

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**DOSIMETRIA APLICADA NA IRRADIAÇÃO DE TODA A PELE UTILIZANDO
FEIXES DE ELÉTRONS COM ENERGIA NOMINAL DE 4 MeV**

Maria Esmeralda Ramos Poli



*Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para a obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações.*

***Orientadora:
Dra. Leticia L. C. Rodrigues***

***São Paulo
2000***

Agradecimentos

À **Dra. Letícia L. C. Rodrigues** pela orientação dedicada e segura, muito participante em cada etapa do trabalho e sempre disponível para discussões;

Agradecimento especial ao Alberto Saburo Todo por todo o apoio, paciência e importantes discussões que foram fundamentais no decorrer do meu trabalho.

Aos Físicos, Médicos, Técnicos, Pessoal de Enfermagem e todas as pessoas do Hospital Beneficência Portuguesa que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho;

À **Silmara L. V. Gonçalves** pela oportunidade de desenvolver o trabalho, pelas discussões e, sobretudo, pelo apoio e amizade;

À **Dra. Herbeni Cardoso Gomes** pela oportunidade oferecida e por todo o apoio ao longo destes anos;

À **Laura Furnari e Débora Maria Brandão Russo** do Hospital Beneficência Portuguesa e ao **José Renato de O. Rocha** da UNICAMP pela boa vontade e paciência para solucionar minhas dúvidas sobre alguns métodos de medida e erros associados às medidas;

Ao Luciano Pereira do Hospital Beneficência Portuguesa pelo apoio e brincadeiras;

Ao Eng. Miguel Daniliauskas e toda a equipe da Varian Medical Systems pelo apoio técnico e disposição para solucionar problemas e dúvidas sobre o acelerador linear;

À **Elizabeth Mateus Yoshimura e Marcelo Baptista de Freitas** do Instituto de Física da USP pela disponibilização do simulador antropomórfico;

Ao Luiz A. M. Scaff do Hospital Alemão Oswaldo Cruz, pelo equipamento e pela ajuda na sua utilização na leitura dos filmes dosimétricos;

À Regina Maria Godoy Lopes diretora do Serviço de Física do HCFMUSP por ter cedido a câmara de placas paralelas e o eletrômetro Victoreen;

À FAPESP e ao CNPq pelo apoio financeiro;

Aos meus pais e especialmente aos meus sogros pelo carinho, apoio e incentivo;

Ao Sérgio pelo carinho, compreensão, incentivo e colaboração durante a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

	Página
RESUMO	i
ABSTRACT	ii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Considerações Gerais	1
1.2. Objetivos	4
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1. Noções de oncologia	5
2.1.1. Linfoma cutâneo de células-T	5
2.1.1.1. Classificação patológica da doença	6
2.1.1.2. Tipos de tratamento	8
2.1.1.3. Técnica de terapia com feixe de elétrons	9
2.2. Acelerador de elétrons	11
2.2.1. Princípio de funcionamento do acelerador linear	11
2.3. Física aplicada em radioterapia	15
2.3.1. Grandezas e unidades de radiação	15
2.3.1.1. Exposição e kerma	15
2.3.1.2. Dose absorvida	16
2.3.2. Características de feixe de elétrons clínico	17
2.3.2.1. Curvas de dose profunda no eixo central	17
2.3.2.2. Distribuições de isodose	19
2.3.2.3. Planura de campo e simetria	19
2.3.2.4. Contaminação de raios-X	19
2.4. Detectores de radiação	20
2.4.1. Detectores à gás	20
2.4.1.1. Câmara de ionização de placas paralelas	21
2.4.1.2. Câmara de ionização cilíndrica	23
2.4.2. Filmes dosimétricos	25
2.4.2.1. Densitômetro	26
2.4.3. Dosímetros termoluminescentes	27

2.4.3.1. O processo de termoluminescência	27
2.4.3.2. Materiais termoluminescentes	30
2.4.3.3 Leitores termoluminescentes	33
3. MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1. Materiais	35
3.1.1. Filmes dosimétricos	35
3.1.2. Detectores termoluminescentes	35
3.1.3. Simuladores	35
3.2. Equipamentos	36
3.2.1. Câmaras de ionização	36
3.2.2. Leitores termoluminescentes	37
3.2.3. Forno de microondas	37
3.2.4. Densitômetro	37
3.2.5. Acelerador de elétrons	37
3.2.6. Fonte de ⁶⁰ Co	38
3.3. Métodos	38
3.3.1. Dosimetria de elétrons	38
3.3.1.1. Características físicas do feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV na distância de tratamento	39
3.3.1.2. Distribuição de dose no plano de tratamento	40
3.3.1.3. Intercomparação dos detectores utilizados na dosimetria	41
3.3.1.4. Dose absorvida na água devido a um feixe de elétrons	43
3.3.1.5. Determinação do fator R(1p:1h) entre um par de campos para um campo de radiação	44
3.3.1.6. Determinação do fator R(6p:1p) entre seis pares de campos para um par de campos de radiação	44
3.3.1.7. Cálculo da dose monitora por feixe de radiação	47
3.3.1.8. Dose devida à contaminação por raios-X	47
3.3.1.9. Utilização de dosímetros termoluminescentes (LiF) para medidas in vivo	48

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1. Dosimetria de elétrons	49
4.1.1. Características físicas do feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV na distância de tratamento	49
4.1.2. Distribuição de dose no plano de tratamento	50
4.1.3. Intercomparação dos detectores utilizados na dosimetria	58
4.1.4. Dose absorvida na água para um feixe de elétrons	60
4.1.5. Determinação do fator R(1p:1h) entre um par de campos para um campo de radiação	60
4.1.6. Determinação do fator R(6p:1p) entre seis pares de campos para um par de campos de radiação	61
4.1.7. Cálculo da dose monitora por campo de radiação incidente no paciente	61
4.1.8. Dose devida à contaminação por raios-X	64
4.1.9. Utilização de dosímetros termoluminescentes (LiF) para medidas in vivo	64
5. CONCLUSÕES	65
APÊNDICE	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	70

DOSIMETRIA APLICADA NA IRRADIAÇÃO DE TODA A PELE UTILIZANDO FEIXES DE ELÉTRONS COM ENERGIA NOMINAL DE 4 MeV

Maria Esmeralda Ramos Poli

RESUMO

Este trabalho descreve o processo dosimétrico para uma técnica de tratamento utilizada em doenças que atingem toda a superfície da pele do corpo, como a micose fungóide¹, através da irradiação de toda a pele com feixe de elétrons de energia nominal de 4 MeV. Os objetivos são melhorar a uniformidade de dose no paciente, reduzir problemas de sobreposição de campos de tratamento que ocorrem quando se usa a distância foco-pele de tratamento convencional de 1 m, bem como reduzir o tempo de tratamento para o paciente. O paciente é colocado em pé em uma base rotatória e perpendicular ao feixe, distante 2,83m da fonte de elétrons e assume 6 posições sucessivamente, com 60 graus de intervalo entre as rotações. Em cada posição o paciente recebe um par de feixes (as angulações do feixe em cada rotação do paciente são 19,5 graus acima do eixo transversal no meio do paciente e 19,5 graus abaixo dele). Os dados dosimétricos obtidos foram comparados aos do protocolo internacional da AAPM Rep. 23 [AAPM,1988]. As doses recebidas pelo paciente foram medidas com filmes dosimétricos colocados em diferentes fatias do simulador antropomórfico e com dosímetros termoluminescentes colocados na superfície da pele do paciente. A distribuição de dose no simulador antropomórfico mostra uma variação da dose uniforme em toda a extensão de tratamento, o que torna possível a utilização desta técnica no tratamento de micose fungóide.

¹ Micose fungóide ou síndrome de Sézary é um tipo de linfoma cutâneo de células-T que se manifesta na pele e foi descrito pela primeira vez como micose fungóide.

DOSIMETRY APLIED IN TOTAL SKIN IRRADIATION USING A ELECTRON BEAM WITH 4 MeV NOMINAL ENERGY

Maria Esmeralda Ramos Poli

ABSTRACT

This work describes a dosimetric process to a treatment technique used on diseases that affect all body's skin surface, as mycosis fungoides², using total skin irradiation with electron beam with 4 MeV nominal energy. The goals are to improve the uniformity of the dose in the patient, as well to reduce the problems with the overlapping treatment fields, that occurs in conventional treatment that uses 1 meter of focus-skin distance and to reduce the treatment time to the patient. The patient is placed on a rotative base stand up and perpendicular to the beam, distant 2.83 meters from the gantry and he assumes successively 6 positions with 60 degrees of interval between the rotations. In each position the patient receives a couple of beams (angulated at 19.5 degrees above and below the transversal axis in the middle line of the patient). The dosimetric data obtained were compared with the international protocols as AAPM Rep. 23 [AAPM,1988]. The delivered doses in the patient were measured with dosimetric films placed in an anthropomorphic phantom and with thermoluminescent dosimeters placed on patient's skin surface. The dose distributions in the phantom show an uniform dose variation in all thickness of interest so, it is possible to utilize this technique in the treatment of the mycosis fungoides.

² Micosis fungoides or Sézary syndrome is a kind of cutaneous T-cell lymphoma that occurs on skin, described for the first time as micoses fungoides.

1. INTRODUÇÃO

1.1. Considerações gerais

Raramente uma única descoberta muda o curso da humanidade como foi a descoberta dos raios mágicos de Roentgen. Wilhelm Konrad Roentgen anunciou sua descoberta no final do ano de 1895 [Martins,1984], desde então as aplicações dos raios-X foram amplamente estudadas.

