DELANO VALDIVINO SANTOS BATISTA

COMPARAÇÃO DE TRÊS TÉCNICAS DE IRRADIAÇÃO DE CORPO TOTAL COM ELÉTRONS

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de FÍSICA MÉDICA.

Orientador:
Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa
IRD/CNEN

Rio de Janeiro – Brasil
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear
Coordenação de Pós-Graduação
2010

Batista, Delano Valdivino Santos
Comparação de três técnicas de irradiação de corpo total com elétrons / Delano Valdivino Santos Batista. – Rio de Janeiro: IRD, 2010.
xiii, 80 f. : il. tab.; 29cm.

Orientador: Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
Dissertação (mestrado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Referências bibliográficas: f. 78-80

1. Irradiação Total de Pele. 2. Radioterapia. 3. Feixes de Elétrons. 4.Dosimetria. I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. II. Título.

DELANO VALDIVINO SANTOS BATISTA

COMPARAÇÃO DE TRÊS TÉCNICAS DE IRRADIAÇÃO DE CORPO TOTAL COM ELÉTRONS

Rio de Janeiro, 05 de março de 2010.

_____

Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa – IRD/CNEN

_____

Dra. Márcia Terezinha Carlos – IRD/CNEN

_____

Dra. Simone Coutinho Cardoso – IF/UFRJ

_____

Dr. Eduardo de Paiva – IRD/CNEN

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, sob orientação da Prof. *Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa*.

Dedicatória

Dedico esta dissertação a Lúcia Helena Bardella, minha companheira em todos os momentos, que com seu amor, carinho, idéias, colaboração e constante estímulo possibilitou a conclusão deste trabalho.

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais, José Valdevino e Ana Luzia, pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida;

Às minhas irmãs Josiane, Rosane e Luciane, sobrinhos, cunhados e demais familiares em Brasília e Batatais, pela força que só a família pode passar;

Aos colegas de trabalho do IRD e do INCA pelas discussões sobre Física Médica, camaradagem e constante estímulo;

Ao Serviço de Radioterapia e ao PQRt do INCA, pela disponibilização dos materiais necessários às medidas desta dissertação;

Aos estudantes do INCA, pela contínua interação e participação nas medidas experimentais deste trabalho;

Aos colegas de mestrado pela ajuda durante os cursos;

Ao grande amigo Alfredo Viamonte, sempre ao nosso lado;

E por último, mas não menos importante, ao meu orientador Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, amigo de todas as horas, pelo apoio e estímulo constante durante esta jornada.

Resumo

Este trabalho apresenta a comparação sob o ponto de vista dosimétrico entre três técnicas de irradiação total de pele modificadas da literatura: 1- Técnica do Posicionamento Horizontal, 2- Posicionamento Vertical - Técnica Rotatória e 3- Posicionamento Vertical - Técnica de 6 campos duais.

As medidas foram realizadas no acelerador linear Trilogy, utilizando a energia de elétrons de 6 MeV. Após a devida caracterização do feixe, filmes radiocrômicos foram posicionados na superfície em várias regiões do fantoma Alderson para a medição da dose absorvida em cada uma delas. Para monitorar a irradiação, uma câmara de placas paralelas foi posicionada na altura do abdômen, registrando neste ponto a dose recebida para cada uma das técnicas.

A análise dos resultados indicou que a técnica 1 apresentou uma superdosagem excessiva em onze pontos, variando entre 21,8 e 148% e subdosagem excessiva em dez pontos variando entre 34,7 e 92,3%; a técnica 2 não apresentou superdosagens acima de 20% e a subdosagem ocorreu em oito pontos, variando entre 21,7 e 62%; a técnica 3 apresentou uma sobredosagem de 20% em apenas um ponto e a subdosagem excessiva foi verificada em nove pontos, variando entre 20 e 64,3%. Nesta avaliação foram consideradas excessivas as variações das doses superiores a 20% do valor da dose prescrita.

As doses de corpo total para fótons também foram avaliadas com relação a dose prescrita, sendo de 2,2%, 5,3% e 5,2% para as técnicas 1, 2 e 3 respectivamente.

As técnicas 2 e 3, pela melhor uniformidade de dose obtida, qualificaram-se preferencialmente em relação à técnica 1 como opção de tratamento.

Abstract

This work presents a dosimetric comparison of three techniques of total skin irradiation modified from the literature: 1 - Horizontal Positioning Technique, 2 - Vertical Positioning - Rotational Technique and 3 - Vertical Positioning – Six dual fields Technique.

The measurements were performed in a Trilogy linear accelerator, using the electron energy of 6 MeV. After an appropriate characterization of the beam, radiochromic films were positioned on the surface in various regions of the Alderson phantom to measure the absorbed dose in each region. To monitor the radiation, a parallel plate chamber was positioned at the abdomen, recording at this point the dose received for each technique.

The analysis of the results showed that the technique 1 presented an excessive overdose in eleven points, ranging from 21.8 to 148% and excessive subdoses in ten points ranging between 34.7 and 92.3%; technique 2 did not show overdoses above 20% and subdoses occurred in eight points, ranging between 21.7 and 62%; technique 3 presented an overdose of 20% in only one point and excessive subdoses were observed in nine points, ranging from 20 and 64.3%. In this evaluation, variations in doses higher than 20% of the prescribed dose were considered excessive.

Total body doses due to photons were also evaluated according to the prescribed dose, being 2.2%, 5.3% and 5.2% for techniques 1, 2 and 3 respectively.

The techniques 2 and 3, that present the best dose uniformity, qualify preferably than technique 1 as treatment option.

ÍNDICE

DEDICATÓRIA iv

AGRADECIMENTOS v

RESUMO vi

ABSTRACT vii

LISTA DE FIGURAS x

LISTA DE TABELAS xiii

1- INTRODUÇÃO 1

2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS 3

2.1 Grandezas Envolvidas na Dosimetria de Feixes de Elétrons 3

2.1.1 Dose Absorvida 3

2.1.2 Poder de Frenamento (*Stopping Power)* 3

2.2 Detetores para Elétrons 4

2.2.1 Câmara de Placas Paralelas 4

2.2.2 Filme Radiocrômico 5

2.3 Acelerador Linear de Elétrons 6

2.4 Feixes de Elétrons Clínicos 11

2.4.1 Energia 12

2.4.2 Percentual de Dose em Profundidade 14

2.4.3 Planura de Feixe e Isodoses 16

2.4.4 Calibração do Feixe de Elétrons 18

2.4.5 Distância Efetiva da Fonte 19

2.5 Irradiação de Corpo Total de Elétrons 20

3 - MATERIAIS E MÉTODOS 26

3.1 Acelerador Linear de Elétrons 26

3.2 Detetores 27

3.3 Fantomas 29

3.4 Percentual de Dose Profunda 31

3.5 Perfis de Dose 33

3.5.1 Plano Horizontal 33

3.5.2 Plano Vertical 34

3.6 Calibração para Distâncias Fonte-Superfície Estendidas 35

3.7 Calibração do Filme Radiocrômico 35
3.8 Irradiação do Fantoma Antropomórfico Alderson 36
3.8.1 Técnica do Posicionamento Horizontal 36
3.8.2 Posicionamento Vertical - Técnica Rotatória 41
3.8.3 Posicionamento Vertical - Técnica de 6 campos duais 42
3.8.4 Defletor de Elétrons 44
3.8.5 Dose de Corpo Inteiro 45
4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES 47
4.1 Percentual de Dose Profunda 47
4.2 Perfis *Crossplane* e *Inplane* 51
4.3 Fator de Calibração Relativo e Variação com a Distância 56
4.4 Calibração do Filme Radiocrômico 57
4.5 Irradiação do Fantoma Alderson na Técnica do Posicionamento Horizontal 58
4.6 Irradiação do Simulador de Mão 63
4.7 Irradiação do Fantoma Alderson na Técnica Rotatória 64
4.8 Irradiação do Fantoma Alderson na Técnica de 6 Campos Duais 68
4.9 Avaliação do Defletor de Elétrons para o Ápex da Cabeça 71
4.10 Dose de Corpo Inteiro para as Três Técnicas de Tratamento 72
4.11 Resumo das Três Técnicas de Irradiação 72
5 - CONCLUSÕES 74
6 -PROPOSTAS PARA CONTINUAÇÃO DA PESQUISA 76
ANEXO I - Incertezas 77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 78

Lista de Figuras

Figura		Página
Figura 2.1	Esquema de uma câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida por Markus	5
Figura 2.2	Betatron	7
Figura 2.3	Acelerador Linear Trilogy	8
Figura 2.4	Acelerador Linear e seus componentes	8
Figura 2.5	Aplicador de Elétrons	12
Figura 2.6	Distribuição da fluência de elétrons Φ_E quando o feixe passa pelo sistema de colimação do acelerador linear e pelo fantoma	13
Figura 2.7	Percentual de dose profunda de um feixe de elétrons e seus principais parâmetros.	14
Figura 2.8	PDP de feixes de elétrons de energia variada produzidos por um mesmo acelerador linear.	15
Figura 2.9	Variação do PDP com o tamanho de campo.	16
Figura 2.10	Perfil de dose no eixo *inplane*	17
Figura 2.11	Plano de isodoses crossplane/inplane	17
Figura 2.12	Plano de isodoses ao longo da profundidade	18
Figura 2.13	Determinação da distância efetiva da fonte	20
Figura 2.14	Par de angulações simétricas de tratamento na técnica de seis campos duais	21
Figura 2.15	Posicionamento do paciente para os seis campos duais de tratamento na técnica de Stanford	22
Figura 2.16	PDP de um único campo e da composição para seis campos duais usando um feixe de elétrons de 4 MeV.	22
Figura 2.17	Posicionamento do paciente no tratamento rotatório	23
Figura 2.18	Distribuição de isodoses na profundidade de 4 mm e na distância de 285 cm	24
Figura 2.19	PDP para feixe de 6 MeV em quatro situações	24
Figura 3.1	Acelerador Linear de Elétrons Trilogy	26
Figura 3.2	Conjunto dosimétrico constituído pelo eletrômetro Farmer (a) e pela câmara de ionização de placas paralelas (b)	27
Figura 3.3	a) Filme radiocrômico Gafchromic EBT. b) Densitômetro X-Rite 331. c) Densitômetro ScanMaker 9800XL	28
Figura 3.4	a) Água Sólida Virtual Water / CNMC, b) Placa usinada	29
Figura 3.5	Fantoma RANDO Alderson	30
Figura 3.6	Simulador de mão	30
Figura 3.7	Bólus de Gel utilizado para simular camada de pele	31
Figura 3.8	Fotografia do arranjo experimental para medida do percentual de ionização para a DFS de 100 cm (a) e DFS de 201,6 cm (b).	32
Figura 3.9	Arranjo experimental para a medida de percentual de ionização com incidência oblíqua para a DFS de 201,6 cm, utilizando a rampa de angulação de 30^0	32
Figura 3.10	Alinhamento da câmara de ionização para as medidas do perfil *crossplane*, para a DFS de 201,6cm	33
Figura 3.11	Orientação das coordenadas do perfil crossplane, indicando o sentido positivo e negativo com relação ao acelerador linear, para a	34

irradiação horizontal.

Figura 3.12 Montagem experimental para medidas dos perfis *inplane* e *crossplane*, para a DFS de 350 cm 35
Figura 3.13 Demonstração do campo luminoso sobre a cabeça e tórax, não abrangendo toda a extensão a ser irradiada 37
Figura 3.14 Visualização do campo luminoso para a irradiação da parte inferior (a) e da parte superior (b) do fantoma Alderson 37
Figura 3.15 Demonstração da posição dos filmes no fantoma Alderson para as pernas (a), tórax anterior (b) e tórax posterior (c). 38
Figura 3.16 Demonstração da posição dos filmes no fantoma Alderson para a cabeça (a) e pelve (b) e (c). 39
Figura 3.17 a) Demonstração da posição escolhida para ser colocado o filme radiocrômico entre o segundo e o terceiro corte do crânio. b) Segundo corte do crânio. 40
Figura 3.18 Demonstração da montagem utilizada na irradiação da mão 41
Figura 3.19 Montagem experimental para a irradiação rotatória 42
Figura 3.20 Demonstração das posições de irradiação para a técnica de 6 campos duais: a) campo anterior (0º), b) posterior oblíquo direito (120º), c) posterior oblíquo esquerdo (240º), d) posterior (180º), e) anterior oblíquo direito (60º) e f) anterior oblíquo esquerdo (300º). 43
Figura 3.21 Montagem experimental da placa defletora para irradiação do crânio 44
Figura 3.22 Demonstração da montagem para irradiação de fótons de corpo inteiro, para a técnica de plano horizontal, durante simulação da irradiação da mão 45
Figura 4.1 Percentuais de dose e ionização do feixe de 6 MeV em função da profundidade para a distância fonte-superfície de 100 cm 47
Figura 4.2 Percentuais de dose e ionização do feixe de 6 MeV em função da profundidade para a distância fonte-superfície de 201,6 cm 48
Figura 4.3 Percentuais de dose e ionização do feixe de 6 MeV em função da profundidade para a distância fonte-superfície de 350,0 cm 48
Figura 4.4 Comparação de curvas de percentual de dose em profundidade para feixe de elétrons de 6 MeV para três distâncias fonte-superfície diferentes 49
Figura 4.5 PDP para DFS = 201,6 cm para feixes de 6 MeV com 3 angulações diferentes de incidência 50
Figura 4.6 Perfis nas direções *crossplane* e *inplane* e perpendiculares à incidência do feixe de 6 MeV com DFS = 201,6 cm 51
Figura 4.7 Isodoses para um único campo com DFS = 201,6 cm 52
Figura 4.8 Perfil de dose resultante da junção de 3 campos com DFS = 201,6 cm 53
Figura 4.9 Isodoses resultantes para a soma de 3 campos na DFS = 201,6 cm 53
Figura 4.10 Perfis *crossplane* para DFS = 350 cm. Campo inferior corresponde ao ângulo de gantry de 72º e campo superior indica ângulo de 108º 54
Figura 4.11 Perfis *inplane* para DFS = 350 cm. Campo inferior corresponde ao ângulo de gantry de 72º e campo superior indica ângulo de 108º 55
Figura 4.12 Isodoses resultantes da superposição de dois campos em DFS = 350 cm. 56
Figura 4.13 Curva de calibração para o filme radiocrômico 58
Figura 4.14 Filmes radiocrômicos colocados em região de irradiação tangencial. 61

Filme 59 e 66 colocados na parte externa da perna esquerda e filme 12 colocado na parte interna da perna esquerda

Figura 4.15 Seção transversal do crânio do fantoma Alderson. b) Filme radiocrômico irradiado na altura do respectivo corte (Imagem com 3 canais de cores). c) Canal vermelho extraído da imagem colorida do filme radiocrômico do crânio. d) Imagem do canal vermelho superposta às isodoses de 38 cGy (10% da prescrição), 192 cGy (50% da prescrição), 383 cGy (prescrição) e 542 cGy (142% da prescrição), indicadas pelos valores numéricos nas respectivas cores 62

Figura 4.16 Soma de duas curvas de PDP de feixe de 6 MeV em oposição atravessando uma espessura similar ao dobro de R_{50} 64

Figura 4.17 a) Canal vermelho extraído da imagem colorida do filme radiocrômico do crânio para a irradiação rotatória. b) Imagem do canal vermelho superposta às isodoses de 22 cGy (10% da prescrição), 174 cGy (80% da prescrição), 217 cGy (prescrição) e 260 cGy (120% da prescrição), indicadas pelos valores numéricos nas respectivas cores. 67

Figura 4.18 Percentuais de dose profunda medidos (conforme a direção indicada no filme do fantoma Alderson) para o tratamento rotatório superpostos ao PDP do feixe direto de 6 MeV para a DFS de 350 cm 68

Figura 4.19 a) Canal vermelho extraído da imagem colorida do filme radiocrômico do crânio para a irradiação com 6 campos. b) Imagem do canal vermelho superposta às isodoses de 40 cGy (10% da prescrição), 320 cGy (80% da prescrição), 400 cGy (prescrição) e 480 cGy (120% da prescrição), indicadas pelos valores numéricos nas respectivas cores. 70

Figura 4.20 Percentuais de dose profunda medidos (conforme a direção indicada no filme do fantoma Alderson) para o tratamento com 6 campos duais superpostos ao PDP do feixe direto de 6 MeV para a DFS de 350 cm 71

Lista de Tabelas

Tabela		Página
Tabela 4.1	Parâmetros das Curvas de PDP de feixes de 6 MeV para três DFS distintas	50
Tabela 4.2	Valores experimentais x Valores extrapolados de dose relativa no plano com DFS = 201,6 cm. Eixo Central (0,0): Dose relativa = 100 %.	52
Tabela 4.3	Fator de Calibração Relativo e Posição Virtual da Fonte.	57
Tabela 4.4	Filme Radiocrômico: Dose x densidade óptica (DO)	57
Tabela 4.5	Doses registradas no filme radiocrômico para Irradiação do Fantoma Alderson no plano horizontal com uma prescrição de 383 cGy	60
Tabela 4.6	Valores de dose para irradiação de um simulador de mão	63
Tabela 4.7	Doses registradas em filme radiocrômico para irradiação do fantoma Alderson na técnica rotatória com uma prescrição de 217 cGy	66
Tabela 4.8	Doses registradas em filme radiocrômico para irradiação do fantoma Alderson na técnica de 6 campos duais com uma prescrição de 400 cGy	69
Tabela 4.9	Valores de dose para irradiação do ápice da cabeça com e sem defletor	71
Tabela 4.10	Doses de corpo inteiro para as três técnicas de irradiação de pele total para uma prescrição de 180 cGy	72
Tabela 4.11	Comparação das Três Técnicas de Irradiação	73

1 - Introdução

A micose fungóide é o caso mais comum dos linfomas cutâneos, sendo diagnosticado nos Estados Unidos cerca de 1000 casos novos por ano (LEIBEL E PHILLIPS, 1998). Ela acomete a todas as raças e tem uma discreta prevalência no sexo masculino (proporção de 1,5:1). Dois terços das pessoas diagnosticadas têm entre 45 e 69 anos de idade.

A micose fungóide atinge as células T, de origem primária na pele, e possui uma evolução lenta que clinicamente pode ser dividida em três estágios: inicial, infiltrativo e tumoral. A fase inicial ou pré-micótico apresenta lesões maculosas, eritêmato-escamosas, de coloração que varia de vermelho vivo a nuances entre castanho e amarelo-pálido. A erupção pode ser pruriginosa ou mesmo assintomática e pode desaparecer espontaneamente sem lesão residual ou então com discreta hiperpigmentação. O segundo estágio é chamado fase infiltrativa, na qual podem ocorrer manifestações clínicas e histopatológicas tais como placas anulares e arciformes, levemente infiltradas e elevadas, de cor púrpura à violácea, com superfície lisa ou ligeiramente escamosa. O prurido pode ser intenso. Na terceira fase, chamada de fase tumoral, aparecem lesões tumorais em número variável, de coloração vermelha ou púrpura, superfície lisa e que ulceram em pouco tempo.

O tratamento da micose fungóide pode ser feito utilizando várias modalidades terapêuticas dependendo do estadiamento da doença. Nos casos iniciais, podem ser utilizadas: fototerapia com UVB, aplicações tópicas de mecloretamina, fotoquimioterapia com psoralen e UVA e irradiação de corpo total (TSI). Em casos mais avançados, outros tratamentos podem ser necessários como: retinóides, proteínas recombinantes, metrotexate, anticorpos monoclonais e novamente a TSI.

A irradiação total de pele tem, portanto, uma grande importância no tratamento deste tipo de linfoma, tendo normalmente uma boa resposta desde que distribuições de dose adequadas sejam empregadas (COTTER et al., 1983). Para este tipo de tratamento são utilizados aceleradores lineares com feixes de elétrons entre 2 e 10 MeV, os quais são caracterizados por uma dose máxima na pele, pela queda rápida nas camadas mais profundas e pela baixa contaminação de raios-X. Assim, as lesões superficiais que se estendem aproximadamente até 1 cm podem ser eficientemente tratadas sem exceder a dose de tolerância de alguns órgãos.

Uma publicação da Associação Americana de Física Médica (AAPM, 1987) procurou avaliar e recomendar procedimentos para a implementação do tratamento de irradiação de corpo total. Ela aborda o problema dos campos grandes, grandes distâncias, penetração do feixe, junção de campos e regiões de sub e superdosagem; além de descrever com detalhes a técnica mais utilizada na atualidade (Técnica de Stanford com 6 campos duais). Outras técnicas descritas na literatura (WILLIAMS et al., 1979, CHEN et al., 2004, SEWCHAND et al., 1979) fornecem alternativas para a TSI. No entanto, mesmo seguindo estes procedimentos, vários serviços de radioterapia relatam não-homogeneidades nas distribuições de dose resultantes de avaliações com dosimetria *in vivo* de alguns pacientes (WEAVER et al., 1995, ANTOLAK et al., 1998, GAMBLE et al., 2005).

No Brasil, poucas instituições que possuem aceleradores lineares fazem de rotina a irradiação de pele total. O Instituto Nacional de Câncer (INCA) usou algumas destas técnicas em aceleradores que já foram desativados e agora estuda a implementação no novo acelerador linear recentemente instalado.

Visando fornecer parâmetros para esta implementação, o presente trabalho tem como objetivo comparar três técnicas de tratamento de corpo total com elétrons, adaptadas da literatura para a realidade do INCA, através da irradiação de um fantoma antropomórfico com dosímetros fixados à sua superfície. As técnicas analisadas são as seguintes:

1) fantoma deitado próximo ao solo com o feixe estacionário, utilizando vários subcampos para o tratamento;

2) fantoma posicionado em pé distanciado 3,50m do acelerador linear, utilizando tratamento rotacional;

3) fantoma posicionado em pé distanciado 3,50m do acelerador linear, utilizando uma combinação de seis campos duplos.

A comparação será baseada na análise dos parâmetros dosimétricos: percentual de dose profunda, perfis de feixe, dose de fótons de corpo inteiro e na análise das doses superficiais obtidas para o fantoma.

2. Fundamentos Teóricos

2.1. Grandezas Envolvidas na Dosimetria de Feixes de Elétrons

2.1.1. Dose Absorvida

Dose absorvida é definida como a razão $d\varepsilon / dm$, onde $d\varepsilon$ é a energia média transferida pela radiação ionizante ao material de massa dm ocupando um volume dV. A energia $d\varepsilon$ é a soma de toda a energia que entra no volume dV subtraída de toda energia que sai do volume dV. A unidade da dose absorvida é o *gray* (Gy) que no Sistema Internacional de Unidades é definido como:

$$1\,Gy = 1\,J/kg \quad (1)$$

2.1.2. Poder de Frenamento (*Stopping Power)*

O poder de frenamento, $\bar{s}$, é o valor esperado da taxa de perda de energia por unidade de comprimento x por uma partícula carregada do tipo Y de energia cinética T em um determinado meio de número atômico Z. Usualmente ele é representado pela expressão:

$$\bar{s} = \left(dT / dx \right)_{Y,T,Z} \quad (2)$$

É muito comum o uso do poder de frenamento dividido pela densidade, ρ, do meio absorvedor. Nesta situação ele é chamado de poder de frenamento mássico:

$$\bar{s} / \rho = \left(dT / \rho \cdot dx \right)_{Y,T,Z} \quad (3)$$

O poder de frenamento também pode ser dividido em duas componentes: a colisional, $\left(\bar{s} / \rho \right)_{col}$, e a radiativa, $\left(\bar{s} / \rho \right)_{Rad}$, caso a perda de energia esteja relacionada respectivamente a processos envolvendo colisões com outras partículas e a processos com emissão de radiação.

$$\bar{s} / \rho = \left(\bar{s} / \rho \right)_{col} + \left(\bar{s} / \rho \right)_{Rad} \quad (4)$$

Dose absorvida no meio w, D_w, e o poder de frenamento colisional relacionam-se na teoria de Bragg-Gray pela seguinte fórmula (ATTIX, 2004):

$$D_w = \frac{Q}{m} \cdot \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_g \cdot \frac{\left(\bar{s} / \rho \right)_{w,col}}{\left(\bar{s} / \rho \right)_{g,col}} \quad (5),$$

Onde Q é a carga gerada pela radiação e $\bar{W}$ é a energia média para formar um par de íons no gás g.

2.2. Detetores para Elétrons

2.2.1. Câmara de Placas Paralelas

Uma grande diversidade de detetores pode ser utilizada em dosimetria de elétrons, entre eles temos as câmaras de ionização cilíndricas, câmaras de ionização de placas paralelas, diodos, filmes, TLD, etc. Todos eles exigem um cuidado especial na quantificação da dose, pois mesmo um detetor de melhor qualidade pode levar a grandes erros caso não seja utilizado adequadamente.

Na rotina de radioterapia, os detetores de melhor padrão dosimétrico, com parâmetros bem estudados na literatura e acessíveis aos serviços de radioterapia são as câmaras de ionização. As câmaras cilíndricas têm a vantagem da possibilidade de calibração nos laboratórios nacionais, no entanto, a maioria delas foi desenhada para feixes de fótons, possuindo grandes volumes e paredes mais espessas, o que levaria a erros na dosimetria de feixes de elétrons de menor energia. As câmaras de placas paralelas foram desenvolvidas especialmente para feixes de elétrons, possuindo características que minimizam as incertezas na medição destes feixes, a saber (KLEVENHAGEN, 1993, INCA, 2005, IAEA, 2000b, IAEA, 1997):

- Construção homogênea;
- Janela frontal feita de material fino;
- Diâmetro ideal do eletrodo coletor inferior a 20 mm para evitar dependência angular;
- Máximo de 2 mm de separação entre os eletrodos;
- Anel de guarda deve ser suficientemente largo para evitar que elétrons espalhados da parede lateral não contribuam para o sinal;
- Efeito de polaridade < 1%;
- Efeitos de perturbação da parede e de retroespalhamento < 1%;

- Corrente de fuga < 10^{-14} A
- Estabilidade a longo prazo ± 0,5%

Vários pesquisadores (MORRIS E OWEN, 1975, MATTSON et al., 1981, HOLT et al., 1979) têm estudado melhores desenhos de câmaras de placas paralelas nestes últimos anos visando sempre um melhor desempenho. Na Figura 2.1 vemos o esquema de uma câmara desenvolvida por B. Markus com as suas dimensões típicas.

