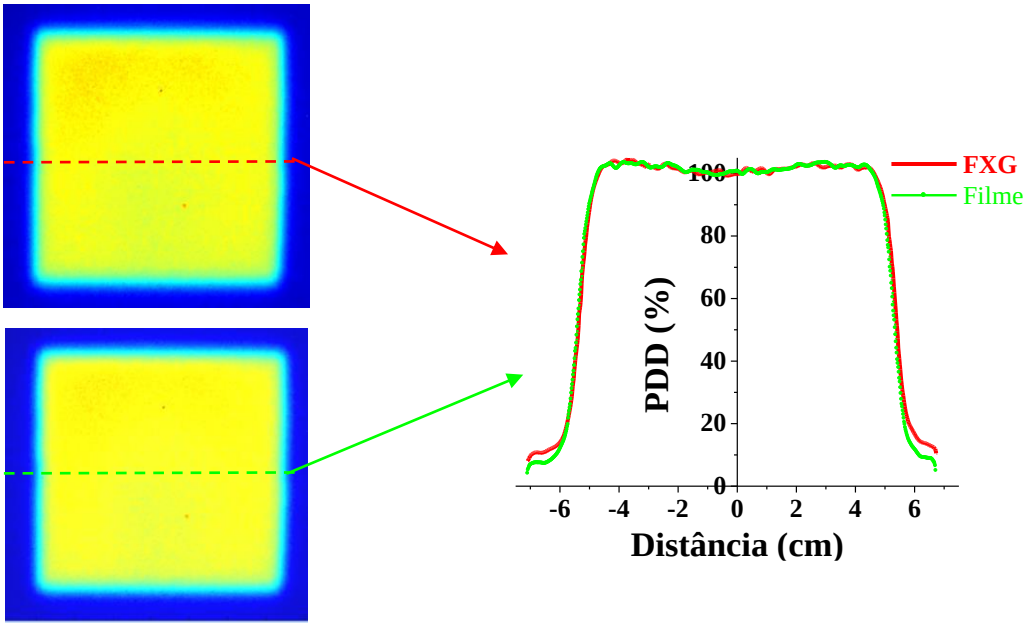


Figura 3. 16. Representação das imagens do campo de referência de 10 x 10 cm^2, obtidos com o FXG e o filme, que serviram para inferir os perfís de campo a serem usados na determinação de $F_{MLC,inter}$ e $F_{MLC,intra}$.

No centro da Figura 3.17 é apresentado um exemplo de uma imagem processada de campo irradiado e fechado pelo MLC. Esta imagem corresponde às (d) e (i) da Figura 3.15, geradas pelo processamento das imagens (c) e (h), após subtração dessas pelas imagens (a) e (e). As linhas tracejadas horizontais e verticais vermelhas e verdes correspondem às regiões onde foram inferidos os perfís dos feixes para ambos os dosímetros. Estes perfís foram obtidos transversalmente ao comprimento das lâminas (linhas verticais) e ao longo e entre elas (linhas horizontais).

Os perfis apresentados na Figura 3.17 representam a média dos perfis obtidos nas linhas selecionadas para ambos os dosímetros (15 linhas horizontais e 15 linhas verticais).

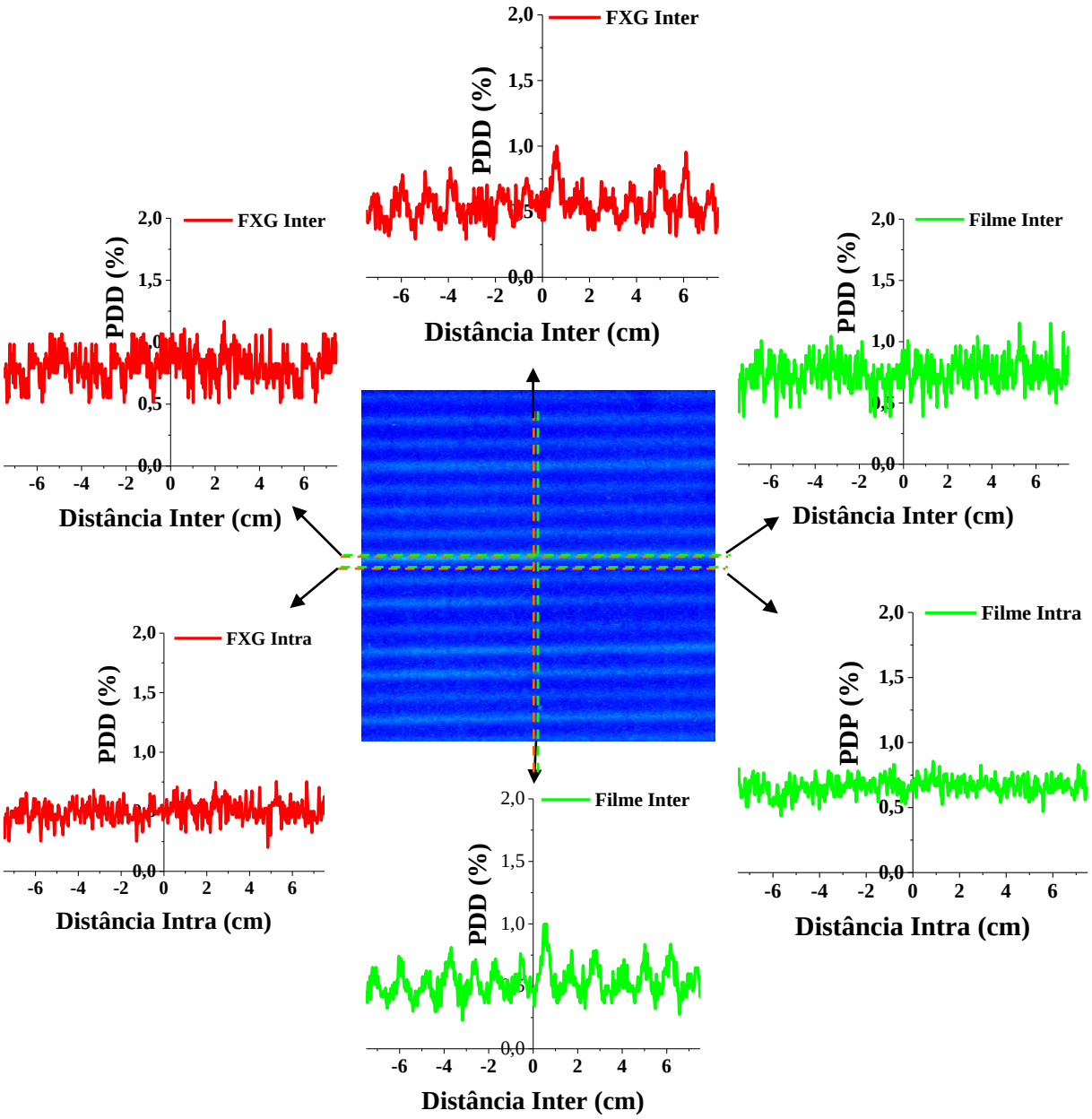


Figura 3. 17. Perfís dos feixes de fótons de 6MV, medidos com Filme e FXG, através do MLC para obtenção dos fatores $F_{MLC,inter}$ e $F_{MLC,intra}$.

A Tabela 3.15 apresenta os valores médios dos $\mathbf{F_{MLC,inter}}$ e $\mathbf{F_{MLC,intra}}$, inferidos das medidas com o FXG e o Filme Gafchromic, assim como suas incertezas baseadas nas médias de três medidas para ambos os dosímetros.

Tabela 3.15. Fatores de transmissão do MLC, inter e intra lâminas ($\mathbf{F_{MLC,inter}}$ e $\mathbf{F_{MLC,intra}}$), inferidos com o Filme Gafchromic e o FXG.

Dosímetro	$F_{MLC,inter}$ (%)	$F_{MLC,intra}$ (%)
FXG	0,83 ± 0,01	0,52 ± 0,01
Filme	0,82 ± 0,01	0,51 ± 0,01

Segundo a SIEMENS, sabe-se que o seu MLC de 80 lâminas de 1 cm de largura (comissionado neste trabalho) deve apresentar no máximo 1% de transmissão intra lâminas e 1,5% de fuga inter lâminas. Os valores obtidos tanto com o filme quanto com o FXG estão dentro do esperado e com incertezas de medidas semelhantes para os dosímetros e menores do que o erro de medida previsto para a CI.

3.4 Perfís de Campo e Fatores *Off-Axis* ($F_{off\text{-}axis}$)

Conforme descrito nos capítulos anteriores, os perfis de campo fornecem uma visão planar da distribuição da dose absorvida numa dada profundidade do OS. Através deles, é possível inferir anormalidades nos feixes quando se faz a aceitação da máquina, tais como assimetrias ligadas às inomogenidades de campo e/ou de penumbra e ainda as devidas ao fator *off-axis*; este relativo à variação planar da dose absorvida relativo àquela do centro do feixe de radiação, na mesma profundidade.

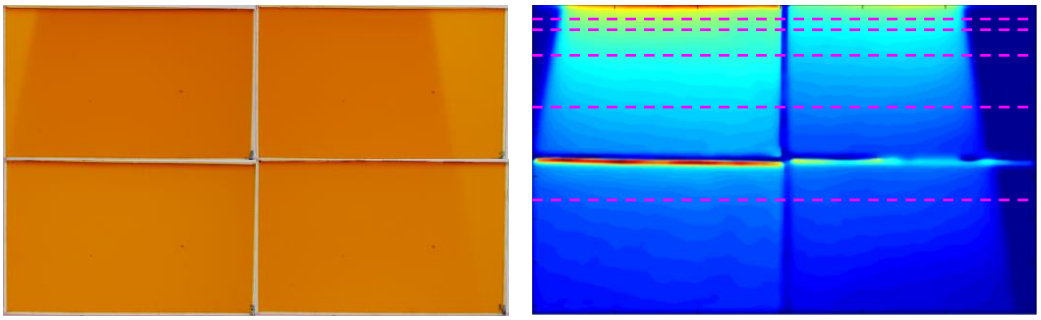
Os perfis de campo foram inferidos com a CI, Filme Gafchromic e o FXG para feixes de fótons de 6 MV, através de campos abertos de 40 x 40 cm^2 e os filtrados (filtros físicos e virtuais) de 20 x 20 a 25 x 25 cm^2, com cunhas de 15, 30, 45 e 60°; além daqueles inferidos para os feixes de elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV com cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

3.4.1 Perfis de Campo e Fatores *Off-Axis* para Fótons de 6MV

Perfis e Fatores Off-Axis para campo aberto

Os perfis dos feixes de fótons de 6 MV com campos abertos de 40 x 40 cm^2, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0; e 20,0 cm, foram inferidos a partir das medidas realizadas com a CI e o FXG. A Figura 3.18 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG com 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,3% para o

FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3. 18. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG usadas para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV, em campo aberto de 40 x 40 cm^2.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.18, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.19 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

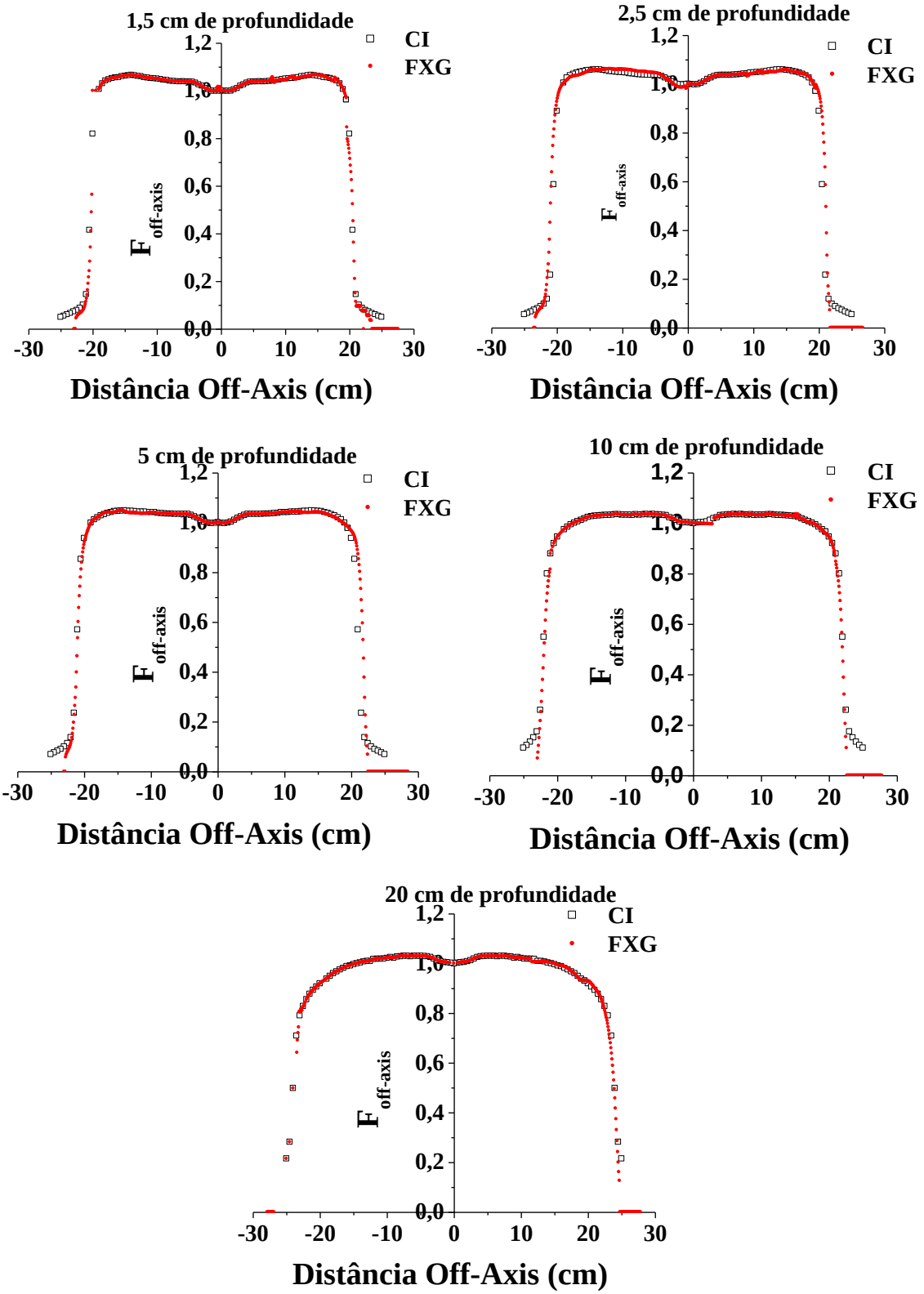


Figura 3. 19. Perfís do feixe de fótons de 6 MV em campo aberto de 40 x 40 cm^2, inferidos com CI e FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm.

Os gráficos apresentados na Figura 3.19 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma

profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento, em função da profundidade no OS.

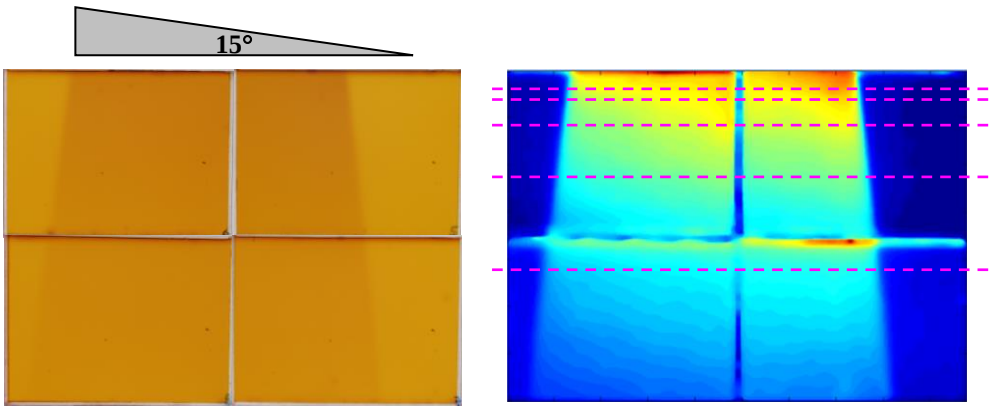
Quando se faz a diferença percentual entre os valores de $\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$, obtidos com a CI e o FXG em cada ponto, em todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.16), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,6%.