Muitos pesquisadores sofreram danos físicos e até morte devido aos seus trabalhos com os raios-X [Radiology,1993]. Logo seguiram esforços para criar uma prática de medidas de dose e proteção através de blindagens. Emil Grubbe, um fabricante de lâmpadas e tubos de Crookes, como muitos de seus colegas, desenvolveu dermatite nas mãos; na Filadélfia, C.L. Leonard defendeu o uso de couro e chumbo como proteção, enquanto George Pfahler trabalhou com filtração e absorção seletiva de raios-X; Thomas Edison trabalhou com fluoroscopia e usava a mão de sua assistente, Clarice Dally, para fluoroscopá-la; Francis Williams, em seu texto em 1901, defendeu o uso de blindagens no tubo de raios-X e no paciente.

Emil Grubbe, que além de fabricante de lâmpadas era um estudante de medicina da Universidade de Chicago, parece ter sido um dos primeiros a verificar a utilização terapêutica dos raios-X quando, após ter desenvolvido dermatite nas mãos devido a suas experiências com tubo de raios-X e tela fluorescente, observou, junto com um professor da Universidade, que o agente capaz de causar as alterações inflamatórias, teria também aplicações benéficas, sugerindo o tratamento de lúpus vulgar (uma forma de tuberculose cutânea secundária).

Emil Grubbe resumiu suas próprias deduções sobre o valor do raio-X em terapia em 1902 na Medical Record. Muitas de suas conclusões, escritas somente seis anos após as primeiras aplicações da nova tecnologia, parecem bastante relevantes hoje.

Assim que foi concluído que os raios-X poderiam ser usados para propostas terapêuticas bem como diagnósticas, começou-se a utilizar geradores de raios-X para

tratamento de doenças. A aplicação dos raios-X em medicina aconteceu muito rapidamente, em parte porque o aparelho necessário para gerá-lo foi facilmente viabilizado.

Investigadores, na França, conduziram a pesquisa básica que levaria à descoberta do rádio em 1898. As investigações iniciais foram um resultado direto da curiosidade de Becquerel sobre os novos raios de Roentgen. A separação do elemento responsável pela radiação natural, realizada pelo casal Curie, deixou a comunidade médica e científica muito excitada e resultou na quase imediata aplicação terapêutica. Os resultados curativos em muitas condições foram evidentes e os efeitos potencialmente prejudiciais apareceram somente muito tempo depois.

Em novembro de 1896 Leopold Freund, em Viena, irradiou uma paciente de 40 anos com extensa nevos cabeluda dorsal¹. O resultado imediato foi uma radioepidermite dolorosa, seguida de regressão permanente. A paciente teve uma vida normal, tendo um filho saudável. Fotografias tiradas aos 74 anos de idade, no entanto, revelaram descamação da pele lombar, queratose², cifose³, e osteoporose sequelar.

A radioterapia, técnica de tratamento de doenças através do uso de radiação, vem sendo utilizada para o tratamento de câncer (neoplasia maligna) e outras doenças há 100 anos. Desde as primeiras utilizações de radiação para tratar câncer, mudanças importantes têm sido realizadas na área e numerosos desenvolvimentos têm sido alcançados, incluindo: a geração de feixes de alta energia para tratamentos de câncer mais efetivos; o desenvolvimento de vários tipos de energia da radiação para tratamentos de diferentes tipos de câncer; o desenvolvimento de aceleradores lineares versáteis e mesas para pacientes, que possibilitam a liberação da radiação em múltiplos ângulos e direções; o controle preciso do feixe de radiação e dos colimadores, que possibilitam o molde do campo de tratamento, blindando áreas que não se deseja irradiar; o uso de imagens como tomografia, ressonância magnética e outras para criar modelos de planejamento em três dimensões, para que o tratamento seja mais preciso.

¹ Nevos cabeluda dorsal são pequenos grupos de células de pele pigmentados (pinta) e que possuem pêlos, localizada na região dorsal.

² Queratose é a danificação da camada de queratina da pele, tornando a superfície da pele áspera. Ocorre geralmente em regiões do corpo muito expostas à luz solar: mãos, face, pescoço. São um tipo de pré-câncer.

³ Cifose é a convexidade posterior exagerada da coluna vertebral torácica. Pode ser provocada pela ausência ou dano de um corpo vertebral.

Todas essas mudanças, desenvolvimentos e melhorias têm como objetivo a destruição efetiva do tecido com câncer, enquanto libera uma porcentagem mínima de radiação no tecido saudável adjacente. Outro objetivo foi fazer com que o tratamento fosse mais fácil e mais rápido para que o paciente o suportasse e para que os médicos e outros profissionais da saúde pudessem realizá-lo.

Como visto, uma das primeiras utilizações terapêuticas da radiação foi em doenças da pele. No início se utilizava raios-X da ordem de centenas de keV para tratar lesões superficiais; com a confecção de aceleradores lineares que produzem feixes de elétrons, o uso dos raios-X foi substituído. O uso dos feixes de elétrons para tratamento de lesões superficiais é muito mais vantajoso, visto que praticamente toda a sua energia é absorvida logo nos primeiros centímetros da pele.

Há vários métodos de irradiação de toda a pele do corpo com feixe de elétrons [Pla,1984; Podgorsak,1983; Williams,1979]. O paciente pode ser irradiado com um feixe estático com vários campos diretos incidindo nele na distância de tratamento convencional (distância foco-superfície igual a 100 cm), um arco dinâmico de elétrons, na distância foco-superfície igual a 100 cm e pode, também, ser tratado a uma distância foco-pele de 3 metros, sendo rotacionado algumas vezes e irradiado em cada posição por 1 par de feixes.

Optou-se pela última alternativa porque acreditamos que a distribuição de dose nesta é mais homogênea que as demais, ocorre menos sobreposição de campos de radiação e o tempo de utilização do aparelho de tratamento é menor, se comparado com as outras técnicas.

O tratamento da micose fúngóide através da técnica de Stanford, que consiste em irradiar toda a pele do corpo com feixe de elétrons, é um tipo de terapia pouco utilizada pelos Serviços de Radioterapia no Brasil. Um dos motivos é que o espaço físico nas salas de terapia nem sempre é suficiente para se aplicar esta técnica, e o paciente precisa estar aproximadamente 3 metros distante do feixe de terapia. Outros fatores são a complexidade da dosimetria e o fato de que a maioria dos aceleradores não possuem feixes de elétrons com energias entre 3 e 6 MeV. Em vista da importância da implementação desta técnica para o tratamento desta doença, propôs-se desenvolver a técnica de Stanford modificada no Serviço de Radioterapia do Hospital Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de

Beneficência, que possui um acelerador linear Clinac 2100C fabricado pela Varian com energias nominais de 4, 6, 9, 12 e 16 MeV para feixes de elétrons.

1.2. Objetivos

Para implementação desta técnica no Serviço de Radioterapia do Hospital Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência para irradiação de toda a pele do corpo em pacientes com micose fungóide e síndrome de Sézary propôs-se:

- a) desenvolver a dosimetria para a técnica de tratamento de Stanford modificada;
- b) estudar a contaminação de raios-X no paciente e a necessidade de complementar as regiões que receberam doses menores que a prescrita ou a proteção daquelas regiões que receberam doses maiores que a prescrita;
- c) comparar os parâmetros físicos de irradiação obtidos com os dos protocolos internacionais, como o da AAPM Rep. 23 - Teleterapia com elétrons para toda a pele: técnica e dosimetria;
- d) avaliar as doses absorvidas nas diversas regiões dos pacientes através de medidas in vivo com dosímetros termoluminescentes [AAPM, 1988].

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Noções de oncologia

A oncologia é uma especialidade clínica que visa o tratamento de pacientes com câncer (e outros neoplasmas). O termo neoplasia significa, literalmente, crescimento do novo. Entretanto, a definição de Willis [De Vita,1997] é de conteúdo mais significativo: neoplasma é uma massa de tecido anormal cujo crescimento excede o do tecido normal, o qual não é ordenado, e que persiste do mesmo modo excessivo após a cessação do estímulo que o provocou. A radioterapia ou terapia através do uso da radiação é uma especialidade clínica, dentro da oncologia, que utiliza radiação ionizante no tratamento de pacientes com neoplasia maligna (só ocasionalmente naqueles com benigna) [Perez,1987].

Um tumor maligno originado e desenvolvido no tecido normal progressivamente o invade e substitui as células normais pelas células tumorais, podendo ainda originar metástases (quando uma célula neoplásica se desloca do órgão de origem e se implanta em outro local dando origem a outro crescimento neoplásico). Como essas células não se comportam como as do tecido normal, o órgão onde a substituição ocorre começa a ter um funcionamento deficiente, que não responde às necessidades do corpo, e levará o indivíduo à morte, caso o processo não seja interrompido [Martins,1984].

2.1.1. Linfoma cutâneo de células-T

A micose fungóide e a síndrome de Sézary são os dois maiores subgrupos dentro das diversas manifestações do linfoma cutâneo de células-T, LCCT. Em 1806, Alibert descreveu pela primeira vez a micose fungóide e, em 1870, Bazin dividiu o curso da doença dentro de três diferentes fases clínicas baseadas no aparecimento na pele: período eritematoso ou fase pré-micótica, fase micótica e o tumor ou fase fungóide [Perez,1987; Sarna,1985]. Na maioria dos casos estas manifestações se desenvolvem de forma vagarosa e progressiva através destas três fases.

A duração média entre o aparecimento das lesões de pele até o diagnóstico histológico do linfoma cutâneo de células-T é de 8 a 10 anos [Perez,1987]. Uma vez

estabelecido o diagnóstico histológico, a sobrevida média para todos os pacientes relatados tem sido menor que 5 anos.

O diagnóstico é feito através de uma biópsia cutânea adequada, que apresenta células de natureza linfóide (ou linfoma, é aquela proveniente de células do tecido linfático), com aspecto cerebriforme, de características anátomo-patológicas distintas dos demais linfomas.