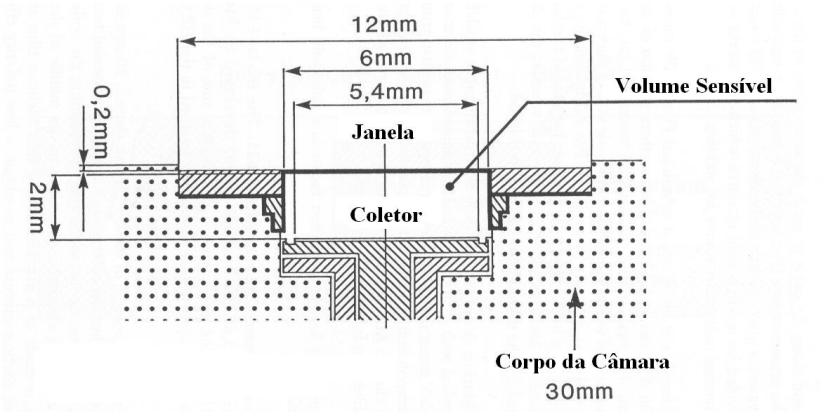


Figura 2.1 – Esquema de uma câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida por Markus

O protocolo de dosimetria TRS398 recomenda, na impossibilidade de calibração de uma câmara de placas paralelas num laboratório padrão secundário ou primário, que se faça uma calibração cruzada com uma câmara calibrada no feixe do usuário. O protocolo escreveu dois procedimentos para isto: uma calibração cruzada em um feixe de cobalto 60 e num feixe de elétrons com E_0 > 16 MeV, sendo este último de menor incerteza. Com este fator, o usuário está habilitado a medir os feixes de elétrons de menor energia.

2.2.2. Filme Radiocrômico

O filme radiocrômico é um tipo de filme para uso em dosimetria em radioterapia, sendo o mais utilizado atualmente o Gafchromic EBT. O filme Gafchromic EBT é aproximadamente tecido equivalente, sendo constituído de 9% de H, 60,6% de C, 11,2% de N e 19,2% de O.

Antes da irradiação eles apresentam uma cor levemente azulada, mas depois de irradiados eles apresentam coloração em fortes tons de azul. Estes filmes contêm uma substância que é polimerizada sobre o efeito da radiação. Quando o componente ativo é

exposto à radiação, ele reage para formar um polímero de coloração azul com absorção máxima em torno de 636 nm e 585 nm. A absorção máxima está em 636 nm, portanto, a resposta destes filmes é realçada pela medição da densidade óptica com luz vermelha. Os equipamentos adequados para estas medidas são: densitômetro de transmissão, escaner de filmes e espectrofotômetro, mas cuidados devem ser tomados, pois a leitura do filme radiocrômico em alguns destes equipamentos possui uma alta dependência da sua orientação.

Os filmes radiocrômicos apresentam alta resolução e podem ser utilizados para dosimetria de regiões que apresentam elevados gradientes de dose. Não necessitam de revelação, apresentam resposta independente da taxa de dose, apresentam uma uniformidade de 1,5%, tem melhores características de dependência energética, são independentes das condições ambientais, embora ambientes com umidade excessiva devam ser evitados. São geralmente menos sensíveis que os filmes radiográficos, sendo mais úteis em medidas de alta dose. Nas regiões de doses elevadas apresentam resposta não linear (Extraído de PODGORSAK (2005))

Estes filmes podem ser cortados facilmente de acordo com a forma e tamanhos necessários. Sua espessura total é aproximadamente 0,2 mm e a camada externa do filme é de poliéster permitindo marcações com caneta sem danificar a camada ativa e possibilitando a identificação dos mesmos e suas orientações. Cuidados devem ser tomados para que estas identificações não interfiram na imagem obtida.

Embora sejam projetados para serem manuseados na presença de luz, é recomendado que seja guardado no escuro quando não estão em uso. Depois de irradiados, exposições à luz solar devem ser evitadas. A vida útil é de dois anos quando armazenado corretamente.

2.3. Acelerador Linear de Elétrons

Os aceleradores lineares de elétrons são equipamentos que utilizam ondas eletromagnéticas de alta freqüência para aceleração de elétrons dentro de uma seção linear para produção de radiação ionizante. Esta radiação pode ser raios-x, originados da colisão do feixe de elétrons acelerados com um alvo de alta densidade, ou então elétrons de alta energia ejetados da seção aceleradora direto para o meio externo.

Os aceleradores de partículas para uso em radioterapia evoluíram bastante ao longo do tempo. O primeiro tipo de acelerador usado em um hospital foi um Gerador de Van de Graff instalado em 1937 no Huntington Memorial Hospital (Boston) com

energia máxima das partículas de 1 MeV. Em poucos anos um novo tipo de acelerador, o Betatron (Figura 2.2), foi desenvolvido. Ele usava um princípio de aceleração numa seção circular e em 1949 o primeiro paciente foi tratado na Universidade de Illinois (Urbana, EUA) com um feixe de raios-x gerados por elétrons de 20 MeV. Estas máquinas, devido ao seu grande tamanho, baixa taxa de dose de raios-x e pequeno campo de tratamento tiveram a sua produção descontinuada à medida que a versão atual do acelerador de partículas para a radioterapia surgiu. Contudo, em 1982 ainda existiam 32 betatrons em uso nos Estados Unidos.

Figura 2.2 - Betatron

O acelerador que substituiu os betatrons ao longo dos anos foi o acelerador linear de elétrons. O seu desenvolvimento só foi possível graças aos avanços feitos na Segunda Guerra Mundial na construção de magnetrons para uso em radares, o que possibilitou o uso como geradores de microondas para aceleração de elétrons. O primeiro acelerador linear instalado em um hospital foi em Hammersmith Hospital (Inglaterra) em 1952, com o primeiro paciente sendo tratado em 1953. Rapidamente o formato atual com movimento isocêntrico em torno do paciente evoluiu chegando às modernas máquinas atuais como o Trilogy da Varian Medical Systems, mostrado na Figura 2.3.

Apesar desta evolução, o princípio de funcionamento dos aceleradores lineares continua o mesmo. Na Figura 2.4 vemos o esquema de um aparelho de alta energia (capaz de produzir fótons de até 18 MeV e elétrons de 22 MeV) com algumas de suas componentes indicadas.

Figura 2.3 – Acelerador Linear Trilogy.

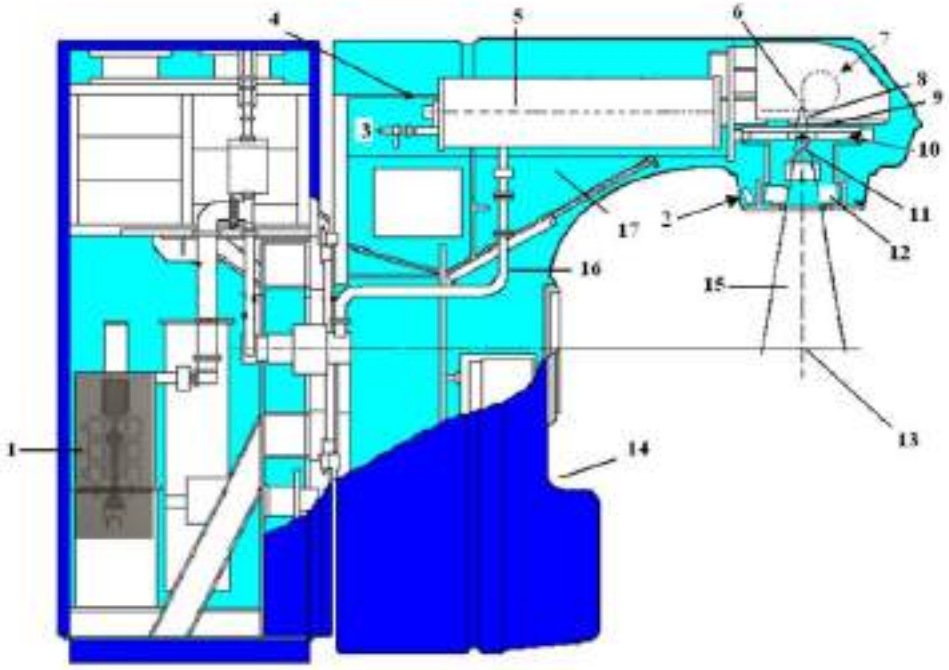


Figura 2.4 – Acelerador Linear e seus componentes.

Onde:

1. Válvula Klystron – é a amplificadora das microondas geradas por um oscilador de baixa potência. Trabalham na faixa de 3000 MHz (Banda S) e injetam a radiação eletromagnética na seção aceleradora para aceleração dos elétrons. A klystron é uma válvula grande, montada dentro de um tanque de óleo isolante que não pode ser movimentado com o gantry, por isso necessita de um sistema com junta rotativa para a transmissão da potência para a seção aceleradora. Em aceleradores de menor energia ela é substituída pela válvula magnetron, que gera e amplifica as microondas e pelo menor porte pode ser montada no gantry.

2. Telêmetro – indicador de distância do acelerador linear. Projeta uma régua cuja origem encontra-se na posição do alvo e o valor de 100 cm coincide com o isocentro. É utilizado para o posicionamento correto do paciente no aparelho.

3. Sistema de vácuo – responsável pela manutenção do vácuo dentro da seção aceleradora e parte dos guias de onda. Para que o livre caminho médio dos elétrons dentro da seção seja da ordem de grandeza do comprimento dela (1 m - 3 m), a pressão no interior não deve ultrapassar $1{,}3.10^{-3}$ Pa, caso contrário, o número de colisões dos elétrons com os átomos do gás impediria o correto ganho de energia. Os aceleradores atuais trabalham com uma pressão abaixo de $1{,}5.10^{-5}$ Pa mantida por uma bomba iônica.

4. Canhão de elétrons – está conectado à seção aceleradora e emite termoionicamente os elétrons que serão acelerados

5. Seção aceleradora – também conhecida como tubo acelerador, é o local onde os elétrons são acelerados, ganhando energia fornecida pela válvula klystron ou magnetron. Ela é feita de material bom condutor, normalmente puro cobre, e as tolerâncias mecânicas da sua construção são da ordem de 0,01 mm. A seção aceleradora pode ter componentes móveis (energy switch) que "desligam" parte da seção e permitem que os elétrons ganhem apenas parte da energia total, fornecendo assim feixes de tratamento com energia variada.

6. Alvo – é feito normalmente de cobre ou tungstênio e é o local onde os elétrons acelerados colidem para a produção de raios-x. Nos aceleradores lineares, diferentemente dos aparelhos de raios-x, o alvo é de transmissão e não de reflexão. Ele possui um eficiente sistema de resfriamento devido às altas temperaturas geradas e é envolto por uma estrutura de chumbo e tungstênio para minimizar a dose de radiação gerada em direções não desejadas.

7. Magneto – é o local onde o feixe de elétrons é direcionado para o alvo através da aplicação de campos magnéticos. Normalmente o feixe é curvado em sua trajetória em um ângulo de 270º, saindo da seção aceleradora na horizontal e sendo orientado para o solo. A intensidade do campo magnético é ajustada para a correta energia do elétron, evitando perdas quando o feixe atinge a janela da seção e também incidência oblíqua no alvo gerando perfis de feixe impróprios para tratamento.

8. Filtro Achatador – filtro de formato cônico utilizado em conjunção com o alvo e é necessário para a planificação do feixe de raios-x produzido.

9. Carrossel – suporte giratório onde ficam os filtros achatadores para os diferentes feixes de raios-x produzidos e as folhas espalhadoras para os feixes de elétrons. Ele possui uma alta precisão de posicionamento para que estes acessórios fiquem corretamente alinhados com o feixe.

10. Câmaras de ionização – conjunto de câmaras de transmissão seladas com a função de monitorar o feixe. Verificam assimetrias no feixe logo abaixo do filtro achatador e das folhas espalhadoras e desligam o feixe se desvios acima do normal acontecerem.

11. Espelho – feito de uma película de mylar espelhada, faz parte do sistema óptico e reflete a luz produzida por uma lâmpada que se encontra na mesma distância do alvo, mas num ângulo de 90º. O campo luminoso produzido desta forma apresenta a mesma divergência do feixe de raios-x e é usado para a localização dos campos de tratamento dos pacientes. O espelho, assim como as câmaras de ionização do acelerador e as folhas espalhadoras, é um material que é atravessado pelo feixe de tratamento antes de atingir o paciente, contribuindo para a produção indesejada de fótons que atinge o paciente.

12. Colimadores – blocos de tungstênio ou urânio exaurido que delimitam o feixe de raios-x emitido pelo acelerador. Para feixes de elétrons, uma colimação adicional é colocada abaixo dos colimadores.

13. Isocentro – ponto no espaço onde se cruzam os eixos de rotação do gantry, colimador e mesa. Normalmente encontra-se a uma altura do solo de 1,1 m a 1,3 m e, nas máquinas modernas, está a uma distância de 100 cm do alvo.

14. Contrapeso – equilibra a distribuição de massa do gantry.

15. Campo de tratamento – área de saída do feixe de radiação. É delimitada pela projeção divergente das faces dos colimadores e é coincidente com o campo

luminoso para facilitar o posicionamento dos pacientes. O tamanho indicado do campo de tratamento é o valor medido do campo luminoso no plano isocêntrico.

16. Guia de onda – sistema que transmite a potência gerada de microondas da válvula klystron ou magnetron para a seção aceleradora. Por causa das altas intensidades dos campos elétricos, o sistema de guia de onda possui componentes que estão sob baixa pressão e outros em alta pressão com gás isolante, normalmente SF_6.

17. Gantry – ou braço, é a estrutura onde é montada a maioria das componentes do acelerador linear. Ele pode girar em torno do eixo isocêntrico em ±180º e com uma precisão melhor do que 2 mm. Na convenção IEC, o gantry a 0º aponta para o solo, 180º aponta para o teto e a 90º e 270º a direção do feixe será horizontal apontando para as paredes laterais.

Uma descrição detalhada do funcionamento de um acelerador linear é encontrada na literatura de física médica (GREENE E WILLIAMS, 1997, SCHARF, 1993, KAZMARK, 1997).

2.4. Feixes de Elétrons Clínicos

Os aceleradores lineares de elétrons modernos podem produzir além do feixe de fótons, vários feixes de elétrons com a mesma seção aceleradora. As componentes do acelerador necessárias para isto foram descritas anteriormente. O aspecto final não detalhado é o processo que ocorre no feixe após a saída pela janela da seção aceleradora. Neste momento o feixe tem um diâmetro focal aproximado de 2 mm e, portanto, inapropriado para o tratamento. Para expandir este feixe num campo homogêneo, dois mecanismos podem ser feitos. O primeiro deles, menos comum nas máquinas atuais, é a varredura do feixe. Um sistema de deflexão magnética faz o feixe oscilar em duas direções ortogonais, similar ao que ocorre num tubo de televisão, mas com uma freqüência mais baixa. Este modo tem a vantagem de produzir menos radiação por *bremsstrahlung* (SCHARF,1994), mas pode introduzir dificuldades nos fatores de correção dosimétricos.

O segundo método de expansão do feixe e mais utilizado atualmente é o uso de folhas espalhadoras. Elas estão localizadas no carrossel e se posicionam no local do filtro achatador quando o feixe de elétrons é ativado. As folhas espalhadoras são feitas de finas camadas metálicas e por isto geram um pequeno percentual de raios-x quando o feixe incide sobre elas.

O último componente do acelerador linear atravessado pelo feixe de elétrons antes de atingir o paciente é o aplicador (Figura 2.5). O aplicador é um colimador terciário especialmente desenhado para assegurar um campo homogêneo no plano isocêntrico. Em geral eles são feitos de armações tubulares que são conectadas logo abaixo dos colimadores de fótons e aproximam-se da pele dos pacientes tipicamente entre 5 cm e 10 cm. No final do aplicador, um molde feito de uma liga metálica de baixo ponto de fusão pode ser colocado para conformar o feixe ao volume do paciente a ser tratado. O uso do aplicador próximo a pele permite que o feixe tenha uma penumbra comparável à de fótons e que o campo de radiação tenha a mesma dimensão do campo luminoso. Isto permite que o paciente possa ser simulado para tratamento pelo radioterapeuta de maneira tradicional. A ausência do aplicador, ou então a realização de um tratamento a longa distância deste, gera um perfil de feixe com penumbra larga, aproximadamente com formato gaussiano (HOLT e PERRY, 1982) que para muitos tratamentos pode ser totalmente inadequado, mas para a irradiação de corpo total de elétrons pode ser devidamente aproveitado.

Figura 2.5 – Aplicador de Elétrons utilizado para assegurar um campo homogêneo no plano isocêntrico.

Os feixes de elétrons, para ter uma utilidade clínica, devem possuir um conjunto mínimo de características aceitáveis. A seguir algumas delas são analisadas.

2.4.1. Energia

O feixe de elétrons antes de atingir a janela de saída da seção aceleradora é praticamente monoenergético, pois mesmo as energias ligeiramente diferentes da otimizada são filtradas durante o desvio no magneto. Após passar pela janela da seção, câmara de ionização, folha espalhadora, espelho e a coluna de ar, o feixe atinge a superfície do meio com um espectro de energia degradado e alargado (Figura 2.6). Após

penetrar no meio espalhador, o feixe tem a sua energia degradada mais rapidamente com a profundidade até atingir seu alcance prático, quando então basicamente a radiação ionizante existente a partir deste ponto são os raios-X produzidos por *bremsstrahlung* do feixe durante o trajeto.

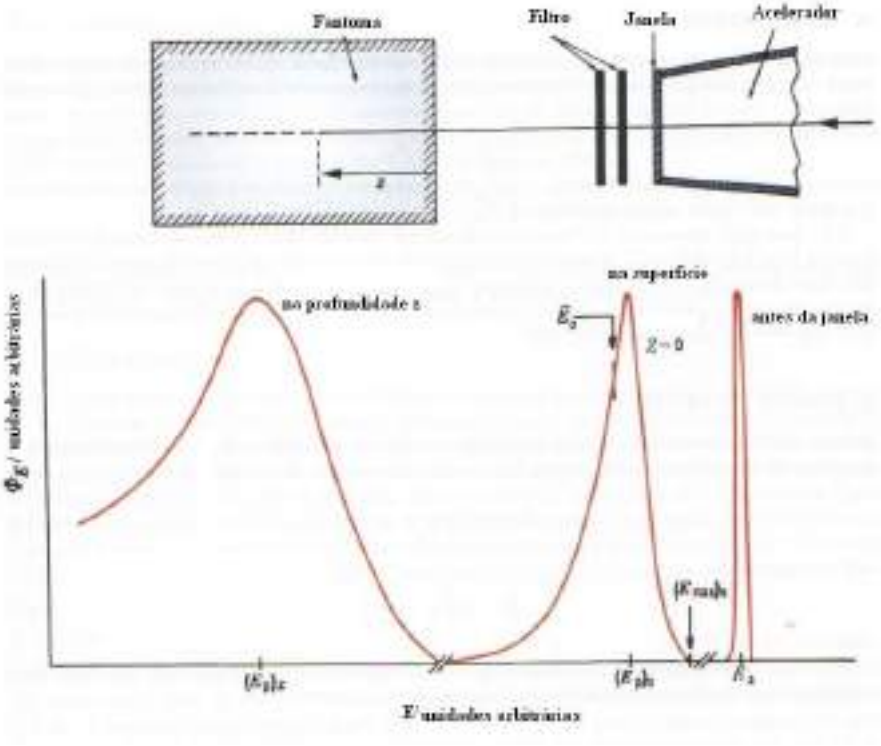


Figura 2.6 – Distribuição da fluência de elétrons Φ_E quando o feixe passa pelo sistema de colimação do acelerador linear e pelo fantoma. (Extraído do ICRU (1984)).

A energia mais provável $(E_p)_0$ na superfície do fantoma é obtida pela relação:

$$(E_p)_0 = 0{,}22 + 1{,}98 \cdot R_p + 0{,}0025 \cdot R_p^2 \quad (6)$$

onde $(E_p)_0$ é expressa em MeV e R_p em cm. R_p pode ser obtido da curva de dose em profundidade como mostra a Figura 2.5.

Segundo BRAHME (1976) a energia média $\bar{E}_0$ do feixe na superfície relaciona-se com o parâmetro R_{50} (profundidade em que a dose é 50% do máximo) pela fórmula:

$$\bar{E}_0 = 2{,}33 \cdot R_{50} \quad (7)$$

com R_{50} em cm e $\bar{E}_0$ em MeV.

A energia mais provável $(E_p)_z$ e a energia média $\bar{E}_z$ do feixe na profundidade decrescem linearmente com a profundidade z segundo as fórmulas:

$$(E_p)_z = (E_p)_0 \cdot \left(1 - z/R_p\right) \quad (8)$$

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \cdot \left(1 - z/R_p\right) \quad (9)$$

Estes parâmetros relacionados à energia são importantes depois para obtenção de fatores de correção para dosimetria que possuem uma dependência energética.

2.4.2. Percentual de Dose em Profundidade

O percentual de dose profunda (PDP) é razão (normalizada para 100%) entre a dose numa profundidade qualquer e dose máxima ao longo do eixo central do feixe. A curva típica de PDP de um feixe de elétrons é mostrada na Figura 2.7.

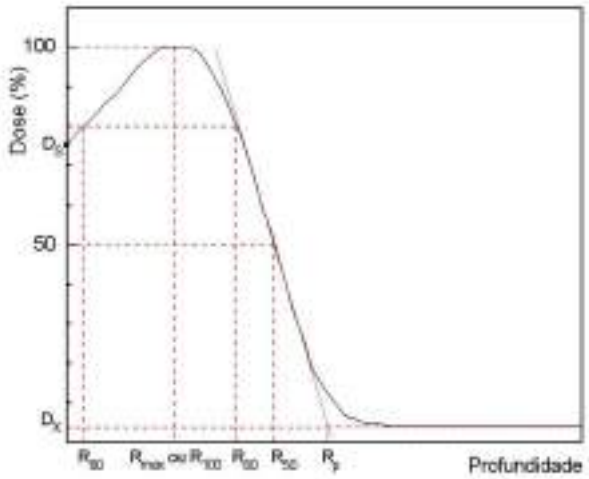


Figura 2.7 – Percentual de dose profunda de um feixe de elétrons e seus principais parâmetros.

Nela observamos os seguintes parâmetros:

R_{max} ou R_{100} : profundidade de máxima dose.

R_{80} : profundidade da isodose de 80%. Dependendo da energia, ocorre em dois pontos, antes e depois de R_{100}. O valor que ocorre depois de R_{100} é também chamado de alcance terapêutico. Dependendo da energia o alcance terapêutico pode ser associado também aos valores de R_{85} ou R_{90}.

R_{50} : profundidade da isodose de 50%.

R_p : alcance prático. Está relacionado às maiores profundidades alcançadas pelos elétrons do feixe. É obtido graficamente pela intersecção da reta tangencial ao ponto de 50% de dose com a reta horizontal que projeta o valor de D_x.

D_X : dose de contaminação de fótons. Está relacionada aos raios-x produzidos pelo feixe de elétrons em sua interação com o acelerador linear e o meio. É comumente medida na profundidade de 10 cm além do alcance prático.

D_S : dose de superfície.

Todos estes parâmetros têm um comportamento típico com a variação de energia do feixe. Na Figura 2.8 observamos um grupo de PDP´s de feixes de elétrons de energia variada produzido por um acelerador linear. Dois parâmetros de importância clínica, D_S e D_X, aumentam com o acréscimo da energia. O aumento de D_S favorece a prescrição de dose em percentuais mais elevados pois ainda a dose na superfície estaria bem coberta. Os feixes de mais alta energia, 15 e 20 MeV, além de um valor mais alto de D_X, possuem uma queda de dose após R_{100} mais lenta do que os feixes de baixa energia. Por este motivo, tratamentos com estes feixes fornecem mais dose em estruturas localizadas após o volume a ser tratado do que os feixes de menor energia.

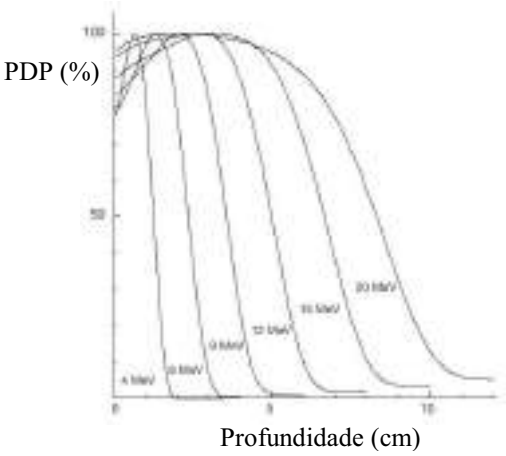


Figura 2.8 – PDP de feixes de elétrons de energia variada produzidos por um mesmo acelerador linear. (Extraído de PODGORSAK (2005))

O PDP de um feixe de elétrons para uma mesma energia pode variar com o tamanho de campo. Na Figura 2.9 vemos os PDP´s para um feixe de 32 MeV com vários tamanhos de aplicadores variando de um campo com diâmetro 3 cm até o maior com 30 cm. Observa-se que a curva de PDP para o tamanho de campo com diâmetro

10 cm é praticamente a mesma do campo de 30 cm, o mesmo não ocorrendo entre 3 cm e 10 cm. Isto é devido ao fato de que o equilíbrio eletrônico ocorre em todas as profundidades a partir do diâmetro 10 cm assegurando que ao longo do eixo central do feixe o máximo de dose ocorrerá na maior profundidade possível para aquela energia. Este valor de 10 cm para o feixe de 32 MeV pode ser estimado da relação aproximada obtida por KHAN (2001):

$$R_{eq} \approx 0{,}88 \cdot \sqrt{(E_p)_0} \quad (10)$$

onde R_{eq} é o raio de equilíbrio de espalhamento lateral.