Tabela 3. 16. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com a CI e o FXG, para o campo aberto de 40 x 40 cm^2 nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual media (%)
1,5	0, 1
2,5	0,5
5,0	0,6
10,0	0,5
20,0	0, 3

Perfis e Fatores Off-Axis para campos com filtro físicos

Os perfis dos feixes de fótons de 6 MV com campos de 25 x 25 cm^2 e filtros com cunhas de 15, 30 e 45°, juntamente com aquele com campo de 20 x 20 cm^2 e cunha de 60°, foram inferidos, a partir das medidas realizadas com a CI e o FXG, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm. A Figura 3.20 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel), de 4 cubetas acopladas de FXG com 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usadas para inferir os perfis do campo 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 15°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3. 20. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel), de 4 cubetas acopladas de FXG, usadas para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV, com filtro físico de 15° e campo de 25 x 25 cm^2.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.20, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.21 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

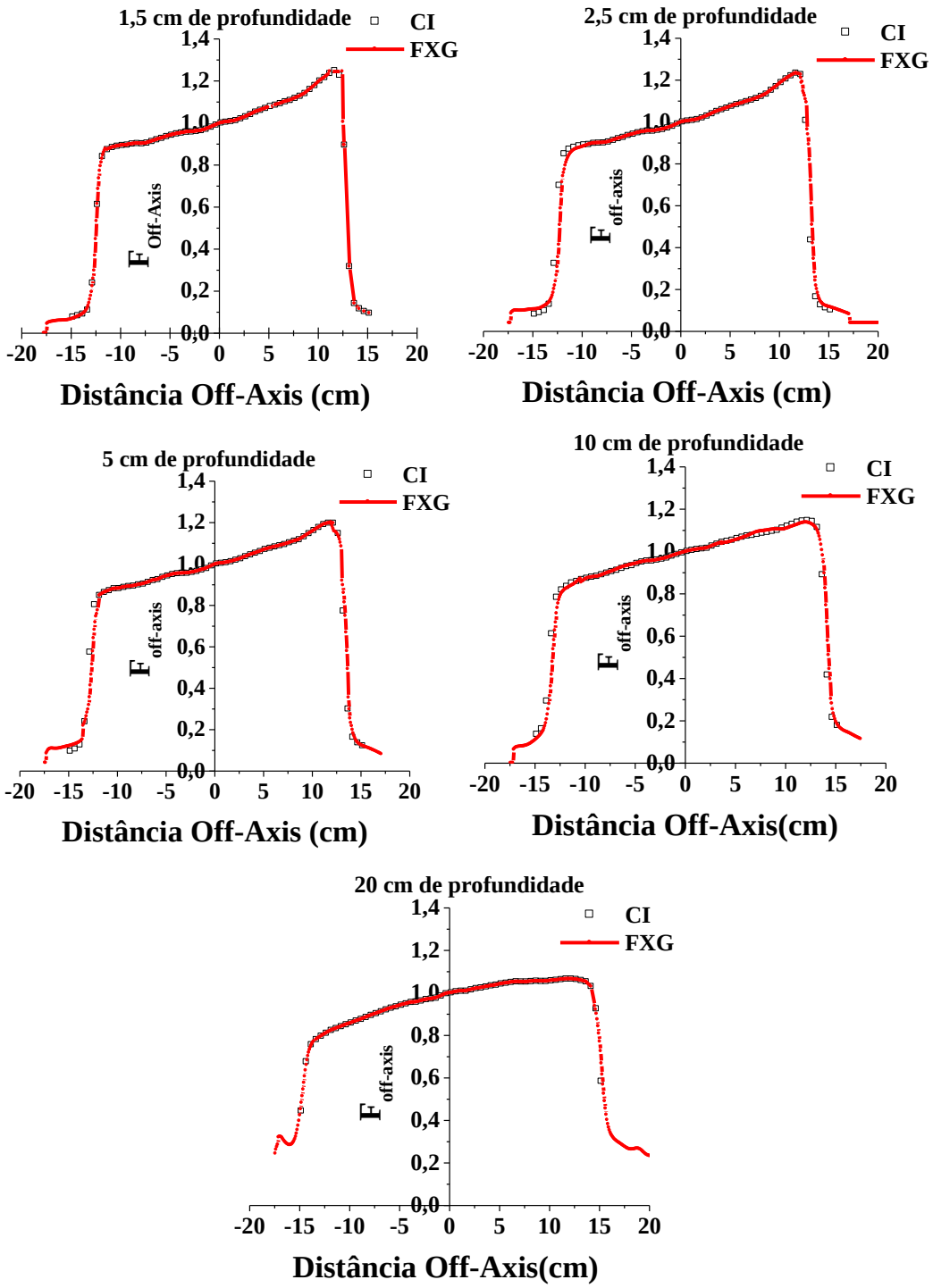


Figura 3.21. Perfís do feixe de fótons de 6 MV em campo de 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 15°, inferidos com CI e FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm.

Os gráficos apresentados na Figura 3.21 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma

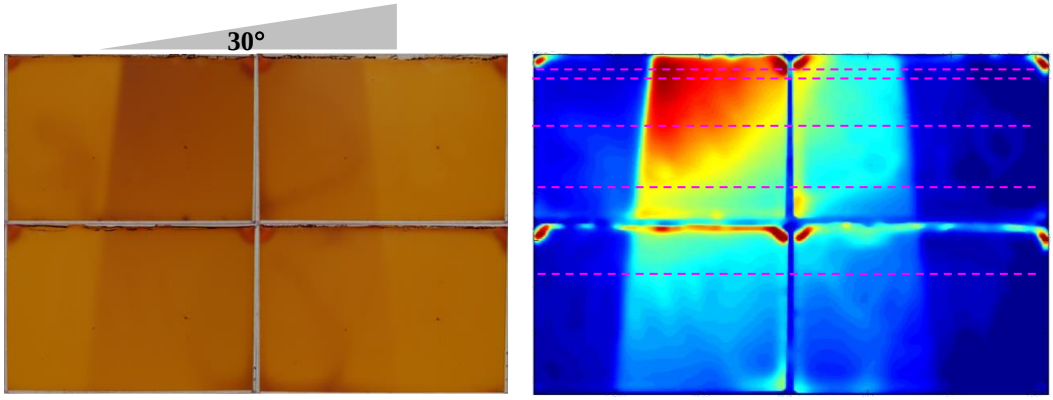
profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função da profundidade no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de $\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$, obtidos com a CI e o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.17), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,2%.

Tabela 3.17. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos fatores *off-axis* com a CI e o FXG, para o campo 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 15°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,1
2,5	0,2
5,0	0,2
10,0	0,2
20,0	0,1

A Figura 3.22 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG com 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usadas para inferir os perfis de campo 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 30°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram calculadas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,35% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3. 22. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG, usadas para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV em campo de 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 30°.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.22, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.23 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

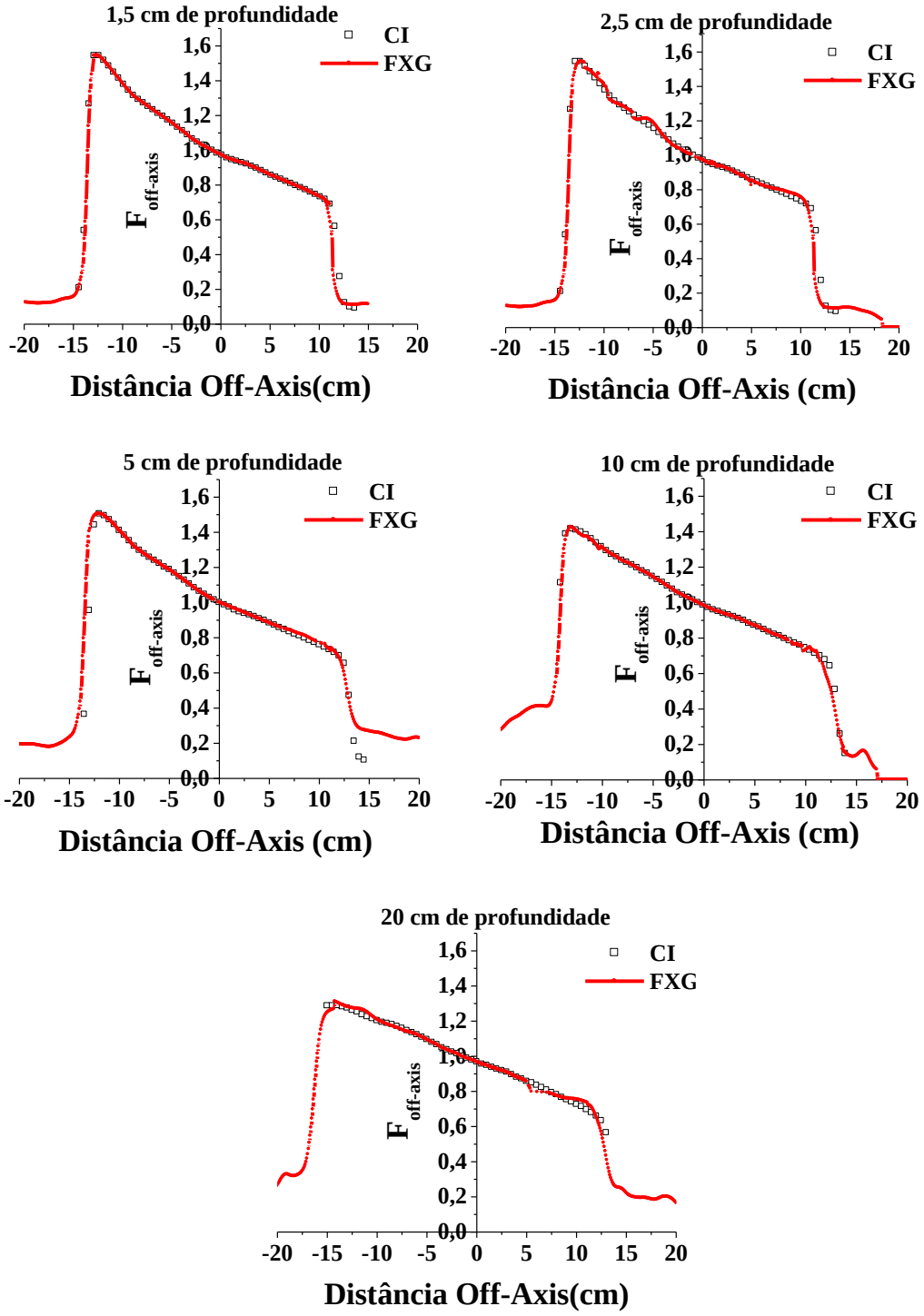


Figura 3. 23. Perfís do feixe de fótons de 6 MV, em campo 25x25 cm^2 com filtro em cunha de 30°, inferidos com CI e FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm.

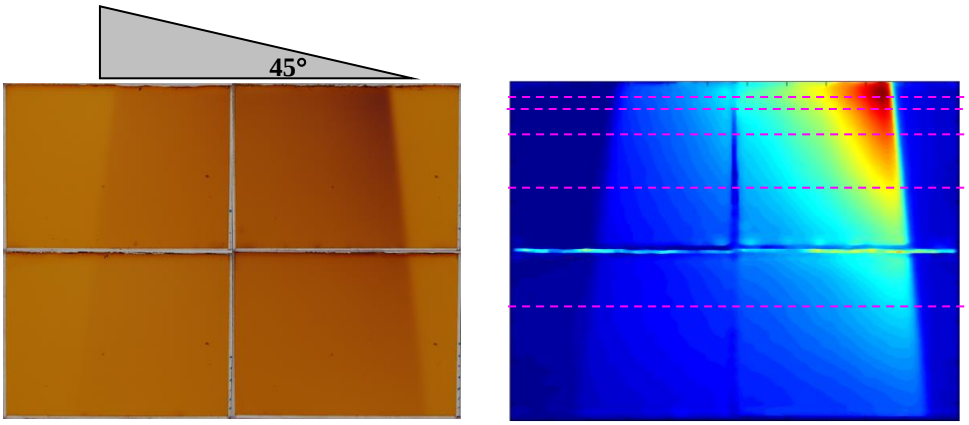
Os gráficos apresentados na Figura 3.23 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função da profundidade no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de **$F_{off\text{-}axis}$,** obtidos com a CI e o FXG, em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.18), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,4%.

Tabela 3. 18. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com a CI e o FXG, para o campo 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 30°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,1
2,5	0,1
5,0	0,4
10,0	0,2
20,0	0,3

A Figura 3.24 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG com 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usadas para inferir os perfis de campo 25 x 25 cm^2 com filtro físico de 45°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram calculadas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,32% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3.24. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG usadas para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV com filtro físico de 45° num campo de 25 x 25 cm^2.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.24, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.25 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

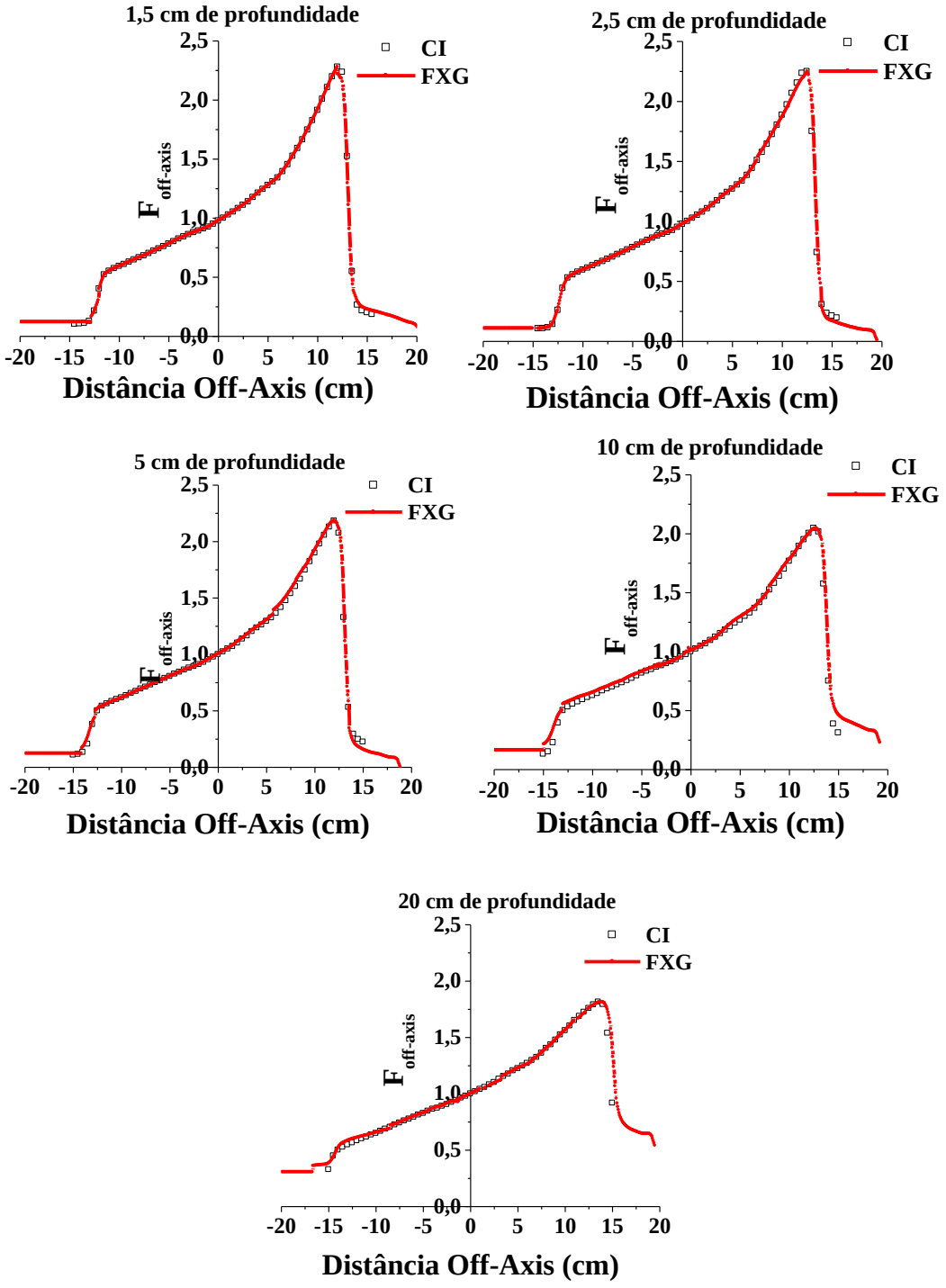


Figura 3.25. Perfís do feixe de fótons de 6 MV com filtro em cunha de 45°, inferidos com CI e FXG, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm.

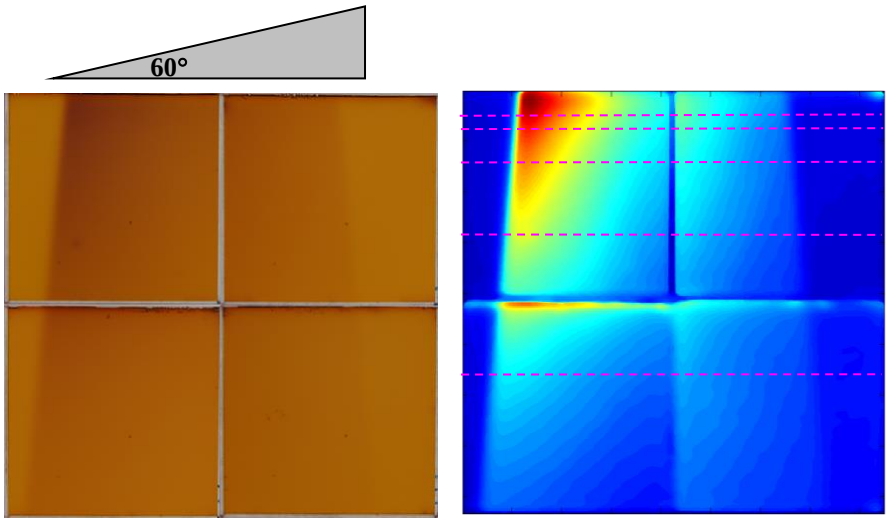
Os gráficos apresentados na Figura 3.25 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função da profundidade no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de **$F_{off\text{-}axis}$,** obtidos com a CI e o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.19), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,3%.