2.1.1.1. Classificação patológica da doença

O estadiamento clínico proposto originalmente por Fuks e associados [Perez, 1987], tem um significado particular para os radioterapeutas porque ele envolve dados gerados de pacientes tratados com feixes de elétrons irradiando toda a pele, Tabela 2.1. Após este estadiamento, um sistema de estadiamento unificado, baseado no formato tumor - nódulos (gânglios linfáticos regionais) - metástases, TNM, foi proposto num encontro sobre LCCT pelo Grupo Cooperativo de Míose Fungóide no Instituto Nacional de Câncer (NCI) [Bunn,1979], Tabelas 2.2 e 2.3. Ambos os sistemas de estadiamento reconhecem a importância prognóstica do tumor cutâneo, linfadenopatia e envolvimento extracutâneo.

Tabela 2.1. Sistema de estadiamento de Stanford [Perez,1987].

Estadiamento	Descrição
Estádio I	Míose fungóide limitada à pele. Sem tumores, úlceras, adenopatia significativa, ou envolvimento visceral.
Estádio Ia	Manchas eritematosas ou placas envolvendo menos de 25% do total da superfície da pele.
Estádio Ib	Envolvimento maior que 25% do total da superfície da pele.
Estádio II	Presença de tumores de pele, sem envoltimentos extracutâneos.
Estádio III	Míose fungóide envolvendo a pele, com biópsia resultando em envolvimento de linfonodos ou baço, sem outro envolvimento visceral.
Estádio IV	Míose fungóide cutânea e extracutânea com envolvimento visceral documentado.

Tabela 2.2. Proposta de classificação TNM do linfoma cutâneo de células-T [Perez,1987].

Magnitude de envolvimento da pele (T)
T0 Lesões suspeitas clinicamente ou patologicamente
T1 Lesões pré-micóticas, pápulas, ou placas envolvendo menos que 10% da pele
T2 Lesões pré-micóticas, pápulas, ou placas envolvendo mais que 10% da pele
T3 Um ou mais tumores na pele
T4 Eritroderma extenso, frequentemente generalizado
Classificação de linfonodos periféricos (N)
N0 Clinicamente normal, patologicamente não envolvidos
N1 Clinicamente anormal, patologicamente não envolvidos
N2 Clinicamente normal, patologicamente envolvidos
N3 Clinicamente anormal, patologicamente envolvidos
Classificação do sangue periférico (B)
B0 Células atípicas circulantes não presentes
B1 Células atípicas circulantes presentes
Classificação dos órgãos viscerais (M)
M0 Patologicamente não envolvidos
M1 Patologicamente envolvidos

Tabela 2.3. Sistema de estadiamento do Grupo Cooperativo de Micoze Fungóide para linfomas cutâneos de células-T [Perez,1987].

Estádio	T	N	M
Ia	T1	N0	M0
Ib	T2	N0	M0
IIa	T1-T2	N1	M0
IIb	T3	N0-N1	M0
III	T4	N0-N1	M0
IVa	T1-T4	N2-N3	M0
IVb	T1-T4	N0-N3	M1

2.1.1.2. Tipos de tratamento

Como o LCCT se origina na pele, a terapia intensiva dirigida à pele somente parece oferecer um potencial de cura para pacientes com estágio Ia. Remissões frequentes e tempo longo livre de doença tem ocorrido em tais pacientes tratados com irradiação com feixes de elétrons da pele do corpo, aplicação tópica de soluções de mecloretamine e fotoquimioterapia seguida por uma exposição intensa de luz ultra-violeta [Perez,1987]. A determinação da cura requer um acompanhamento considerável da doença por causa da sua característica indolente. Na década de 80, um número suficiente de pacientes foram acompanhados após realizar os tratamentos supra citados, e a taxa de cura foi de 40%, a maioria eram pacientes com LCCT intracutâneo limitado.

Para pacientes tratados com irradiação de toda a pele, a administração de quimioterapia sistêmica concomitante ou irradiação total dos linfonodos deve ser aplicada se houver intenção de cura. No entanto, se o tratamento estiver sendo administrado para palição, os pacientes devem ser tratados com quimioterapia mecloretamine tópica ou drogas sistêmicas bem toleradas após um tratamento completo de irradiação de toda a pele.

Se for confirmado patologicamente o envolvimento extracutâneo, geralmente, significa que uma quimioterapia sistêmica deve ser administrada para controle da doença. Não há uma sobrevida grande livre de doença para os pacientes tratados com quimioterapia exclusiva. A falha da droga sistêmica para controlar o LCCT avançado geralmente é resultado da resposta incompleta para lesões cutâneas, visto que o foco de doença extracutânea frequentemente responde completamente. Por esta razão, a adição de um tratamento para lesões cutâneas (quimioterapia tópica ou irradiação da pele) deverá ter um efeito benéfico aditivo para pacientes tratados inicialmente com drogas sistêmicas.

2.1.1.3. Técnica de terapia com feixe de elétrons

A irradiação de toda a pele, TSI (total skin irradiation), com feixe de elétrons vem sendo um meio eficiente no tratamento da micose fungóide com intenção de cura [Perez,1987; Sarna,1985].

A espessura da pele normal varia de profundidades menores que 0,5mm (como a pálpebra) à 5mm ou mais (como a região das costas). A infiltração celular do LCCT tende a se localizar primeiramente na porção superficial da pele mas, frequentemente, se estende nas regiões mais profundas ao redor dos folículos capilares. A infiltração celular associada com a formação de tumor pode se estender dentro do tecido subcutâneo para profundidades de 15mm ou mais. A qualidade da radiação escolhida deve fornecer uma dose adequada em todo o volume a ser tratado. Para irradiar toda a pele em um tempo aceitável de utilização do aparelho, na maioria das vezes, são utilizados campos grandes de elétrons, à distâncias de tratamento de cerca de 3 m.

Aproximadamente 40 anos se passaram desde que os feixes de elétrons de energia baixa e os tamanhos de campos alargados foram desenvolvidos para o tratamento de micose fungóide.

Em 1960, a técnica original de Stanford para TSI usando 4 pares de ângulos foi implementada no acelerador linear de 4,8 MeV, que fornecia elétrons de 2,5 MeV no paciente [AAPM,1988]. Esta técnica foi posteriormente modificada para 6 pares de campos angulados, para obter uma distribuição mais uniforme de dose e um feixe mais penetrante com energia de aproximadamente 4 MeV no paciente. O paciente assume sequencialmente 6

posições em pé, perpendicular ao feixe, com intervalo de 60° entre as posições sobre o eixo vertical do paciente, Figuras 2.1 e 3.4. Em cada posição, o paciente recebe um par de feixes formando ângulos de cerca de $\pm 20^\circ$ em relação ao plano horizontal que corta a região abdominal do paciente [Cox,1990; Frass,1983; Saltzman,1979].

Este tipo de tratamento nem sempre é possível de ser realizado devido ao espaço físico disponível nas salas de terapia, e portanto, torna-se necessário o desenvolvimento de outras técnicas de tratamento, como a terapia em arco dinâmico com feixe de elétrons [Lee,1977].

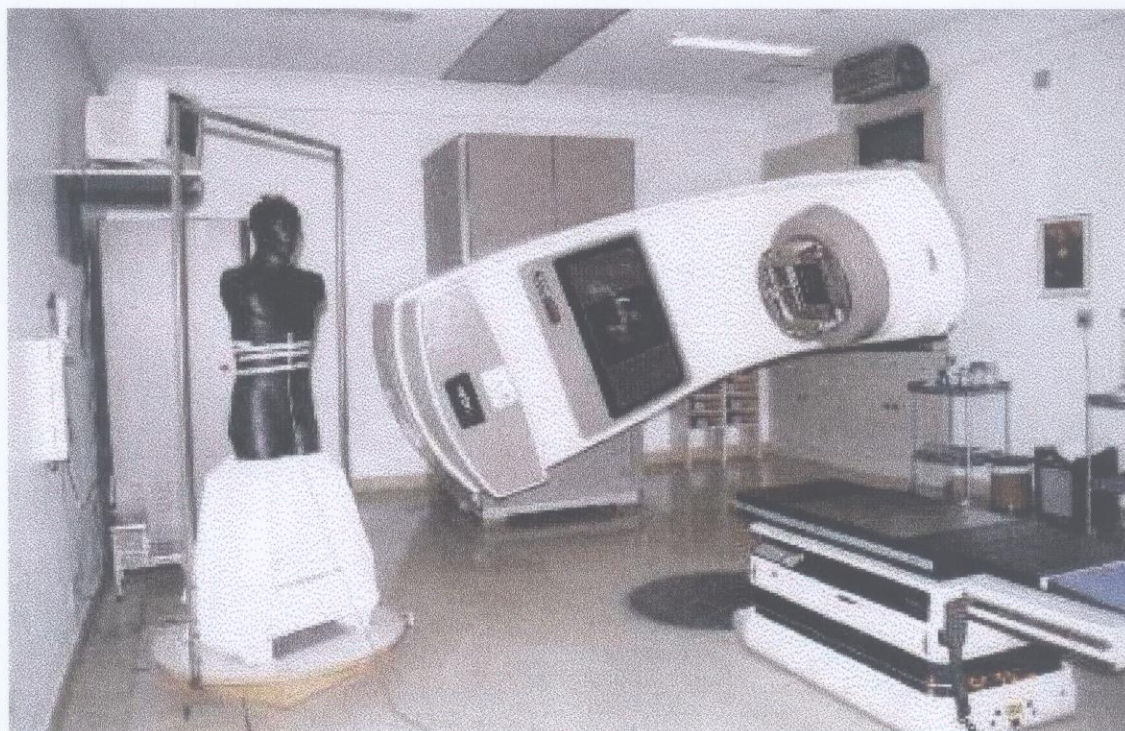


Figura 2.1. Posicionamento do simulador antropomórfico em relação ao acelerador linear modelo Clinac 2100C do Serviço de Radioterapia do Hospital Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência.