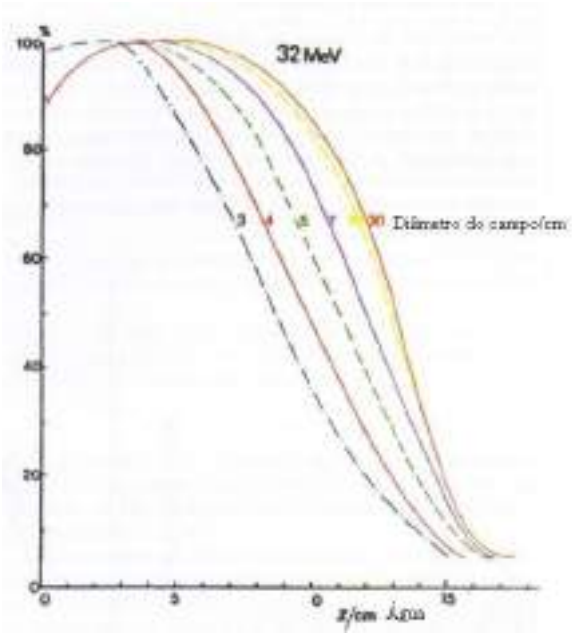


Figura 2.9 – Variação do PDP com o tamanho de campo. (Extraído do ICRU (1984))

2.4.3. Planura de Feixe e Isodoses

A planura é a variação máxima da dose numa área de 80% do tamanho do campo num plano paralelo à superfície do meio absorvedor (IAEA, 2000a) Ela é influenciada pela correta incidência do feixe de elétrons na folha espalhadora e pelo desenho do colimador. Os fabricantes otimizam estes parâmetros para que a planura do feixe na distância fonte isocentro com o uso dos aplicadores seja menor do que 3%. A planura é normalmente medida avaliando os valores de um perfil de dose ao longo de uma das direções principais do campo de radiação. A direção mesa-*gantry* é chamada *inplane* e a direção perpendicular a ela (esquerda-direita do gantry) é chamada de *crossplane*. Na Figura 2.10 podemos observar um exemplo de um perfil de dose na direção *inplane* com planura inferior a 3%.

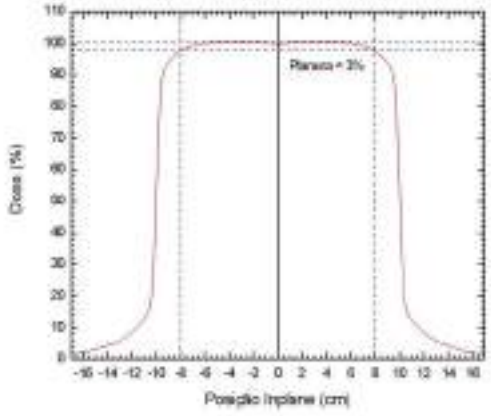


Figura 2.10 – Perfil de dose no eixo *inplane*

A medição de vários perfis *inplane,* não muito distanciados entre si e variando a coordenada *crossplane*, permite a elaboração de um plano de isodoses ao ligar os pontos destes perfis com a mesma dose. A Figura 2.11 mostra um exemplo deste plano de isodose *crossplane/inplane* superposto à projeção do campo luminoso.

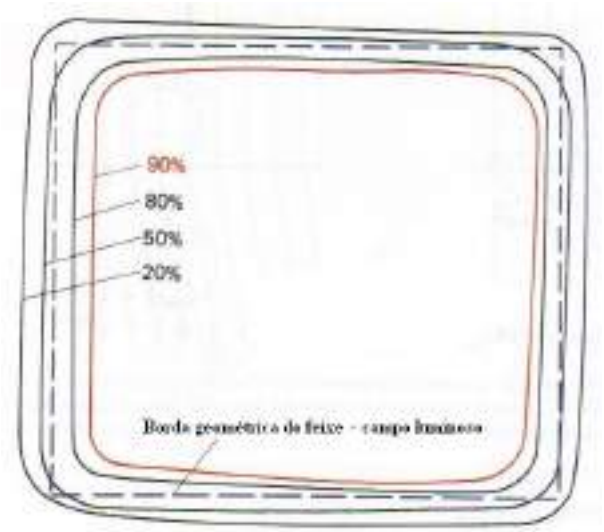


Figura 2.11 – Plano de isodoses crossplane/inplane.

Quando vários perfis *crossplane* ou *inplane* são medidos ao longo da profundidade, a ligação dos pontos com a mesma dose resulta num gráfico como o ilustrado na Figura 2.12. Este perfil de isodoses é bastante interessante, pois mostra como o feixe de elétrons distribui a dose ao penetrar no tecido. Percebe-se que as isodoses de menor valor (30% e 40%) se abrem como “bolhas” para fora da direção do

campo luminoso enquanto as mais altas (80%-95%) se fecham. Este efeito é proporcionado pelo espalhamento lateral dos elétrons, no qual os elétrons de dentro do campo contribuem com dose para fora do campo enquanto os elétrons ausentes de fora do campo deixam de contribuir com dose dentro do campo.

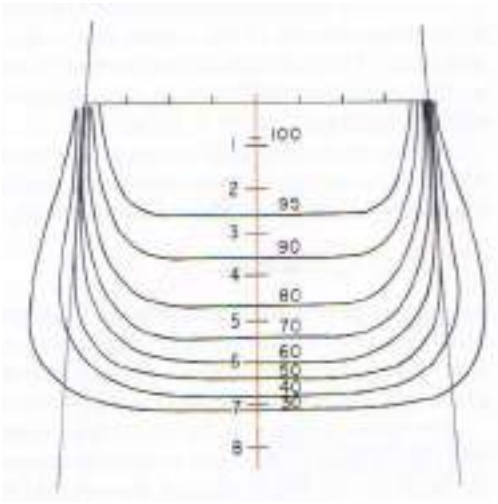


Figura 2.12 – Plano de isodoses ao longo da profundidade.

Experimentalmente, as distribuições de dose mostradas nas figuras 2.11 e 2.12 podem ser obtidas também ao irradiar um filme posicionado na direção dos planos dentro de um fantoma.

2.4.4. Calibração do Feixe de Elétrons

No Brasil, recomenda-se a utilização do protocolo internacional de dosimetria da AIEA, TRS-398 (IAEA, 2000b) para a calibração dos feixes de radioterapia, seja para fótons ou elétrons. Para feixes de elétrons, principalmente os de menor energia, é recomendado a utilização de câmaras de placas paralelas com parâmetros bem conhecidos e tabelados e com características adequadas para este uso.

De posse de um fator de calibração $N_{D,w,Qo}$ para a câmara de placas paralelas, obtido através de uma calibração cruzada, a dosimetria segue a recomendação do protocolo:

- obtenção prévia dos fatores característicos da curva de PDP (R_{50}, R_p, etc) para o aplicador 10x10 cm^2 utilizado;
- posicionamento da câmara na profundidade efetiva de medida dada por $z_{ref} = 0{,}6 \cdot R_{50} - 0{,}1$ g/cm^2, com R_{50} em g/cm^2;

- irradiação da câmara variando tensão e polaridade;
- cálculo da dose usando a equação: $D_w = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}$, onde M_Q é a leitura corrigida para as quantidades de influência (pressão, temperatura, efeito de polaridade e recombinação iônica e k_{Q,Q_0} é o fator específico para a câmara que corrige as diferenças entre a resposta dela na qualidade de medida Q e na qualidade do fator de calibração cruzada Q_0.

Para avaliação de dose em outra profundidade, o protocolo recomenda o uso da curva de PDP. Para a obtenção da curva de PDP a partir da curva de ionização, o TRS 398 recomenda a multiplicação de cada valor de dose em profundidade pela razão do poder de frenamento água para ar $s_{w,ar}$ estimado por BURNS et al. (1996) e ajustado no protocolo pela equação:

$$s_{w.ar} = \frac{1{,}075 - 0{,}5087 \cdot \ln(R_{50}) + 0{,}0887 \cdot [\ln(R_{50})]^2 - 0{,}084 \cdot (z/R_{50})}{1 - 0{,}4281 \cdot \ln(R_{50}) + 0{,}0646 \cdot [\ln(R_{50})]^2 + 0{,}00309 \cdot [\ln(R_{50})]^3 - 0{,}125 \cdot (z/R_{50})} \quad (11)$$

Após a multiplicação da curva de ionização ponto a ponto por $s_{w,ar}$ e de sua renormalização, a curva de ionização estará convertida para PDP e a dose em um ponto qualquer será igual à razão dos PDP deste ponto pelo o PDP do z_{ref} multiplicado pelo o valor de dose D_w (z_{ref}).

2.4.5. Distância Efetiva da Fonte

Em situações de rotina em radioterapia, é comum o cálculo em outras distâncias diferentes da qual foi calibrado o feixe. Como a calibração em todos os pontos é uma tarefa trabalhosa, um procedimento comum é o estudo do comportamento do fator de calibração com a distância. Para algumas distâncias selecionadas, o feixe é calibrado e uma função é ajustada seguindo uma dependência funcional, como por exemplo, a lei do inverso do quadrado da distância. Para elétrons, segundo a metodologia de KHAN et al., a manutenção da lei do inverso do quadrado da distância gera um parâmetro denominado distância efetiva da fonte. Este fator deve substituir a distância real do ponto de referência quando for empregada a lei do inverso do quadrado da distância. O procedimento da obtenção da distância efetiva da fonte é o seguinte (Figura 2.13): dado um conjunto de medidas contendo distâncias "r_0+g" e doses "I" e considerando I_0 a dose

para a distância de referência r_0, um gráfico é feito relacionando $\sqrt{I_0/I}$ com a diferença das distâncias g. A distância efetiva da fonte, "f", é obtida da linearização do gráfico segundo a fórmula

$$f = \frac{1}{\textit{inclinação da reta de ajuste}} - d_m \quad (12)$$

onde d_m é a profundidade de máxima dose.

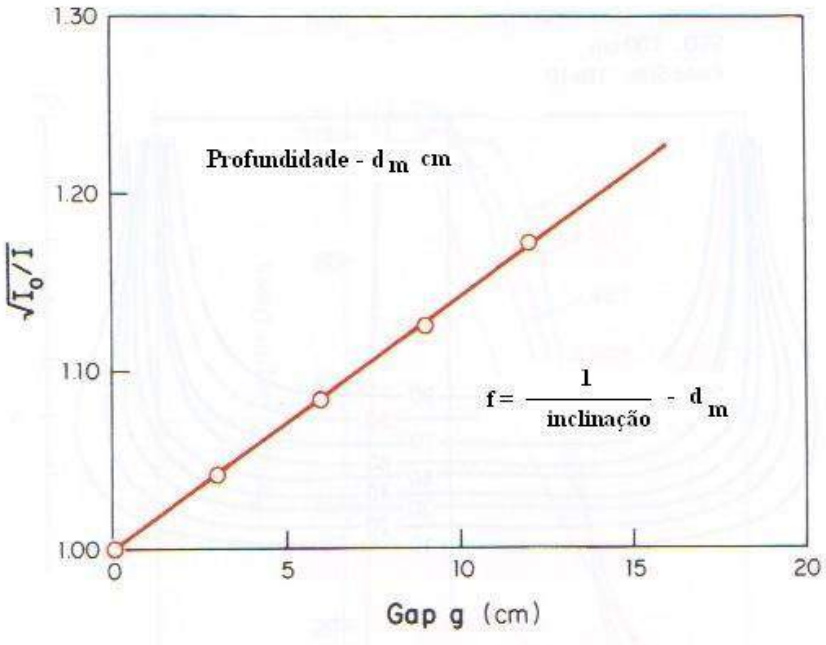


Figura 2.13 – Determinação da distância efetiva da fonte. (Extraído de KHAN (2010))

2.5. Irradiação de Corpo Total de Elétrons

Alguns tipos de linfoma, como a micose fungóide e a Síndrome de Sézary, necessitam da irradiação de toda a pele do paciente (LEIBEL E PHILLIPS, 1998). A utilização de feixes de fótons resultaria em doses de corpo inteiro inaceitáveis e por isso técnicas com feixes de elétrons foram e continuam sendo desenvolvidas para tal irradiação (PODGORSAK et al., 1983, AAPM, 1987, CHEN et al., 2004, PETERS, 2000, KAZMARK et al., 1960). Todas estas técnicas usam princípios similares:

- Utilização de campos de tratamento grandes;
- Grandes distâncias de tratamento;

- Superposição adequada de campos contínuos;
- Cobertura da pele na faixa de 0 – 1,5 cm de profundidade;
- Proteção de áreas com risco de superdosagem como dedos e unhas;
- Identificação de áreas de subdosagem para reforço seqüencial.

Algumas das técnicas desenvolvidas tiveram bastante sucesso na resposta dos tratamentos, entre elas a técnica de Stanford de 6 campos duais (KAZMARK et al., 1960, PAGE et al., 1970) e a rotatória de Montreal (PODGORSAK et al., 1983)

A técnica de 6 campos duais de Stanford consiste no tratamento do paciente em pé com a utilização de pares de campo com o gantry em duas angulações simétricas tipicamente de 90º ± 20º (Figura 2.14). Nestes ângulos, a pequena quantidade de raios-x produzidos tem a sua intensidade máxima direcionada acima e abaixo do paciente, reduzindo a dose de corpo total. Uma placa espalhadora/degradadora é colocada em frente ao paciente para proporcionar um fluxo mais adequado de elétrons e diminuir a energia do feixe (AAPM, 1987). Placas espalhadoras adicionais podem ser colocadas na saída do acelerador. As energias tipicamente utilizadas estão na faixa de 4 MeV a 10 MeV. Cada par de campos atinge o paciente em seis angulações distintas (Figura 2.15) com o paciente orientado a posicionar braços e pernas de forma a expor de maneira igual toda a pele. Os seis campos normalmente são feitos em dois ciclos, irradiando-se o campo anterior e os oblíquos posteriores no primeiro dia e o campo posterior e os oblíquos anteriores no segundo dia. Uma curva de dose em profundidade utilizando esta técnica com feixes de 4 MeV pode ser visualizada na Figura 2.16.

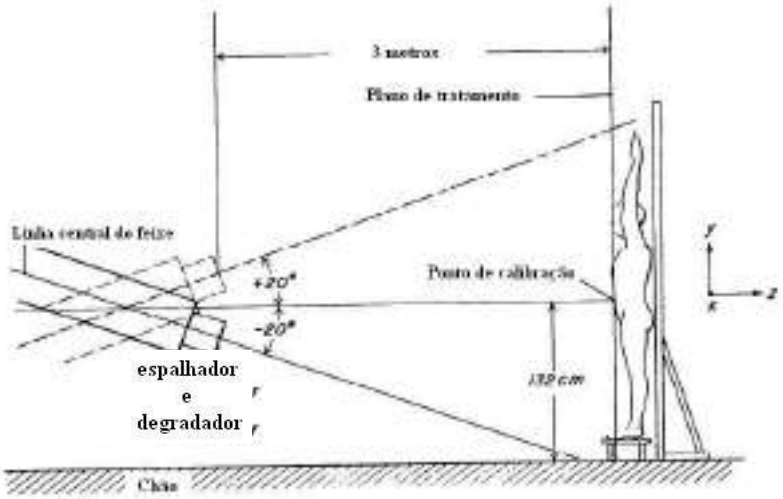


Figura 2.14 – Par de angulações simétricas de tratamento na técnica de seis campos duais.

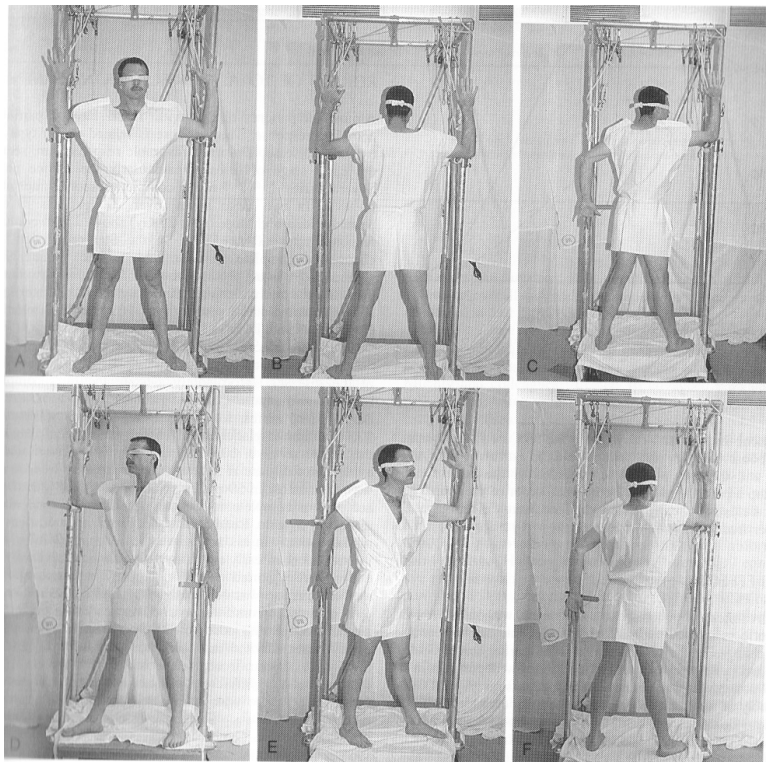


Figura 2.15 – Posicionamento do paciente para os seis campos duais de tratamento na técnica de Stanford. (Extraído de LEIBEL e PHILLIPS, 1998).

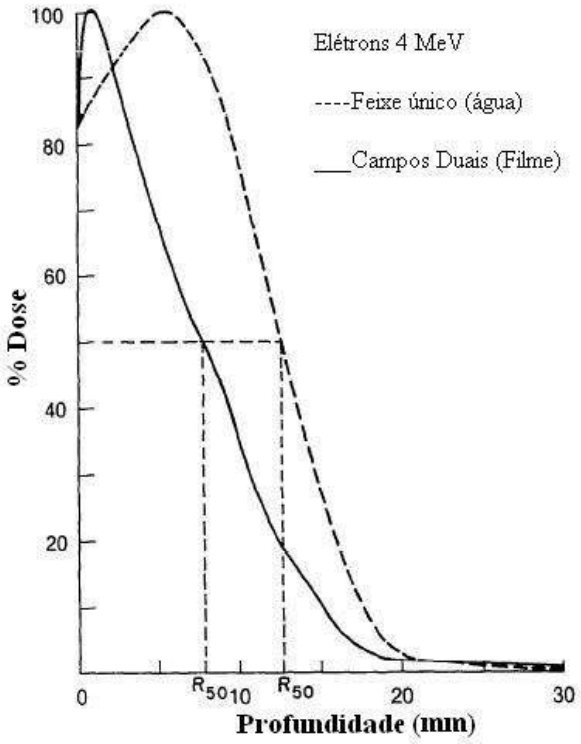


Figura 2.16 – PDP de um único campo e da composição para seis campos duais usando um feixe de elétrons de 4 MeV. (Extraído de FRAASS et al., 1983)

A técnica rotatória desenvolvida na Universidade de McGill, Montreal, posiciona o paciente sobre uma plataforma giratória na direção do feixe do acelerador linear (Figura 2.17). Placas espalhadoras adicionais são posicionadas no colimador, girado de 45º, e próximo ao paciente de forma a conseguir um campo grande o suficiente e com distribuição de dose homogênea para o tratamento. A rotação é feita em baixa velocidade (5 rpm) de forma que o paciente não sinta tonturas mas rápido o suficiente para que um número grande de voltas seja realizado. Nas figuras 2.18 e 2.19 observamos respectivamente a distribuição de dose no plano de tratamento do paciente e a dose em profundidade resultante para a técnica implementada em dois aceleradores da referida instituição.

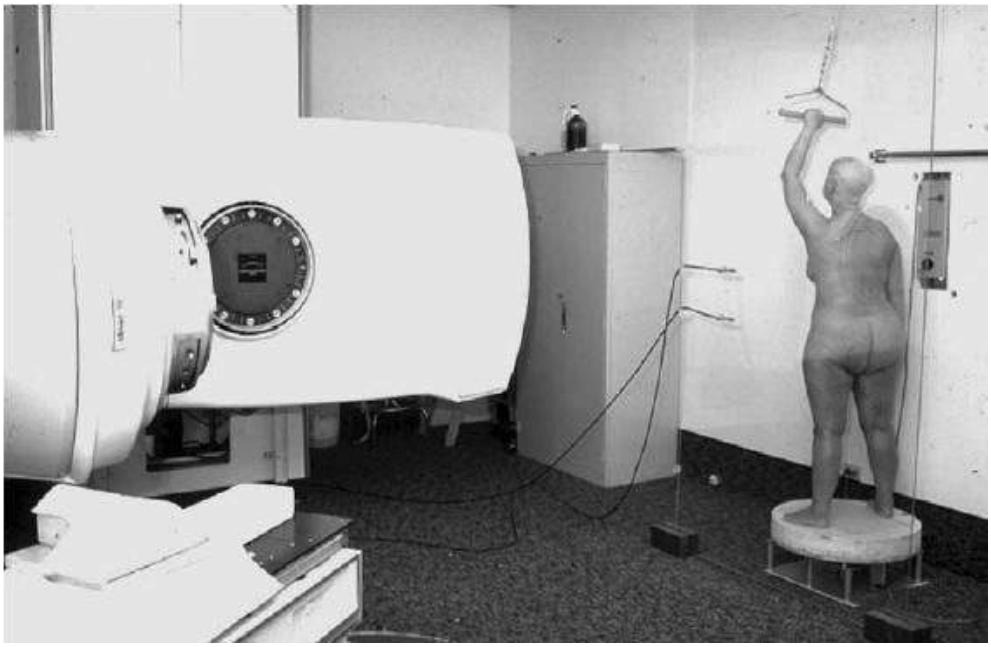


Figura 2.17 – Posicionamento do paciente no tratamento rotatório. (Extraído de PODGORSAK (2005)).

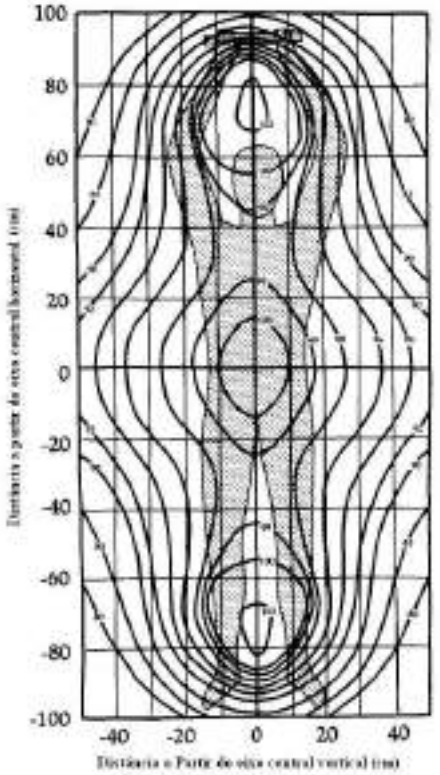


Figura 2.18 – Distribuição de isodoses na profundidade de 4 mm e na distância de 285 cm. (Extraído de PODGORSAK et al., 1983).

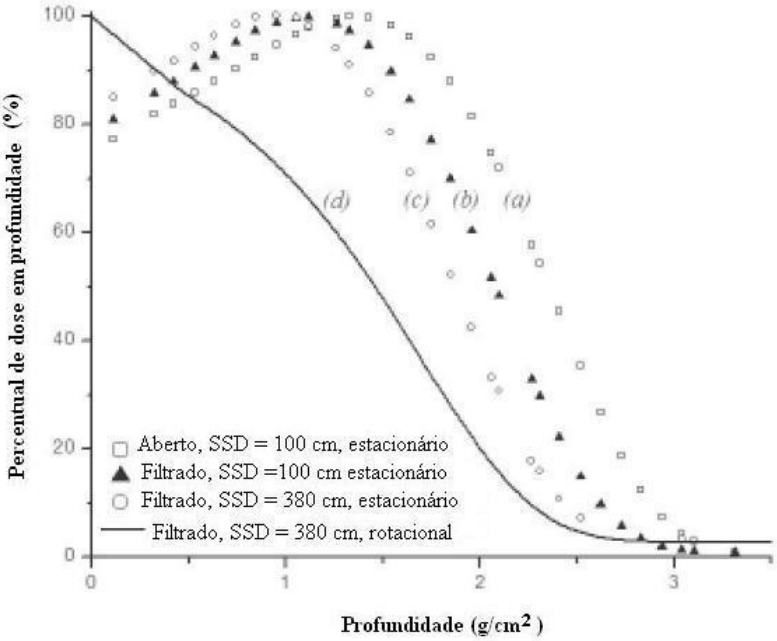


Figura 2.19 – PDP para feixe de 6 MeV em quatro situações: (□) – campo aberto, DFS = 100 cm, fantoma estacionário; (▲) – campo filtrado, DFS = 100 cm, fantoma estacionário, (o) – campo filtrado, DFS = 380 cm, fantoma estacionário; (linha contínua) – campo filtrado, DFS = 380 cm, fantoma em rotação. (Extraído de REYNARD et al., (2008)).

Outras técnicas utilizando campos estreitos (WILLIAMS et al.,1979), campo único espalhado (CHEN et al., 2004), par oposto na vertical, o arco pendular (SEWCHAND et al., 1979), entre outras, foram descritas na literatura procurando sempre satisfazer os problemas dosimétricos envolvidos nas irradiações (HOLT e PERRY, 1982). Dosimetria *in vivo* também tem sido utilizada para verificação da eficácia das técnicas de irradiação (WEAVER et al., 1995, ANTOLAK et al., 1998, GAMBLE et al., 2005).