Tabela 3. 19. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com a CI e o FXG, para o campo 25 x 25cm^2 com filtro físico de 45°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,1
2,5	0,1
5,0	0,1
10,0	0,2
20,0	0,3

A Figura 3.26 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG com 15,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usadas para inferir os perfis de campo de 20 x 20 cm^2 com filtro físico de 60°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram calculadas médias com incertezas de 0,1% para a CI e 0,3% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3. 26. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel) de 4 cubetas acopladas de FXG, usadas para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV, com filtro físico de 60° num campo de 20 x 20 cm^2.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.26 exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.27 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

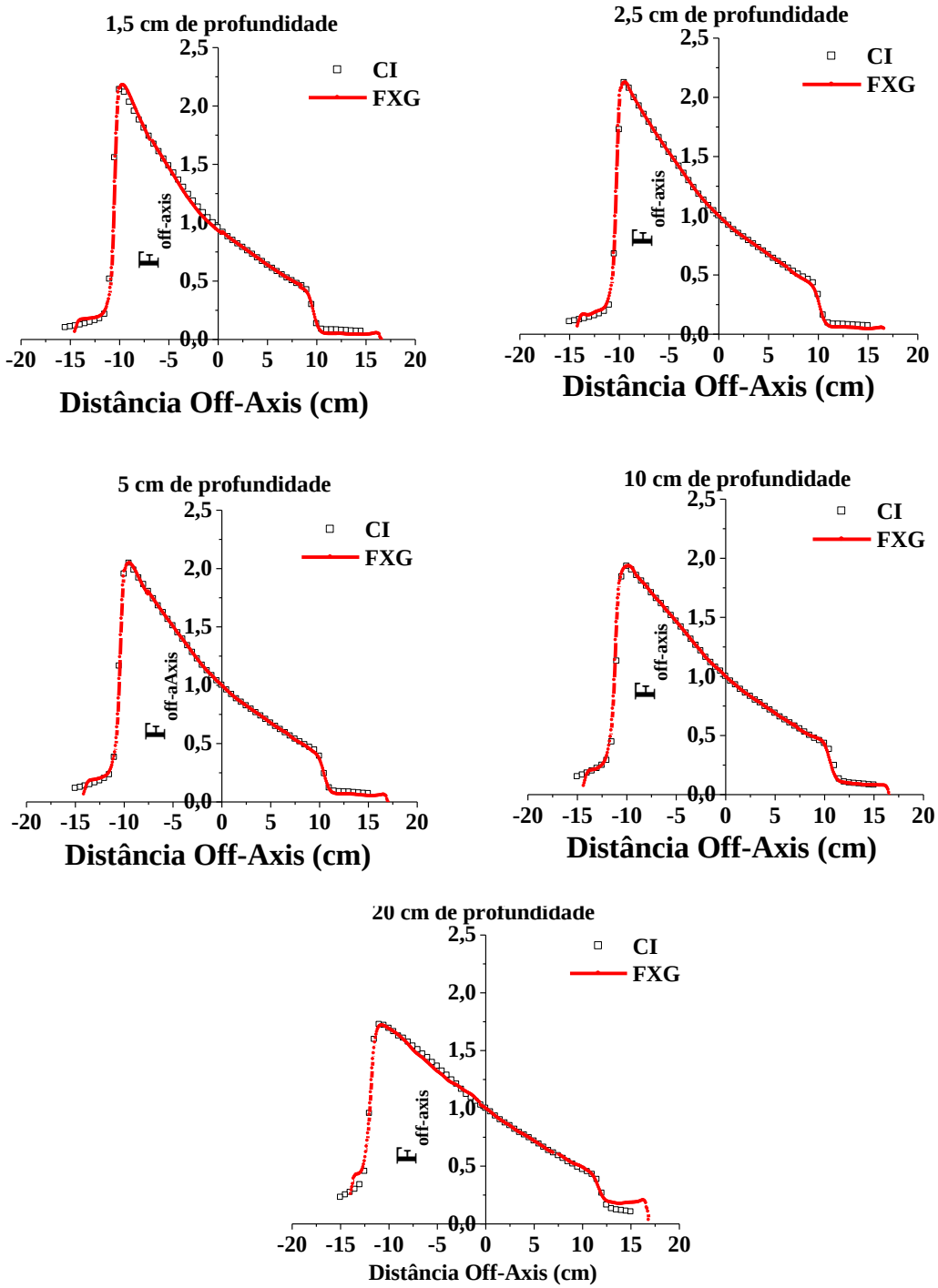


Figura 3. 27. Perfís do feixe de fótons de 6 MV em campo 20 x 20 cm^2 com filtro em cunha de 60°, inferidos com CI e FXG à 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm de profundidade.

Os gráficos apresentados na Figura 3.27 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função da profundidade no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de $\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$, obtidos com a CI e com o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.20), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,7%.

Tabela 3. 20. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com a CI e o FXG, para o campo 20 x 20 cm^2 com filtro físico de 60°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 20,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,1
2,5	0,2
5,0	0,5
10,0	0,5
20,0	0,7

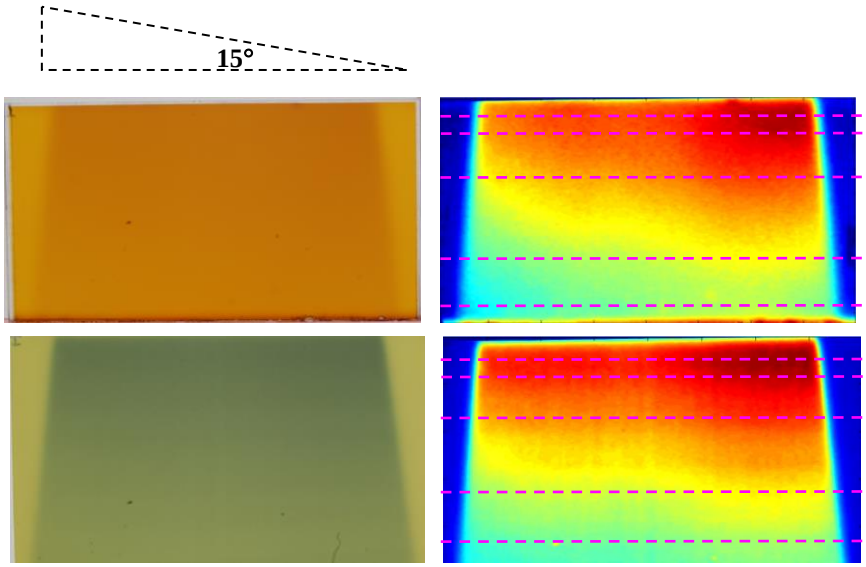
De todos os perfís traçados nas profundidades de 1,5 a 20,0 cm, pode se observar um aumento da inclinação da curva à medida que a cunha do filtro utilizado aumenta. Isto proporciona uma maior variação da dose absorvida numa mesma profundidade, o que pode ser vantajoso para alguns tratamentos radioterápicos.

As diferenças percentuais obtidas entre a CI e FXG para todos os tamanhos de campo, profundidades e cunhas selecionadas foi de 0,1 a 0,7%, não excedendo o preconizado pelo protocolo (AAPM TG 106, 2008).

Perfis e Fatores Off-Axis para campos com filtros virtuais

Como apresentado no Capitulo 1, o filtro virtual é uma forma mais atual de se produzir modificações necessárias nas curvas de isodose num objeto alvo, sem a utilização dos filtros físicos que são mais pesados, que demandam maior tempo de manuseio na rotina clínica, além de possibilitarem somente 4 angulações de cunha.

Os perfis dos feixes de fótons de 6 MV com campos de 20 x 20 cm^2 e filtros virtuais de 15, 30, 45 e 60°, foram inferidos a partir das medidas realizadas com o Filme Gafchromic e o FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm do OS. A Figura 3.28 apresenta imagens, pós irradiação e pós processamento (VisGel) de 1 cubeta de FXG com 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usada para inferir os perfis do campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 15°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2%, para o filme e para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3.28. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel), do filme Gafchromic e da cubeta de FXG usados para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV, no campo de 20 x 20 cm^2, com filtro virtual de 15°.

As linhas horizontais tracejadas nas imagens processadas da Figura 3.28, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.29 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com o filme.

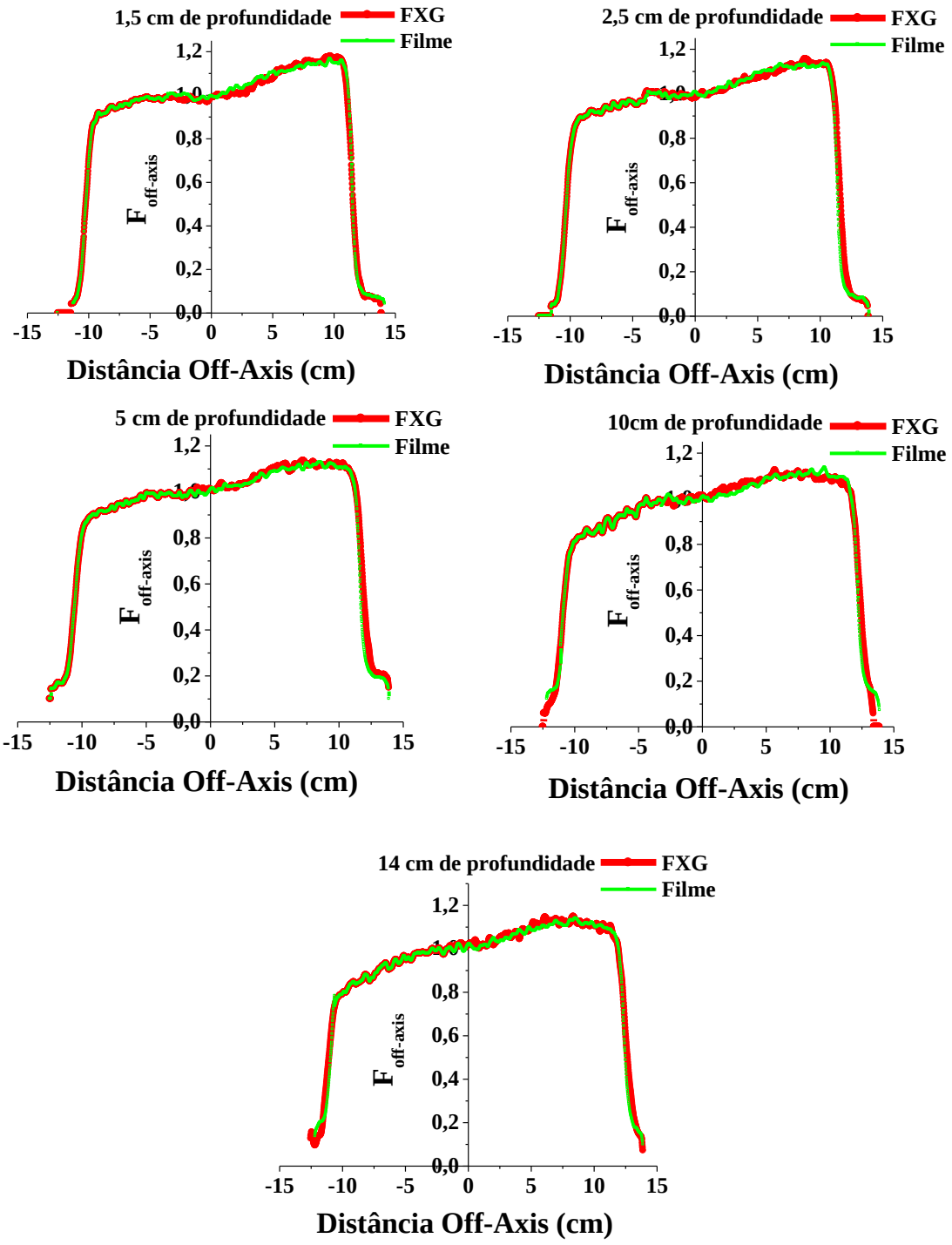


Figura 3. 29. Perfís do feixe de fótons de 6 MV no campo de 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 15°, inferidos com o Filme Gafchromic e o FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm do OS.

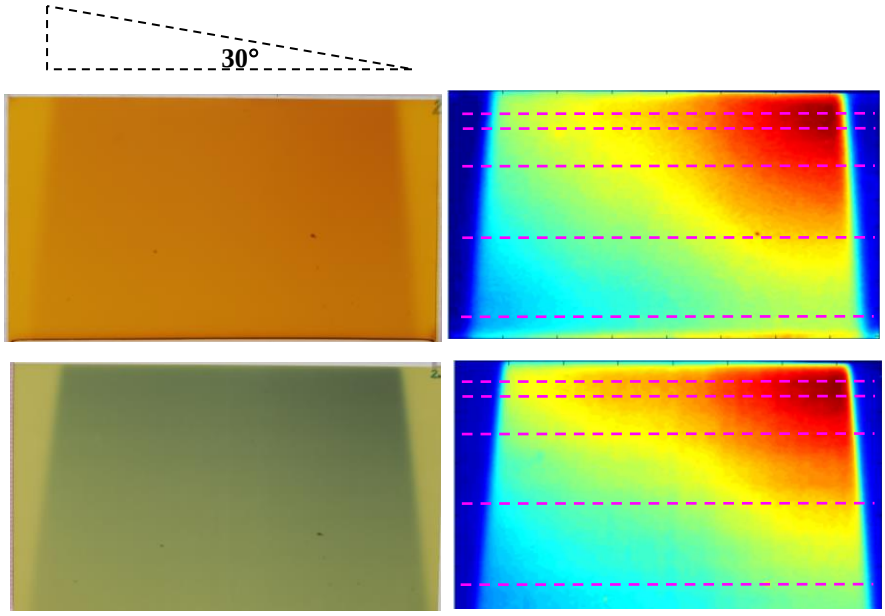
Os gráficos apresentados na Figura 3.29 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS. Quando se faz a diferença percentual entre os valores de $\mathbf{F_{off\text{-}axis}}$, obtidos com o Filme Gafchromic

e com o FXG, em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.21), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,3%.

Tabela 3. 21. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com filme Gafchromic e FXG, para o campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 15°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,1
2,5	0,1
5,0	0,1
10,0	0,3
14,0	0,1

A Figura 3.30 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel), de 1 cubeta de FXG com 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usada para inferir os perfis do campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 30°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para o filme e de 0,3% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3. 30. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel), do filme Gafchromic e da cubeta de FXG usados para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV no campo de 20 x 20 cm^2, com filtro virtual de 30°.

As linhas horizontais tracejadas nas imagens processadas da Figura 3.30, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.31 foram inferidos

para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com o filme.

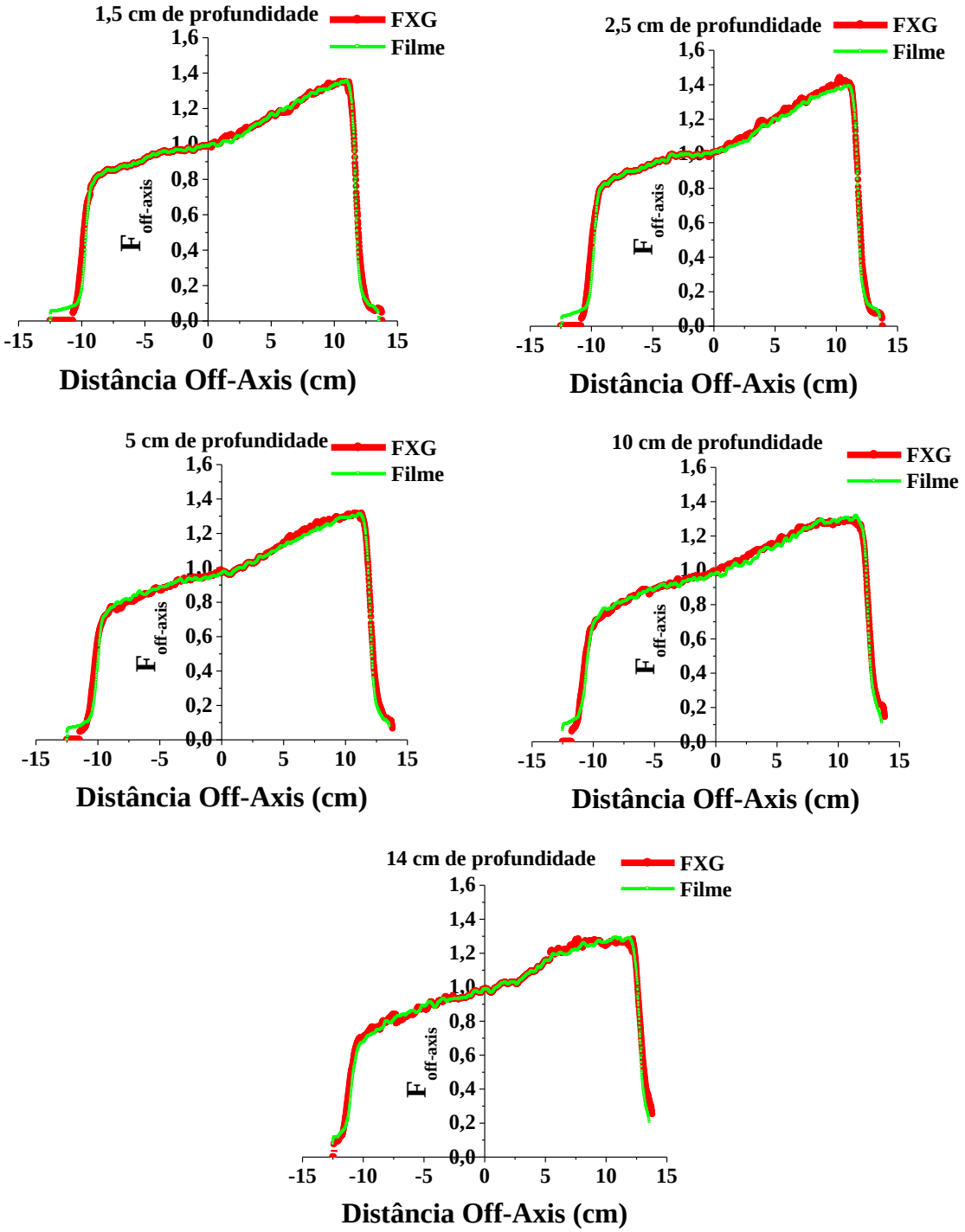


Figura 3. 31. Perfís do feixe de fótons de 6 MV no campo de 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 30°, inferidos com o Filme Gafchromic e o FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.31 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis, para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma

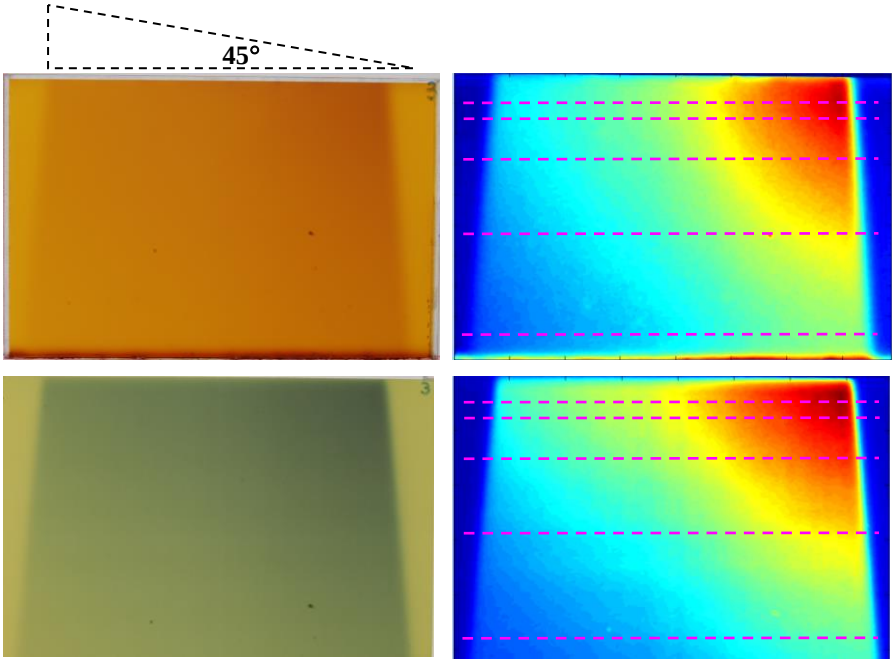
profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$, obtidos com o Filme Gafchromic e com o FXG, em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.22), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,2%.