2.2. Acelerador de elétrons

2.2.1. Princípio de funcionamento de um acelerador linear

O acelerador linear é constituído por uma série de cavidades de ressonância cilíndricas emitindo microondas, dispostas em uma linha reta, as quais são tão proporcionais, que quando se varia os potenciais numa frequência e amplitude adequada, os elétrons passam através do guia de onda recebendo sucessivos aumentos de energia, resultando na aceleração [Varian,1994].

O feixe consiste de uma série de pulsos de feixes de 30 a 300 pulsos por segundo, que são produzidos quando os elétrons injetados dentro do acelerador linear por uma fonte de elétrons são acelerados perto da velocidade da luz para produzir as energias altas requeridas em uso terapêutico. Os elétrons são acelerados por pulsos de radiofrequência (rf) muito potentes, produzidos pela klystron (tubo de elétrons usado como um oscilador ou amplificador em frequências de micro-ondas, onde, um feixe de elétrons tem velocidade modulada, e periodicamente agrupada para produzir quantidades grandes de energia), que forma uma onda estacionária no acelerador. A energia alta dos elétrons gerados pelo sistema deve ser usada diretamente para terapia de elétrons ou, alternativamente, deve ser dirigida a um alvo de tungstênio/cobre, produzindo raios-X para terapia.

Tanto a klystron quanto a fonte de elétrons são dirigidas por pulsos de voltagem sincronizados pelo sistema de controle, de tal forma que a fonte emita elétrons precisamente no mesmo momento que o pulso de rf é aplicado no acelerador. O sistema de controle determina a energia do feixe de elétrons, acertando o nível de energia da radiofrequência para o guia acelerador e controlando o momento de saída do feixe.

O feixe de elétrons permanece focado até encontrar uma folha espalhadora no carrossel. Essas folhas espalhadoras são colocadas na trajetória do feixe para dispersá-lo e fazer com que ele fique mais uniforme no campo de tratamento. Após passar pela câmara de ionização (que dá algum espalhamento adicional), o feixe de elétrons é moldado pelas janelas do colimador secundário.

As Figuras 2.2.a e 2.2.b mostram respectivamente um diagrama de blocos do sistema de produção do feixe e o sistema que o molda até ele chegar na distância de tratamento.

A Figura 2.2.c mostra o aparelho fabricado pela Varian Associates Inc., modelo Clinac2100C que gera feixes de raios X e elétrons e a mesa onde o paciente é posicionado para fazer o tratamento convencional. Nesta figura, o gantry é a parte do aparelho que contém o acelerador linear e o contrapeso para que ele possa exercer o movimento rotacional em torno do paciente.

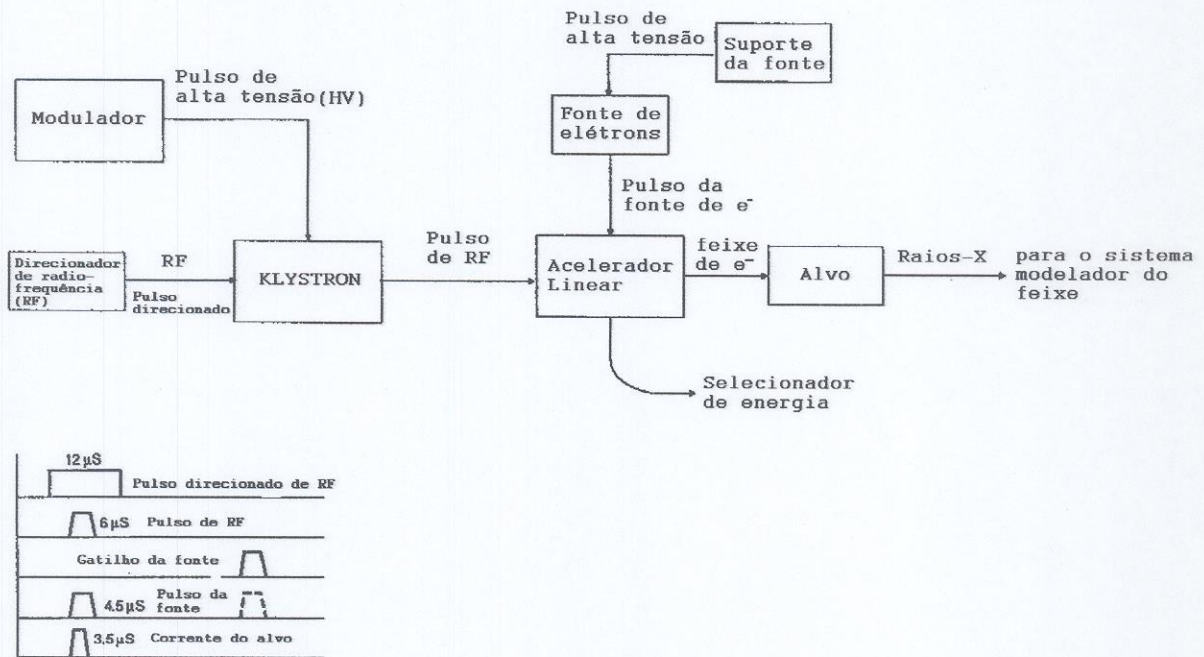


Figura 2.2.a. Diagrama de blocos do sistema gerador dos feixes de elétrons e raios-X [Varian,1994]

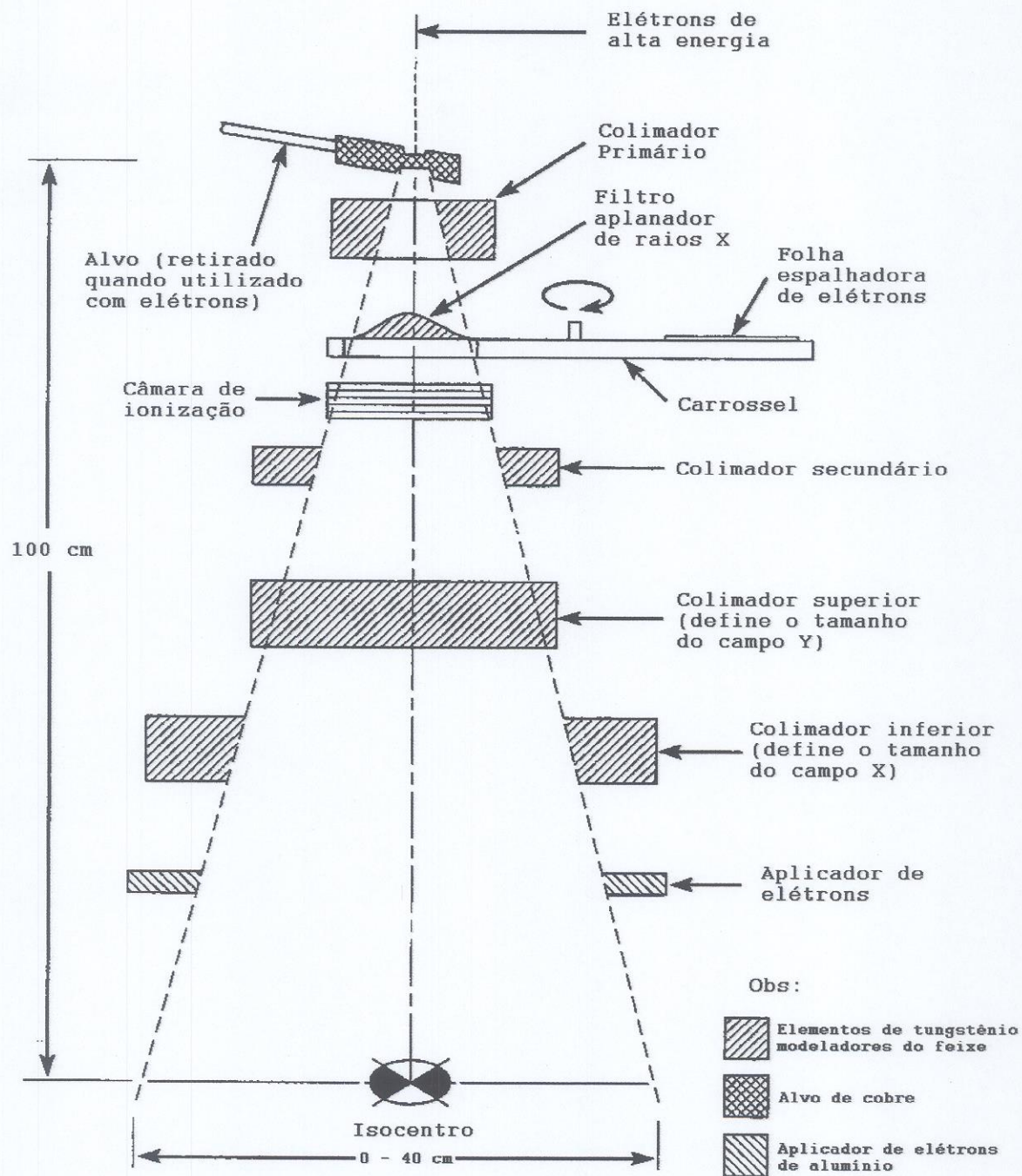


Figura 2.2.b. Sistema que mostra como o feixe é modelado, partindo do feixe produzido até a superfície de tratamento (aproximadamente 100 cm distante do canhão de elétrons) [Varian, 1994].