3. *Materiais e Métodos*

3.1. Acelerador Linear de Elétrons

O acelerador linear utilizado para as medidas de irradiação de corpo total de elétrons foi o modelo Trilogy / fabricante Varian (Figura 3.1) instalado no Serviço de Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA). Ele é capaz de produzir dois tipos de feixes de fótons com energias máximas de 10 e 6 MeV, e seis feixes de elétrons com energias nominais de 6, 9, 12, 15, 18 e 22 MeV. Os feixes de elétrons deste acelerador possuem, além do modo normal (irradiação com aplicadores próximos à pele), um modo especial de irradiação de corpo total (TBI) para todas as energias. Para habilitação deste modo, uma placa vazada específica deve ser introduzida no encaixe de filtros no colimador para que eletronicamente seja liberado o feixe. No modo de irradiação de corpo total, o acelerador automaticamente ajusta os colimadores para um tamanho de campo 34x34 cm^2 no plano do isocentro e permite taxas de tratamento na faixa de 100 UM/minuto até 1000 UM/minuto. Toda a produção e estabilização do feixe de elétrons no modo TBI são idênticas às do modo normal e por isso qualquer mudança no ajuste do feixe numa modalidade repercute na outra.

Figura 3.1 – Acelerador Linear de Elétrons Trilogy/Varian instalado no Instituto Nacional de Câncer.

3.2. Detetores

O conjunto dosimétrico utilizado para obtenção das medidas e referência para calibração de filmes radiocrômicos foi composto por uma câmara de ionização de placas paralelas modelo Markus / PTW, número de série 2978 e o eletrômetro Farmer modelo 2570/1 – Nuclear Enterprises, número de série 913, sendo o fator de calibração do conjunto de 8,932 cGy/unidade de escala, obtido por calibração cruzada no feixe de elétrons de 20 MeV do outro acelerador linear Clinac 2300C/D do INCA seguindo o protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) TRS-398 (IAEA, 2000b). A Figura 3.2 mostra o conjunto dosimétrico utilizado.

a) b)

Figura 3.2 - Conjunto dosimétrico constituído pelo eletrômetro Farmer (a) e pela câmara de ionização de placas paralelas (b).

Para a determinação da dose em superfície no fantoma antropomórfico foi utilizado o filme radiocrômico Gafchromic EBT fabricado pela ISP. Com espessura de 0,23 mm e resposta na faixa de 1 – 800 cGy é o filme adequado para medidas superficiais em radioterapia. A avaliação da opacificação do filme foi feita com dois densitômetros diferentes. O primeiro deles foi o X-Rite modelo 331 que permite leituras pontuais de densidade óptica com precisão de 0.01. O outro densitômetro utilizado foi o ScanMaker 9800XL, que permite a digitalização da luz transmitida pelo filme e suporta o salvamento das imagens em tons de cinza de 16 bits ou coloridas em três canais (vermelho, verde e azul) com 16 bits cada. O filme radiocrômico EBT pode ser visualizado na Figura 3.3 juntamente com os densitômetros.

a)

b)

c)

Figura 3.3 – a) Filme radiocrômico Gafchromic EBT. b) Densitômetro X-Rite 331. c) Densitômetro ScanMaker 9800XL.

3.3. Fantomas

Foram utilizados vários fantomas ou simuladores de tecido para a irradiação de corpo total, procurando sempre compatibilizar as dimensões físicas e características do material com o propósito da medida.

Para as medidas de dose em profundidade, perfil, calibração em função da distância foram utilizadas placas de água sólida Virtual Water® da empresa CNMC (Figura 3.4 a). Elas apresentam propriedades radiológicas equivalentes às da água e possui área de 40x40 cm^2 e espessuras de 2, 3, 5, 10, 20 e 50 mm. Uma das placas é usinada para permitir o encaixe perfeito de uma câmara de placas paralelas Markus (Figura 3.4 b).

a) b)

Figura 3.4 – a) Água Sólida Virtual Water / CNMC, b) Placa usinada.

Para a simulação dos tratamentos foi utilizado um fantoma antropomórfico RANDO Alderson (Figura 3.5). Ele possui componentes internas equivalentes ao músculo, ossos e pulmão e é fatiado para a colocação de detetores (filmes, TLD, etc) nos cortes ou entre eles. O fantoma representa um corpo humano da porção superior do fêmur até a cabeça. Para complemento do fantoma, deixando-o na altura de um ser humano, utilizaram-se dois tubos de PVC de 10 cm de diâmetro preenchidos com água simulando as duas pernas. O fantoma Alderson não apresenta braços e foi utilizado sem os simuladores das mamas.

Figura 3.5 – Fantoma RANDO Alderson.

Para a simulação de irradiação das mãos foram utilizadas quatro placas acrílicas de 15x15 cm^2 e espessura de 0,5 cm (Figura 3.6). A simulação dos dedos foi feita com a superposição de duas placas e a da palma das mãos com a superposição de quatro placas.

Figura 3.6 – Simulador de mão.

Para simular uma camada de pele de 5 mm ou 10 mm foram utilizados materiais equivalente a água denominados bólus de gel (Figura 3.7). Possuem densidade de 1,03 g/cm^3 e podem se deformar acompanhando o contorno dos fantomas.

Figura 3.7 – Bólus de Gel utilizado para simular camada de pele.

3.4. Percentual de Dose Profunda

A irradiação para o tratamento de corpo total com elétrons requer uma série de medidas dosimétricas antes da inicialização do procedimento com o paciente. As características do feixe utilizado, tamanho de campo, penetração, dose, taxa de dose, perfil do feixe no plano de tratamento e contaminação de raios-x devem ser determinados.

As curvas de ionização em profundidade foram levantadas para as distâncias fonte-superfície (DFS) de 100 cm (calibração do feixe), 201,6 cm (irradiação do fantoma na horizontal) e 350 cm (irradiação do fantoma na vertical), para a energia de 6 MeV.

Para a DFS de 100 cm foi utilizado o aplicador de referência, com o tamanho de 10x10 cm^2 no isocentro, conforme é mostrado na Figura 3.8. Para as distâncias estendidas foi utilizado o aplicador de TBI para elétrons, que projeta um campo de 34x34 cm^2, no isocentro do equipamento.

A distância fonte-superfície foi mantida constante em cada um dos casos estudados e a profundidade da câmara de ionização de placas paralelas foi variada com a superposição de placas de água sólida, permitindo leituras em praticamente todos os milímetros na faixa de 0 – 30 mm. As leituras foram obtidas com o eletrômetro anteriormente citado.

Após a obtenção das curvas de percentual de ionização, foi aplicada a conversão para a determinação do percentual de dose profunda (PDP) de acordo com protocolo AIEA/TRS-398, para cada uma das distâncias estudadas. Os valores de dose na

superfície (D_0), o alcance máximo (R_{100}), o alcance de 80% (R_{80}), alcance de 50% (R_{50}), o alcance prático (Rp) e a dose de contaminação de raios-x foram determinados para a caracterização do feixe de elétrons para o tratamento.

a) b)

Figura 3.8 – Fotografia do arranjo experimental para medida do percentual de ionização para a DFS de 100 cm (a) e DFS de 201,6 cm (b).

O PDP também foi avaliado para a incidência oblíqua na distância de 201,6 cm. Foram utilizados os mesmos materiais acima descritos, sendo utilizada também uma rampa garantindo o posicionamento da água sólida para as inclinações de 30^0 e 60^0. A Figura 30^0.

Figura 3.9 - a) Arranjo experimental para a medida de percentual de ionização com incidência oblíqua para a DFS de 201,6 cm, utilizando a rampa de angulação de 30^0, b) ampliação da imagem da rampa com nível digital registrando a devida angulação.

3.5. Perfis de Dose

3.5.1. Plano Horizontal

Para a irradiação com o fantoma no plano horizontal perpendicular à direção do feixe e na distância de 201,6 cm, o perfil de dose para a energia de 6 MeV foi obtido com a câmara de ionização de placas paralelas na superfície da água sólida. Primeiramente alinhou-se a câmara de ionização com a ajuda do laser de localização da sala de tratamento e do retículo do acelerador linear (Figura 3.10). O centro do retículo foi tomado como a origem do sistema de coordenadas. Depois a câmara foi deslocada no plano horizontal, varrendo os eixos *inplane* no intervalo de -60 cm a 100 cm e *crossplane* na faixa de -120 cm a 100 cm, com espaçamento de 4 cm para cada uma das direções. As direções negativa e positiva dos eixos inplane e crossplane estão indicadas na Figura 3.11.

Figura 3.10 – Alinhamento da câmara de ionização para as medidas do perfil *crossplane*, para a DFS de 201,6cm.

Para a avaliação do processo de extrapolação de isodoses, alguns valores dos perfis fora dos eixos *inplane* e *crossplane* foram medidos no plano de tratamento nas seguintes coordenadas (*crossplane, inplane*) em centímetros: (10,-10), (20,-20), (30,-30), (30,-20), (30,-10), (20,-10), (20,-30), (10,-20), (10,-30).

3.5.2. Plano Vertical

Para a mensuração do perfil no plano vertical foi necessária, inicialmente, a determinação dos melhores ângulos do gantry. Para isto irradiações foram feitas com a câmara de ionização em duas alturas distintas do solo (129 cm e 63 cm) e com variações do ângulo do gantry simétricas na faixa de 70º e 110º. Os ângulos para os quais a respostas das câmaras variaram menos foram de 72º e 108º, e então estes valores foram selecionados para as duas técnicas de tratamento com o fantoma na posição vertical. A varredura do perfil foi feita na distância de 350 cm, com o deslocamento da câmara de ionização de placas paralelas na superfície de uma placa de acrílico, conforme mostra a Figura 3.12. Para cada ponto avaliado eram contabilizadas as contribuições do gantry nos ângulos de 72º e 108º. Foram varridos os eixos *inplane* e *crossplane*. Para as medidas crossplane, a origem das medidas foi tomada a uma altura do solo de 129 cm (altura do plano isocêntrico do Trilogy). O espaçamento entre os pontos foi de 8 cm e a varredura percorreu a extensão da placa acrílica de 2 m de comprimento. Para medidas do perfil *inplane* (largura do paciente), as medidas foram tomadas a uma altura de 1 m do solo em intervalos de 8 e 10 cm, alcançando um perfil de 140 cm (70 cm para cada lado do retículo do equipamento), com a câmara de placas paralelas também fixa na placa de acrílico.

Figura 3.11 – Orientação das coordenadas do perfil crossplane, indicando o sentido positivo e negativo com relação ao acelerador linear, para a irradiação horizontal.

a) b)

Figura 3.12 – Montagem experimental para medidas dos perfis *inplane* e *crossplane*, para a DFS de 350 cm, a) com o gantry na posição de 72^0. e b) com o gantry na posição de 108^0.

3.6. Calibração para Distâncias Fonte-Superfície Estendidas

O fator de calibração de referência para a energia de 6 MeV do acelerador linear Trilogy, com aplicador 10x10 cm^2, DFS de 100 cm, foi ajustado para 1 cGy/UM, na profundidade de máxima dose na água, de acordo com o protocolo da IAEA/TRS-398.

A dosimetria foi também realizada para as distâncias de 201,6 cm e 350 cm, com aplicador específico para irradiação de corpo total para elétrons, usando água sólida, sendo dado o fator de calibração para a profundidade de máxima dose na água, em cGy/UM. Estes fatores também foram determinados para os valores de 191,6 cm, 211,6 cm, 340 cm e 360 cm, visando à possibilidade de interpolar a dose em outras distâncias que possam ocorrer quando posicionado o fantoma Alderson ou para um futuro paciente a ser tratado. O valor da posição virtual da fonte foi então determinado pelo método de KHAN et al., (1978) para posterior correção dos valores de dose em distâncias diferentes da calibração.

3.7. Calibração do Filme Radiocrômico

Para a utilização do filme radiocrômico como um dosímetro, foi necessária a calibração do mesmo. Uma película de filme foi subdividida, em tamanhos de 2 cm x 1,8 cm, e cada parte do filme recebeu uma dose diferente, mas conhecida, com o mesmo

arranjo da calibração de referência, com placas de água sólida, energia de 6 MeV, aplicador 10 x 10 cm^2, DFS de 100 cm e profundidade de máxima dose. Os filmes foram irradiados com doses de 100, 150, 200, 250, 320, 360, 380, 400, 420, 440, 480, 600, 800 e 1000 cGy. Uma parte do filme não foi irradiada, sendo usada como valor de *background* (BG). Para cada dose conhecida foi medida uma densidade óptica (DO) diferente e construída uma curva de calibração. Após a irradiação do fantoma com os filmes, o caminho inverso foi seguido associando uma dose ao valor da DO observada na película.

3.8. Irradiação do Fantoma Antropomórfico Alderson

Após a caracterização do feixe de elétrons para o tratamento de irradiação de pele total, foram feitas três simulações de tratamento com o fantoma Alderson com filmes radiocrômicos colocados em pontos diversos para avaliação da dose no local. A seguir descrevemos cada técnica de irradiação.

3.8.1. Técnica do Posicionamento Horizontal

A primeira técnica abordada foi a do posicionamento horizontal do fantoma Alderson. Para isto foi preparado um colchão a vácuo no formato dele sobre uma plataforma com rodas. Isto garantiu a imobilização das partes do objeto simulador e uma fácil transposição de uma posição para outra.

Para a irradiação tanto do fantoma Alderson quanto de um paciente de estatura média no plano horizontal, um único campo de tratamento não é capaz de abranger toda a superfície a ser tratada na direção do comprimento do fantoma, conforme mostra a Figura 3.13. Portanto, foi necessária a superposição de três campos adjacentes de tratamento, de modo que a junção de campos acontecesse na curva de 50% de dose já identificada na caracterização do perfil *crossplane* para esta distância. A Figura 3.14 mostra a posição de tratamento com relação aos campos de irradiação para a parte inferior e superior do fantoma Alderson.

Antes da irradiação do fantoma Alderson, ele foi preparado com filmes radiocrômicos colocados em pontos pré-determinados, sobre a sua superfície, sendo mostrados alguns exemplos nas figuras 3.15 e 3.16. Na região de penumbra, tanto para o tórax quanto para as pernas, também foram colocados filmes para a avaliação de dose. Alguns pontos

também foram avaliados utilizando uma espessura de material de tecido equivalente (bólus) sobre o filme. Após a irradiação, os filmes foram lidos utilizando o densitômetro X-Rite.

Figura 3.13 Demonstração do campo luminoso sobre a cabeça e tórax, não abrangendo toda a extensão a ser irradiada.

a) b)

Figura 3.14 Visualização do campo luminoso para a irradiação da parte inferior (a) e da parte superior (b) do fantoma Alderson. Observa-se nas imagens a utilização do material simulador de tecido equivalente sobre a perna direita, pelve direita e ápex da cabeça.

Figura 3.15 – Demonstração da posição dos filmes no fantoma Alderson para as pernas (a), tórax anterior (b) e tórax posterior (c).

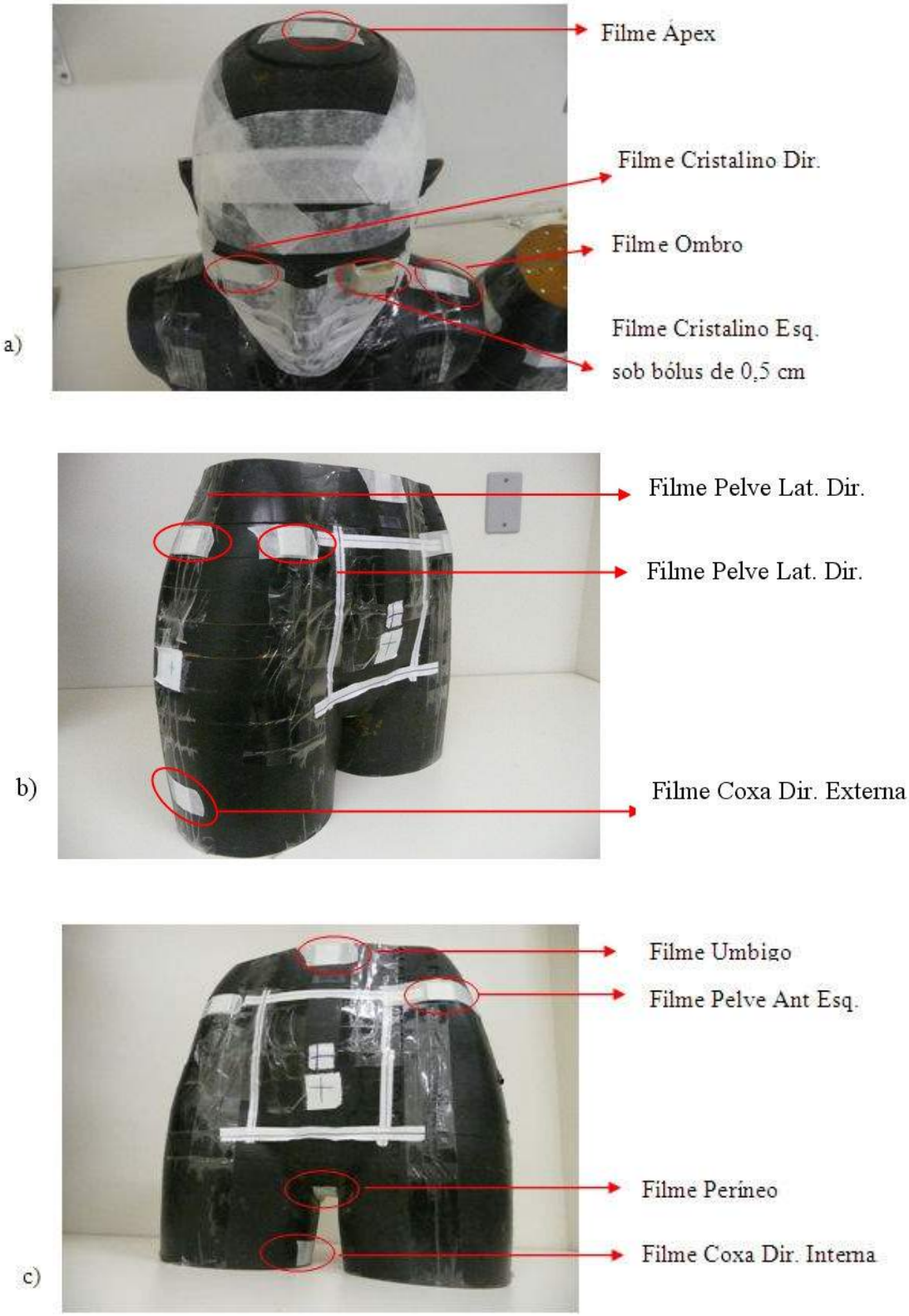


Figura 3.16 - Demonstração da posição dos filmes no fantoma Alderson para a cabeça (a) e pelve (b) e (c).

Outro aspecto avaliado foi a distribuição de dose num filme radiocrômico colocado no crânio entre o segundo e o terceiro cortes (5 cm abaixo do ápex), com o formato exato da seção transversal. A Figura 3.17 mostra o corte escolhido para a colocação do filme. O filme irradiado foi escaneado no densitômetro ScanMaker 9800XL e a sua imagem em três canais coloridos foi avaliada no software ImageJ, onde os valores de dose foram obtidos do canal vermelho que apresenta um maior contraste para o filme radiocrômico.

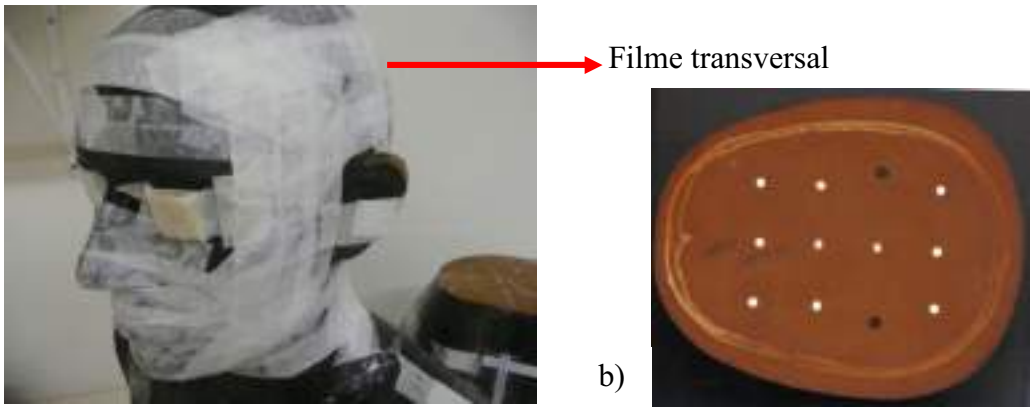


Figura 3.17 – a) Demonstração da posição escolhida para ser colocado o filme radiocrômico entre o segundo e o terceiro corte do crânio. b) Segundo corte do crânio.

Após a irradiação do fantoma, foi feita a irradiação para o simulador de mãos para esta técnica de tratamento horizontal. Procurou-se determinar os valores de dose para um volume de pequena espessura quando comparado ao alcance do feixe de elétrons. Filmes radiocrômicos foram colocados entre as placas acrílicas do simulador e sobre as mesmas para avaliação das doses em profundidade e na superfície. A irradiação foi feita em par oposto girando as placas acrílicas em 180º de um campo para o outro. Repetiu-se a irradiação acrescentando um bólus de 1 cm para verificar a diminuição das doses. A montagem experimental da irradiação está mostrada na Figura 3.18 (a), acompanhada de uma ampliação do simulador de mão irradiado (b).

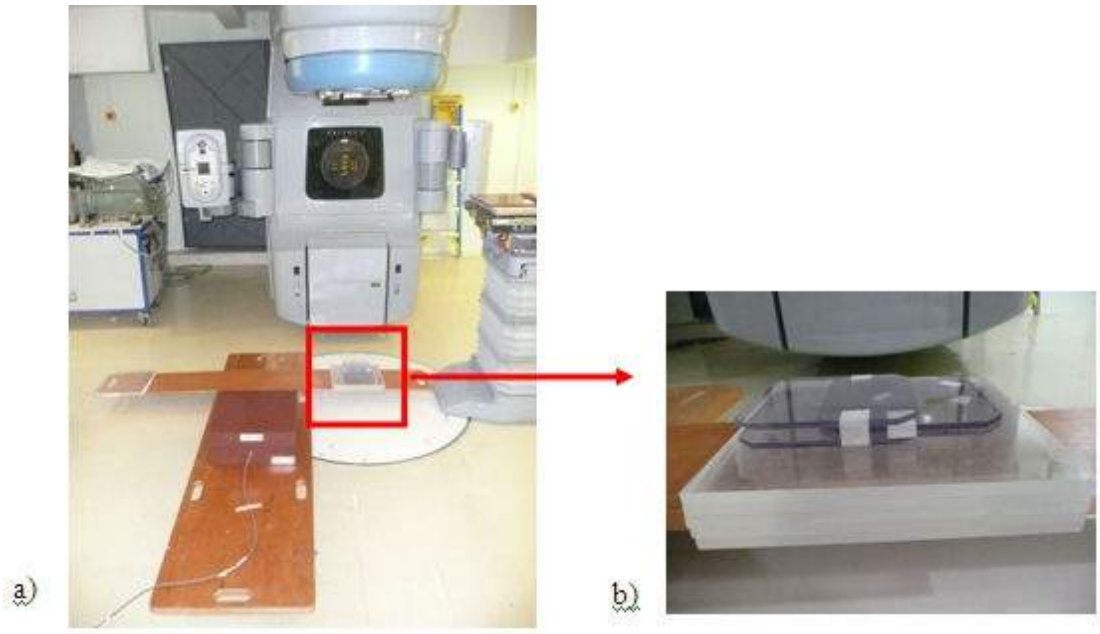


Figura 3.18 a) Demonstração da montagem utilizada na irradiação da mão, b) ampliação da imagem da superposição das placas de acrílico, simulando a palma da mão, com 2 cm de acrílico e 1 cm para os dedos.

3.8.2. Posicionamento Vertical - Técnica Rotatória

Para a técnica rotatória, o fantoma Alderson foi também preparado com filmes em posições similares à da primeira técnica, avaliando quando possível as doses nos mesmos pontos. Alguns pontos também foram avaliados com a colocação de bólus, como por exemplo, a pelve e o tórax direito com um bólus de 1 cm e a perna direita com dois bólus de 5 mm. Foram colocados filmes radiocrômicos sob, sobre e entre os bólus. Um filme radiocrômico no formato do segundo corte do crânio também foi introduzido no fantoma para avaliação posterior com o software ImageJ.

Para a irradiação, o fantoma foi posicionado a 350 cm da origem do telêmetro do acelerador e sobre uma plataforma giratória. A plataforma foi manualmente girada de 5 em 5 graus, completando o giro total de 360^0. Para cada posição de tratamento o gantry foi posicionado nos dois ângulos pré-estabelecidos de 72º e 108º. A diferença desta metodologia para uma plataforma motorizada é mínima no que diz respeito aos valores de dose medidos, contudo ela não seria prática para a irradiação de um paciente. A Figura 3.19 mostra a montagem para a irradiação rotatória.

Figura 3.19 - Montagem experimental para a irradiação rotatória.

A dose prescrita foi de 217 cGy na pele e foi utilizada uma taxa de tratamento de 1000 UM/min, sendo a unidade monitor (UM) total de irradiação de 17176 UM, distribuídas em 144 irradiações (72 para cada posição de gantry).

3.8.3. Posicionamento Vertical - Técnica de 6 campos duais

A técnica de 6 campos duais tem um posicionamento similar ao da técnica rotatória. O fantoma Alderson também foi montado sobre a base giratória, com DFS de 350 cm e com os filmes radiocrômicos devidamente posicionados. Utilizou-se, da mesma forma, bólus para a pelve e tórax direito e para a perna direita. Foi também colocado outro filme no mesmo corte transversal do crânio, anteriormente avaliados nas outras duas técnicas.