Tabela 3. 22. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com filme Gafchromic e FXG, para o campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 30°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,1
2,5	0,2
5,0	0,2
10,0	0,2
14,0	0,2

A Figura 3.32 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel), de 1 cubeta de FXG com 25,0 x 15,0 x 1,0cm^3, usada para inferir os perfis do campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 45°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para o filme e de 0,3% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b)

Figura 3. 32. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel), do filme Gafchromic e da cubeta de FXG usados para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV, no campo de 20 x 20 cm^2, com filtro virtual de 45°.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.32, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.33 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com o filme.

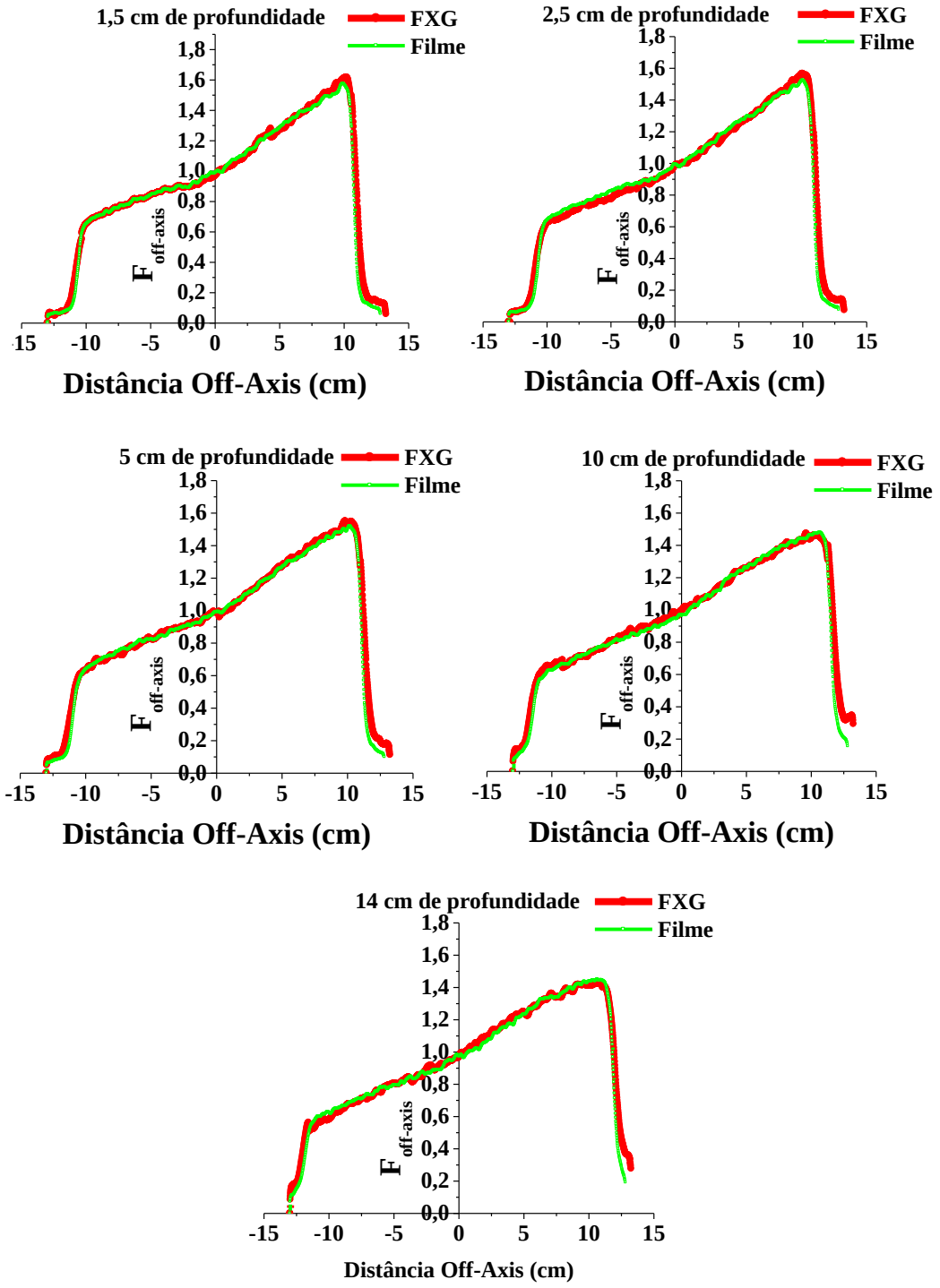


Figura 3.33. Perfís do feixe de fótons de 6MV no campo de 20x20cm^2 com filtro virtual de 45°, inferidos com o Filme Gafchromic e o FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.33 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de **$F_{off\text{-}axis}$,** obtidos com Filme Gafchromic e com FXG, em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.23), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,4%.

Tabela 3. 23. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com filme Gafchromic e FXG, para o campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 45°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,2
2,5	0,2
5,0	0,3
10,0	0,4
14,0	0,2

A Figura 3.34 apresenta imagens pós irradiação e pós processamento (VisGel), de 1 cubeta de FXG com 25,0 x 15,0 x 1,0 cm^3, usada para inferir os perfis do campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 60°. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para o filme e de 0,3% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

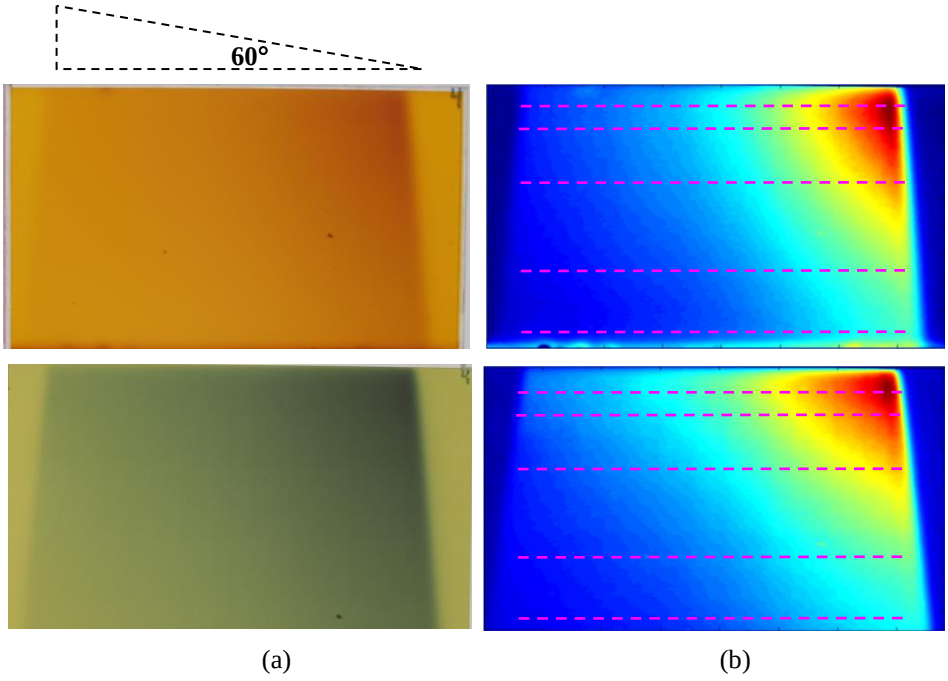


Figura 3. 34. Representação das imagens (a) pós irradiação e (b) pós processamento (VisGel), do filme Gafchromic e da cubeta de FXG usados para inferir os perfís do feixe de fótons de 6 MV, no campo de 20 x 20 cm^2, com filtro virtual de 60°.

As linhas horizontais tracejadas nas imagens processadas da Figura 3.34, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.35 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com o filme.

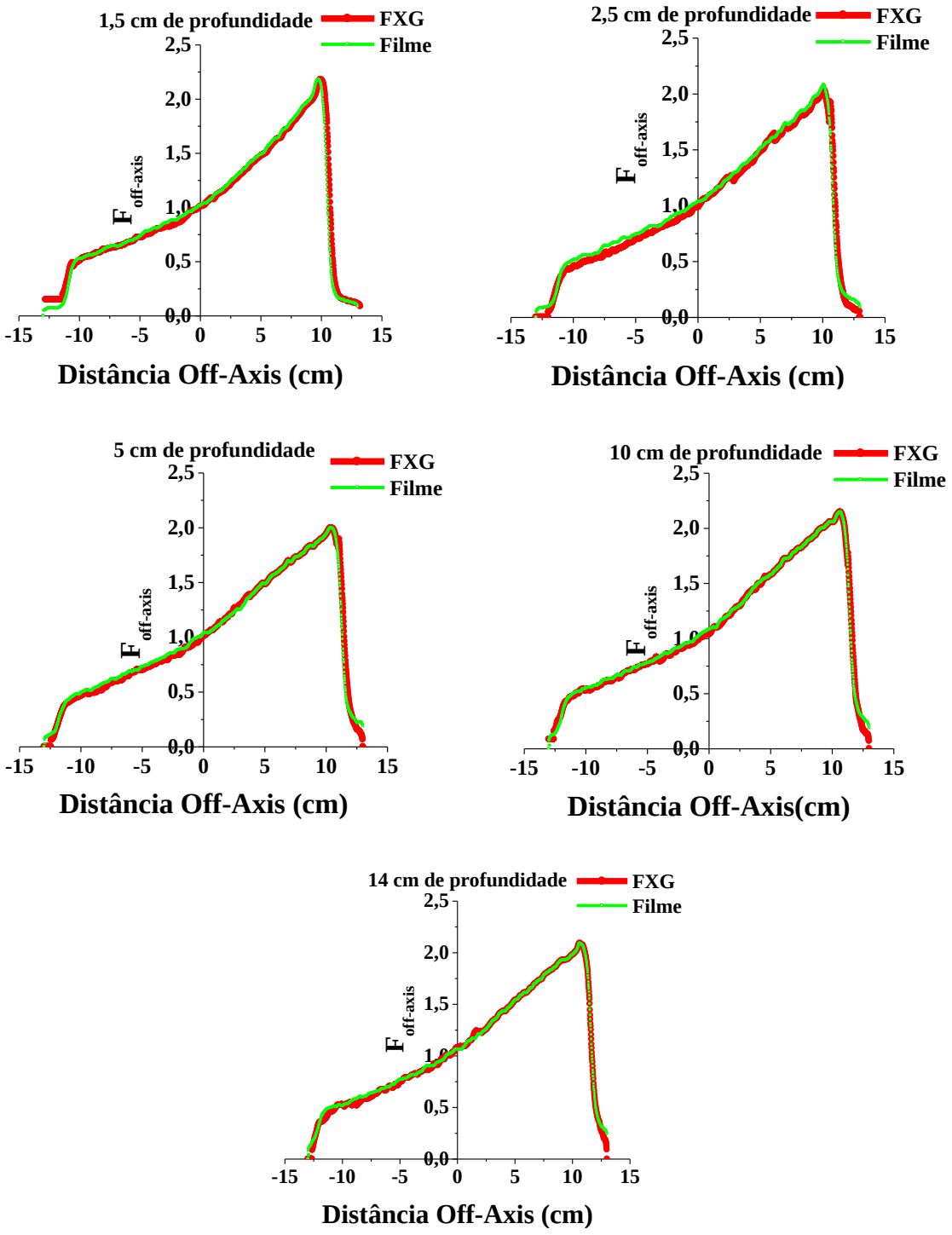


Figura 3. 35. Perfís do feixe de fótons de 6 MV no campo de 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 60°, inferidos com Filme Gafchromic e FXG nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.35 foram obtidos a partir da razão dos valores nos perfis, para cada profundidade, pelo valor no centro do campo na mesma profundidade. Pode-se observar que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS.

Quando se faz a diferença percentual entre os valores de $F_{off\text{-}axis}$**,** obtidos com o Filme Gafchromic e FXG, em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.24), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,5%.

Tabela 3.24. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ com filme Gafchromic e FXG, para o campo 20 x 20 cm^2 com filtro virtual de 60°, nas profundidades de 1,5; 2,5; 5,0; 10,0 e 14,0 cm no OS.

Profundidade (cm)	Diferença percentual média (%)
1,5	0,2
2,5	0,5
5,0	0,2
10,0	0,2
14,0	0,2

De todos os perfís traçados de 1,5 a 14,0 cm de profundidade, pode se observar que há um aumento na inclinação da curva à medida que a cunha do filtro virtual aumenta. Isto proporciona uma maior variação da dose absorvida numa mesma profundidade, o que pode ser vantajoso para alguns tratamentos radioterápicos.

As diferenças percentuais médias obtidas entre os valores das medidas com o Filme Gafchromic e FXG, para todos os tamanhos de campo e cunhas dos filtros virtuais selecionados, foram de 0,1 a 0,5%, não excedendo a diferença preconizada pelo protocolo (AAPM TG 106, 2008).

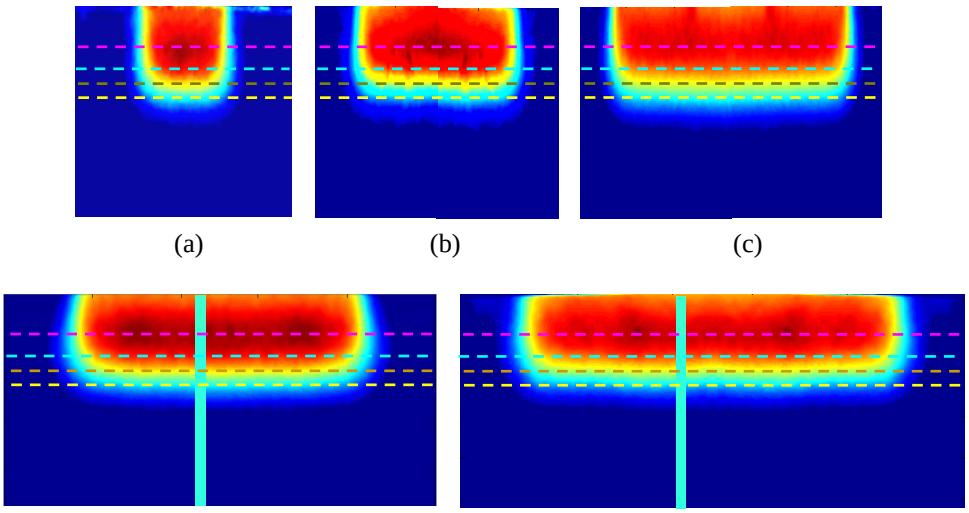
De todos os resultados obtidos para os perfis de campos abertos ou filtrados de fótons, nenhuma diferença percentual excedeu o erro preconizado pelo protocolo padrão. Sendo o FXG, uma possível alternativa para o comissionamento deste parâmetro.

3.4.2 Perfis de Campo e Fatores *Off-Axis* para Elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV

Perfis de Campo e Fatores Off-Axis para feixes de elétrons de 5 MeV

Os perfis dos feixes de elétrons de 5 MeV com cones localizadores de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 nas profundidades de $\mathbf{R_{100}}$**,** $\mathbf{R_{90}}$**,** $\mathbf{R_{80}}$ e $\mathbf{R_{50}}$, foram inferidos a partir das medidas realizadas com a CI e o FXG. A Figura 3.36 apresenta imagens pós processamento (VisGel) de cubetas únicas ou acopladas de 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 com FXG. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto

nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para a CI e 0,7% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b) (c)

(d) (e)

Figura 3. 36. Representação das imagens pós processamento (VisGel), da(s) cubeta(s) de FXG com 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 usadas para inferir os perfís dos feixes de elétrons de 5 MeV, para os cones localizadores : (a) 5 x 5 cm^2, (b) 10 x 10 cm^2, (c) 15 x 15 cm^2, (d) 20 x 20 cm^2 e (e) 25 x 25 cm^2 (para essas duas últimas imagens foi necessário o acoplamento de 2 cubetas).