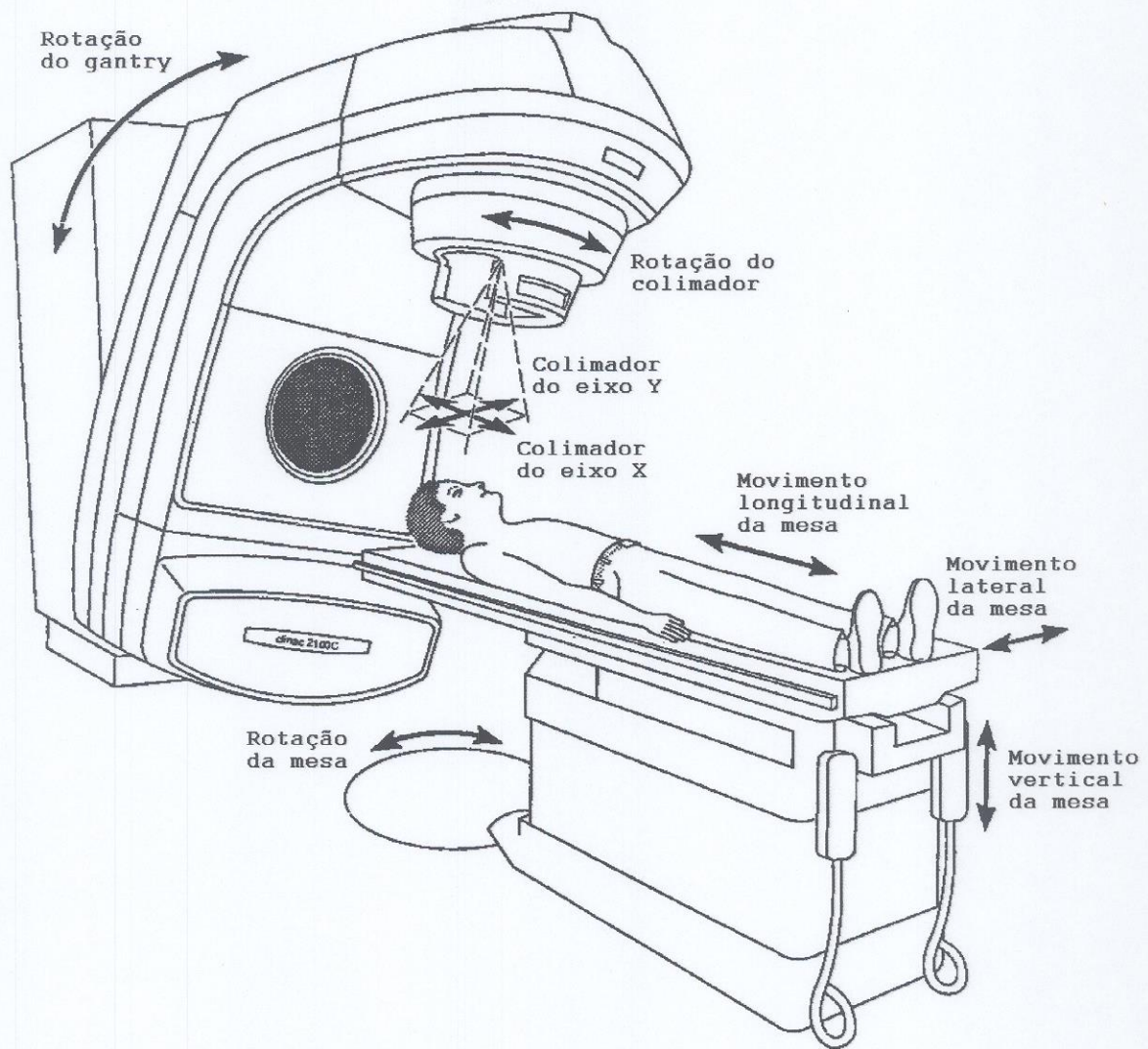


Figura 2.2.c. Eixos de movimentação do sistema [Varian,1994].

2.3. Física aplicada em radioterapia

2.3.1. Grandezas e unidades de radiação

As primeiras medidas de radiação ionizante foram realizadas baseadas em seus efeitos químicos e biológicos [Khan,1994]. Por exemplo, em radioterapia, uma unidade chamada dose eritema da pele (SED) foi definida como a quantidade de radiação X ou γ que produzia avermelhamento na pele. Esta unidade depende de muitas condições: tipo de pele, qualidade da radiação, diferenças entre reações precoces e tardias da pele e outras.

Em 1928, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU) adotou o roentgen como uma unidade de medida de exposição à radiação X e γ . A unidade é denotada por R.

2.3.1.1. Exposição e kerma

Quando se considera partículas indiretamente ionizantes, tais como fótons, é conveniente descrever também a energia liberada por elas, assim como, sua interação com a matéria. A grandeza kerma (energia cinética liberada em material, algumas vezes por unidade de massa) é definida pelo quociente [IAEA,1987]

$$K = dE_{tr}/dm \quad (2.1)$$

onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas pelas interações de partículas ionizantes não carregadas em uma massa dm .

A unidade da grandeza Kerma é J/kg com o nome restrito gray (Gy). A grandeza Kerma, a qual deve ser aplicada a qualquer material, é diretamente relacionada à grandeza exposição, a qual se aplica somente para fótons interagindo com ar, e é dada pelo quociente

$$X = dQ/dm \quad (2.2)$$

onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons no ar de massa dm são completamente parados no ar.

A unidade é o coulomb por quilograma, C/kg. A unidade especial de exposição, roentgen (R) é ainda muito usada

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

Exposição, como definida acima, é a ionização equivalente ao Kerma no ar, exceto que a ionização crescente devido à absorção de bremsstrahlung emitido pelos elétrons não está incluída em dQ , isto é,

$$X = K_{ar}(1-g) / (W/e) \quad (2.3)$$

onde K_{ar} é kerma ar, g é a fração da energia liberada que é dissipada como bremsstrahlung e o quociente W/e é a energia média requerida para produzir um par de íon no ar e por unidade de carga de ionização produzida.

2.3.1.2. Dose absorvida

Se dois materiais diferentes são sujeitos à mesma exposição de raios γ , absorverão quantidades de energia diferentes. Isto ocorre devido a mudanças nas propriedades físicas ou pelas reações químicas induzidas. Portanto, mede-se a energia absorvida de qualquer tipo de radiação por unidade de massa do material absorvedor, que é definida como dose absorvida [Johns,1983]. Sua definição formal é o quociente

$$D = dE/dm \quad (2.4)$$

onde dE é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria de massa dm . A dose absorvida pode ser especificada em qualquer meio e para qualquer tipo de radiação ionizante.

A unidade histórica da dose absorvida tem sido o rad, definido como 100 erg/g. No SI equivale ao gray (Gy), definido como 1 J/kg.

$$1\text{Gy} = 100 \text{ rad}$$

As medidas indiretas da dose absorvida são mais comuns que as diretas como, por exemplo, na calorimetria, na qual sua intensidade é aferida das medidas de ionizações realizadas sob condições apropriadas.

2.3.2. Características de feixes de elétrons clínicos

2.3.2.1. Curvas de dose profunda no eixo central

A penetração de um feixe de radiação em um determinado meio é caracterizada por uma curva de distribuição de dose com a profundidade no meio, ao longo do eixo central. A partir dessa curva são definidos alguns parâmetros que nos permitem fazer comparações entre diferentes feixes, e também, determinar a energia do feixe em questão.

A Figura 2.3 ilustra como são obtidos os parâmetros recomendados pelo ICRU Rep. 35 que caracterizam uma curva de dose-profunda no eixo central para feixes de elétrons [AAPM,1991; ICRU,1984].

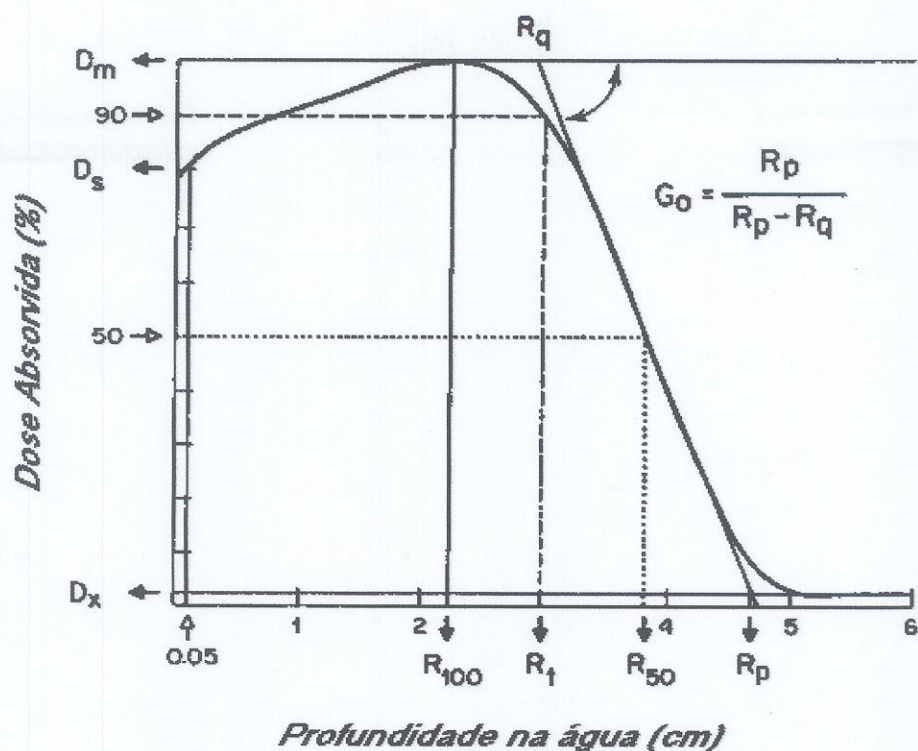


Figura 2.3. Curva de dose absorvida x profundidade do meio no eixo central de feixes de elétrons [AAPM,1991].