A técnica de 6 campos duais normalmente não utiliza todos os campos no mesmo dia. Para a facilidade de execução, são tratados de maneira alternada três pares em um dia e os outros três pares no outro. Para a avaliação neste trabalho todos os campos foram utilizados numa única irradiação com a unidade monitor devidamente renormalizada. Para a irradiação do fantoma, cada uma das posições foi obtida girando a base em angulações de 60^0, partindo da posição anterior, tomada na posição de referência de 0^0.

A dose prescrita foi de 400 cGy na pele, utilizando uma taxa de tratamento de 1000 UM/min, sendo a unidade monitor total de irradiação de 31056 UM, distribuídas em 6 irradiações (para cada posição de gantry de 72^0 e 108^0). Cada irradiação foi de 2588 UM, para as posições do fantoma de 0^0, 120^0 e 240^0 e 60^0, 180^0 e 300^0.

A Figura 3.20 ilustra as posições utilizadas para esta irradiação.

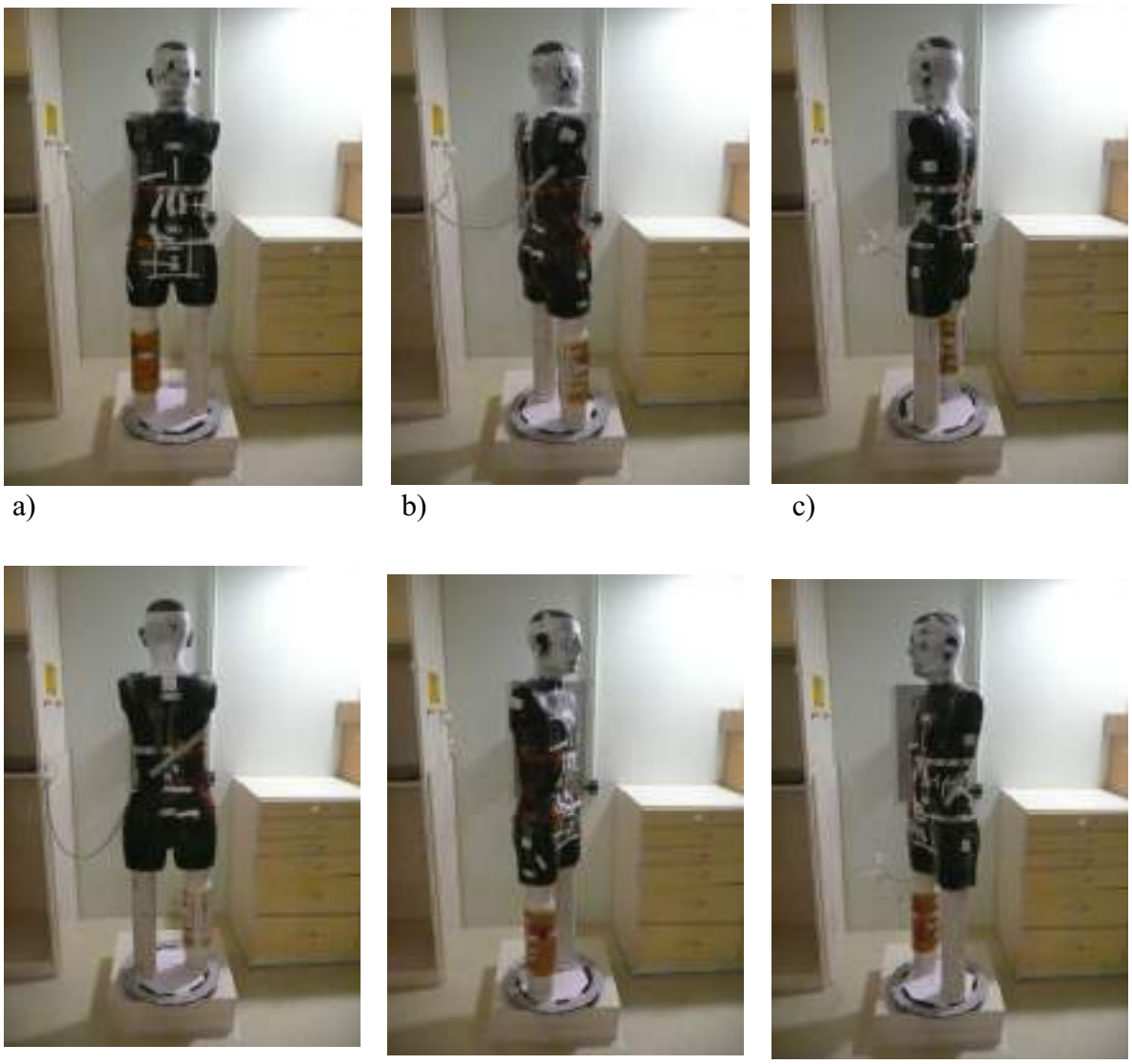


Figura 3.20 – Demonstração das posições de irradiação para a técnica de 6 campos duais: a) campo anterior (0°), b) posterior oblíquo direito (120º), c) posterior oblíquo esquerdo (240º), d) posterior (180º), e) anterior oblíquo direito (60º) e f) anterior oblíquo esquerdo (300º).

Após a irradiação, os filmes foram medidos e as densidades ópticas convertidas em dose. O filme irradiado no crânio foi escaneado, sendo avaliado as isodoses de tratamento, utilizando o programa ImageJ.

Em todas as irradiações, a câmara de placas paralelas foi posicionada na altura do abdômen com a finalidade de monitorar o sistema, sendo no final de cada irradiação avaliada a dose medida.

3.8.4. Defletor de Elétrons

Para as técnicas de irradiação do fantoma na posição vertical, a irradiação tangencial em qualquer ângulo do fantoma faz com que a dose no ápice da cabeça seja reduzida.

Para aumentar a dose nesta posição, foi utilizada uma placa de chumbo defletora, inclinada 30^0 e posicionada 10 cm acima da cabeça. As dimensões da placa de chumbo utilizadas foram de 20 cm x 20 cm, sendo a espessura de 0,2 cm. A Figura 3.21 mostra a montagem experimental.

Figura 3.21 – Montagem experimental da placa defletora para irradiação do crânio. Na vista lateral do fantoma observa-se marcado em vermelho o filme sobre o a superfície do bólus.

Tentando avaliar a dose na profundidade, um bólus de 0,5 cm foi utilizado sobre a cabeça. Filmes radiocrômicos foram posicionados na superfície do bólus e na superfície do ápice da cabeça (abaixo do bólus), conforme mostra a Figura 3.21.

Para a avaliação da dose no ápex, o fantoma foi mantido na posição das irradiações anteriores, estando o ápex posicionado na distância de 356 cm. Foi utilizado um feixe direto, com o gantry angulado 108^0 por ser esta posição a de maior contribuição para a dose da cabeça nas irradiações anteriores utilizadas (72^0 e 108^0).

A dose calculada para esta irradiação foi de 300 cGy.

3.8.5. Dose de Corpo Inteiro

Para as medidas de corpo inteiro, uma câmara cilíndrica foi introduzida em uma placa específica de água sólida, e outras espessuras de placas de água sólida foram adicionadas para que a câmara de ionização permanecesse a 10 cm de profundidade com relação à superfície. Esta montagem foi utilizada para estimar a dose de fótons nas três técnicas de irradiação avaliadas.

Para a técnica de irradiação no plano horizontal, a câmara de ionização foi mantida como se fosse a pelve do fantoma Alderson, sendo integrada as leituras obtidas nas diferentes posições de tratamento, incluindo as irradiações das mãos (para a posição anterior e posterior). Na Figura 3.22 vemos um exemplo de como foi obtida a contribuição da radiação para as mãos. Foram utilizadas 300 UM para esta irradiação.

Figura 3.22 – Demonstração da montagem para irradiação de fótons de corpo inteiro, para a técnica de plano horizontal, durante simulação da irradiação da mão.

Para as técnicas do rotatório e 6 campos duais, a câmara de ionização cilíndrica foi colocada no centro de campo, na altura de 1 m do solo e novamente a 10 cm de profundidade. As leituras foram integradas para a irradiação com o gantry nas posições de 72^0 e 180^0 , sendo utilizadas 500 UM.

4. *Resultados e Discussões*

4.1. Percentual de Dose Profunda

A caracterização preliminar do feixe de tratamento consistiu na obtenção das curvas de ionização em profundidade para elétrons de 6 MeV nas distâncias fonte-superfície de 100, 201,6 e 350 cm e abertura do colimador em 34 x 34 cm^2 no plano do isocentro. Elas são mostradas respectivamente nas figuras 4.1, 4.2 e 4.3 acompanhadas do seu gráfico convertido para percentual de dose em profundidade, segundo a publicação da AIEA TRS-398 (IAEA, 2000b).

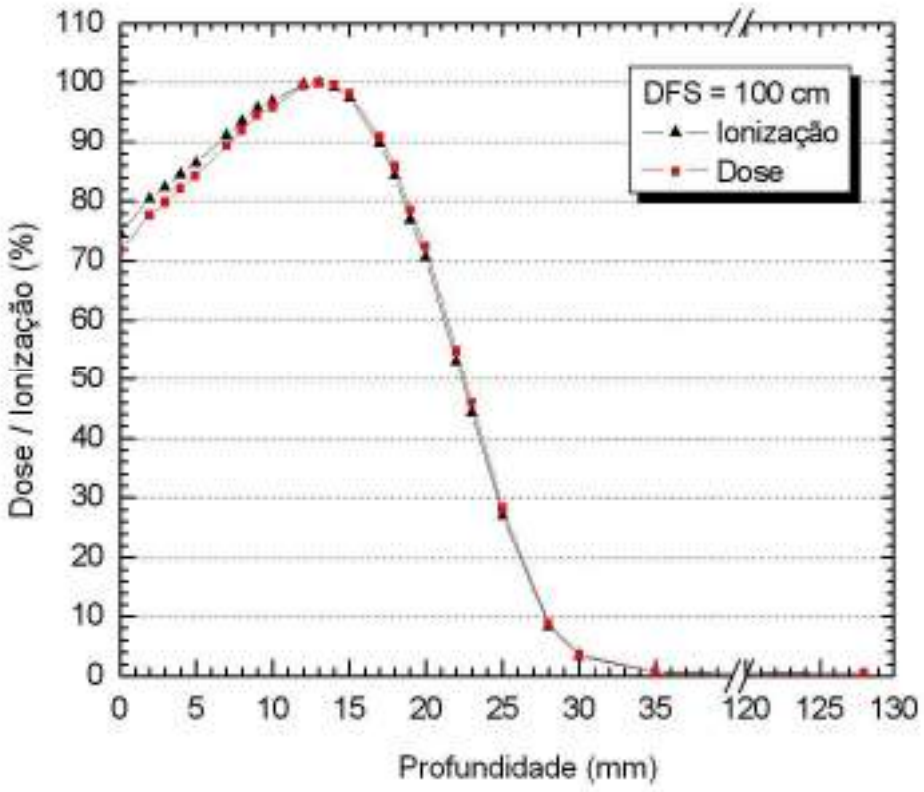


Figura 4.1 Percentuais de dose e ionização do feixe de 6 MeV em função da profundidade para a distância fonte-superfície de 100 cm.

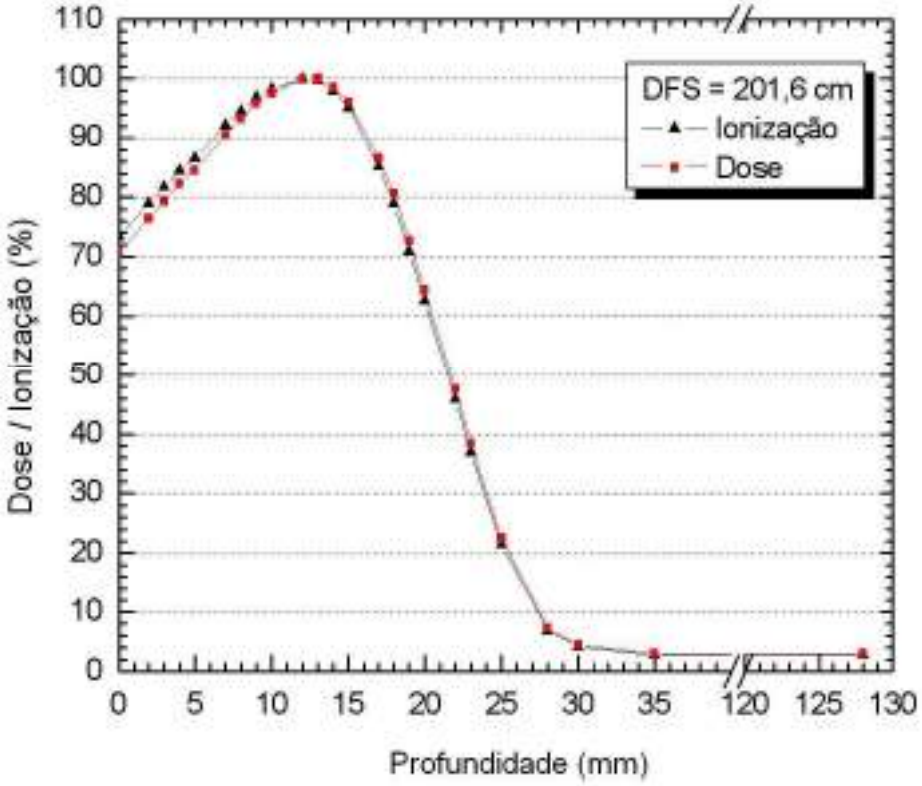


Figura 4.2 Percentuais de dose e ionização do feixe de 6 MeV em função da profundidade para a distância fonte-superfície de 201,6 cm.

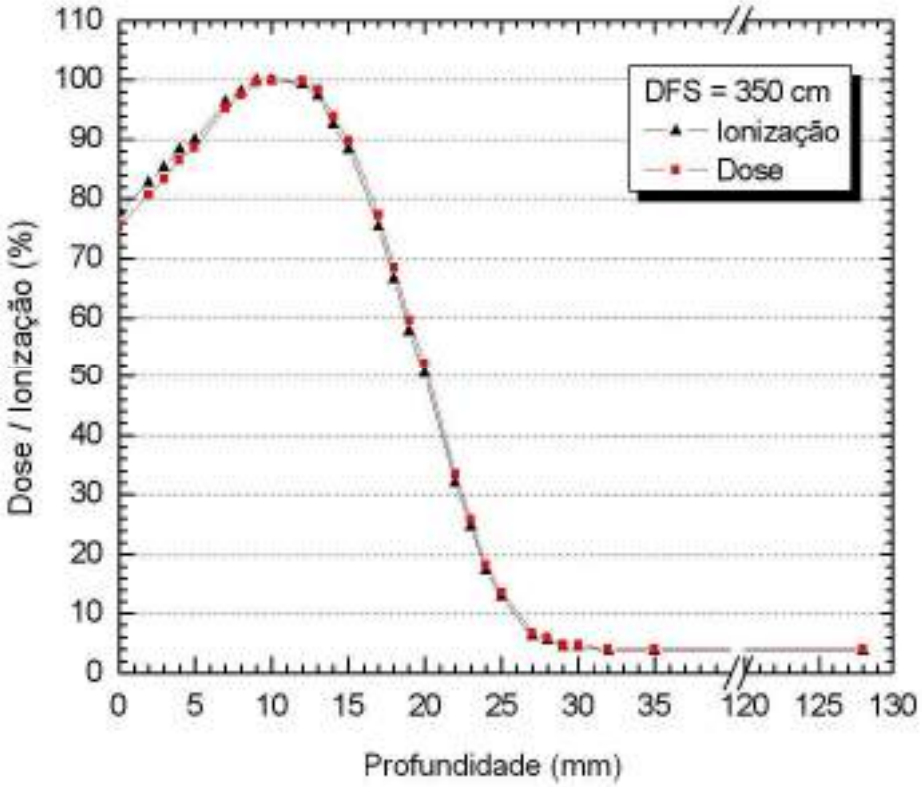


Figura 4.3 Percentuais de dose e ionização do feixe de 6 MeV em função da profundidade para a distância fonte-superfície de 350,0 cm.

Na Figura 4.4 são comparadas as três curvas de PDP para as distâncias citadas anteriormente. Os parâmetros energia mais provável na superfície $(E_p)_0$, dose na superfície (D_0), profundidade de máxima dose (R_{100}), alcance terapêutico (R_{80}), profundidade de 50% de dose (R_{50}), alcance prático (R_p) e contaminação de fótons (D_x) estão apresentados para as três distâncias na Tabela 4.1. Percebe-se da análise destes parâmetros que o aumento da distância fonte-superfície leva à perda do poder de penetração do feixe, refletido nos menores valores de R_{80}, R_{50} e R_p para as maiores distâncias fonte-superfície, tipicamente 1 mm a menos na penetração para cada 1 m de ar, proporção similar à razão entre as densidades do ar ($\rho = 1{,}2.10^{-3}$ g/cm^3) e da água (1 g/cm^3). Observa-se também o aumento da contaminação de fótons com o aumento da distância fonte-superfície devido ao maior espalhamento do feixe de elétrons no seu trajeto aumentado no ar, levando, proporcionalmente, a uma contribuição maior de fótons de frenamento na curva de percentual de dose. Esta contribuição saiu de um patamar de 0,4 % na distância de 100 cm para 4 % para uma distância de 350 cm.

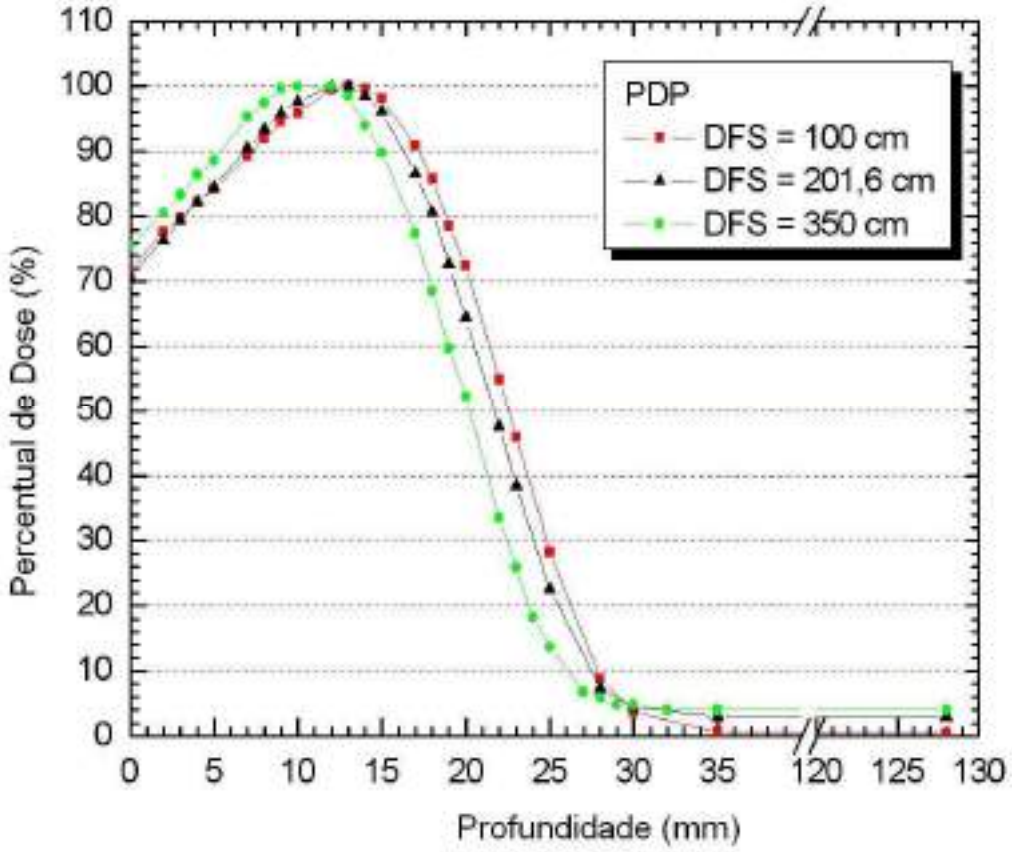


Figura 4.4 Comparação de curvas de percentual de dose em profundidade para feixe de elétrons de 6 MeV para três distâncias fonte-superfície diferentes.

Tabela 4.1- Parâmetros das Curvas de PDP de feixes de 6 MeV para três DFS distintas.

	DFS = 100 cm	**DFS = 201,6 cm**	**DFS = 350 cm**
$(E_p)_0$ (MeV)	5,78	5,58	5,38
D_0 (%)	71,70	70,70	75,50
R_{100} (mm)	13,00	13,00	10,00
R_{80} (mm)	18,80	18,10	16,60
R_{50} (mm)	22,50	21,70	20,20
R_p (mm)	2,80	2,70	2,60
D_x (%)	0,70	3,00	4,00

O PDP também foi estudado em relação ao ângulo de incidência. Para a DFS de 201,6 cm foram comparadas três incidências oblíquas, além da normal, e os resultados estão registrados na Figura 4.5. É observado claramente neste gráfico menores valores de R_{80}, R_{50} e R_p para maiores ângulos de incidência. Isto se deve, primeiramente, ao fato de que a profundidade registrada no gráfico corresponde ao valor perpendicular à superfície do fantoma, a qual é menor do que a profundidade na direção de incidência por um fator multiplicativo igual ao cosseno do ângulo de incidência. Outro fator que influencia estes resultados é o espalhamento na superfície oblíqua do fantoma que leva a um acréscimo de dose na superfície. Ao se renormalizar a curva de PDP para este ponto menos profundo, os valores de R_{80}, R_{50} e R_p, conseqüentemente, diminuem.

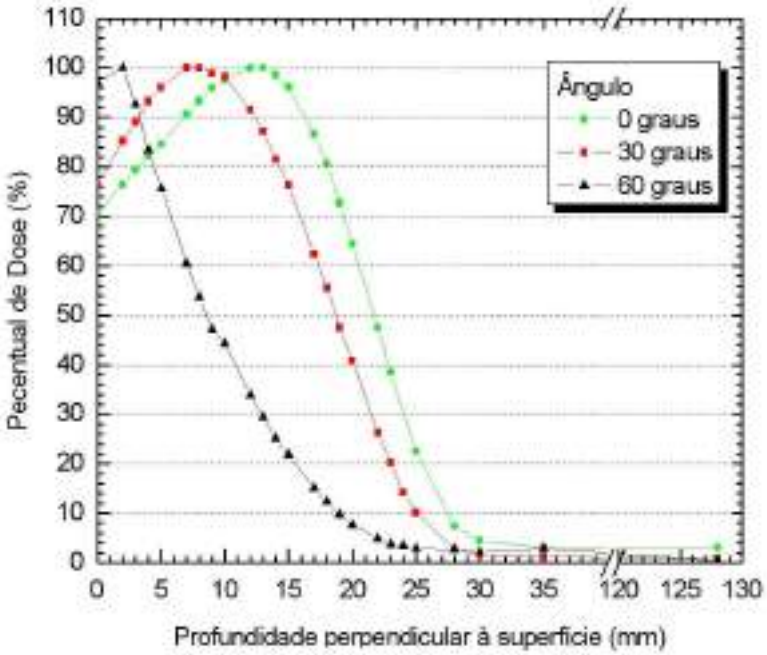


Figura 4.5 – PDP para DFS = 201,6 cm para feixes de 6 MeV com 3 angulações diferentes de incidência.

4.2. Perfis *Crossplane* e *Inplane*

O próximo parâmetro considerado foi a dose relativa no plano de tratamento. Para a primeira modalidade de tratamento (posição horizontal), o plano de dose escolhido foi o plano horizontal perpendicular à direção do feixe e a uma distância de 201,6 cm da folha espalhadora. A origem do gráfico foi escolhida como o eixo central do feixe e o resultado é observado na Figura 4.6 para as duas direções possíveis (*crossplane* e *inplane*). No perfil *crossplane*, a direção positiva é no sentido da esquerda para direita do gantry e no perfil *inplane* a direção positiva é no sentido gantry-mesa. Neste último, a proximidade do gantry impediu a aquisição de pontos com coordenadas inferiores a -60 cm. Os dois perfis apresentam uma semelhança considerável e as suas dimensões a meia altura (aproximadamente 84 cm para a direção *crossplane* e 88 cm para a direção *inplane*) evidenciam o espalhamento do feixe de elétrons em relação a projeção (68,5 cm) do campo luminoso do acelerador para o campo irradiado no plano de tratamento. A dimensão na faixa de 90 % de dose em relação ao eixo central foi de cerca de 48 cm para o perfil *inplane*, direção que contemplaria a largura de um paciente em um tratamento com este posicionamento. Portanto um paciente com menos de 48 cm de diâmetro lateral poderia ter subdosagens de até 10% devido apenas ao perfil do feixe.

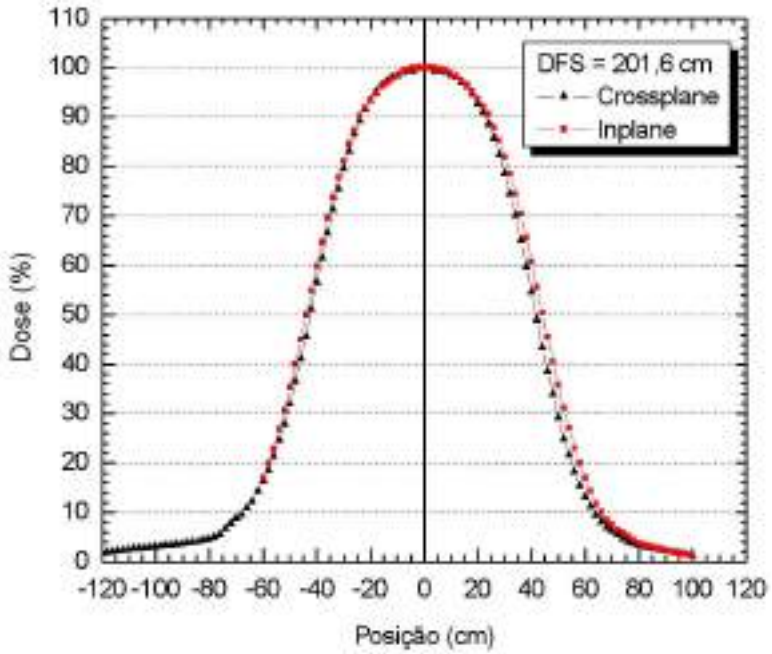


Figura 4.6 Perfis nas direções *crossplane* e *inplane* e perpendiculares à incidência do feixe de 6 MeV com DFS = 201,6 cm.