As linhas horizontais tracejadas nas imagens processadas da Figura 3.36, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.37 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

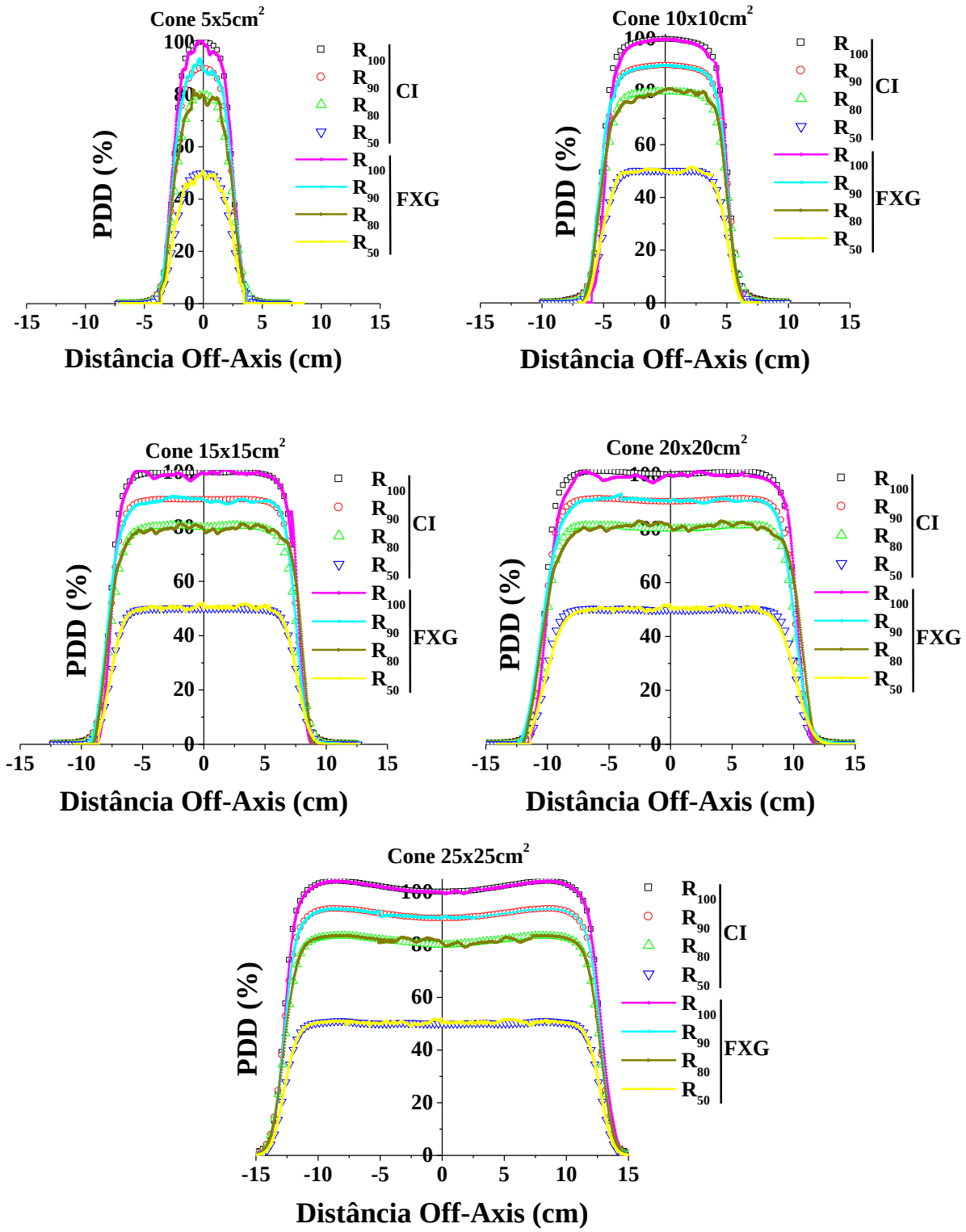


Figura 3. 37. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 5 MeV, para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2, inferidos com a CI e o FXG, nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.37, foram obtidos das varreduras dos perfís não normalizados, inferidos das linhas traçadas nas profundidades mostradas nas imagens da Figura 3.36. Os fatores *off-axis* para cada cone e em cada profundidade,

foram obtidos pela razão dos valores em cada ponto dos perfís não normalizados, pelos valores respectivos em seus centros.

Pode-se observar ainda dos gráficos da Figura 3.37, que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS. Quando se faz a diferença entre os valores percentuais nos comportamentos dos perfís não normalizados, obtidos com a CI e com o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.25), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,8%.

Tabela 3. 25. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de 5 MeV, cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Cone Localizador (cm^2)	Diferença percentual média (%) entre todas as profundidades
5 x 5	0,7
10 x 10	0,6
15 x 15	0,7
20 x 20	0,8
25 x 25	0,6

Perfis de Campo e Fatores Off-Axis para feixes de elétrons de 8 MeV

Os perfis dos feixes de elétrons de 8 MeV com cones localizadores de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25cm^2 nas profundidades de $\mathbf{R_{100}}$, $\mathbf{R_{90}}$, $\mathbf{R_{80}}$ e $\mathbf{R_{50}}$, foram inferidos a partir das medidas realizadas com a CI e o FXG. A Figura 3.38 apresenta imagens pós processamento (VisGel) de cubetas únicas ou acopladas de 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 com FXG. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

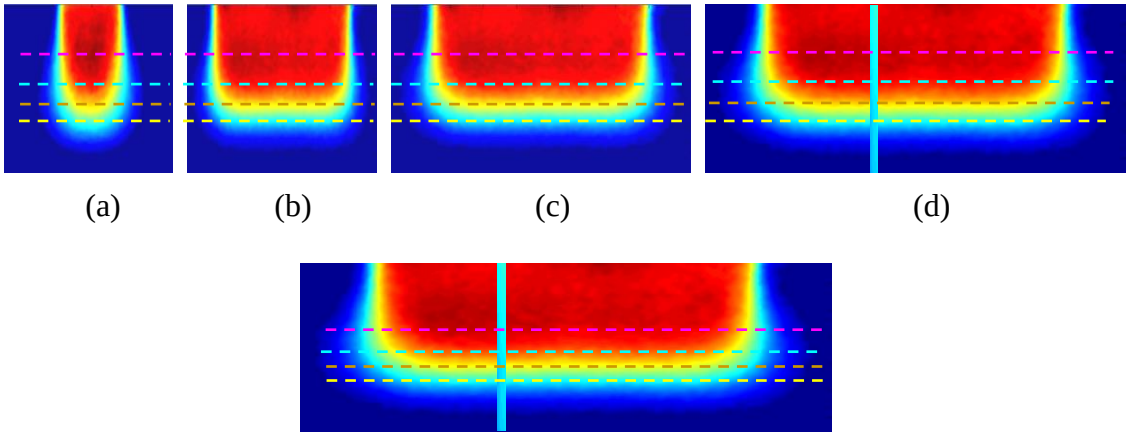


Figura 3. 38. Representação das imagens pós processamento (VisGel), da(s) cubeta(s) de FXG com 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 usadas para inferir os perfís dos feixes de elétrons de 5 MeV, para os cones localizadores : (a) 5 x 5 cm^2, (b) 10 x 10 cm^2, (c) 15 x 15 cm^2, (d) 20 x 20 cm^2 e (e) 25 x 25 cm^2 (para essas duas últimas imagens foi necessário o acoplamento de 2 cubetas).

As linhas horizontais tracejadas nas imagens processadas da Figura 3.38, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.39 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

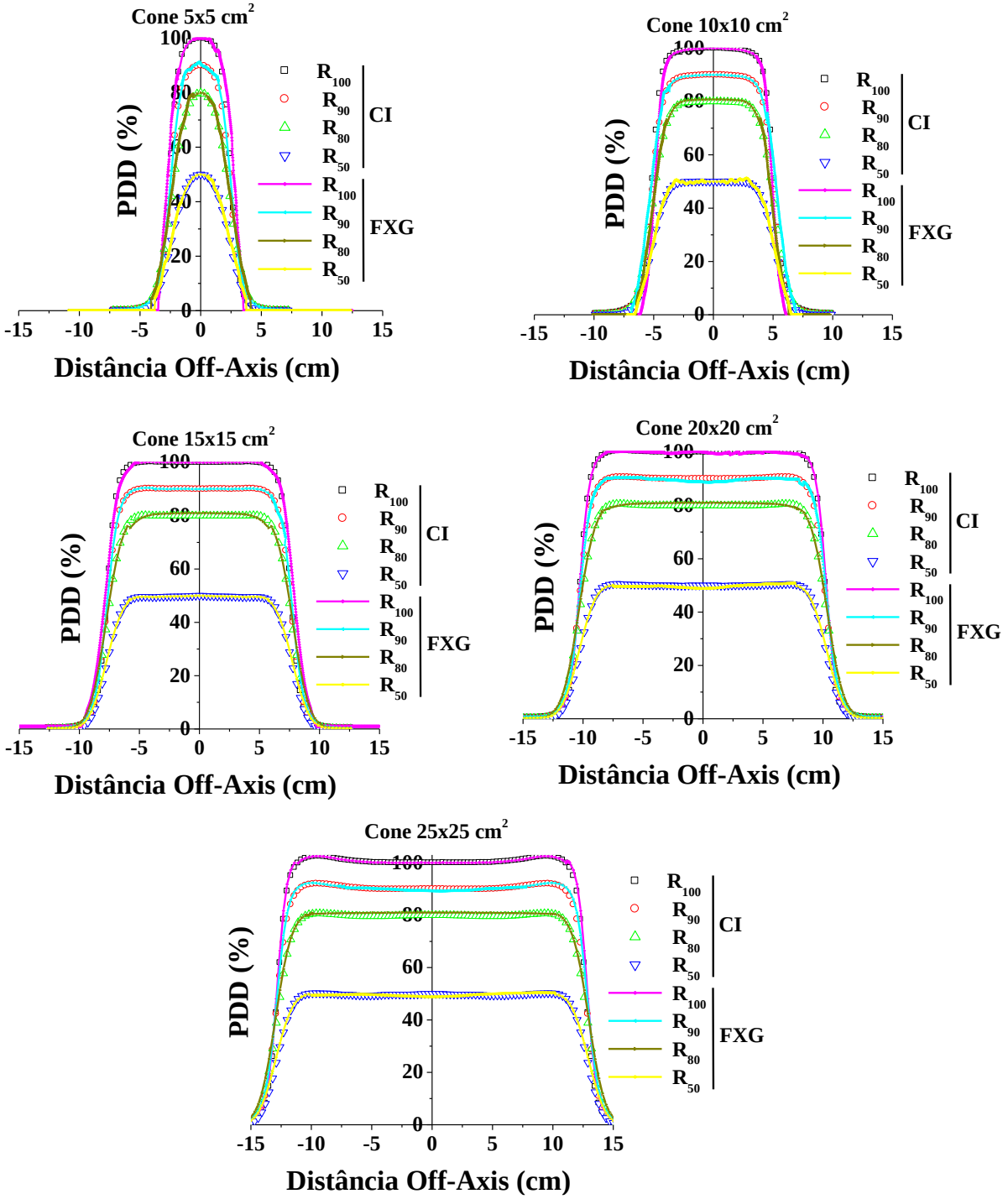


Figura 3. 39. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 8 MeV, para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2, inferidos com a CI e o FXG, nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.39, foram obtidos das varreduras dos perfís não normalizados, inferidos das linhas traçadas nas profundidades mostradas nas imagens da Figura 3.38. Os fatores *off-axis* para cada cone e em cada profundidade,

foram obtidos pela razão dos valores em cada ponto dos perfís não normalizados, pelos valores respectivos em seus centros.

Pode-se observar ainda dos gráficos da Figura 3.39, que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS. Quando se faz a diferença entre os valores percentuais nos comportamentos dos perfís não normalizados**,** obtidos com a CI e com o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.26), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,4%.

Tabela 3. 26. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de 8 MeV, cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Cone Localizador (cm^2)	Diferença percentual média (%) entre todas as profundidades
5 x 5	0,3
10 x 10	0,4
15 x 15	0,3
20 x 20	0,3
25 x 25	0,3

Perfis de Campo e Fatores Off-Axis para feixes de elétrons de 10 MeV

Os perfis dos feixes de elétrons de 10 MeV com cones localizadores de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 nas profundidades de $\mathbf{R_{100}}$**,** $\mathbf{R_{90}}$**,** $\mathbf{R_{80}}$ e $\mathbf{R_{50}}$, foram inferidos a partir das medidas realizadas com a CI e o FXG. A Figura 3.40 apresenta imagens pós processamento (VisGel) de cubetas únicas ou acopladas de 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 com FXG. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

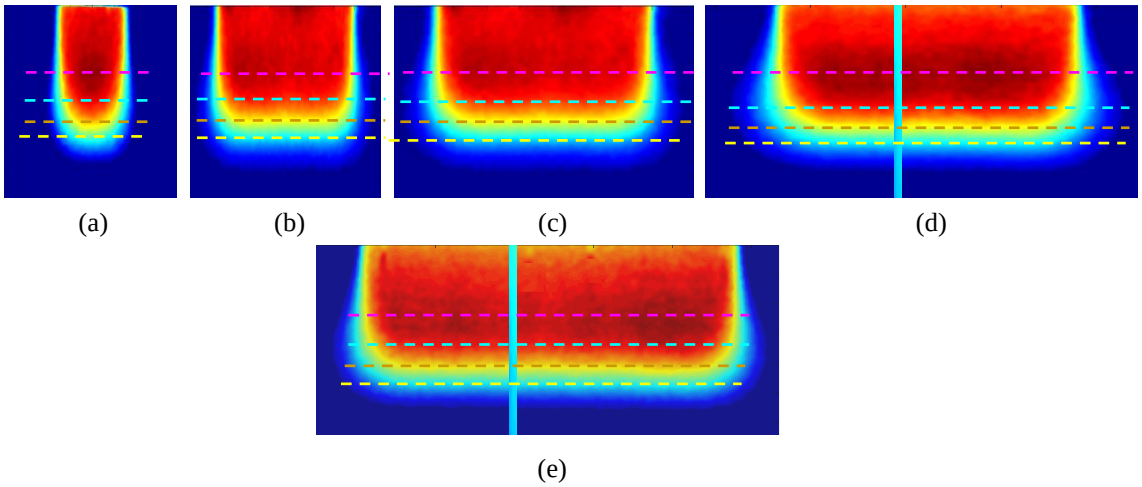


Figura 3. 40. Representação das imagens pós processamento (VisGel), da(s) cubeta(s) de FXG com 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 usadas para inferir os perfís dos feixes de elétrons de 10 MeV, para os cones localizadores : (a) 5 x 5 cm^2, (b) 10 x 10 cm^2, (c) 15 x 15 cm^2, (d) 20 x 20 cm^2 e (e) 25 x 25 cm^2 (para essas duas últimas imagens foi necessário o acoplamento de 2 cubetas).

As linhas horizontais tracejadas nas imagens processadas da Figura 3.40, exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.41 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com a CI.

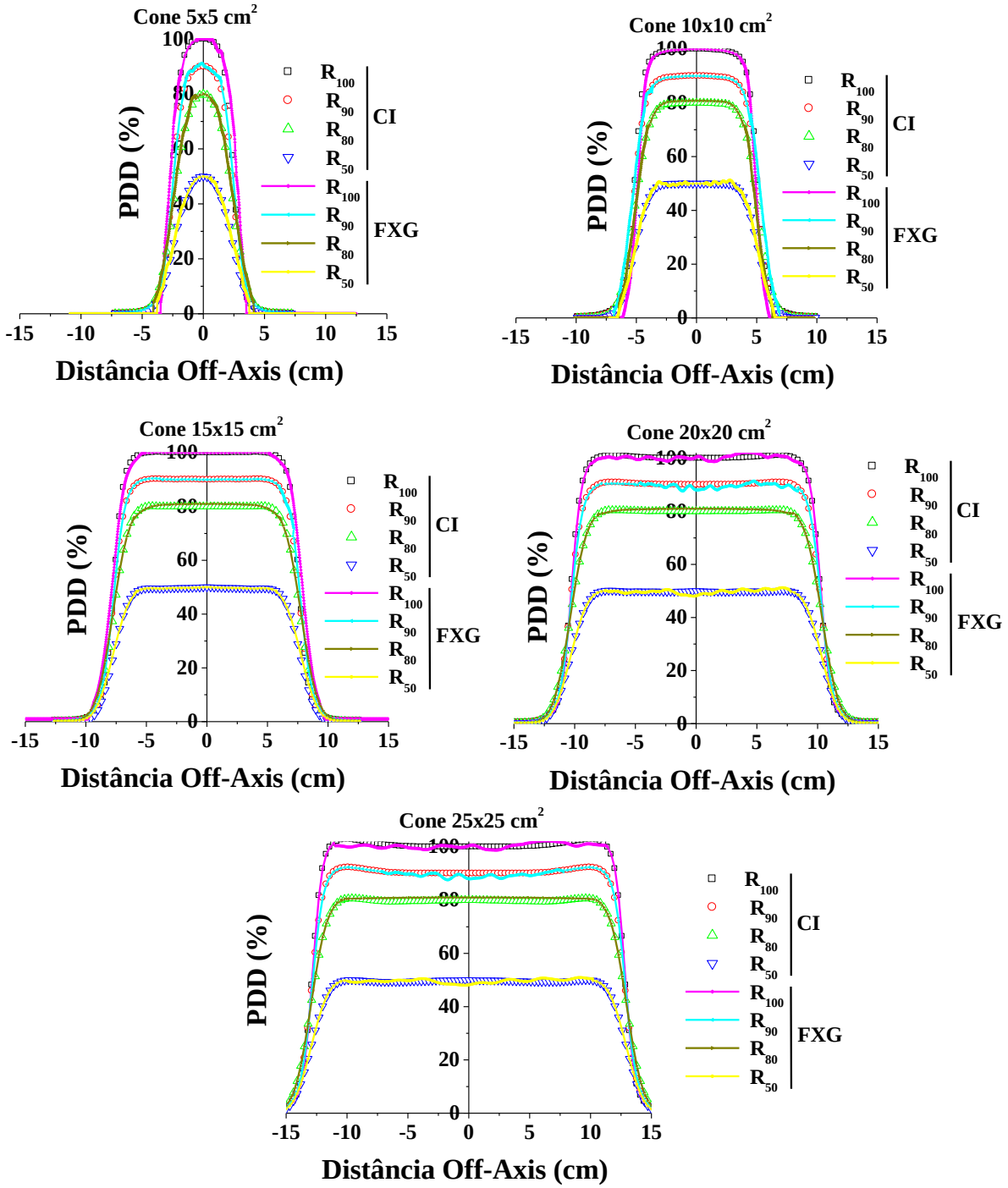


Figura 3. 41. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 10 MeV, para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2, inferidos com a CI e o FXG, nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.41, foram obtidos das varreduras dos perfís não normalizados, inferidos das linhas traçadas nas profundidades mostradas nas imagens da Figura 3.40. Os fatores *off-axis* para cada cone e em cada profundidade,

foram obtidos pela razão dos valores em cada ponto dos perfís não normalizados, pelos valores respectivos em seus centros.