Da Figura 2.3 temos que:

$D_{m\acute{a}x}$ é a dose absorvida máxima;

D_s é a dose absorvida superficial definida na profundidade de 0,5 mm;

D_x é a dose devida ao componente de raios-X, extrapolada da dose medida após o alcance máximo dos elétrons;

R_t é o alcance terapêutico, é usado como uma medida da região clinicamente útil da curva de dose profunda de elétrons;

R_{100} é a profundidade de dose máxima na água;

R_{50} é a profundidade correspondente a 50% da dose máxima;

R_p é o alcance prático, profundidade na qual a tangente da curva no ponto de inflexão encontra D_x ;

G_0 é o gradiente de dose normalizado.

2.3.2.2. Distribuições de isodose

A distribuição de dose profunda no eixo central não é suficiente para caracterizar um feixe de radiação que produz uma distribuição de dose em um volume tridimensional. Para representar a variação da dose absorvida em um volume ou em um plano são usadas distribuições chamadas de curvas de isodose, as quais são linhas que passam através de pontos de mesma dose. As curvas são geralmente desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e expressas como porcentagem da dose no ponto de referência. Então, as curvas de isodose representam níveis de dose absorvida da mesma maneira que as isobars são usadas para pressão.

2.3.2.3. Planura de campo e simetria

O ICRU Rep. 35 especifica a planura do feixe de elétrons em termos de um índice de uniformidade, que é definido em um plano de referência e à uma profundidade de referência como a razão entre a área onde a dose excede 90% do seu valor no eixo central e a área transversal do feixe geométrico na superfície do simulador. O índice de uniformidade deverá exceder uma dada fração (como por exemplo, 0,80 para um tamanho de campo 10 cm x 10 cm na profundidade de dose máxima) [ICRU,1984]. Um índice de uniformidade de 0,70 ou maior é aceitável para tamanhos de campo maiores que 100 cm².

A simetria do feixe compara o perfil da dose em um lado do eixo central com aquela no outro lado. O protocolo da AAPM Rep. 25 recomenda que o perfil em uma seção transversal do feixe no plano de referência não deverá diferir mais que 2% em qualquer par de pontos localizados simetricamente em lados opostos do eixo central [AAPM,1991].

2.3.2.4. Contaminação de raios-X

A dose devido à contaminação por raios-X no final do alcance dos elétrons pode ser determinada a partir da parte final da curva de dose-profunda, pela leitura do valor da dose no ponto onde a parte final da curva se torna uma reta [AAPM,1988]. Esta dose no paciente é resultado das interações *bremsstrahlung* de elétrons com os sistemas de colimação (folhas espalhadoras, câmaras, janelas do colimador, etc.) e os tecidos do paciente.

2.4. Detectores de radiação

Para realizar medidas da quantidade de energia absorvida pelos meios expostos às radiações ionizantes é necessário o uso de detectores de radiação, que funcionam com base no efeito que a radiação produz ao interagir com o meio. Um método satisfatório para determinar a dose absorvida em um meio é calibrar uma câmara de ionização ou algum tipo de instrumento de transferência, que faça leituras em grays, utilizando um calorímetro para fazer a medida básica de absorção de energia [IAEA,1994].

2.4.1. Detectores a gás

Vários dos mais antigos e utilizados detectores de radiação são baseados nos efeitos produzidos quando a partícula carregada passa através de um gás. Os modos primários de interação envolvem ionização e excitação das moléculas do gás ao longo da trajetória da partícula. Embora as moléculas excitadas possam algumas vezes ser usadas para gerar um sinal apropriado (como no caso dos cintiladores a gás), a maioria dos detectores preenchidos a gás, são baseados no sinal gerado a partir da ionização direta criada pela passagem da radiação.

Existem vários tipos de detectores a gás (câmaras de ionização, contadores proporcionais, tubos Geiger), dentre os quais destacaremos dois tipos: (1) câmara de ionização de placas paralelas, (2) câmara de ionização cilíndrica, que foram utilizadas neste experimento. Seus modos de operação têm um certo número de pontos em comum, por isso vamos descrever um detector a gás geral [Dunlap,1988].

As câmaras de ionização, em princípio, são detectores totalmente preenchidos a gás. O termo câmara de ionização é usado exclusivamente para os tipos de detectores nos quais os pares de íons formados dentro do gás são coletados e geram um sinal eletrônico. Elas podem ser operadas tanto em modo corrente como pulso.

2.4.1.1. Câmara de ionização de placas paralelas

O desenho básico consiste em uma câmara para conter o gás, uma janela que é transparente para o tipo de radiação que queremos detetar e um arranjo de eletrodos para a produção de um campo elétrico. Um arranjo simples de um detector de placas paralelas é mostrado na Figura 2.4.

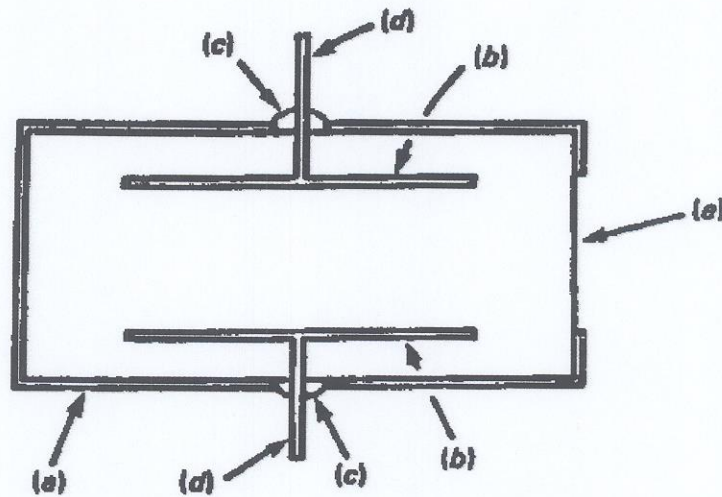


Figura 2.4. Um detector de radiação de placas paralelas a gás. (a) câmara; (b) placas; (c) local por onde passa a alimentação; (d) conectores elétricos e (e) janela [Dunlap,1988].

O resultado da entrada de qualquer tipo de radiação ionizante na câmara será a produção de pares elétron-íon. Um campo elétrico é formado na região entre as placas quando se aplica uma voltagem entre os eletrodos, como na Figura 2.5. Isto atrai os elétrons para uma placa e os íons positivos para a outra. A carga coletada pelos eletrodos positivo e negativo (ânodo e cátodo, respectivamente) é medida através da eletrônica envolvida. Para cada “partícula” da radiação ionizante que entra na câmara, é formado um número de pares elétron-íon que dependem da energia da partícula.

Podemos calcular a mudança da voltagem através das placas devido à chegada de um elétron no ânodo. O valor da voltagem (ΔV) quando se considera também a chegada do íon positivo no cátodo é dado por:

$$\Delta V = \Delta V_- + \Delta V_+ = \frac{e}{C} \quad (2.5)$$

onde C é sua capacitância e e é a carga do elétron, Figura 2.5.

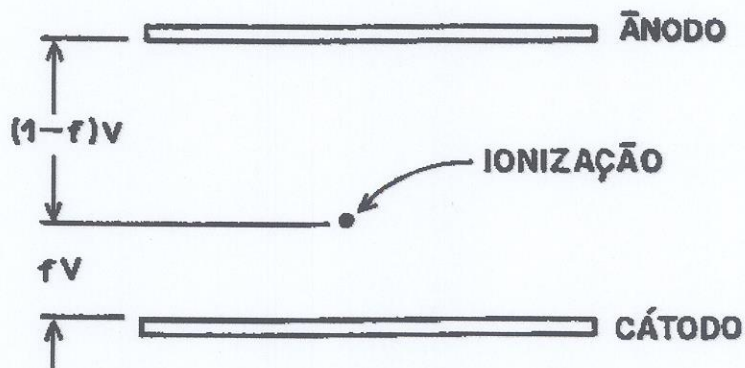


Figura 2.5. Ionização no interior de um detector de placas paralelas [Dunlap,1988].

Isto significa que o tamanho do pulso detectado na saída do tubo devido à produção de um par elétron-íon é independente do local entre as placas onde o evento ocorre. Para uma partícula ionizante de energia E_γ podemos ver o pulso ne / C , onde n é o número de pares de íons. Se o gás tiver uma energia de ionização E_i , então $n = E_\gamma / E_i$ e

$$\Delta V = \frac{e}{C} E_\gamma / E_i \quad (2.6)$$

O tempo gasto para o íon ser coletado é aproximadamente 300 vezes maior do que para o elétron. Supondo que uma partícula ionizante entrou na câmara, o gráfico da mudança de voltagem através das placas em função do tempo é dado pela Figura 2.6, que mostra a diferença de tempo entre a chegada do elétron e do íon.

Pode ser que outra partícula ionizante entre na câmara um milissegundo, ou algo em torno disso, depois da primeira. Neste caso, os elétrons resultantes do segundo evento serão detectados antes dos íons do primeiro evento. A solução deste problema está na geometria dos eletrodos.