Na Figura 4.7 observam-se as isodoses no plano de mensuração de perfis. Elas foram construídas a partir da extrapolação dos perfis *inplane* ao longo da direção *crossplane*. Alguns pontos deste plano foram medidos para avaliação do processo de extrapolação de isodoses. Eles foram descritos na Tabela 4.2 juntamente com os valores extrapolados, considerando a normalização no eixo central igual a 100%.

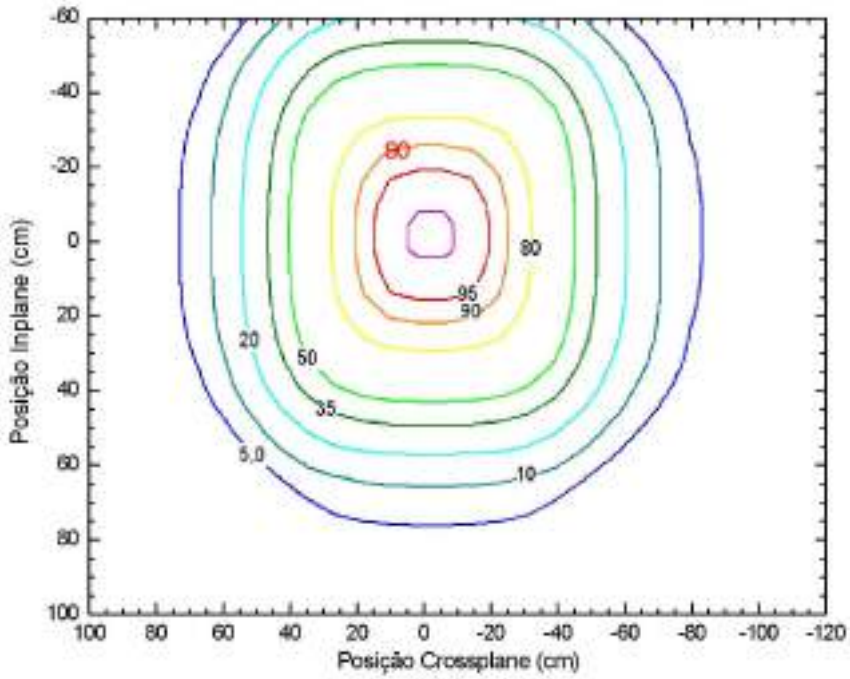


Figura 4.7 – Isodoses para um único campo com DFS = 201,6 cm.

Tabela 4.2 – Valores experimentais x Valores extrapolados de dose relativa no plano com DFS = 201,6 cm. Eixo Central (0,0): Dose relativa = 100 %.

Coordenada (crossplane (cm), inplane (cm))	Valor Experimental (%)	Valor Extrapolado (%)	Diferença Relativa (%)
(10,-10)	96,9	97,3	-0,4
(20,-20)	85,8	87,1	-1,5
(30,-30)	61,7	64,4	-4,2
(30,-20)	72,1	73,8	-2,3
(30,-10)	76,4	77,7	-1,7
(20,-10)	90,8	91,7	-1,0
(20,-30)	74,5	76,0	-2,0
(10,-20)	91,7	92,4	-0,8
(10,-30)	80,2	80,7	-0,6

Na direção *crossplane*, o campo não seria grande o suficiente para o tratamento de um ser humano típico e por isto a técnica proposta foi a superposição de três campos adjacentes, com a junção acontecendo na distância correspondente a 50% de dose. Na Figura 4.8 é mostrada a soma de três perfis obedecendo este critério. A distância entre os dois pontos do gráfico com dose relativa de 90% cobre uma distância de aproximadamente 219 cm, apropriada para a maioria dos tratamentos. Na Figura 4.9 são mostradas as isodoses resultantes da soma dos três planos. A área coberta pela isodose de 90% é aproximadamente um retângulo de 219x57 cm^2 com regiões pontuais chegando a um máximo de 107%.

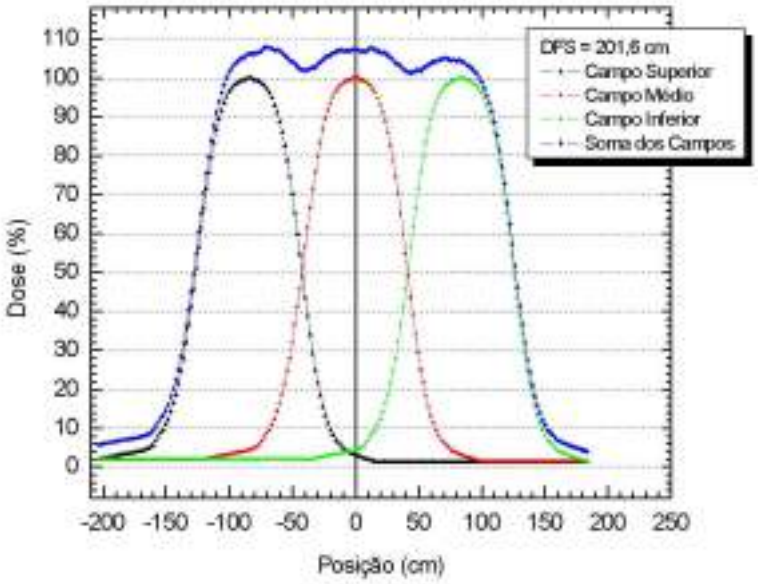


Figura 4.8 – Perfil de dose resultante da junção de 3 campos com DFS = 201,6 cm.

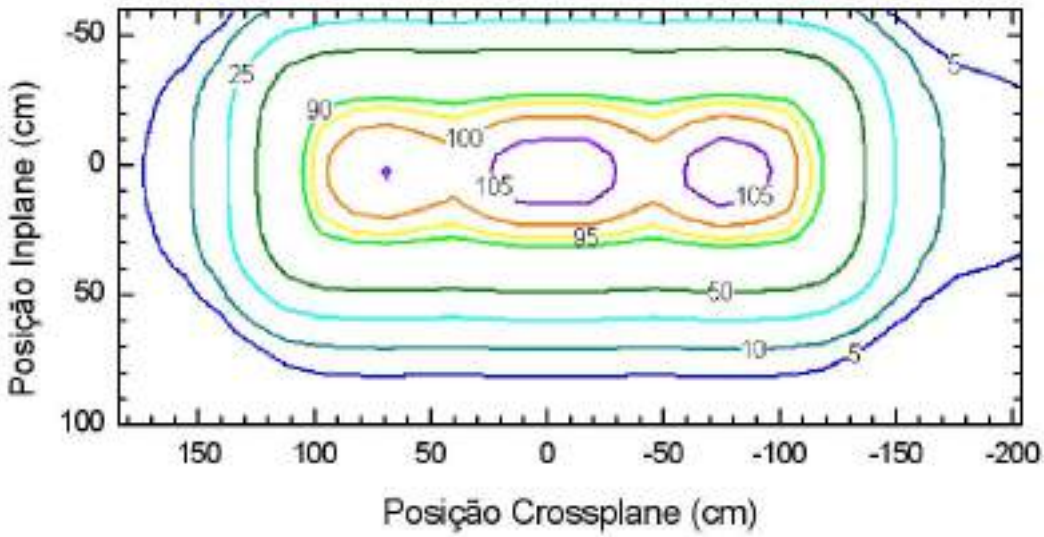


Figura 4.9 – Isodoses resultantes para a soma de 3 campos na DFS = 201,6 cm.

Para as outras duas técnicas de tratamento propostas, com o paciente em pé a 250 cm do isocentro (350 cm da origem do indicador de distância do acelerador linear), foram mapeados os perfis com o gantry nas posições de tratamento (72° e 108°). Estas posições foram previamente otimizadas ao se identificar o par de ângulos que minimizava a diferença de dose entre dois pontos em alturas arbitrárias (129 e 63 cm). Os gráficos na direção *crossplane* são mostrados na Figura 4.10 juntamente com a soma do perfil resultante. Nas duas técnicas com o paciente em pé, a direção crossplane corresponde a da altura do paciente. No gráfico, a origem deste eixo corresponde à altura do isocentro, cerca de 129 cm acima do solo e é indicada pela sombra do reticulado do gantry quando este se encontra no ângulo de 90°.

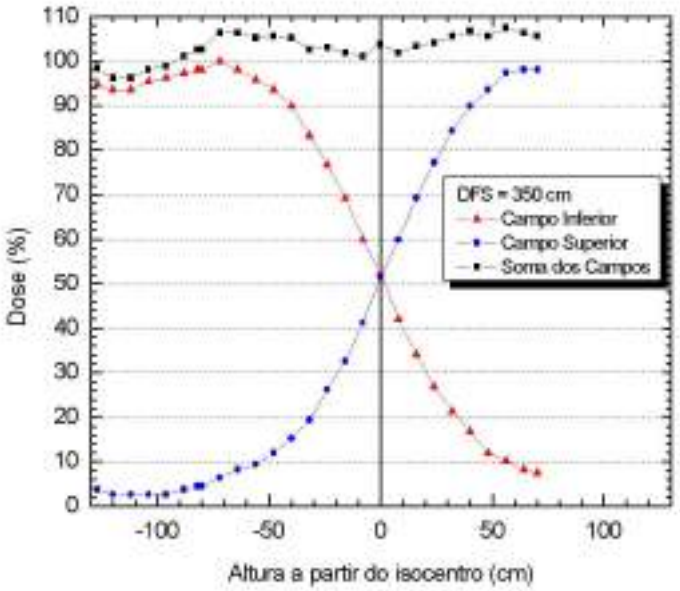


Figura 4.10 – Perfis *crossplane* para DFS = 350 cm. Campo inferior corresponde ao ângulo de gantry de 72° e campo superior indica ângulo de 108°.

Na Figura 4.10 é observado o perfil resultante. O valor mínimo atingiu 96,3% próximo ao solo e o máximo foi de 107,5% em uma altura de 185 cm acima do piso (56 cm acima do plano do isocentro). A normalização de 100% foi feita para o máximo de dose de um feixe isolado, o que aconteceu na altura de 72 cm abaixo do plano isocêntrico para o campo inferior.

Para o perfil *inplane*, relacionado nestas técnicas à largura do paciente, foi feita a medição em uma altura de 1 m acima do solo. Os perfis para os ângulos de gantry de 72° e 108° e a soma resultante são mostrados na Figura 4.11. O valor de 100%

corresponde à mesma leitura de normalização dos perfis *crossplane*. Percebe-se uma boa planura nesta região, com a faixa de 90% cobrindo uma extensão de 76 cm e a faixa de 95% cobrindo cerca de 55 cm, tamanho suficiente para a cobertura de um paciente com os braços na posição de tratamento para a técnica de 6 campos.

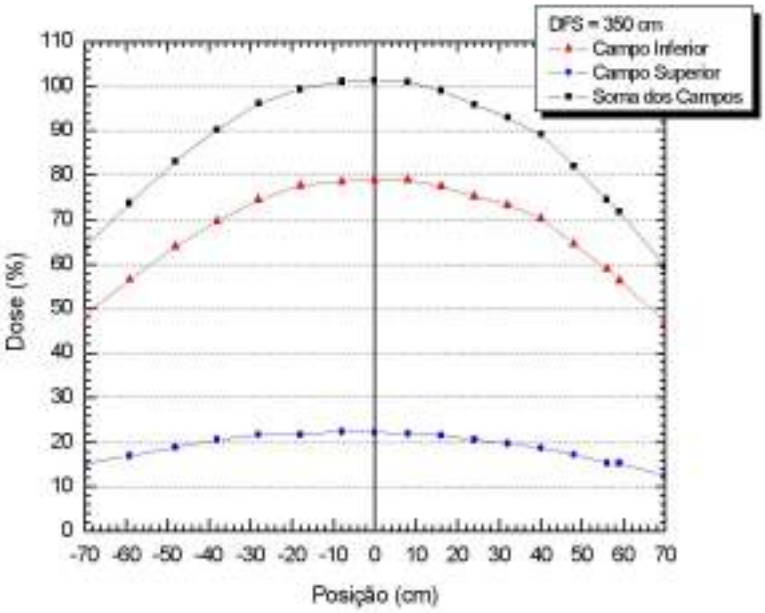


Figura 4.11 - Perfis *inplane* para DFS = 350 cm. Campo inferior corresponde ao ângulo de gantry de 72° e campo superior indica ângulo de 108°.

Da mesma forma como foram geradas as isodoses para a primeira técnica, foram geradas isodoses para o plano vertical situado a 350 cm de distância. Foram extrapolados os valores de dose relativa a partir da projeção do perfil inplane de um único campo ao longo da direção *crossplane* e o resultado foi somado com os valores do procedimento análogo feito para o outro campo. As isodoses podem ser visualizadas na Figura 4.12. No gráfico a origem corresponde, na direção *crossplane*, à altura do plano isocêntrico e, na direção *inplane*, à projeção do reticulado do acelerador linear. Observa-se que as isodoses de 90% e 95% cobrem uma área apropriada para o tratamento de um adulto.

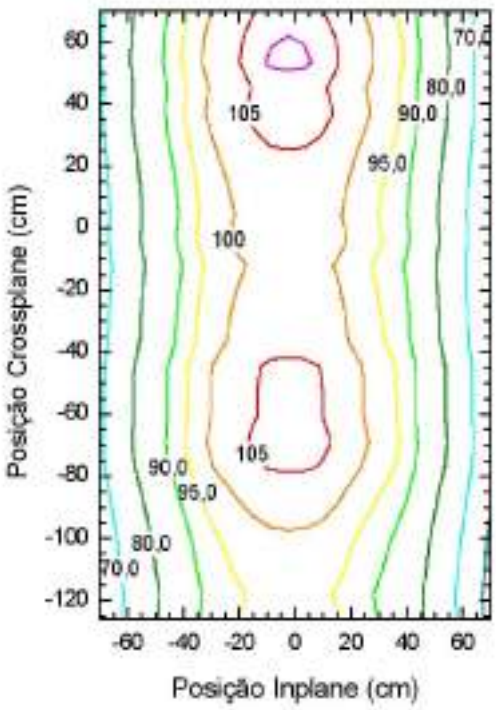


Figura 4.12 – Isodoses resultantes da superposição de dois campos em DFS = 350 cm.

4.3. Fator de Calibração Relativo e Variação com a Distância

O próximo ponto a ser verificado é o fator de calibração relativo de dose em um ponto de referência. Para isto, o acelerador linear teve o seu fator de calibração acertado para 1 cGy/UM para um aplicador 10x10 cm^2, na DFS = 100 cm e na profundidade de máxima dose na água. Repetindo a dosimetria para as distâncias de 201,6 cm e 350 cm, com o campo 34x34 cm^2 no plano isocêntrico, obteve-se o valor de dose para estas configurações. Repetiu-se o procedimento para uma variação de ± 10 cm em torno destes pontos de forma a possibilitar a interpolação de valores de dose em outras distâncias distintas das utilizadas. Para este tipo de cálculo, foi obtido graficamente o valor da posição virtual da fonte segundo o formalismo de KHAN et al. (1978). Os resultados estão condensados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Fator de Calibração Relativo e Posição Virtual da Fonte.

Distância (cm)	Dose (cGy)	Unidade Monitor	Fator de Calibração (cGy/UM)	Distância Efetiva da Fonte (cm)
100,0	100,00	100	1,0000	-
191,6	75,27	300	0,2509	180,50
201,6	66,81	300	0,2227	
211,6	60,24	300	0,2008	
340,0	34,25	500	0,06850	302,00
350,0	32,09	500	0,06418	
360,0	30,03	500	0,06006	

4.4. Calibração do Filme Radiocrômico

Antes da avaliação das irradiações do fantoma, foi necessária a obtenção da curva de calibração do filme radiocrômico. Para isto uma película do filme foi subdividida em várias partes e cada uma recebeu uma dose conhecida do feixe de elétrons de 6 MeV no arranjo de calibração (aplicador 10x10 cm^2, DFS = 100 cm, profundidade de máxima dose). As doses e leituras de densidade óptica constam na Tabela 4.4 e são apresentadas graficamente na Figura 4.13.

Tabela 4.4 – Filme Radiocrômico: Dose x densidade óptica (DO).

Número do Filme	Dose (cGy)	Leitura (DO)
2	0 (BG)	0,14
4	100	0,31
182	150	0,38
13	200	0,43
1	250	0,49
14	320	0,55
16	360	0,59
18	380	0,60
24	400	0,62
25	420	0,64
26	440	0,65
62	480	0,68
41	600	0,75
49	800	0,86
159	1000	0,94

Estes resultados são apresentados graficamente na Figura 4.13. Percebe-se um comportamento não linear da resposta do filme radiocrômico em toda a faixa de leitura.

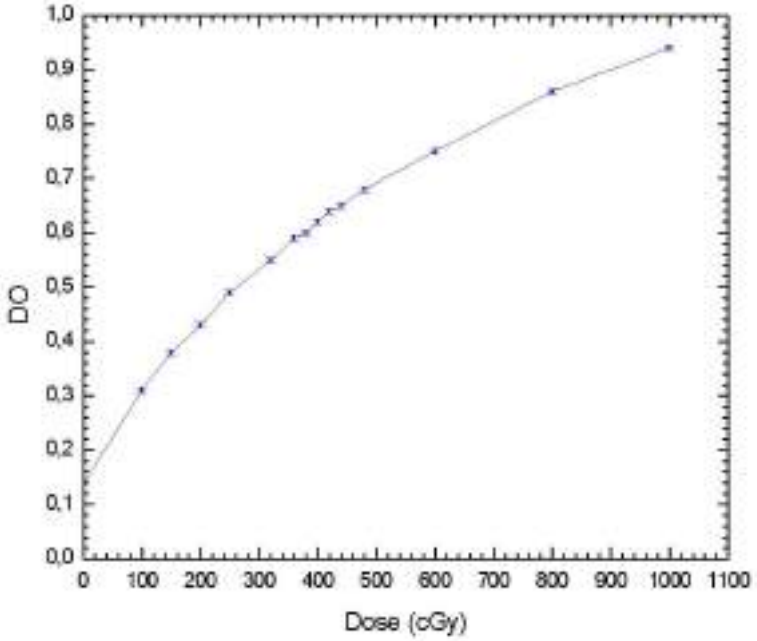


Figura 4.13 – Curva de calibração para o filme radiocrômico.

4.5. Irradiação do Fantoma Alderson na Técnica do Posicionamento Horizontal

Para a irradiação do fantoma Alderson no posicionamento horizontal foram adicionados vários filmes radiocrômicos sobre a sua superfície e, em alguns casos, abaixo de material tecido equivalente. Os resultados de suas leituras foram convertidos para dose com a utilização da curva de calibração e listados na Tabela 4.5 juntamente com o cálculo da dose esperada para o ponto e as diferenças entre as doses medidas e calculadas e entre as doses medidas e a dose prescrita (383 cGy). Para facilitar a visualização das sub e superdosagens críticas, as diferenças percentuais foram ressaltadas nas cores azul ou vermelha se os valores fossem menores que -20% ou maiores do que 20% respectivamente. Observamos que todos os valores de subdosagens elevadas estão relacionados a pontos de irradiação tangencial, principalmente pelo lado externo (lateral) do corpo, situação na qual as partes anterior e posterior do corpo atenuam o feixe de elétrons diminuindo sensivelmente as doses nas laterais. Os valores de superdosagens elevadas estão relacionados principalmente a pontos de irradiação tangencial onde a direção dos feixes anterior e posterior em relação à anatomia permite

uma soma de campos, como por exemplo, as superfícies do ápex da cabeça, do ombro e das partes internas das pernas. Percebe-se que na maioria dos casos esta superposição é realmente bastante superficial pois os filmes colocados no mesmo ponto mas em profundidades distintas revelaram subdosagens como por exemplo no ápex da cabeça a 5 mm de profundidade e na perna direita nos lados interno e externo a 5 mm e 10 mm de profundidade. Outros pontos de superdosagem estão relacionados à soma dos campos devido à pequena espessura do tecido, como as orelhas, cujas espessuras de cerca de 1,5 cm são similares a profundidade de máxima dose para o feixe de elétrons de 6 MeV. Outros pontos de superdosagem que podemos observar ocorreram em locais de incidência quase normal do feixe, como por exemplo, a pelve anterior direita e a perna anterior direita, ambos os pontos medidos na profundidade de 1 cm. O valor registrado acima do prescrito nestes casos ocorreu pelo fato da prescrição de dose ter sido feita para a superfície, cuja diferença de dose para a profundidade de 1 cm está em uma proporção de 70,7% (superfície) para 97,6% (1 cm de profundidade) – vide Figura 4.2. Observa-se, no entanto, que a diferença da dose medida para a calculada neste ponto não é tão elevada assim. Este gradiente de dose em um campo direto de elétrons poderia ser minimizado com a colocação de um material tecido-equivalente (designado de bólus nos serviços de radioterapia) sobre a pele do paciente ou uma placa degradadora entre o feixe e o paciente. Desta forma, a prescrição de dose seria feita para um valor mais alto da curva de dose em profundidade, diminuindo o gradiente. O aspecto negativo deste procedimento é a diminuição do alcance do feixe no interior do paciente, o que, em alguns casos, implicaria em uma subdosagem de volumes tumorais mais profundos. Como exemplo para o nosso estudo, um bólus de 5 mm acarretaria uma diferença de dose nos pontos citados anteriormente na proporção de 84,6 % (superfície da pele) para 96,1 % (1 cm de profundidade) - um gradiente bem inferior à situação sem bólus. A faixa de tratamento (dose maior ou igual à prescrita) diminuiria de 1,9 cm (sem bólus) para 1,2 cm (com bólus).

Tabela 4.5 – Doses registradas no filme radiocrômico para Irradiação do Fantoma Alderson no plano horizontal com uma prescrição de 383 cGy.

Posição Anatômica	Profundidade	DO	Dose Medida (cGy)	Dose Calculada (cGy)	Δ% entre Dose Medida e Dose Calculada	Δ% entre Dose Medida e Dose Prescrita
Cabeça Ápex	0,5 cm	0,37	143	436,7	-67,2	-62,7
Cabeça Ápex	Superfície	0,84	764	357,7	109,6	99,4
Centro Anterior	Superfície	0,61	390	407,6	-5,1	1,8
Centro Posterior	Superfície	0,61	390	398,0	-5,1	1,8
Coxa Dir. Ext.	Superfície	0,44	208,	342,8	-39,2	-45,6
Coxa Dir. Int.	Superfície	0,58	350	350,7	-1,8	-8,6
Cristalino Dir.	Superfície	0,60	380	403,4	-5,8	-0,8
Cristalino Esq.	0,5 cm	0,64	420	478,0	-14,0	9,7
Ombro Esq.	Superfície	0,77	636	342,5	89,6	66,2
Orelha Esq. Ant.	Superfície	0,91	925	374,3	154,3	141,5
Orelha Posto Dir.	Superfície	0,77	636,	362,0	78,7	66,2
Pelve Ant Dir	1 cm	0,68	480	568,0	-12,8	25,3
Pelve Lat. Dir.	1 cm	0,19	29	505,1	-94,1	-92,3
Pelve Lat. Esq.	Superfície	0,48	242	368,5	-33,4	-36,9
Períneo	Superfície	0,60	380	348,4	5,5	-0,8
Perna Dir. Ant.	Superfície	0,59	360	368,5	-2,8	-6,0
Perna Dir. Ant.	0,5 cm	0,65	440	442,5	-0,7	14,9
Perna Dir. Ant.	1 cm	0,70	514	509,2	0,5	34,3
Perna Dir. Ext.	Superfície	0,73	566	359,6	65,2	47,7
Perna Dir. Ext.	0,5 cm	0,49	250	407,4	-39,0	-34,7
Perna Dir. Ext.	1 cm	0,30	94,	501,8	-80,1	-75,4
Perna Dir. Int.	0,5 cm	0,58	350	411,0	-15,3	-8,6
Perna Dir. Int.	Superfície	0,74	583	349,5	68,9	52,2
Perna Dir. Int.	1 cm	0,38	150	462,8	-68,5	-60,8
Perna Dir. Posto	Superfície	0,60	380	346,2	5,6	-0,8
Perna Esq. Ant.	Superfície	0,59	360	347,0	3,1	-6,0
Perna Esq. Ant.(Junção de 4 campos)	Superfície	0,58	350	357,2	0,5	-8,6
Perna Esq. Ext.	Superfície	0,34	121	320,3	-62,8	-68,3
Perna Esq. Ext. (Junção de 4 campos)	Superfície	0,46	225	335,3	-30,1	-41,3
Perna Esq. Int.	Superfície	0,92	950	343,3	184,9	148,0
Perna Esq. Int. (Junção de 4 campos)	Superfície	0,89	875	332,0	160,1	128,5
Perna Esq. Posto	Superfície	0,60	380	350,6	9,2	-0,8
Tórax Ant. Centro	Superfície	0,60	380	396,0	-6,8	-0,8
Tórax Ant. Dir. (-5 cm)	Superfície	0,60	380	410,8	-6,5	-0,8
Tórax Ant. Dir. (-10 cm)	Superfície	0,60	380	396,3	-4,0	-0,8
Tórax Ant. Dir. (-15 cm)	Superfície	0,70	514	371,9	38,3	34,3
Tórax Ant. Esq. (+5 cm)	Superfície	0,60	380	400,9	-6,4	-0,8
Tórax Ant. Esq. (+10 cm)	Superfície	0,60	380	393,8	-3,0	-0,8
Tórax Ant. Esq. (+15 cm)	Superfície	0,67	467	376,5	25,5	21,8
Tórax Ant. Centro (Junção de campos)	Superfície	0,57	340	391,8	-11,2	-11,2
Tórax Posto Centro	Superfície	0,60	380	375,7	-4,2	-0,8
Tórax Posto Dir. (+7 cm)	Superfície	0,60	380	365,1	5,5	-0,8
Tórax Posto Dir. (+12 cm)	Superfície	0,63	410	358,4	15,7	7,0
Tórax Posto Esq. (-7 cm)	Superfície	0,59	360	356,4	-0,3	-6,0
Tórax Posto Esq. (-12 cm)	Superfície	0,62	400	351,7	12,3	4,4
Tórax Posto (Junção de campos)	Superfície	0,58	350	382,8	-8,4	-8,6
Tórax Lat. Dir.	Superfície	0,62	400	354,6	13,5	4,4
Tórax Lat. Esq.	Superfície	0,39	160	365,1	-54,4	-58,2
Umbigo	Superfície	0,61	390	391,5	-2,4	1,8
Incerteza Combinada	-	-	3,8%*	-	-	-

A câmara de placas paralelas, posicionada sobre o abdômen do fantoma, registrou uma dose de 372 cGy ± 1,4%*, uma dose 2,9% menor do que a prevista. (* ver anexo I)

Como exemplo do problema da irradiação tangencial, vemos na Figura 4.14 a imagem de três filmes colocados no fantoma Alderson em regiões laterais. Observa-se que os filmes 59 e 66 colocados na parte externa da perna esquerda possuem uma distribuição de dose não homogênea, sendo a dose menor na região central (parte mais clara do filme) e maior nas bordas. Estas bordas mais escuras durante a irradiação apontavam uma para um lado anterior do fantoma e outra para o lado posterior e a imagem demonstra a diminuição progressiva da dose até o ponto intermediário. No filme 12, colocado do lado interno da perna uma situação oposta ocorreu. Os feixes anterior e posterior se somaram na região central do filme, mas na borda superior observa-se uma diminuição da dose proporcionada pelo aumento da espessura atravessada pelos dois feixes.