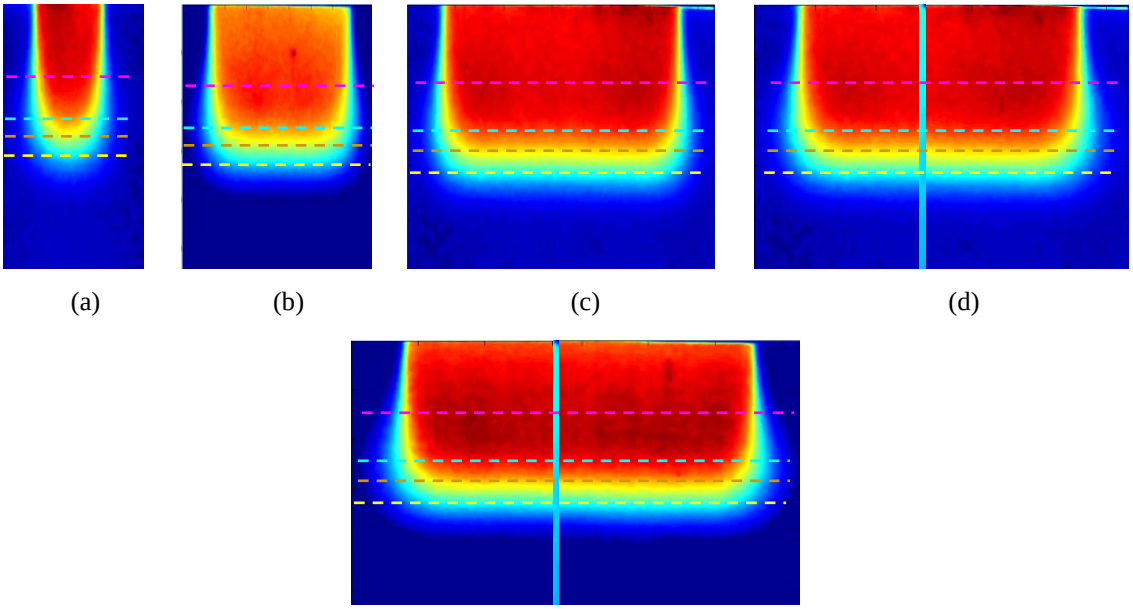
Pode-se observar ainda dos gráficos da Figura 3.41, que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS. Quando se faz a diferença entre os valores percentuais nos comportamentos dos perfís não normalizados**,** obtidos com a CI e com o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.27), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,8%.

Tabela 3. 27. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de 10 MeV, cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Cone Localizador (cm^2)	Diferença percentual média (%) entre todas as profundidades
5 x 5	0,3
10 x 10	0,5
15 x 15	0,6
20 x 20	0,6
25 x 25	0,8

Perfis de Campo e Fatores Off-Axis para feixes de elétrons de 14 MeV

Os perfis dos feixes de elétrons de 14 MeV com cones localizadores de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2 nas profundidades de $\mathbf{R_{100}}$**,** $\mathbf{R_{90}}$**,** $\mathbf{R_{80}}$ e $\mathbf{R_{50}}$, foram inferidos a partir das medidas realizadas com a CI e o FXG. A Figura 3.42 apresenta imagens pós processamento (VisGel) de cubetas únicas ou acopladas de 20,0 x 15,0 x 1,0 cm^3 com FXG. Para ambos os dosímetros foram feitas três medidas para cada ponto nos perfis, das quais foram obtidas médias com incertezas de 0,2% para a CI e 0,4% para o FXG. Estes valores estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).



(a) (b) (c) (d)

(e)

Figura 3. 42. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 14 MeV, para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2, inferidos com a CI e o FXG, nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

As linhas horizontais tracejadas na imagem processada da Figura 3.42 exemplificam as profundidades onde os perfis de campo da Figura 3.43 foram inferidos para o dosímetro FXG e correspondem às mesmas profundidades dos inferidos com o CI.

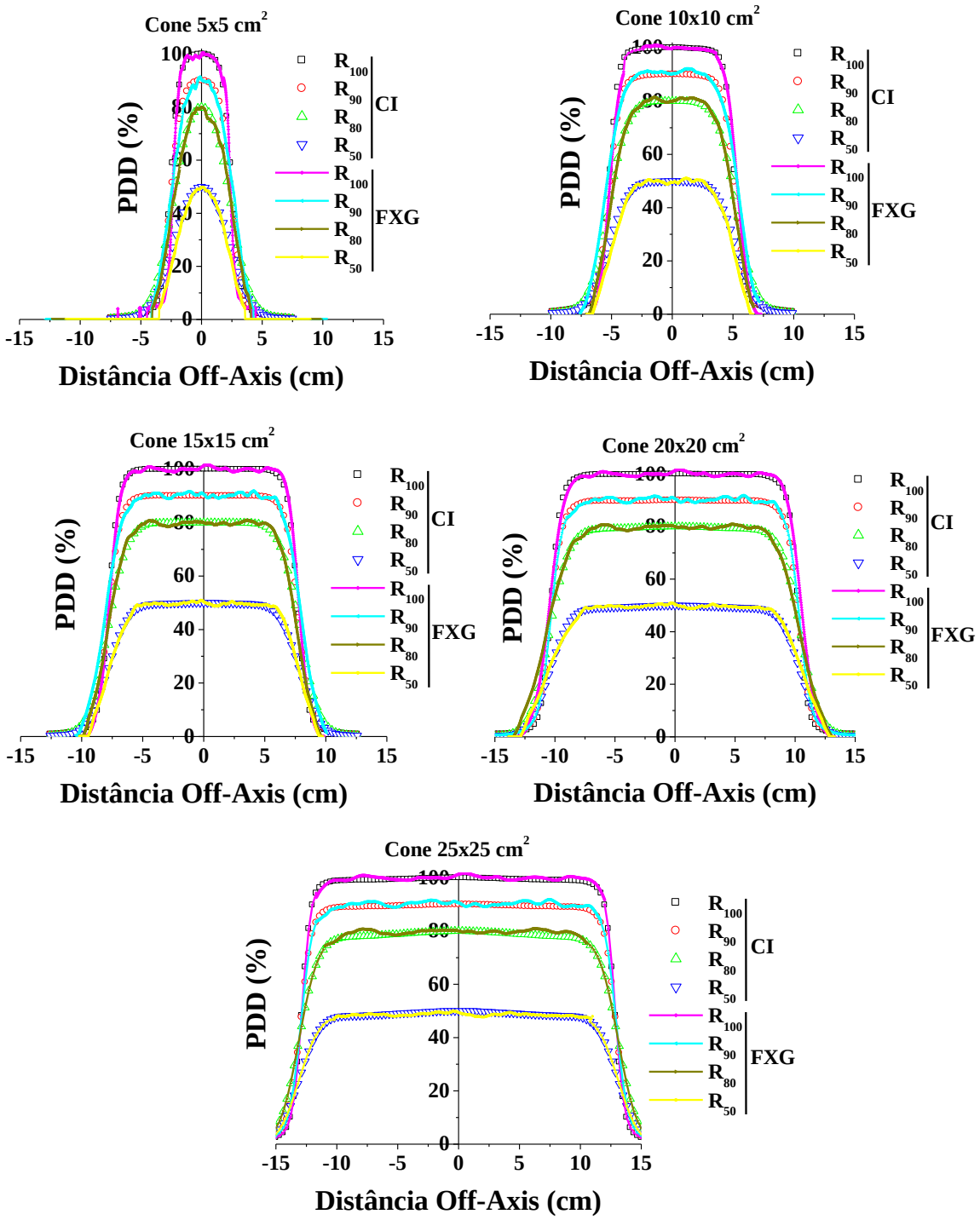


Figura 3.43. Perfís não normalizados dos feixes de elétrons de 14 MeV, para os cones de 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25 cm^2, inferidos com a CI e o FXG, nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Os gráficos apresentados na Figura 3.43, foram obtidos das varreduras dos perfís não normalizados, inferidos das linhas traçadas nas profundidades mostradas nas imagens da Figura 3.42. Os fatores *off-axis* para cada cone e em cada profundidade, foram obtidos pela razão dos valores em cada ponto dos perfís não normalizados, pelos valores respectivos em seus centros.

Pode-se observar ainda dos gráficos da Figura 3.43, que os dois dosímetros apresentam praticamente o mesmo comportamento em função das profundidades selecionadas no OS. Quando se faz a diferença entre os valores percentuais nos comportamentos dos perfís não normalizados**,** obtidos com a CI e com o FXG em cada ponto e para todas as profundidades selecionadas (Tabela 3.28), a maior diferença percentual média obtida foi de 0,5%.

Tabela 3.28. Diferenças percentuais médias entre as medidas dos $F_{off\text{-}axis}$ nos perfis não normalizados (com a CI e o FXG), para os feixes de 14 MeV, cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 nas profundidades de R_{100}, R_{90}, R_{80} e R_{50} do OS.

Cone Localizador (cm^2)	Diferença percentual média (%) entre todas as profundidades
5 x 5	0,4
10 x 10	0,3
15 x 15	0,4
20 x 20	0,5
25 x 25	0,3

As diferenças percentuais médias obtidas entre todos os perfís traçados, através dos valores obtidos com a CI e com o FXG para as energias de 5, 8, 10 e 14 MeV, profundidades e cones localizadores selecionados, foram de 0,3 a 0,8%, não excedendo o erro previsto para CI (AAPM TG 106, 2008). Mais uma vez, o dosímetro FXG confirma-se como uma possível alternativa para o comissionamento do fator *off-axis*.

3.5 Determinação da Posição Virtual da Fonte

Conforme apresentado no Capítulo 1, a posição virtual da fonte é a forma de definir o ponto de origem do feixe de elétrons (em função do tamanho de campo e da energia), a partir do qual se pode aplicar a lei do inverso do quadrado da distância. A determinação da posição virtual da fonte proporciona ao físico médico, a Distância Fonte Superfície Efetiva (**SSD_{eff}**) para diversos tipos de aplicações na Radioterapia, como a exemplo da Irradiação Total da Pele com Elétrons (TSEI – Total Skin Electron Irradiation).

No comissionamento da posição virtual da fonte, 3 medidas foram feitas com a CI e o FXG, para cada combinação de energia de feixe (5, 8, 10 e 14 MeV), cone localizador (5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 e 25 x 25cm^2) e tamanho de gap (de 0 a 200 mm). As leituras foram realizadas com a CI e o FXG na profundidade da dose absorvida máxima (**$d_{máx}$** ou **R_{100}**), para as energias de 5, 8, 10 e 14 MeV no OS. A distância entre a superfície inferior do cone localizador e a da água do OS foi variada de 0 a 200 mm (gap **g**). Convém salientar que quando a superfície inferior do cone localizador coincide com a da água (**g= 0**) a SSD equivalente é de 950 mm, e quando **g** = 200 mm, a SSD equivalente é de 1150 mm. Considerando a Distância Fonte Superfície Efetiva **f** = **SSD_{eff}** (distância entre o ponto virtual da fonte e a superfície no OS); **I_0** = leitura de cada dosímetro com gap zero ($I_0 \Leftrightarrow I_{CI0}$ e I_{FXG0}); **I_g** = leitura de cada dosímetro utilizando um

determinado gap **g** ($I_g \Leftrightarrow I_{CIg}$ e I_{FXGg}) e $\boldsymbol{a_{CI}}$ e $\boldsymbol{a_{FXG}}$ = coeficientes angulares dos comportamentos respectivos de $\sqrt{I_{CI0}/I_{CIg}}$ e $\sqrt{I_{FXG0}/I_{FXGg}}$ em função de **g** , para as medidas com a CI e o FXG, cuja lei do inverso do quadrado da distância já apresentada na Equação (1.15), pode ser relembrada como: $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = \left(\frac{1}{f + d_{máx}}\right).g + 1$

Sendo, $a = \frac{1}{f + d_{máx}}$.

A Tabela 3.29 apresenta as leituras de I_{CI} (I_{CIg} e I_{CIo}) e I_{FXG} (I_{FXGg} e I_{FXGo}) para os cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2, feixes de elétrons de 5 a 14 MeV e gaps de 0 a 200 mm.

Tabela 3. 29. I_{CIg} e I_{CIo} (nC) e I_{FXGg} e I_{FXGo} (u.r) para os cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2, energias de 5 a 14 MeV e gaps de 0 a 200 mm.

Cone (cm^2)	SSD [mm]	Energia (MeV)	Profundidade $d_{máx}$ (mm)	Gap (mm)	Leituras da CI (I_{CIg}) (nC)	Leituras do FXG (I_{FXGg}) (u.r)
5x5	1150	14	27,8	200	267,75 ± 0,01	0,256 ± 0,002
5x5	1100	14	27,8	150	297,09 ± 0,02	0,284 ± 0,002
5x5	1050	14	27,8	100	329,76 ± 0,00	0,315± 0,001
5x5	1000	14	27,8	50	367,23 ± 0,03	0,351 ± 0,001
5x5	950	14	27,8	0	(I_{CIo}) 411,63 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,393 ± 0,002
5x5	1150	10	21,4	200	251,57 ± 0,01	0,241± 0,002
5x5	1100	10	21,4	150	283,22 ± 0,01	0,271± 0,001
5x5	1050	10	21,4	100	316,56 ± 0,03	0,303± 0,002
5x5	1000	10	21,4	50	355,76 ± 0,02	0,341± 0,002
5x5	950	10	21,4	0	(I_{CIo}) 400,7 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,384± 0,002
5x5	1150	8	16,8	200	236,71 ± 0,02	0,226± 0,002
5x5	1100	8	16,8	150	270,42 ± 0,00	0,258± 0,002
5x5	1050	8	16,8	100	305,89 ± 0,01	0,292± 0,002
5x5	1000	8	16,8	50	348,43 ± 0,01	0,333± 0,002
5x5	950	8	16,8	0	(I_{CIo}) 395,9 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,378± 0,002
5x5	1150	5	10	200	172,76 ± 0,01	0,165± 0,001
5x5	1100	5	10	150	206,92 ± 0,03	0,198± 0,001
5x5	1050	5	10	100	243,77 ± 0,02	0,233± 0,002
5x5	1000	5	10	50	284,55 ± 0,03	0,272± 0,002
5x5	950	5	10	0	(I_{CIo}) 330,69 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,316± 0,002
Cone (cm^2)	**SSD [mm]**	**Energia (MeV)**	**Profundidade $d_{máx}$ (mm)**	**Gap (mm)**	**Leitura da CI (I_{CIg}) (nC)**	**Absorbância do FXG (I_{FXGg}) (u.r)**
10	1150	14	27,8	200	296,96 ± 0,02	0,284 ± 0,002
10	1100	14	27,8	150	324,82 ± 0,01	0,311 ± 0,002
10	1050	14	27,8	100	355,89 ± 0,03	0,340 ± 0,002
10	1000	14	27,8	50	392,7 ± 0,03	0,376 ± 0,002
10	950	14	27,8	0	(I_{CIo}) 430,17 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,411 ± 0,002
10	1150	10	21,4	200	294,96 ± 0,03	0,282 ± 0,002
10	1100	10	21,4	150	322,82 ± 0,00	0,308 ± 0,002
10	1050	10	21,4	100	354,69 ± 0,02	0,339 ± 0,002
10	1000	10	21,4	50	391,76 ± 0,03	0,373 ± 0,001
10	950	10	21,4	0	(I_{CIo}) 431,63 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,409 ± 0,001
10	1150	8	16,8	200	292,69 ± 0,03	0,280 ± 0,001
10	1100	8	16,8	150	321,36 ± 0,02	0,307 ± 0,002
10	1050	8	16,8	100	356,16 ± 0,03	0,337 ± 0,002
10	1000	8	16,8	50	395,76 ± 0,03	0,372 ± 0,001
10	950	8	16,8	0	(I_{CIo}) 436,3 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,410 ± 0,002
10	1150	5	10	200	272,69 ± 0,01	0,280 ± 0,002
10	1100	5	10	150	303,09 ± 0,03	0,307 ± 0,001
10	1050	5	10	100	340,96 ± 0,03	0,341 ± 0,001
10	1000	5	10	50	383,9 ± 0,02	0,378 ± 0,001
10	950	5	10	0	429,9 ± 0,03	0,417 ± 0,002