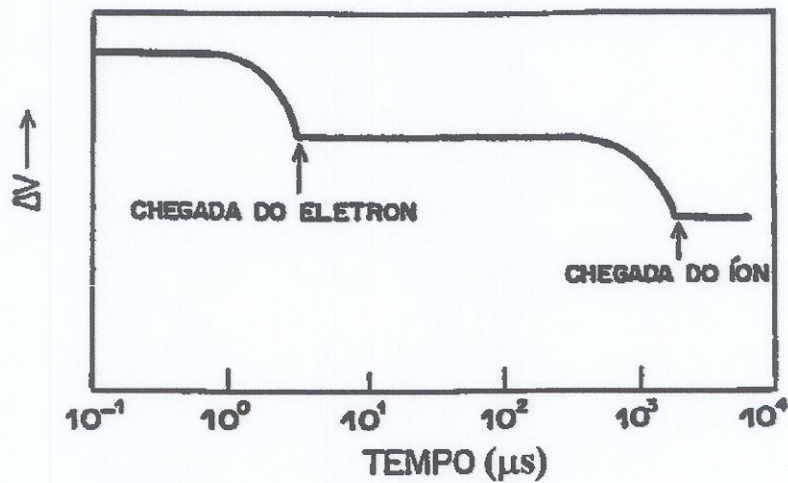


Figura 2.6. Tensão em função do tempo para um detector de placas paralelas após a ocorrência de uma ionização [Dunlap, 1988].

2.4.1.2. Câmara de ionização cilíndrica

Considerando primeiro o caso de um capacitor coaxial, Figura 2.7. Em um arranjo cilíndrico como este, o campo elétrico entre o ânodo e o cátodo não é constante e, portanto, o potencial não varia linearmente com a posição espacial.

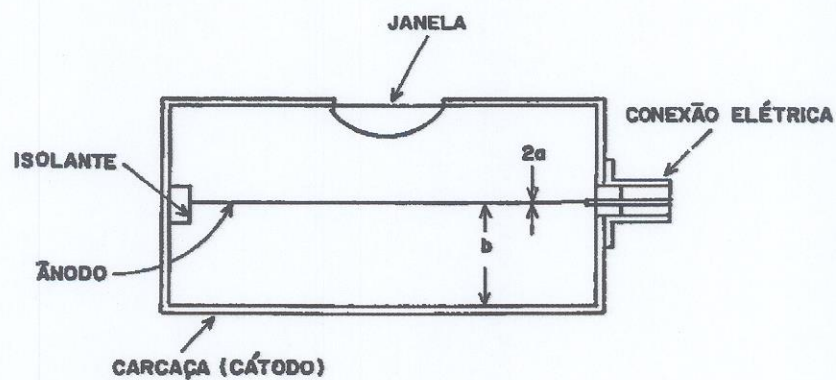


Figura 2.7. Câmara de ionização coaxial, onde a é o raio do fio ânodo e b é o raio do cátodo [Dunlap, 1988].

O potencial como função da distância radial desde o centro do ânodo, como visto na Figura 2.8, é dado em termos da queda do potencial total V_0 , sendo que o cátodo é aterrado, como sendo:

$$V(r) = V_0 \frac{\log(b/r)}{\log(b/a)} \quad (2.7)$$

onde a é o raio do fio ânodo, b é o raio do cátodo e r é a distância radial desde o centro do ânodo.

Da Figura 2.8, podemos ver que a maioria dos elétrons irão se dirigir para a região de potencial V_0 . Isto é, apenas aqueles que são criados muito perto do ânodo serão mais sensíveis à diferença de potencial, que é mensuravelmente menor que V_0 . Da equação 2.7, vemos que podemos fazer com que esta região fique menor se diminuirmos o raio do ânodo.

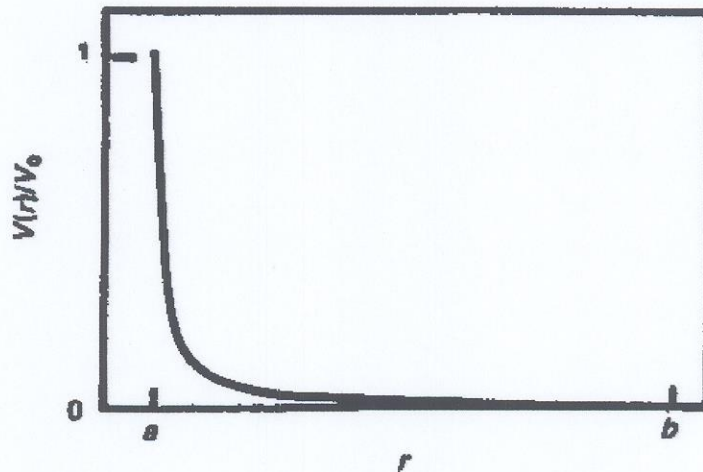


Figura 2.8. Dependência radial do potencial em um detector coaxial [Dunlap,1988].

Mas, a probabilidade de uma ionização acontecer muito perto do ânodo é extremamente pequena. O resultado é que preferencialmente todos os elétrons se deslocam ao potencial V_0 ; de modo similar, preferencialmente todos os íons vão para um potencial próximo a zero. Um outro tipo de câmara de ionização, a câmara de ionização gradeada, é mostrado na Figura 2.9.

Na câmara de ionização o tamanho do pulso de saída é pequeno. Ela pode ser usada, entretanto, para a detecção de partículas de energia na região de MeV.

A escolha do gás usado para preencher esses detectores depende do que estamos interessados em detectar. Para a maioria das aplicações, um dos gases nobres argônio, criptônio ou xenônio, são geralmente utilizados em maior proporção.

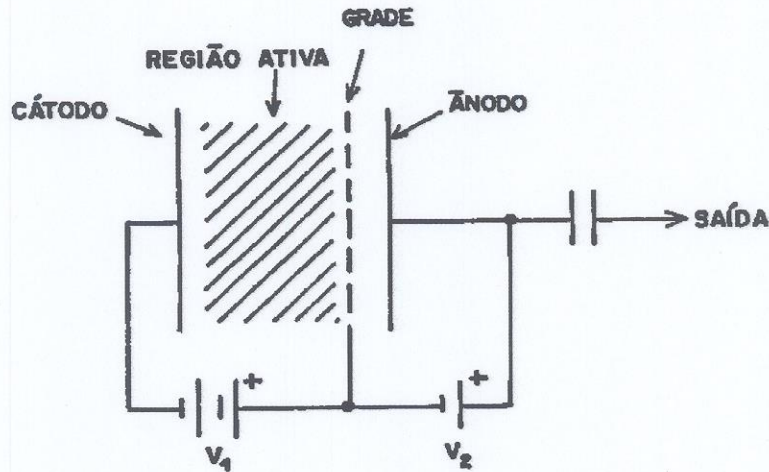


Figura 2.9. Câmara de ionização com grade [Dunlap,1988].

2.4.2. Filmes dosimétricos

A radiação ionizante ou a luz visível têm a propriedade de afetar um filme [Johns,1983; Khan,1994]. O filme radiográfico consiste de uma base de filme transparente (acetato de celulose ou resina de poliéster) coberta com uma emulsão contendo cristais de brometo de prata muito pequenos. Quando a radiação interage com estes cristais, eles se tornam mais suscetíveis à mudança química e formam o que é chamado de imagem latente. Quando o filme é revelado, os cristais afetados pela radiação são reduzidos a pequenos grãos de prata metálica. O filme é então fixado; quando o brometo de prata não afetado é desativado, deixando o filme limpo em seu lugar. A prata metálica, que não é afetada pelo fixador, causa o enegrecimento do filme nas áreas que foram expostas à radiação. Então, o

grau de enegrecimento de uma área do filme depende da quantidade de prata livre depositada e, conseqüentemente, da energia absorvida da radiação.

A concentração de grãos de prata metálica é medida pela determinação da densidade óptica do filme, usando um densitômetro.

2.4.2.1. Densitômetro

O densitômetro é formado por uma lâmpada e um medidor de intensidade de luz. A amostra a ser estudada é colocada entre estes componentes, de forma que o medidor possa avaliar sua densidade óptica. Na prática, um sistema óptico concentra a luz da lâmpada num diâmetro de cerca de 2 mm. O medidor utilizado é um tubo fotomultiplicador munido de um amplificador. Este faz funcionar um amperímetro, cuja leitura indica a intensidade de luz recebida pelo fotomultiplicador.

A luz da fonte passa através de uma tela difusora e incide sobre uma pequena abertura localizada logo abaixo do filme em teste. A luz transmitida através do filme (I_t) é medida por uma fotocélula colocada sobre o filme. Este detector é colocado de forma a coletar toda a luz que vem da pequena abertura. A leitura desta luz é comparada com o valor obtido da quantidade de luz coletada sem o filme (I_0) e a densidade óptica é calculada do $\log (I_0/ I_t)$ usando a equação

$$DO = \log (I_0/ I_t)$$

Em dosimetria, a grandeza de interesse é geralmente a densidade óptica líquida, que é obtida pela subtração da leitura do padrão (densidade óptica do filme processado não exposto à radiação) da densidade óptica medida do filme exposto à radiação.

Um registro da densidade óptica líquida como função da exposição de radiação ou dose é chamado de curva sensitométrica. Se um filme é exposto na região não linear, devem ser feitas correções para converter densidade óptica em dose.

O filme é bem estabelecido como um método de medida de distribuição de feixes de elétrons, mas seu uso para dosimetria de fótons é relativamente limitado. Por causa do efeito

fotoelétrico depender do número atômico ao cubo, a prata ($Z = 45$) na emulsão do filme absorve radiações abaixo de 150 keV fortemente pelo processo fotoelétrico. Como a maioria dos feixes clínicos contém um componente espalhador de fótons de baixa energia, a correlação entre DO e dose se torna tênue. Além disso, o filme sofre vários erros potenciais tais como mudanças nas condições de processamento, diferenças nas emulsões interfilmes e artefatos causados por ar junto ao filme embalado. Por estas razões, a dosimetria absoluta com filme é impraticável, no entanto, ele é muito usado para observar campos de radiação, coincidência de campo radioativo com luminoso, planura de campo e simetria e, também, para obtenção rápida de dados sobre a distribuição da radiação.