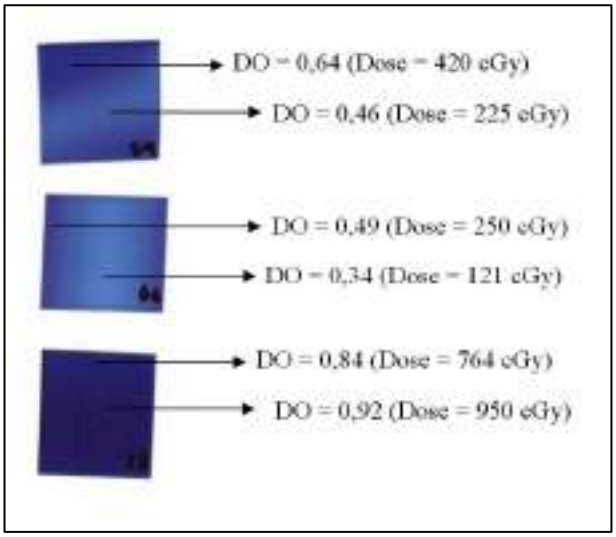


Figura 4.14 – Filmes radiocrômicos colocados em região de irradiação tangencial. Filme 59 e 66 colocados na parte externa da perna esquerda e filme 12 colocado na parte interna da perna esquerda.

Outra análise feita para o fantoma Alderson foi sobre um filme cortado no formato da secção transversal da cabeça e colocado entre dois cortes do fantoma, a 5 cm abaixo do ápex. Na Figura 4.15 observa-se a anatomia do fantoma para o respectivo corte, a imagem do filme radiocrômico irradiado, a imagem do canal vermelho separada via software ImageJ e a mesma imagem do canal vermelho superposta com quatro

isodoses. Percebe-se a uma subdosagem nas regiões laterais similar ao identificado para outras partes do fantoma. A isodose de 192 cGy que superficializa lateralmente corresponde a 50% do valor prescrito para superfície (383 cGy), o qual é observado nas entradas anterior e posterior do campo. Nas regiões anterior e posterior, observa-se um comportamento do percentual de dose profunda bem similar ao medido em um fantoma plano para um campo direto, com uma dose mais baixa na superfície (383 cGy) e aumentando gradativamente até o seu valor máximo (próximo de 542 cGy) e então diminuindo novamente (383 cGy, 192 cGy e 38 cGy).

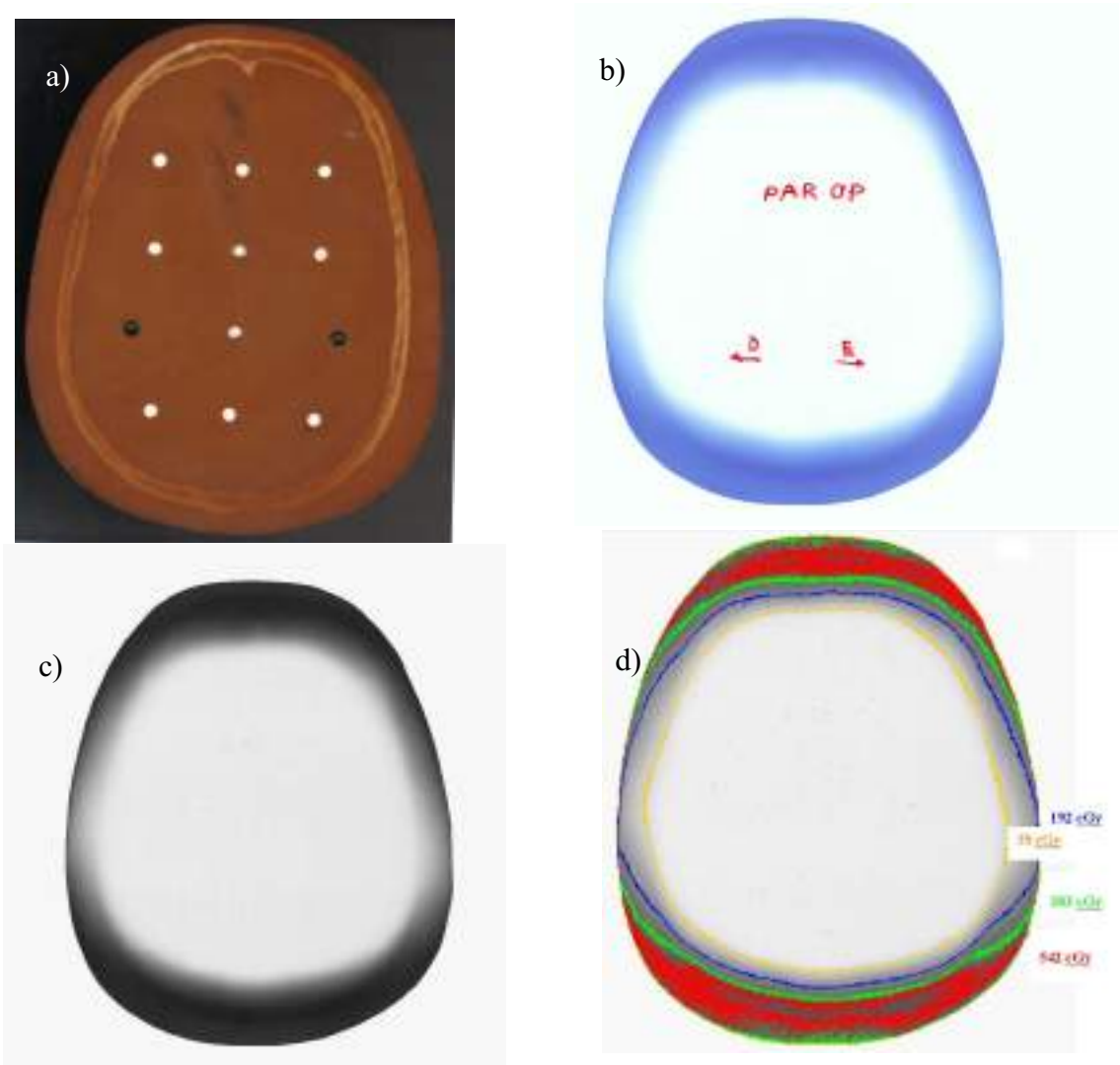


Figura 4.15 - a) Seção transversal do crânio do fantoma Alderson. b) Filme radiocrômico irradiado na altura do respectivo corte (Imagem com 3 canais de cores). c) Canal vermelho extraído da imagem colorida do filme radiocrômico do crânio. d) Imagem do canal vermelho superposta às isodoses de 38 cGy (10% da prescrição), 192 cGy (50% da prescrição), 383 cGy (prescrição) e 542 cGy (142% da prescrição), indicadas pelos valores numéricos nas respectivas cores.

4.6. Irradiação do Simulador de Mão

Além da irradiação do fantoma Alderson para esta técnica de tratamento, foi simulada a irradiação de uma mão em par oposto, com e sem bólus, com uma prescrição de 212 cGy na superfície. Os valores obtidos para os filmes radiocrômicos estão listados na Tabela 4.6.

Tabela 4.6 – Valores de dose para irradiação de um simulador de mão.

	Dose sem bólus (cGy)	Dose com bólus de 1 cm (cGy)
Palma (Prof. = 0 cm)	242	285
Palma (Prof. = 1 cm)	583	250
Dedos (Prof. = 0 cm)	480	390
Dedos (Prof. = 0,5 cm)	497	531

Observa-se para os valores de dose do simulador de mão que, com exceção da superfície da mão, a soma de doses dos dois campos opostos ocorreu para todos os pontos. A superfície da mão recebeu uma dose ligeiramente superior à prescrita pelo fato de que a espessura do simulador na palma da mão é de 2 cm de acrílico (aproximadamente 2,3 cm equivalente à água) e, portanto, o campo oposto precisa atravessar esta espessura para contribuir com alguma dose. Observando a Figura 4.2, percebe-se que a esta profundidade a curva de elétrons já caiu consideravelmente. Para os outros três pontos na irradiação sem bólus, os campos anterior e posterior somaram-se em regiões de alta dose da curva de PDP, principalmente a linha média da palma da mão, a 1 cm de profundidade em acrílico que recebeu praticamente o máximo de dose pelos dois campos. Sendo a prescrição por campo de 212 cGy na superfície, a dose esperada na profundidade era cerca de 212/(70,7%) = 300 cGy por campo, resultando em um valor calculado de 600 cGy no total, muito próximo do valor medido (582,9 cGy). O uso do bólus melhorou consideravelmente a dose dos pontos que haviam excedido largamente na irradiação sem bólus, com exceção da dose na linha média dos dedos. Um bólus com 5 mm a mais nesta região colocaria a região dos dedos em uma situação similar à da palma da mão. Observando a Figura 4.16, que mostra a soma de duas curvas de PDP de campos opostos, com a espessura de tecido praticamente igual ao dobro da profundidade de R_{50}, consegue-se uma distribuição de dose sem

superdosagens excessivas em toda extensão. Portanto, em um tratamento em que a espessura de alguma região anatômica for inferior ao dobro de R_{50}, ela deve ser complementada com bólus até este valor para evitar uma dose diária muito acima do previsto com conseqüente toxidade para o tecido em questão.

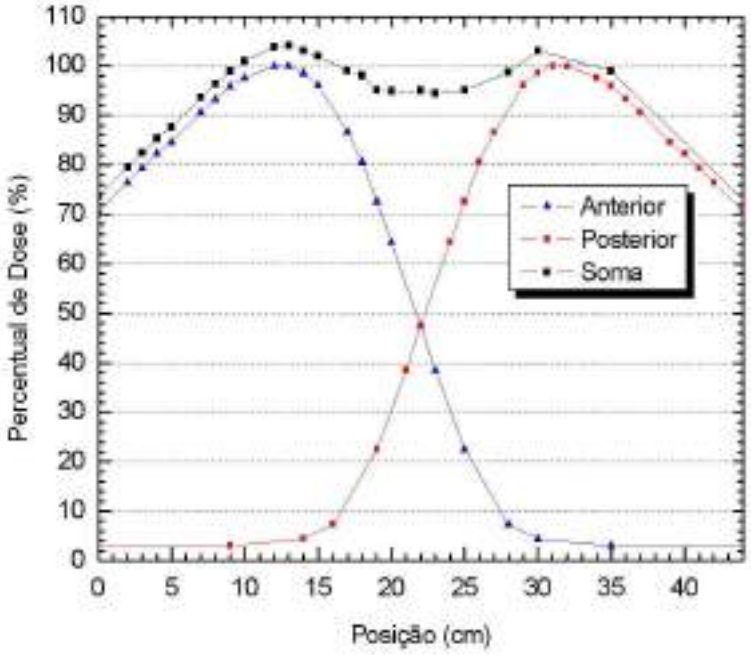


Figura 4.16 – Soma de duas curvas de PDP de feixe de 6 MeV em oposição atravessando uma espessura similar ao dobro de R_{50}.

4.7. Irradiação do Fantoma Alderson na Técnica Rotatória

Para a irradiação do fantoma Alderson na segunda técnica testada, a rotatória, foram preparados filmes radiocrômicos de maneira similar à primeira técnica, avaliando sempre que possível os mesmos pontos. Desta vez não foi calculada uma dose esperada para os filmes, pois a distância e a posição do filme em relação ao feixe de elétrons variavam de maneira complexa. Na Tabela 4.7 são apresentados os pontos de medida, as suas respectivas densidades ópticas e doses e as diferenças percentuais entre as doses medidas e prescritas para uma irradiação objetivando uma dose de 217 cGy em uma superfície do fantoma situada a 350 cm de distância. Semelhante à Tabela 4.7, foi ressaltado em azul as diferenças entre as doses medidas e prescritas inferiores à -20% e em vermelho as doses superiores a +20%. Nota-se que não houve pontos com superdosagem excessiva. Os pontos com alta subdosagem ocorreram para três situações: irradiações tangenciais, pontos blindados por membros e pontos com profundidade de

1 cm. Como exemplo do primeiro caso, temos o ápex da cabeça e o períneo. Ambos os pontos, para qualquer ângulo de irradiação, foram atingidos por feixes oblíquos que foram atenuados pela camada de tecido em torno do filme. O ombro esquerdo, que poderia passar pela mesma situação, recebeu uma dose um pouco mais alta do que a prescrita provavelmente por estar situado em uma altura menor do que o ápex da cabeça e, portanto, foi alvejado por feixes de menor obliqüidade. O períneo, além do problema da irradiação tangencial, foi afetado também pela blindagem das duas coxas no momento que a rotação colocava as laterais do fantoma voltadas para o feixe. Uma situação similar ocorreu para os filmes colocados na parte interna da coxa direita e da perna direita. A terceira situação de subdosagem aconteceu para alguns pontos situados a 1 cm de profundidade, como por exemplo a parte anterior da perna direita, um ponto do tórax anterior e um do tórax posterior. O motivo desta subdosagem é creditado à diminuição do poder de penetração ao somar os diversos feixes oblíquos durante uma rotação. Isto foi observado para algumas obliqüidades em outras distâncias na Figura 4.5 e provavelmente em uma rotação completa o PDP efetivo do ponto a 1 cm de profundidade seja menor na ordem de 20% do PDP da superfície.

Tabela 4.7 – Doses registradas em filme radiocrômico para irradiação do fantoma Alderson na técnica rotatória com uma prescrição de 217 cGy.

Posição Anatômica	Profundidade	DO	Dose Medida (cGy)	Δ% entre Dose Medida e Dose Prescrita
Cabeça Ápex	Superfície	0,28	82	-62,0
Centro Anterior	Superfície	0,46	225	3,7
Centro Posterior	Superfície	0,45	217	-0,2
Coxa Dir. Ext.	Superfície	0,47	233	7,5
Coxa Dir. Int.	Superfície	0,33	114	-47,3
Cristalino Dir.	Superfície	0,475	238	9,4
Cristalino Esq.	0,5 cm	0,47	233	7,5
Ombro Esq.	Superfície	0,49	250	15,2
Orelha Esq. Ant.	Superfície	0,48	242	11,4
Orelha Posto Dir.	Superfície	0,48	242	11,4
Pelve Dir. (Ilíaco)	1 cm	0,43	200	-7,8
Pelve Lat. Dir.	1 cm	0,41	180	-17,1
Pelve Lat. Esq.	Superfície	0,48	242	11,4
Períneo	Superfície	0,22	47	-78,3
Perna Dir. Ant.	Superfície	0,45	217	-0,2
Perna Dir. Ant.	0,5 cm	0,43	200	-7,8
Perna Dir. Ant.	1 cm	0,40	170	-21,7
Perna Dir. Ext.	Superfície	0,47	233	7,5
Perna Dir. Ext.	0,5 cm	0,43	200	-7,8
Perna Dir. Ext.	1 cm	0,415	185	-14,7
Perna Dir. Int.	0,5 cm	0,38	150	-30,9
Perna Dir. Int.	Superfície	0,43	200	-7,8
Perna Dir. Int.	1 cm	0,335	118	-45,7
Perna Dir. Posto	Superfície	0,45	217	-0,2
Perna Esq. Ant.	Superfície	0,47	233	7,5
Perna Esq. Ext.	Superfície	0,49	250	15,2
Perna Esq. Int.	Superfície	0,49	250	15,2
Perna Esq. Posto	Superfície	0,47	233	7,5
Tórax Ant. Centro	Superfície	0,44	208	-4,0
Tórax Ant. Dir. (-10 cm)	Superfície	0,44	208	-4,0
Tórax Ant. Dir. (-15 cm)	1 cm	0,40	170	-21,7
Tórax Ant. Dir. (-5 cm)	Superfície	0,42	190	-12,4
Tórax Ant. Esq. (+5 cm)	Superfície	0,45	217	-0,2
Tórax Ant. Esq. (+10 cm)	Superfície	0,47	233	7,5
Tórax Ant. Esq. (+15 cm)	Superfície	0,41	180	-17,1
Tórax Ant. Centro Superior	Superfície	0,45	217	-0,2
Tórax Lat. Dir.	1 cm	0,41	180	-17,1
Tórax Lat. Esq.	Superfície	0,46	225	3,7
Tórax Posto	Superfície	0,41	180	-17,1
Tórax Posto Centro Superior	Superfície	0,43	200	-7,8
Tórax Posto Dir. (+7 cm)	1 cm	0,40	170	-21,7
Tórax Posto Dir. (+12 cm)	1 cm	0,41	180	-17,1
Tórax Esq. Posto (-7 cm)	Superfície	0,46	225	3,7
Tórax Posto Esq. (-12 cm)	Superfície	0,47	233	7,5
Umbigo	Superfície	0,43	200	-7,8
Incerteza combinada	-	-	3,8 %	-

A câmara de placas paralelas, posicionada sobre o abdômen do fantoma, registrou uma dose de 220 cGy ± 1,4 %, uma dose 1,4 % acima da esperada.

Na Figura 4.17 pode ser observada a imagem do canal vermelho da digitalização do filme radiocrômico e a análise de quatro isodoses. Percebe-se uma distribuição bem mais homogênea do que a obtida para a primeira técnica. As isodoses decaem em valor gradualmente da parte mais externa para a parte mais interna, o que vai de encontro com a observação feita anteriormente para a menor dose obtida em filmes a 1 cm de profundidade do que em filmes na superfície.

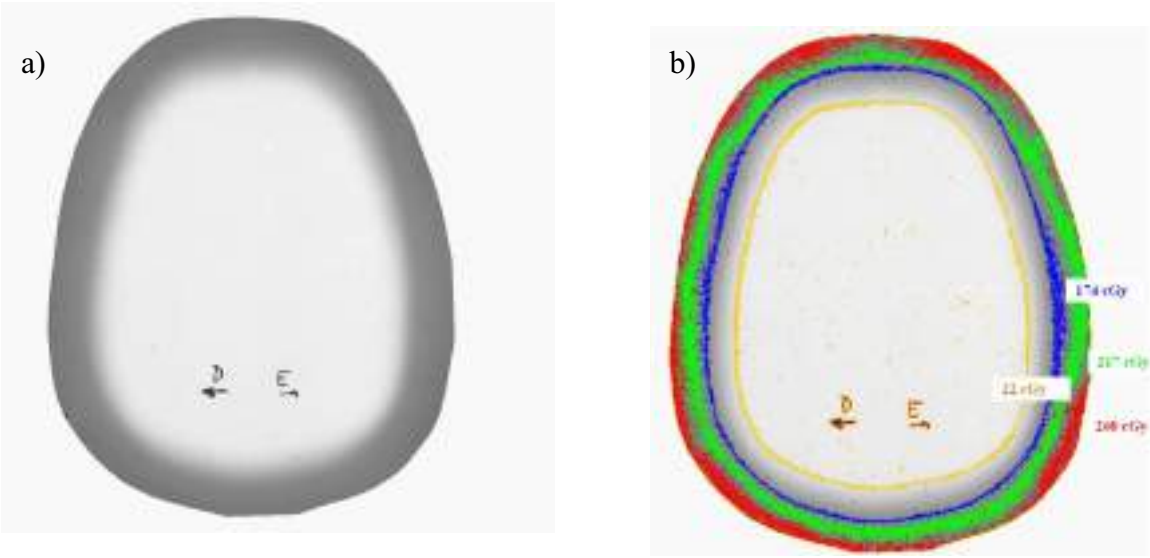


Figura 4.17 – a) Canal vermelho extraído da imagem colorida do filme radiocrômico do crânio para a irradiação rotatória. b) Imagem do canal vermelho superposta às isodoses de 22 cGy (10% da prescrição), 174 cGy (80% da prescrição), 217 cGy (prescrição) e 260 cGy (120% da prescrição), indicadas pelos valores numéricos nas respectivas cores.

Na Figura 4.18 observam-se duas curvas de percentual de dose profunda extraídas dos tons de cinza da imagem da Figura 4.17 e transformadas para dose através da curva de calibração obtida para o *scanner* Microtek superpostas à curva de PDP do feixe direto de 6 MeV na distância de 350 cm. Percebe-se uma redução no alcance terapêutico das duas curvas oriundas do tratamento rotatório em relação à curva do campo direto, com a isodose de 80% situando-se entre 8 e 10 mm contra os aproximados 17 mm do feixe direto.

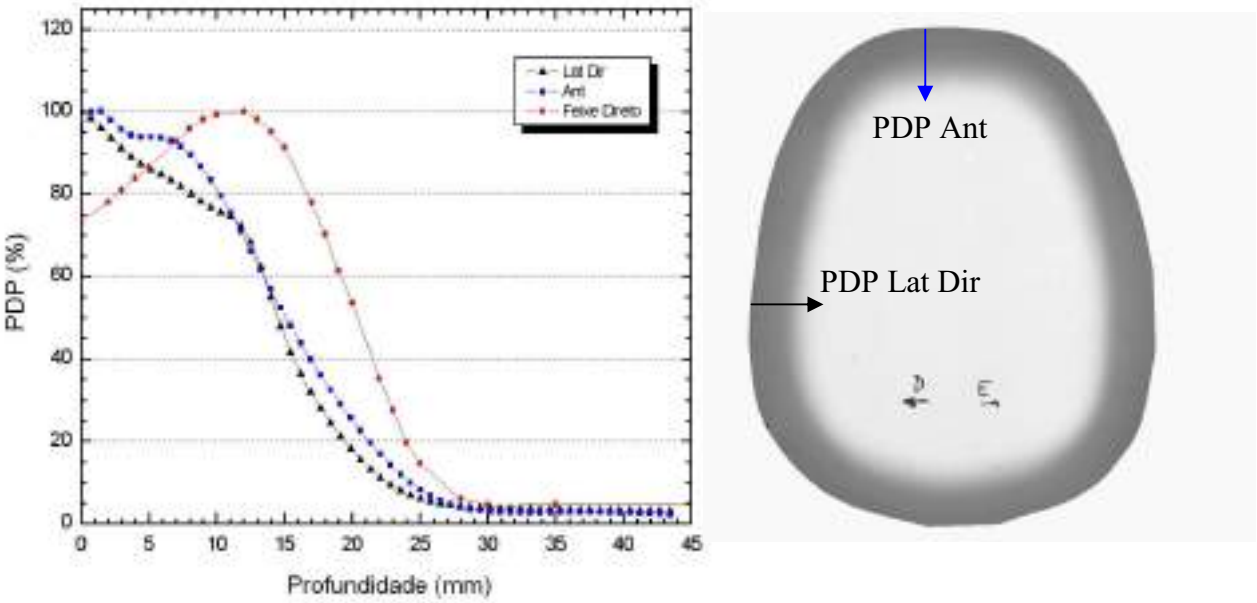


Figura 4.18 – Percentuais de dose profunda medidos (conforme a direção indicada no filme do fantoma Alderson) para o tratamento rotatório superpostos ao PDP do feixe direto de 6 MeV para a DFS de 350 cm.

4.8. Irradiação do Fantoma Alderson na Técnica de 6 Campos Duais

A irradiação do fantoma Alderson na terceira técnica testada de 6 campos duais foi bem similar a técnica rotatória, com o fantoma posicionado no mesmo local e com os filmes igualmente distribuídos. O resultado das leituras é mostrado na Tabela 4.8 para uma prescrição de 400 cGy na superfície do fantoma. Percebe-se que houve apenas um ponto com superdosagem acima de 20%, localizado na orelha direita. Isto se deve ao fato da orelha do fantoma ter uma pequena espessura permitindo a soma dos quatro campos duais (anterior, posterior, oblíquo anterior direito e oblíquo posterior direito) que a irradiavam. Como a prescrição foi realizada de tal forma que três campos duais forneciam a dose prescrita, a participação de um quarto campo levou a superdosagem. A orelha esquerda teve uma dose da mesma ordem de grandeza. As subdosagens aconteceram de maneira similar ao tratamento rotatório, com pontos de baixa dose devido à irradiação tangencial (ápex da cabeça e períneo), devido à blindagem de outros membros (coxa direita interna) e devido ao menor poder de penetração do feixe resultante com subdoses de cerca de 20% para pontos na profundidade de 1 cm (pelve direita e lateral direita, perna direita interna, tórax lateral e posterior direito).