Cone (cm^2)	SSD [mm]	Energia (MeV)	Profundidade $d_{máx}$ (mm)	Gap (mm)	Leitura da CI (I_{CIg}) (nC)	Absorbância do FXG (I_{FXGg}) (u.r)
15	1150	14	27,8	200	302,29 ± 0,02	0,289 ± 0,001
15	1100	14	27,8	150	328,16 ± 0,01	0,314 ± 0,001
15	1050	14	27,8	100	358,69 ± 0,00	0,343 ± 0,002
15	1000	14	27,8	50	391,36 ± 0,03	0,374 ± 0,002
15	950	14	27,8	0	(I_{CIo}) 427,5 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,409 ± 0,001
15	1150	10	21,4	200	300,82 ± 0,02	0,287 ± 0,002
15	1100	10	21,4	150	327,76 ± 0,01	0,311 ± 0,001
15	1050	10	21,4	100	357,36 ± 0,03	0,340 ± 0,002
15	1000	10	21,4	50	390,7 ± 0,03	0,372 ± 0,001
15	950	10	21,4	0	(I_{CIo}) 428,57 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,406 ± 0,001
15	1150	8	16,8	200	300,69 ± 0,03	0,288 ± 0,001
15	1100	8	16,8	150	328,56 ± 0,00	0,313 ± 0,002
15	1050	8	16,8	100	360,83 ± 0,02	0,342 ± 0,002
15	1000	8	16,8	50	396,83 ± 0,03	0,374 ± 0,002
15	950	8	16,8	0	(I_{CIo}) 433,77 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,410 ± 0,001
15	1150	5	10	200	299,76 ± 0,03	0,287 ± 0,001
15	1100	5	10	150	329,62 ± 0,02	0,314 ± 0,001
15	1050	5	10	100	364,16 ± 0,01	0,345 ± 0,001
15	1000	5	10	50	400,96 ± 0,03	0,379 ± 0,001
15	950	5	10	0	443,5 ± 0,03	0,415 ± 0,001
Cone (cm^2)	SSD [mm]	Energia (MeV)	Profundidade $d_{máx}$ (mm)	Gap (mm)	Leitura da CI (I_{CIg}) (nC)	Absorbância do FXG (I_{FXGg}) (u.r)
20	1150	14	27,8	200	294,29 ± 0,02	0,281 ± 0,002
20	1100	14	27,8	150	318,82 ± 0,03	0,305 ± 0,002
20	1050	14	27,8	100	346,83 ± 0,01	0,332 ± 0,002
20	1000	14	27,8	50	378,96 ± 0,03	0,362 ± 0,001
20	950	14	27,8	0	(I_{CIo}) 415,23± 0,03	(I_{FXGo}) 0,397 ± 0,002
20	1150	10	21,4	200	294,42 ± 0,03	0,278 ± 0,002
20	1100	10	21,4	150	320,16± 0,00	0,302 ± 0,001
20	1050	10	21,4	100	348,83 ± 0,03	0,330 ± 0,002
20	1000	10	21,4	50	381,23 ± 0,02	0,361 ± 0,002
20	950	10	21,4	0	(I_{CIo}) 418,43 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,394 ± 0,001
20	1150	8	16,8	200	297,89 ± 0,02	0,281 ± 0,002
20	1100	8	16,8	150	323,89 ± 0,01	0,306 ± 0,002
20	1050	8	16,8	100	353,76 ± 0,03	0,334 ± 0,001
20	1000	8	16,8	50	388,16 ± 0,03	0,365 ± 0,001
20	950	8	16,8	0	(I_{CIo}) 426,17 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,400 ± 0,002
20	1150	5	10	200	311,89 ± 0,02	0,285 ± 0,001
20	1100	5	10	150	341,09 ± 0,03	0,310 ± 0,002
20	1050	5	10	100	373,76 ± 0,01	0,338 ± 0,002
20	1000	5	10	50	409,63 ± 0,03	0,371 ± 0,002
20	950	5	10	0	(I_{CIo}) 448,57 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,407 ± 0,001
Cone (cm^2)	SSD [mm]	Energia (MeV)	Profundidade $d_{máx}$ (mm)	Gap (mm)	Leitura da CI (I_{CIg}) (nC)	Absorbância do FXG (I_{FXGg}) (u.r)
25	1150	14	27,8	200	294,16 ± 0,03	0,281 ± 0,002
25	1100	14	27,8	150	319,49 ± 0,03	0,305 ± 0,001
25	1050	14	27,8	100	346,96 ± 0,02	0,332 ± 0,002
25	1000	14	27,8	50	378,96 ± 0,03	0,362 ± 0,002
25	950	14	27,8	0	(I_{CIo}) 416,96 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,399 ± 0,002
25	1150	10	21,4	200	294,82 ± 0,03	0,278 ± 0,001
25	1100	10	21,4	150	319,89 ± 0,01	0,302 ± 0,002
25	1050	10	21,4	100	348,83 ± 0,02	0,329 ± 0,002
25	1000	10	21,4	50	381,36 ± 0,03	0,361 ± 0,002
25	950	10	21,4	0	(I_{CIo}) 418,83 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,396 ± 0,002
25	1150	8	16,8	200	297,76 ± 0,03	0,282 ± 0,002
25	1100	8	16,8	150	323,09 ± 0,00	0,306 ± 0,002
25	1050	8	16,8	100	352,83 ± 0,02	0,334 ± 0,002
25	1000	8	16,8	50	387,1 ± 0,03	0,365 ± 0,002
25	950	8	16,8	0	(I_{CIo}) 424,83 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,400 ± 0,002
25	1150	5	10	200	312,82 ± 0,02	0,285 ± 0,001
25	1100	5	10	150	340,56 ± 0,01	0,309 ± 0,001
25	1050	5	10	100	372,83 ± 0,03	0,337 ± 0,002
25	1000	5	10	50	407,9 ± 0,03	0,370 ± 0,002
25	950	5	10	0	(I_{CIo}) 447,23 ± 0,03	(I_{FXGo}) 0,406 ± 0,002

De acordo com o Capítulo 1, $\boldsymbol{a}_{CI}$ e $\boldsymbol{a}_{FXG}$ (coeficientes angulares) podem ser inferidos das raízes quadradas das razões das leituras de $\mathbf{I_{CIo}}$ por $\mathbf{I_{CIg}}$ e de $\mathbf{I_{FXGo}}$ por $\mathbf{I_{FXGg}}$, respectivamente. Os comportamentos de $\sqrt{I_{CI\,o}/I_{CI\,g}}$ e $\sqrt{I_{FXGo}/I_{FXGg}}$ em função de **g** para o cones de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2 e energias de 5 a 14 MeV são apresentados nos gráficos das Figuras 3.44 e 3.45.

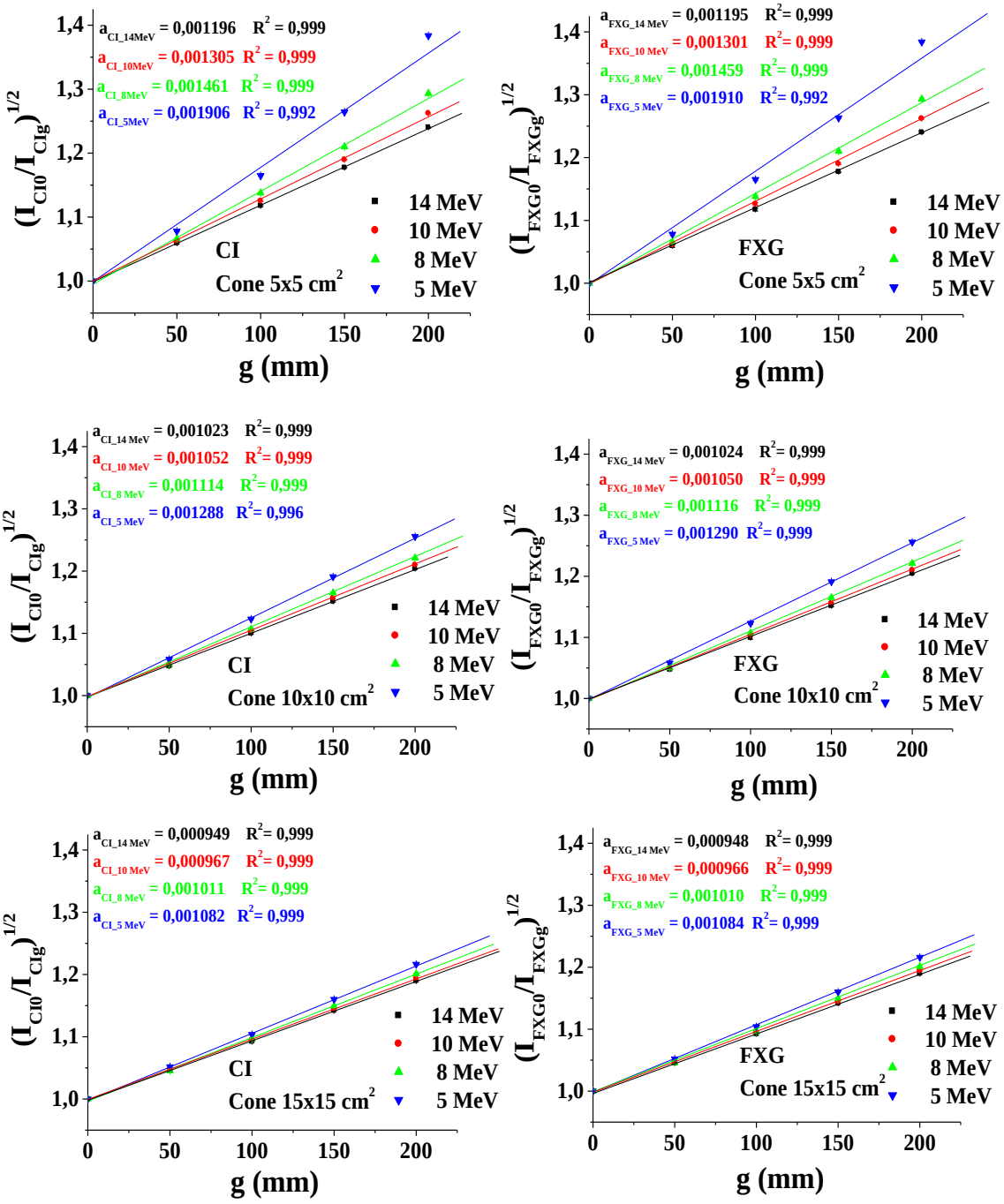


Figura 3. 44. Gráficos de $\mathbf{(I_0/I_g)^{1/2}}$ em função de **g** para feixes de elétrons de 5 a 14 MeV e cones de 5 x 5, 10 x 10 e 15 x 15 cm^2 para a determinação dos coeficientes angulares $\boldsymbol{a}_{CI}$ e $\boldsymbol{a}_{FXG}$.

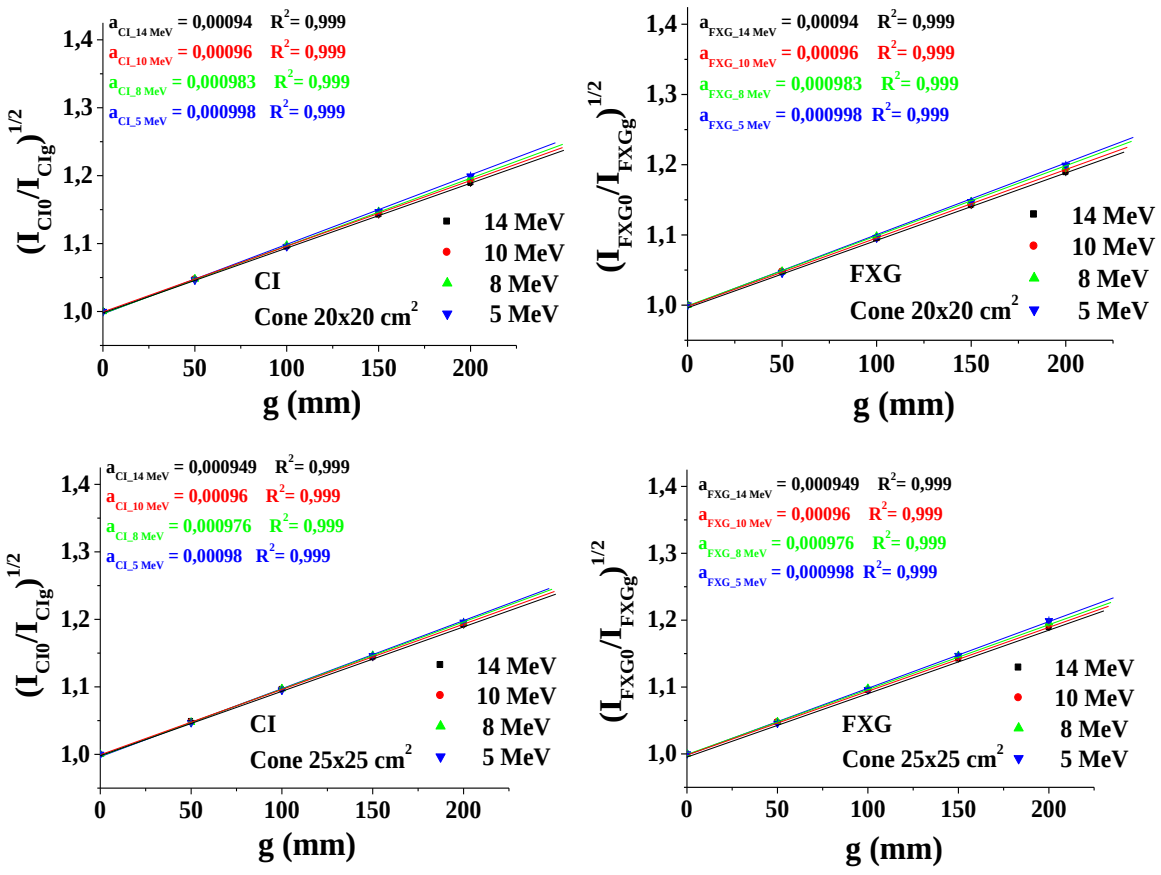


Figura 3. 45. Gráficos de $(I_0/I_g)^{1/2}$ em função de **g** para feixes de elétrons de 5 a 14 MeV e cones de 20 x 20 e 25 x 25cm² para a determinação dos coeficientes angulares a_{CI} e a_{FXG}.

Das Figuras 3.44 e 3.45, pode-se notar que à medida que o tamanho do cone localizador aumenta, a diferença entre $(I_0/I_g)^{1/2}$ em função de **g** diminui para ambos os dosímetros. Como o tamanho do cone localizador é um dos principais agentes responsáveis pelo espalhamento do feixe de elétrons ao longo do seu caminho (do cabeçote à superfície do OS), quanto maior for o tamanho do campo menor será o valor da medida feita no seu centro. Da interação dos elétrons com a matéria, sabe-se que aqueles divergentes do feixe têm maior probabilidade de serem espalhados pelos cones menores e serem medidos no centro do campo. Também seus elétrons secundários, produzidos no meio, poderiam ter energia suficiente para alcançar o centro do campo.

Para o cone pequeno tem-se mais elétrons espalhados que chegam ao centro do campo, ao contrario do grande. O fato dos elétrons possuírem curto alcance no meio, aqueles espalhados no cone podem não chegar ao ponto de medida no centro do campo devido à sua menor energia, não sendo suficiente para chegar ao ponto de medida.

Dos coeficientes angulares inferidos dos gráficos das Figuras 3.44 e 3.45, foi possível a determinação das SSD_{effCI} e SSD_{effFXG} à partir de:

$$SSD_{effCI} = \frac{1}{a_{CI}} - d_{máx} \quad \text{e} \quad SSD_{effFXG} = \frac{1}{a_{FXG}} - d_{máx}$$

Tabela 3.30. **SSD_{effCI} e SSD_{effFXG}**, inferidas em função de α_{CI} e α_{FXG} para os feixes de elétrons de 5 a 14 MeV e cones localizadores de 5 x 5 a 25 x 25 cm^2.

Cone Localizador (cm^2)	5 MeV		8 MeV		10 MeV		14 MeV	
	SSD_{effCI} (cm)	SSD_{effFXG} (cm)	SSD_{effCI} (cm)	SSD_{effFXG} (cm)	SSD_{effCI} (cm)	SSD_{effFXG} (cm)	SSD_{effCI} (cm)	SSD_{effFXG} (cm)
5x5	51,5 ±0,1	51,4±0,2	66,8 ±0,1	66,7±0,2	74,5 ±0,1	74,5 ±0,2	80,8 ±0,1	80,8 ±0,2
10x10	76,6 ±0,1	76,5±0,2	88,1± 0,1	88,1± 0,2	92,9 ±0,1	92,9 ±0,2	95,0 ±0,1	95,0 ±0,1
15x15	91,4 ±0,1	91,4 ±0,2	97,2 ±0,1	97,2 ±0,2	101,3 ±0,1	101,3 ±0,1	102,6 ±0,1	102,6 ±0,1
20x20	99,2 ±0,1	99,2 ±0,2	100,1 ±0,1	100,1 ±0,1	102,1 ±0,1	102,1 ±0,2	103,6 ±0,1	103,6 ±0,1
25x25	101,0 ±0,1	101,0 ±0,1	100,8 ±0,1	100,8 ±0,1	102,0 ±0,1	102,0 ±0,1	102,6 ±0,1	102,6 ±0,1

Através das **SSD_{eff}**s inferidas com ambos os dosímetros e todos os tamanhos de cones, pode-se verificar que essas têm o mesmo valor. Com exceção para as combinações de 5 MeV/cone de 5 x 5 cm^2, 5 MeV/cone de 10 x 10 cm^2 e 8 MeV/cone de 5 x 5 cm^2, as quais apresentaram diferenças percentuais respectivamente de 0,2%, 0,13% e 0,15%. As incertezas máximas nas medidas com a CI foi de 0,2% e com o FXG foi de 0,4%, que estão abaixo do erro de medida de 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

CAPÍTULO 4

CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, com o Comissionamento dos Parâmetros Físicos Dosimétricos de Aceleradores Lineares Clínicos (PFDALC) através do dosímetro FXG, como método alternativo e/ou complementar aos internacionais vigentes, pode-se concluir que:

Quanto às PDDs de fótons de 6 MV e elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV

Considerando os comportamentos das PDDs de feixes de fótons em função do tamanho de campo e espessura do filtro físico (em cunha), foi verificado que o aumento dessas variáveis leva ao aumento do espalhamento sobre os dosímetros, portanto ao aumento dos valores das PDDs. O erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,30% para campos abertos e 0,40% para campos filtrados. Estes valores são menores do que 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008). As diferenças percentuais médias inferidas entre as medidas com ambos os dosímetros, para todas as PDDs variaram de 0,10 a 0,20% para campos abertos e de 0,05 a 0,34% para campos filtrados. A energia nominal do feixe de fótons (qualidade do feixe) foi obtida como 6 MV, à partir dos índices inferidos da PDD com campo 10 x 10 cm^2 e SSD de 100 cm, confirmando o resultado obtido no teste de aceitação pelo fabricante e o valor esperado pelo protocolo inglês British Journal of Radiology.