Tabela 4.8 – Doses registradas em filme radiocrômico para irradiação do fantoma Alderson na técnica de 6 campos duais com uma prescrição de 400 cGy.

Posição Anatômica	**Profundidade**	**DO**	**Dose Medida (cGy)**	**Δ% entre Dose Medida e Dose Prescrita**
Cabeça Ápex	Superfície	0,37	143	-64,3
Centro Anterior	Superfície	0,64	420	5,0
Centro Posterior	Superfície	0,63	410	2,5
Coxa Dir. Ext.	Superfície	0,59	360	-10,0
Coxa Dir. Int.	Superfície	0,44	208	-47,9
Cristalino Dir.	Superfície	0,62	400	0,0
Cristalino Esq.	0,5 cm	0,60	380	-5,0
Ombro Esq.	Superfície	0,63	410	2,5
Orelha Esq. Ant.	Superfície	0,68	480	20,0
Orelha Posto Dir.	Superfície	0,67	467	16,7
Pelve Dir. (Ilíaco)	1 cm	0,55	320	-20,0
Pelve Lat. Dir.	1 cm	0,55	320	-20,0
Pelve Lat. Esq.	Superfície	0,63	410	2,5
Períneo	Superfície	0,44	208	-47,9
Perna Dir. Ant.	0,5 cm	0,60	380	-5,0
Perna Dir. Ant.	1 cm	0,56	330	-17,5
Perna Dir. Ext.	Superfície	0,58	350	-12,5
Perna Dir. Ext.	0,5 cm	0,60	380	-5,0
Perna Dir. Ext.	1 cm	0,57	340	-15,0
Perna Dir. Int.	0,5 cm	0,57	340	-15,0
Perna Dir. Int.	1 cm	0,53	297	-25,8
Perna Dir. Posto	Superfície	0,65	440	10,0
Perna Esq. Ant.	Superfície	0,65	440	10,0
Perna Esq. Ext.	Superfície	0,61	390	-2,5
Perna Esq. Int.	Superfície	0,63	410	2,5
Perna Esq. Posto	Superfície	0,64	420	5,0
Tórax Ant. Centro	Superfície	0,63	410	2,5
Tórax Ant. Dir. (-10 cm)	Superfície	0,60	380	-5,0
Tórax Ant. Dir. (-15 cm)	1 cm	0,56	330	-17,5
Tórax Ant. Dir. (-5 cm)	Superfície	0,60	380	-5,0
Tórax Ant. Esq. (+5 cm)	Superfície	0,62	400	0,0
Tórax Ant. Esq. (+10 cm)	Superfície	0,62	400	0,0
Tora Ant. Esq. (+15 cm)	Superfície	0,63	410	2,5
Tórax Ant. Centro Superior	Superfície	0,62	400	0,0
Tórax Lat. Dir.	1 cm	0,55	320	-20,0
Tórax Lat. Esq.	Superfície	0,58	350	-12,5
Tórax Posto	Superfície	0,58	350	-12,5
Tórax Posto Centro Superior	Superfície	0,63	410	2,5
Tórax Posto Dir. (+7 cm)	1 cm	0,54	308	-22,9
Tórax Posto Dir. (+12 cm)	1 cm	0,55	320	-20,0
Tórax Posto Esq. (-7 cm)	Superfície	0,63	410	2,5
Tórax Posto Esq. (-12 cm)	Superfície	0,64	420	5,0
Umbigo	Superfície	0,64	420	5,0
Incerteza combinada	-	-	3,8 %	-

A câmara de placas paralelas, posicionada no abdômen do fantoma, registrou uma dose de 435 ± 1,4% cGy, uma dose 8,8 % acima do esperado. Uma possível

explicação para esta diferença mais elevada é a alta obliqüidade de dois dos três feixes que irradiaram a câmara no abdômen, que como observado no experimento da irradiação oblíqua (Figura 4.5), têm uma tendência a aumentar a dose de superfície, onde estava localizada a câmara.

Na Figura 4.19 vemos a imagem do canal vermelho da digitalização do filme radiocrômico para a técnica de 6 campos duais e a análise de quatro isodoses. Percebe-se o padrão cíclico dos seis ângulos de tratamento, visualizados nas seis regiões de maior dose próximas a pele intercaladas por regiões de menor dose. Os valores de dose também possuem uma queda gradativa de dose do lado externo do fantoma para o lado interno, justificando novamente a subdosagem observada em alguns pontos a 1 cm de profundidade. Esta diminuição pode ser observada também na comparação das curvas de PDP extraídas da imagem e comparadas com o PDP do campo direto na Figura 4.20.

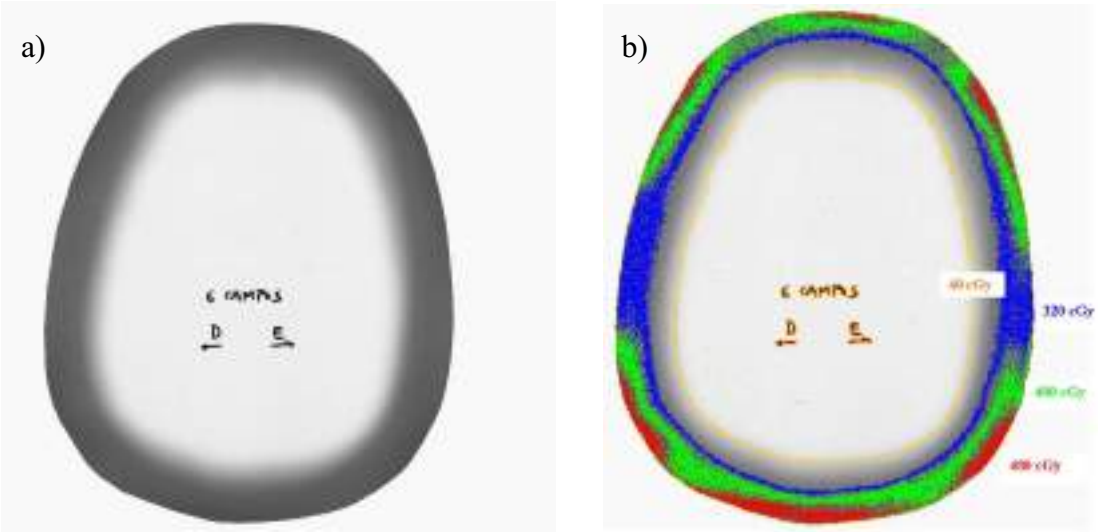
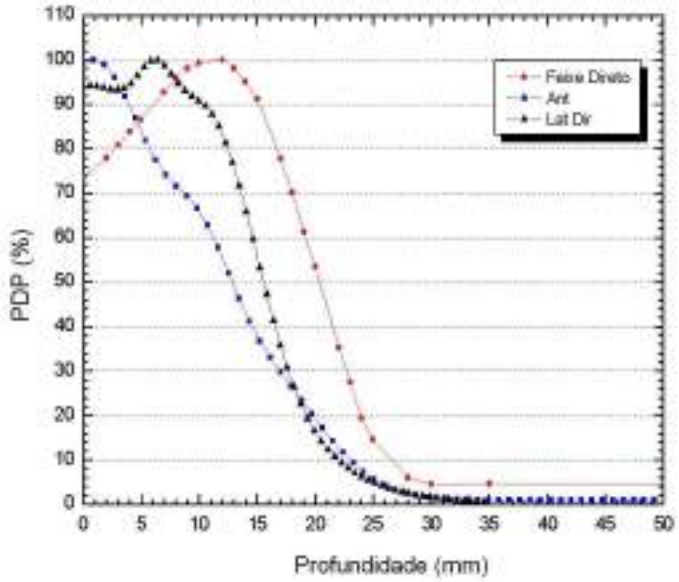


Figura 4.19 – a) Canal vermelho extraído da imagem colorida do filme radiocrômico do crânio para a irradiação com 6 campos. b) Imagem do canal vermelho superposta às isodoses de 40 cGy (10% da prescrição), 320 cGy (80% da prescrição), 400 cGy (prescrição) e 480 cGy (120% da prescrição), indicadas pelos valores numéricos nas respectivas cores.



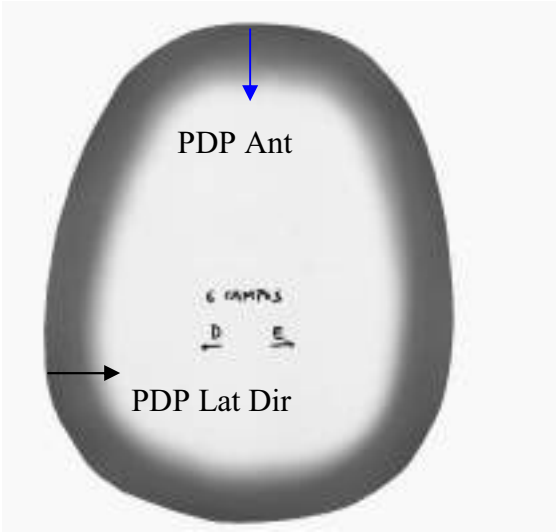


Figura 4.20 - Percentuais de dose profunda medidos (conforme a direção indicada no filme do fantoma Alderson) para o tratamento com 6 campos duais superpostos ao PDP do feixe direto de 6 MeV para a DFS de 350 cm.

4.9. Avaliação do Defletor de Elétrons para o Ápex da Cabeça

Observou-se nas técnicas rotatória e de seis campos duais que o ápice da cabeça apresentou grandes subdosagens devido à irradiação tangencial em qualquer ângulo do fantoma. Na tentativa de minorar este problema, foi testado o uso de uma placa defletora com dois milímetros de chumbo posicionada sobre a cabeça. Foi calculada uma dose de 300 cGy em um único campo oblíquo direto com gantry a 108°. Os resultados são mostrados na Tabela 4.9. Observou-se que o defletor aumentou substancialmente as doses na superfície e na profundidade do ápex da cabeça, apesar de não ter atingido a dose prescrita.

Tabela 4.9 – Valores de dose para irradiação do ápice da cabeça com e sem defletor.

Posição anatômica	Dose (cGy) sem defletor	Dose (cGy) com defletor
Ápex da Cabeça Prof. = Superfície	100 ± 3,8%	217 ± 3,8%
Ápex da Cabeça Prof. = 0,5 cm	12 ± 3,8%	71 ± 3,8%

4.10. Dose de Corpo Inteiro para as Três Técnicas de Tratamento

O último parâmetro avaliado para as três técnicas de irradiação foi a estimativa da dose de fótons de corpo inteiro. Foi feita a integração com uma câmara Farmer de volume 0,6 cm^3 para uma determinada unidade de monitoração e extrapolou-se o resultado para uma fração inteira de tratamento com uma dose de 180 cGy. Os resultados são mostrados na Tabela 4.10. As técnicas de rotatório e 6 campos duais, por apresentarem características similares de distância e posicionamento do fantoma e do gantry do acelerador tiveram valores muito parecidos de dose de corpo inteiro e 2,4 vezes maior que a do tratamento no plano horizontal.

Tabela 4.10 – Doses de corpo inteiro para as três técnicas de irradiação de pele total para uma prescrição de 180 cGy.

	Unidade Monitor Total	Dose de fótons (cGy)	Percentual da Dose de fótons em relação à prescrição
Plano Horizontal	8380	3,9 ± 1,4%	2,2%
Rotatório	14248	9,5 ± 1,4%	5,3%
6 Campos Duais	13975	9,4 ± 1,4%	5,2%

4.11. Resumo das Três Técnicas de Irradiação

A Tabela 4.11 lista vários dos parâmetros avaliados nas três técnicas de irradiação para comparação das mesmas.

Tabela 4.11 – Comparação das Três Técnicas de Irradiação.

	Plano Horizontal	Rotacional	6 Campos Duais
DFS (cm)	201,6	350,0	350,0
Unidade Monitor para 180 cGy	8380	14248	13975
R_{80} efetivo de tratamento (mm)	18,1	< 10,0	< 13,0
Número de pontos medidos com superdosagem superior a 20%	12	0	1
Ponto de maior superdosagem	Perna Esq. no lado interno	Ombro e Perna Esq. interna e externa	Orelha Esq.
Número de pontos medidos com subdosagem superior a 20%	10	8	9
Ponto de maior subdosagem	Pelve Lat. Dir. na prof. de 1cm	Períneo	Ápex da Cabeça (superfície)
Média do módulo dos valores percentuais de desvio entre a dose medida e a dose prescrita para os pontos avaliados	31,8%	14,5%	12,2%
Dose de Corpo Inteiro (valor percentual em relação à prescrição de elétrons)	2,2%	5,3%	5,2%

Observa-se que todas as três técnicas apresentam não uniformidades na distribuição de dose na pele. No entanto, as técnicas com o fantoma posicionado na vertical apresentaram menos pontos de subdosagem e superdosagem excessivas do que a técnica com posicionamento horizontal, tornando-os os melhores candidatos para a escolha de uma modalidade de tratamento de corpo total de elétrons para um serviço de radioterapia, principalmente quando a profundidade envolvida não ultrapassa 1 cm. Os aspectos negativos destas duas técnicas são a alta unidade monitor e, consequentemente, o tempo, utilizados para a irradiação e as altas doses de corpo inteiro, que ainda assim, não devem trazer toxidades graves devido ao baixo valor diário da dose absorvida pelo paciente. A técnica com posicionamento horizontal necessita de um maior estudo e possíveis modificações para diminuir os altos gradientes de dose. Regiões de baixa dose nas três técnicas, como o períneo, devem ter um reforço planejado preferencialmente a partir de dosimetria *in vivo*.

5. *Conclusões*

O presente trabalho avaliou três técnicas de tratamento para corpo total com elétrons através da irradiação de um fantoma antropomórfico, determinando parâmetros de localização e valores de dose para cada uma.

A técnica de irradiação no plano horizontal apresentou as maiores oscilações nos valores de dose absorvida na pele, variando de -98,3 % até +148% de diferença entre doses medida e prescrita, principalmente em regiões de irradiação tangencial. Para a cobertura de toda a pele de um ser humano típico determinou-se a necessidade de três pares de campos em par oposto para a cabeça, tórax, abdômen e membros inferiores além de dois pares de campos para os membros superiores. Para uma irradiação com dose de 180 cGy na pele será necessário um total de unidades monitor da ordem de 8390 UM (variável com a distância), o que levaria pouco mais de 8 minutos de feixe ligado na maior taxa de dose. A dose de corpo total foi estimada em 2,2% da dose prescrita. Na hipótese de irradiação de um paciente, a posição deitada é a de maior conforto para um tratamento prolongado.

A técnica de irradiação rotatória apresentou o menor número de pontos com diferenças excessivas de dose, as quais ficaram na faixa de -78,3% a +15,2%. Para a cobertura de toda a pele foi necessária a utilização de dois campos em conjunto com uma plataforma giratória que possa sincronizar um número inteiro de voltas no tempo de irradiação. Para uma dose de 180 cGy na pele será necessário um total de unidades monitor de 14248 UM, exigindo pouco mais de 14 minutos de feixe ligado. A dose de corpo total foi estimada em 5,3% da dose prescrita. A rotação e os braços levantados podem causar desconforto ao paciente.

A técnica de irradiação com 6 campos duais apresentou um número intermediário de pontos com diferenças excessivas de dose, as quais ficaram na faixa de -64,3% a +20%. Para a cobertura de toda a pele foi necessária a utilização de seis pares de campos com a variação de posicionamento do paciente após cada par. Para uma dose de 180 cGy na pele serão necessárias um total de 13975 UM, resultando em quase 14 minutos de feixe ligado. A dose de corpo total foi estimada em 5,2% da dose prescrita. Os braços levantados por tempo prolongado podem causar desconforto ao paciente.

Foi observado que estruturas com pequenas espessuras como as orelhas e as mãos podem ter a dose somada de campos originalmente previstos para tratar de

maneira independente. Para evitar esta superdosagem foi determinada a espessura de um bólus de forma que a espessura final do volume irradiado fosse igual a $2*R_{50}$.

Nas técnicas em que houve subdosagem do ápex da cabeça, o uso de um defletor mostrou-se importante. Ele proporcionou aumento de dose superior a 100% em relação à mesma irradiação sem o defletor, apesar de não ter levado a uma dose igual à prescrita.

O filme radiocrômico mostrou-se eficiente como detector de dose superficial e profunda de elétrons, indicando claramente regiões de superdosagem e subdosagem elevadas. Seu uso como dosímetro *in vivo* é recomendado para tratamentos de irradiação de corpo total de elétrons.

As três técnicas apresentaram não uniformidades na distribuição de dose que devem ser avaliadas com cuidado por um serviço de radioterapia que queira implementar uma destas técnicas. A melhor uniformidade de dose obtida nas técnicas rotatória e de 6 campos duais as qualifica preferencialmente à técnica do plano horizontal para a escolha da modalidade de tratamento a ser executada em um serviço de radioterapia.

6. *Propostas para Continuação da Pesquisa*

● Comparação das três técnicas estudadas com outras menos usuais como o arco de elétrons.

● Avaliar o uso de uma placa degradadora para utilização em tratamentos com menor profundidade comprometida.

● Estudar a utilização de estruturas defletoras para correção de subdosagens em outras áreas além do ápex da cabeça, como por exemplo: o períneo, as regiões tangenciais, etc.

● Avaliar o uso de tratamentos mistos, com a utilização de duas ou mais das técnicas citadas em dias distintos.

● Estudo do tratamento com bólus em grandes extensões de pele.

● Avaliação da dose de corpo total com outros detetores.

Anexo I - Incertezas

Incertezas estimadas da dose absorvida na água $D_{w,Q}$ para um feixe de elétrons baseado na calibração da câmara em um feixe de alta energia de elétrons (IAEA, 2000b).

Quantidade física ou Procedimento	Incerteza padrão relativa (%) Câm. Placas Paralelas
Passo 1: SSDL	
$N_{D,w}$: Calibração do dosímetro do usuário no SSDL	0,7
Incerteza Combinada do Passo1	0,7
Passo2: Feixe de Elétrons do Usuário	
Estabilidade a longo prazo do dosímetro do usuário	0,4
Estabelecimento das condições de referência	0,6
Leitura do dosímetro referente à monitoração do feixe	0,6
Correção para as quantidades de influência k_i	0,5
Correção para qualidade do feixe ($k_{Q,Q0}$)	0,6
Incerteza Combinada do Passo 2	1,2
Incerteza padrão combinada de $D_{w,Q}$ (passos 1+2)	**1,4**

A incerteza dos valores de dose obtidos a partir do filme radiocrômico foram estimadas tomando como ponto de partida a menor escala (0,01) do densitômetro X-Rite. Então associou-se às densidades ópticas lidas por este equipamento a incerteza de u_{DO}= 0,005. Da curva de calibração para o filme radiocrômico, foi feita uma linearização no intervalo de dose de 100 – 150 cGy (DO: 0,31-0,38), faixa de maior incerteza. Obteve-se:

$$D = 714{,}3 \cdot DO - 121{,}4$$

Assim, a incerteza u_D pode ser estimada como:

$$u_D = 714{,}3.u_{DO} \Rightarrow u_D = 3{,}6 \text{ cGy ou } 3{,}6\%$$

Como a dose usada para calibrar o filme radiocrômico tem uma incerteza de 1,4%, a incerteza relacionada à dose obtida pelo filme radiocrômico é estimada como:

$$u_D = \sqrt{(3{,}6\%)^2 + (1{,}4\%)^2} = 3{,}8\%$$

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM , 1987, "*Total skin electron therapy: technique and dosimetry"*, *Report 23* American Association of Physicists in Medicine.

ANTOLAK, J.A, CUNDIFF, J. H, HA, C.S., 1998, "Utilization of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam radiotherapy of mycosis fungoides", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*., V40, pp 101–108.

ATTIX, F. H., 2004, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, 1ª ed., Weinheim, Germany, Ed. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.

BRAHME, A., SVENSSON, H., 1976, "Specification of electron beam quality from the central- axis depth absorbed-dose distribution", *Med Phys*. 1976, V3, N95.

BURNS, D.T., DING, G.X., ROGERS, D.W.O., 1996 "*R*50 as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry", *Med. Phys.* V23, pp 383–388.

CHEN, Z., AGOSTINELLI, A. G., WILSON, L. D., NATH R., 2004, "Matching the dosimetry characteristics of a dual-field Stanford technique to a customized single-field Stanford technique for total skin electron therapy", *Int. J Radiat. Oncol, Biol Phys*., V.59, pp 872–885.

COTTER, GREGORY W., BAGLAN, ROBERT T., WASSERMAN, TODD H., MILL, WILLIAM, 1983, "Palliative radiation treatment of cutaneous mycosis fungoides - A dose response", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phy.*, V 9, N 10, pp 1477-1480.

FRAZZ, B. A., ROBERSON, P. L., GLATSTEIN, E., "Whole skin electron treatment: Patient skin dose distribution, 1983, *Radiol.,* V.146, pp 811-814.

GAMBLE, L. M., FARRELL, T. J., JONES, G. W., HAYWARD, J. E., 2005, "Two-dimensional mapping of underdosed areas using radiochromic film for patients undergoing total skin electron beam radiotherapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*., V62, N 3, pp 920–924.

GREENE, D., WILLIAMS, P. C., 1997, *Linear accelerators for Radiation Therapy*. 2ª ed., Philadelphia, USA, Ed. Institute of Physics Publishing, IOP.

HOLT, J. G., BUFFA, A., PERRY, D. J., MCDONALD, J. C., I-CHANG, 1979, "Absorbed dose measurements using parallel plate polystyrene ionization

chambers in polystyrene phantoms", *Int. J. Radiol. Oncol. Biol.,* V. 5, pp. 2031-2044.

HOLT, J. G., PERRY, D. J., 1982, "Some physical considerations in whole skin electron beam therapy", Med. Phys. V.9, N5, pp769-776.

IAEA, 1997, *The Use of PlaneParallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams*, Viena, Austria.

IAEA, 2000, *Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia*, TECDOC 1151, tradução Ministério da Saúde, Brasil.

IAEA, 2000, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Viena, Austria.

ICRU, 1984, Radiation *Dosimetry: Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV.* ICRU 35, Bethesda, USA, Ed. ICRU Publications.

INCA, 2005, *O elétron na Radioterapia: curso a distância*, 1ª ed., Rio de Janeiro, Brasil, Ed. EAD ENSP FIOCRUZ.

KHAN, F. M., SEWCHAND, W., LEVITT, S. H., 1978, "Effect of air space on depth dose in electron beam therapy", *Radiol*. V.126, p. 249.

KHAN, F. M., HIGGINS, P. D., 2001, "Field equivalence for clinical electron beams", 2001, *Phys. Med. Biol.* V46 N9-N14.

KHAN, F. M., 2010, *The Physics of Radiation Therapy*, 4 ed., Baltimore, USA, Ed. Lippincott Williams.

KARZMARK, C. J., LOEVINGER, R., STEELE, R. E., WEISSBLUTH, M., 1960, "A technique for large field, superficial electron therapy", *Radiol.,* V.74, pp 633-644.

KARZMARK, C. J., MORTON, R. J., 1997, *A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy*, 2ª ed, Madison, USA, Ed. Medical Physics Publishing Corporation.

KLEVENHAGEN, S. C., 1993, *Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams,* 1ª ed., Madison, USA, Ed. Medical Physics Publishing Corporation.

LEIBEL, S. A., PHILLIPS, T. L., 1998, *Textbook of Radiatin Oncology*, 1 ed., Philadelphia, USA, Ed. W. B. Saunders Company.

MATTSSON, L. O., JOHANSSON, K. A., SVENSSON, H., 1981, "Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams", *Acta Radiol. Oncol.,* V.20, pp. 385-399.

MORRIS, W. T., OWEN, B., 1975, "An ionization chamber for therapy-level dosimetry of electron beams.", *Phys. Med. Biol.,*V.20, pp. 718-727.

PAGE, V., GARDNER, A., KARZMARK, C. J, 1970, "Patient dosimetry in electron treatment of large superficial lesions", *Radiol.,* V.94, pp 635-641.

PETERS, V. G., 2000, "Use of an electron reflector to improve dose uniformity at the vertex during total skin electron therapy", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.,* V. 46, N. 4, pp. 1065–1069.

PODGORSAK, E. B., PLA, C., PLA, M., LEFEBVRE, P. Y., HEESE, R., 1983, "Physical aspects of a rotational total skin electron irradiation" *Med. Phys*. V 10, pp 159-168.

PODGORSAK, E. B., 2005, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers And Students*, Ed. IAEA Agency.

REYNARD E.P., EVANS, M.D.C., DEVIC,S., PARKER, W., FREEMAN, C. R., ROBERGE D., PODGORSAK, E. B., 2008, *"Rotational total skin electron irradiation with a linear accelerator",* J. of Applied Clinical Medical Physics, V. 9, N 4, pp 123 -134.

SCHARF, W. H., 1994, *Biomedical Particle Accelerators*, 1ª ed., New York, USA, Ed. Jeffrey V. Siebers.

SEWCHAND, W., KHAN, F. M., WILLIANSON, J., 1979, "Total body superficial electron beam therapy using a multiple field pendulum arc technique", *Radiol*., 130 pp 493-498.

WEAVER, R. D., GERBI, B. J., DUSENBERY K. E.,1995, "Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using thermoluminescent dosimeters," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*. 33, pp 475–478.

WILLIAMS, P.C., JORDAN, T. J., JACKSON, S. M., 1979, "Whole body electron terapy in micosys fungoides – a successful translation technique achieved by modification of an established linear accelerator", *Br. J. Radiol.* 52, pp 302-307.