Considerando os comportamentos das PDDs de feixes de elétrons em função do tamanho de campo e energia, foi verificado que o aumento dessas variáveis também aumentam o espalhamento sobre a CI e o FXG, portanto ao aumento dos valores das PDDs. O erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,45% para os cones localizadores disponíveis. Este valor é menor do que 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008). As diferenças percentuais médias inferidas, entre as medidas com ambos os dosímetros para todas as PDDs, variaram de 0,01 a 0,69% para todos os cones comissionados. As energias mais prováveis dos feixes de elétrons, obtidas com o FXG para o cone de 15 x 15 cm^2 à SSD de 100 cm, confirmaram aquelas obtidas pelo fabricante (nos testes de aceitação) dentro de um erro máximo de 0,6 %.

Das diferenças percentuais médias obtidas das PDDs para fótons e elétrons com o FXG, em relação às obtidas com a CI, pode-se inferir que ambos os dosímetros possuem comportamentos similares, validando o FXG para este tipo de comissionamento.

Quanto aos Fatores de Espalhamento Total (S_{cp}) e aos Fatores Cone (F_{cone})

Considerando os comportamentos dos fatores de espalhamento para feixes de fótons em função do tamanho de campo, foi verificado que o aumento do tamanho de campo leva a um aumento do espalhamento; sendo que para campos maiores se alcança um valor de saturação tanto para a CI quanto para o FXG. O erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,30%, para os tamanhos de campos selecionados. Este

valor é menor do que 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

Considerando os comportamentos dos fatores cone para feixes de elétrons em função do tamanho de campo e energia, foi verificado que o aumento do tamanho de campo, também leva ao aumento do valor do fator cone até quase um valor de saturação. O erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,30%, para os cones localizadores disponíveis. Este valor é menor do que 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

Quanto aos Fatores de Transmissão (Filtro, Bandeja e MLC)

Fatores Filtro (F_F)

Considerando os comportamentos dos fatores filtro para feixes de fótons em função do tamanho de campo e espessura do filtro físico (em cunha), foi verificado que esse fator aumenta ligeiramente com o tamanho de campo, mas diminui significantemente com o aumento da espessura e da angulação das cunhas. A única exceção ocorreu para a cunha de 60°, que apresentou fator filtro superior ao de 45° para ambos os dosímetros. Supõe-se que o filtro de 60° seja confeccionado com material diferente dos demais (informação não fornecida pelo fabricante) com a finalidade de reduzir seu peso e facilitar sua manipulação na rotina clínica. O erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,65% para campos filtrados. Este valor é menor do que 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

Fatores Bandeja (F_B)

Considerando os valores obtidos dos fatores bandeja (**F_B**) com a CI e o FXG, para feixes de fótons em campo de referência, foi verificado que a inserção da bandeja reduz o valor medido em função da atenuação da intensidade dos fótons no ponto de máxima dose absorvida, onde a medida foi feita. A diferença entre os fatores bandeja (**F_B**) obtida com ambos os dosímetros não variaram mais do que 0,32% e o erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,32%, validando o dosímetro FXG para este tipo de comissionamento já que também foi menor do que 1%, como recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008).

*Fatores de transmissão intra (**$F_{MLC,intra}$**) e fuga inter lâminas (**$F_{MLC,inter}$**) do MLC*

Considerando a transmissão através dos fatores intra (**$F_{MLC,intra}$**) e inter lâminas (**$F_{MLC,inter}$**) do MLC, o Filme Gafchromic e o dosímetro FXG confirmaram a alternância das listras claras e escuras representando a transmissão pela e entre as lâminas. Ambos os dosímetros apresentaram respostas similares para este tipo de avaliação, das quais foram inferidas as transmissões médias intra lâminas de 0,52% com o FXG e 0,50% com o Filme Gafchromic. Quanto ao fator fuga inter lâminas as transmissões médias foram de 0,83% com o FXG e de 0,81% com o Filme Gafchcromic. Todos os valores estão abaixo de 2% recomendados pelo protocolo (AAPM TG 106, 2008) e trabalhos

publicados (HUQ MS et al, 1995; STASI M, 1999; PASQUINO M. 2001; NAKAMURA M, et al, 2010), como também daqueles previstos pelo fabricante do MLC (1% intra e 1,5% inter lâminas). O erro de medida inferido com o FXG foi de no máximo 0,9%, sendo menor do que o erro máximo de 1% com medidas com CI, conforme recomendado pelo protocolo padrão (AAPM TG 106, 2008). As diferenças percentuais médias inferidas entre as medidas com ambos os dosímetros, foram no máximo de 0,87%, da qual podemos inferir que ambos os dosímetros possuem resultados quase similares, validando o FXG para este tipo de comissionamento.

Quanto aos Perfis de Campo e Fatores *Off-Axis* ($F_{off\text{-}axis}$) para feixes de fótons de 6 MV e elétrons de 5, 8, 10 e 14 MeV

Perfís e fatores off-axis para feixes de fótons em campos abertos e filtrados

Considerando os fatores *off-axis* dos feixes de fótons em campos abertos e filtrados, inferidos através dos perfís obtidos com a CI e o FXG, em função do tamanho de campo, profundidade e espessura da cunha do filtro físico, verificou-se que há um aumento da inclinação do platô do perfil no sentido oposto da espessura da cunha à medida que esta aumenta. Isto se deve à maior absorção que ocorre na parte mais espessa da cunha e que vai diminuindo em direção à sua ponta. Este efeito ocorre em todas as profundidades do OS que estão dentro do campo de radiação e foi observado com ambos os dosímetros. As diferenças percentuais médias obtidas entre todos os $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$ inferidos para todos os tamanhos de campo, profundidades e cunhas selecionadas foram de 0,1 a 0,7%. O erro máximo de medida obtido com o FXG foi de no máximo 0,4%, não excedendo aquele preconizado para a CI (1%) (AAPM TG 106, 2008).

Comportamentos similares e inéditos foram obtidos com os perfis e $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$ para filtros virtuais inferidos com o dosímetro FXG e filme Gafchromic. Muitos dos sistemas de comissionamento não dispõem de um arranjo linear de detectores para este tipo de comissionamento, no qual se necessita que os detectores fiquem estáticos enquanto medem a distribuição da dose em uma linha no OS, à medida que os MLCs se movimentam para modificar a abertura do campo. O dosímetro FXG permite que essa medida seja feita de forma simples e de baixo custo e seus resultados comparados àqueles inferidos com os filmes, as diferenças percentuais médias obtidas entre os $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$, considerando todos os tamanhos de campo e cunhas dos filtros virtuais selecionados, foram de 0,1 a 0,5%. O erro de medida com o FXG não excedeu 0,3% entre todos os perfís com filtros virtuais obtidos, portanto não excedeu aquele recomendado para as medidas com CI (1%) (AAPM TG 106, 2008).

Considerando os $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$ inferidos dos perfis dos feixes de elétrons, obtidos com a CI e com o FXG, em função do cone localizador, da profundidade e da energia dos feixes, verificou-se uma queda abrupta da dose absorvida em função da profundidade para todas as energias dos feixes incidentes. Verificou-se também que as diferenças percentuais médias obtidas entre os $\mathbf{F}_{off\text{-}axis}$ inferidos dos dois dosímetros para todas as energias, profundidades e cones localizadores selecionados, variaram de 0,3 a 0,8%. O erro máximo de medida do FXG foi de 0,7%, não excedendo aquele previsto para as medidas com a CI (1%) (AAPM TG 106, 2008).

Quanto às Posições Virtuais da Fonte de Elétrons

Considerando as SSD_{eff} inferidas com a CI e o FXG em função do cone e da energia do feixe de elétrons, pode-se verificar que elas vão tendendo a praticamente o mesmo valor (100 cm) à medida que o tamanho do cone aumenta. Pela primeira vez, um dosímetro químico foi empregado para obtenção das SSD_{eff}s, que de forma prática e de baixo custo esse objetivo foi cumprido. As SSD_{eff}s inferidas com o FXG apresentaram incerteza máxima de 0,8%, que está abaixo daquele erro máximo previsto para medidas com CI (1%) (AAPM TG 106, 2008).

O protocolo de comissionamento cita de maneira sucinta e pouco detalhada que é possível utilizar dosímetros em gel para o comissionamento dos PFDALC (AAPM TG 106, 2008). Ele evidencia características positivas dos géis como equivalência ao tecido mole, independência energética num amplo intervalo de energia e alta resolução espacial. Entretanto, esse mesmo protocolo não demonstra ao leitor, até o presente momento, como realizar os referidos testes de comissionamento utilizando géis.

O comissionamento dos PFDALC com o dosímetro FXG apresentado neste trabalho, demonstrou-o como um dosímetro útil, prático, simples e de baixo custo. Através deste trabalho, os primeiros passos foram dados para o desenvolvimento inédito de um protocolo para comissionamento dos PFDALC, usando o dosímetro Fricke Xilenol Gel para as determinações de todos os parâmetros.

Dentre os projetos futuros estão:

- O Comissionamento de parâmetros físicos dosimétricos de técnicas que necessitam maior resolução de medida, como é o caso em Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) e Radiocirurgia;

- Estudo da viabilidade do desenvolvimento de um aplicativo de celular para leitura do dosímetro FXG.

Referências Bibliográficas

AAPM – Task Group 13 - Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. American Association of Physicists in Medicine Task Group Report 13 **American Institute of Physics**, New York, 1984.

AAPM – Task Group 51. Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams, Task Group 51. **Med.Phys**. 26 (1999) 1847-1870.

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

AAPM – Task Group 40 - Comprehensive QA for Radiation Oncology. Task Group 40," **Med. Phys**. 21, 581–618 1994.

AAPM – Task Group 106 – Accelerator beam data commissioning equipment and procedures. **Med. Phys.** 35 (9). 2008

AAPM – Task Group 142 - Quality assurance of medical accelerators. **Med. Phys**. 36 (9). 2009

AAPM – Task Group 50 - Basic Applications of Multileaf Collimators. **Med Phys.** Publishing, Madison, WI, 2001.

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, p.56-71, 1985.

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

ATTIX, F. H., **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** [S.1]: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.

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

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

BETHE H.A."Bresformel fur Elektronen relativistischer Geschwindigkeit"**Zeitschrift fur Physik A Hadrons and Nuclei** 76, 293-299, 1932.

BORCA V. C., PASQUINO M., RUSSO G., GROSSO P., CANTE D., SCIACERO P., GIRELLI G., PORTA M. R., TOFANI S. Dosimetric characterization and use of Gafchromic EBT3 film for IMRT dose verification. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**. v.14, no 2, 2013.

BJR Supply 25, "Central axis depth dose data for use in radiotherapy: 1996," Br. J. Radiol. Supplement 25, **British Institute of Radiology**, 1996.

CALCINA, C. S. G. et al. 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. et al. 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. et al. Behavior of oxidation in the radiochromic gel dosimeter through photoacustic technique measurements. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 65, n. 5, p. 605-609, 2007.

CARLOS, COVAS DIMAS TADEU, DE ALMEIDA ADELAIDE. Prevention of Transfusion-Associated Graft-versus-Host Disease by Irradiation: Technical aspect of a New Feroous Sulphate Dosimetric System. **Plos one**, v.8, p.e65334, 2013.

CAVINATO, C. C.; CAMPOS, L. L. Energy dependent response of the Fricke gel dosimeter prepared with 270 bloom gelatine for photons in the energy range 13.93 keV-6 MeV. **Nuclear Instruments & Methods In Physics Research Section A-accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment**, v. 619, n. 1-3, p. 198-202, 2010.

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

DA SILVEIRA, M. C., SAMPAIO, F.G.A., PETCHEVIST, P.C.D., de OLIVEIRA, A. L., ALMEIDA, A. 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.

DEL LAMA L.S., DE GÓES E.G., SAMPAIO F.G., PETCHEVIST, P.C.D., DE ALMEIDA, A.. A modified Fricke gel dosimeter for fast electron blood dosimetry. **Nuclear Instruments & Methods in Physics Research. Section B, Beam Interaction with Materials and Atoms** (Print), v.341, p.65-71, 2014.

DEL LAMA S. L. **Caracterização e Adaptação do Dosímetro Fricke para dosimetria em Irradiação de Sangue**. Tese de Doutorado, FFCLRP – USP. 2014.

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 diferent 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 at-bed document scanner. **Medical Physics**, v. 32, p. 2245-2253, 2005.

FEDOTOV, M. G. Ccd detectors for x-ray synchrotron radiation application. **Nuclear Instruments & Methods In Physics Research Section A-accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment**, v. 448, n. 1-2, p. 192-195, 2000.

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.

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

FURNARI L. Controle de qualidade em radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica** 3(1) p. 77-90. 2009.

GAMBARINI, G. et al. 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.

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

GREENE D., WILLIANS P. C. **Linear Accelerators for Radiation Therapy**. Second edition. Medical Science Series, Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 1997.

HALL E. J., GIACCIA A. J. Radiobiology for the Radiologist**. Lippincott Williams & Wilkins**, 2006.

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.

HUQ MS, YU Y, CHEN ZP, SUNTHARALINGAM N. Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator, **Med. Phys**. 22, p 241–247, 1995.

IAEA TRS 398. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. 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 24 - **Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and gamma rays in radiotherapy procedures**. Report No. 24, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1976.

ICRU 33- **Radiation Quantities and Units. Report No. 33, International Commission on Radiation Units and Measurements**, Bethesda, MD (1980).

ICRU 50 - **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy**, Rep. 50, ICRU, Bethesda, MD (1993).

ICRU 62 - **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy** (Supplement to ICRU Report 50), Rep. 62, ICRU, Bethesda, MD (1999).

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

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. Fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

J. SORRIAUX, A. KACPEREK, S. ROSSOMME, J.A. LEE, D. BERTRAND, S. VYNCKIER, E. STERPIN. Evaluation of Gafchromic® EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams. Elsevier. **Physica Medica**, 1-10. 2012

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. et al. 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.

MILFORD D SCHULZ. The Supervoltage Story. **The Americam Journal of Roentgenology, Radium Therapy and Nuclear Medicine**. Vol. 124, No 4, 1975.

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.

NAKAMURA M, SAWADA A, ISHIHARA Y, TAKAYAMA K, MIZOWAKI T, KANEKO S, YAMASHITA M, TANABE H, KOKUBO M, HIRAOKA M. Dosimetric characterization of a multileaf collimator for a new four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head, MHI-TM2000. **Med. Phys**. 37(9), 4684-91, 2010.

OLIVEIRA, L. N. de et al. Ferrous xylenol gel measurements for 6 and 10 MV photons in small field sizes. **Brazilian Journal of Physics**, v. 37, p. 1141-1146, 2007.

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

PALTA J. R. **Modern-Day Linac Acceptance Testing and Commissioning**. 2011

PASQUINO M, CASANOVA BORCA V, TOFANI S. Physical-dosimetric characterization of a multi-leaf collimator system for clinical implementation in conformational radiotherapy. **Radiol. Med** 101(3): 187-192, 2001.

PIRANI, L. F. et al. New chemical fricke gel radiation dosimeter. **Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry**, v. 280, n. 2, p. 259-264, 2009.

PODGORSAK EB, **Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Austria, 2003.

POHLIT W. **Dosimetrie Zur Betatrontherapie**. Stuttgart: Verlag, 1965.

SHRODER-BABO P. Determination of the virtual electron source of a betatron. **Acta Radiol** 364 (suppl) 7. 1983

PRASAD SG, PARTHASARADHI K, BLOOMER WD. Effective atomic numbers of composite materials for total and partial interaction processes for photons, electrons, and protons. **Med Phys.** 1997;24(6):883-85. 20

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.

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

SAMPAIO, F. G. et al. Gap application results for adjacent electron beams treatment. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, 2011.

SAMPAIO, F. A. G. Lucas S. Del Lama, Rodrigo Sato, David M. M. de Oliveira, Caroline Czelusniak, Lucas N. de Oliveira and Adelaide de Almeida. Quality Assurance of a Two-Dimensional CCD Detector System Applied in Dosimetry. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, 2013.

SAMPAIO, F. A. G. **Avaliação de gap em feixes de fótons e elétrons na Radioterapia utilizando o dosímetro Fricke Xilenol Gel e sistema de leitura CCD**. Tese de Doutorado, FFCLRP – USP. 2014.

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.

SIEMENS PRIMUS **Linear Accelerator. Acceptance Test Procedure**, 2003.

STASI M, BAIOTTO B, PALAMARA F, GBRIELE P, SCIELZO G. Dosimetric characterization of a multileaf collimator. **Radiol. Med**. 97(5), 382-8, 1999.

VADIM M., CHEE W.C., FANELLI L., ZHAO L., INDRA J. A semi-empirical model for the therapeutic range shift estimation caused by inhomogeneities in proton beam therapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**. AAPM, v. 13, no 2. 2012.

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.