2.4.3. Dosímetros termoluminescentes

2.4.3.1. O processo de termoluminescência - TL

Os materiais inorgânicos cintiladores quando expostos à radiação ionizante emitem luz na forma de fluorescência instantânea. Os fótons de cintilação são emitidos quando os pares de elétron-lacuna, que foram criados pela radiação incidente, se recombinam no local ativador. Estes materiais são mantidos propositalmente livres de outras impurezas e defeitos para maximizar o rendimento de emissão instantânea de luz de cintilação.

Uma classe diferente de cristais inorgânicos, conhecida como *dosímetros termoluminescentes* (TLDs), é baseada em um processo oposto. Em vez de promover a recombinação rápida de pares de elétron-lacuna, são usados materiais com altas concentrações de armadilhas dentro da banda proibida. Como ilustrado na Figura 2.10, o processo desejado é tal que os elétrons são elevados da banda de valência para a de condução pela radiação incidente, mas são então capturados em umas das armadilhas. Se a distância entre o nível de energia da armadilha e a banda de condução for suficientemente grande, há apenas uma pequena probabilidade por unidade de tempo, à temperaturas normais, que o elétron escape da armadilha, sendo excitado térmicamente à banda de condução. Então, a exposição de um material a uma fonte contínua de radiação, embora não resultando em um rendimento significativo de luz de cintilação, conduz à um aumento progressivo de elétrons aprisionados [Knoll, 1989].

As lacunas também podem ser aprisionadas em um processo análogo. Uma lacuna original criada pela radiação incidente pode migrar pelo cristal até alcançar uma armadilha de lacuna com uma energia um pouco maior que a do limite da banda de valência. Se esta diferença de energia for suficientemente grande, a lacuna não migrará mais adiante e é então presa em uma determinada posição, a menos que seja adicionada energia térmica ao cristal. Uma amostra de material TL funcionará então como um detector integrativo, no qual o número de elétrons e lacunas aprisionados é uma medida do número de pares de elétron-lacuna formados pela exposição à radiação.

Depois do período de exposição, as armadilhas podem ser medidas também pelo processo ilustrado na Figura 2.10. A amostra de material TL é colocada em uma base aquecida, ou então a própria amostra é aquecida, e sua temperatura é elevada gradualmente. Em uma temperatura que é determinada pelo nível de energia da armadilha, os elétrons aprisionados podem absorver energia térmica suficiente, de forma que eles são re-excitados de volta à banda de condução. Assumindo que esta temperatura seja mais baixa que a necessária para as lacunas aprisionadas, os elétrons liberados migram então para próximo às lacunas aprisionadas onde eles podem se recombinar com a emissão de um fóton. Alternativamente, se as lacunas são libertadas a uma temperatura mais baixa, elas podem migrar para um elétron aprisionado e a recombinação deles também resulta em um fóton emitido. Em ambos os casos, se a diferença de energia for aproximadamente 3 ou 4 eV, os fótons emitidos estão na região visível e são a base do sinal TL. Idealmente, um fóton é emitido por armadilha. Então, o número total de fótons emitidos pode ser usado como uma indicação do número original de pares de elétron-lacuna criados pela radiação.

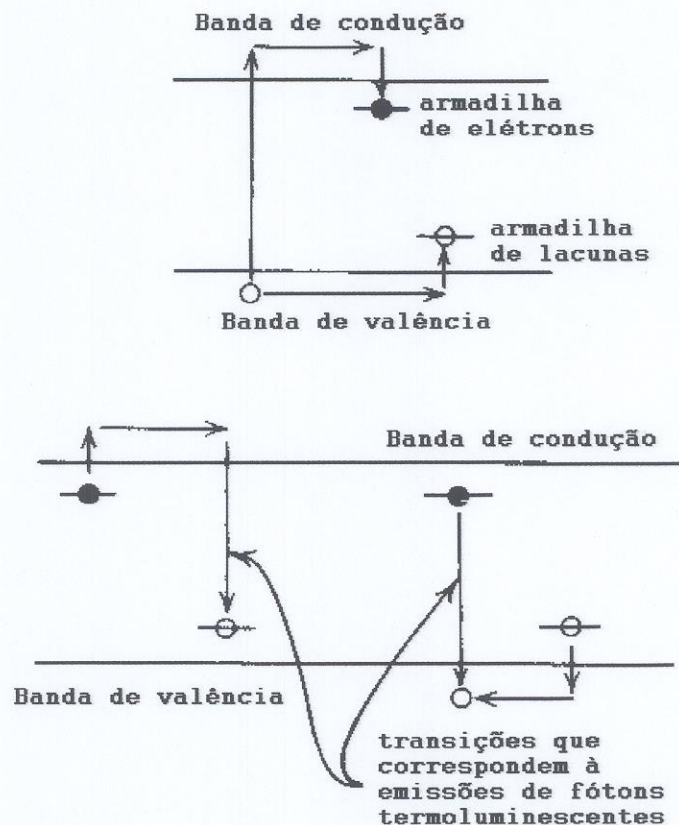


Figura 2.10. O diagrama superior representa a formação de um par de elétron-lacuna em um material TL, conduzindo a uma população de armadilhas de lacuna e de elétrons. O diagrama inferior ilustra os dois modos possíveis de recombinação quando a temperatura é elevada, conduzindo à emissão de um fóton de termoluminescência [Knoll,1989]

O sinal TL é obtido usando um sistema aquecedor no qual a amostra pode ser aquecida até temperaturas da ordem de 300 a 400°C e a quantidade de luz emitida é captada por um tubo fotomultiplicador. O rendimento fotônico é registrado como uma função da temperatura da amostra em uma curva de intensidade do tipo mostrada na Figura 2.11. O sinal básico relacionado à exposição de radiação é o número total de fótons emitidos, ou a área abaixo da curva de intensidade. Se a amostra é aquecida a uma temperatura relativamente alta, todas as armadilhas são esvaziadas e a exposição registrada na amostra é “zerada”. Os materiais TL têm uma vantagem prática de reciclabilidade, e uma única amostra pode ser usada muitas vezes.

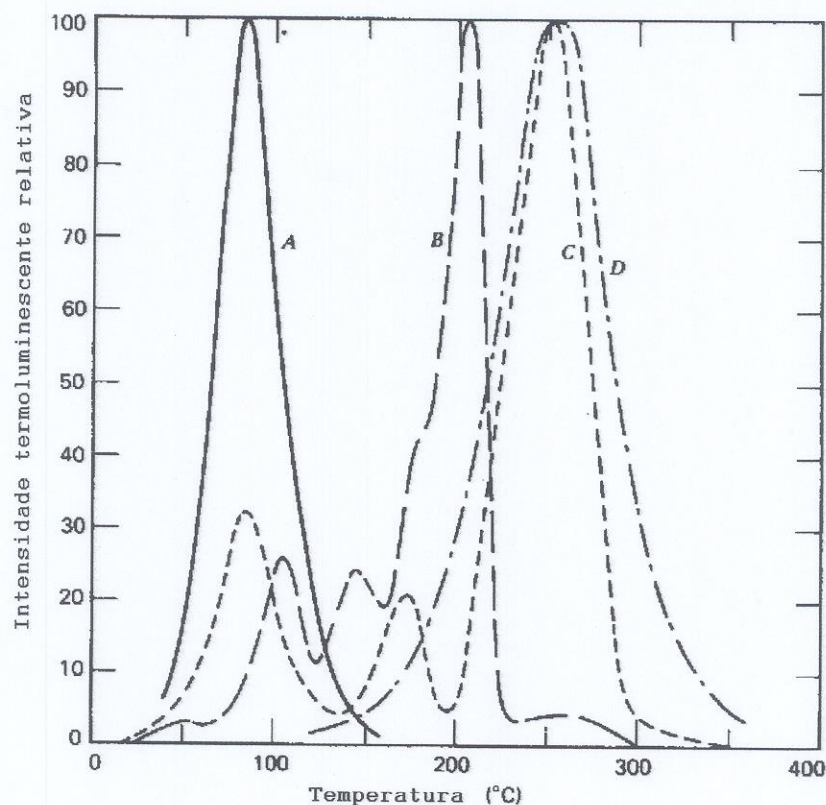


Figura 2.11. Curvas típicas de intensidade de termoluminescência normalizadas à mesma intensidade máxima. Os materiais são **A**- $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$; **B**- LiF ; **C**- CaF_2 ; e **D**- $\text{CaF}_2:\text{Mn}$. As características destas curvas dependerão dos procedimentos de tratamento térmico, nível de exposição de radiação e taxa de aquecimento durante o estágio de leitura [Fowler e Attix, 1966].

2.4.3.2. Materiais Termoluminescentes

Alguns materiais populares consistem de cristais aos quais uma concentração pequena de impureza foi acrescentada como um ativador (por exemplo, $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$, onde Manganês é o ativador). Outros não requerem a adição de um ativador, onde as armadilhas são criadas pelas impurezas inerentes e defeitos no cristal. Na escolha de materiais TL tem que se levar em conta a profundidade da armadilha e número atômico do material. Se a energia do nível das armadilhas é muito próxima da energia do limite da banda proibida (como no $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$), o número de armadilhas por unidade de exposição pode ser muito grande. Então, este material pode ser fabricado com uma tal sensibilidade de exposição tão

baixa quanto $0.2 \mu\text{Gy}$ (2×10^{-5} rads). As armadilhas rasas são instáveis à temperaturas ambientes e, por este motivo, o material mostra um decaimento térmico considerável do sinal, podendo perder até 85% das cargas armadilhadas ao longo de alguns dias. Entretanto, outros materiais como $\text{CaF}_2:\text{Mn}$, $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ e $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com armadilhas um pouco mais profundas, são mais indicados para exposições a longo prazo, embora comparativamente a sensibilidade deles seja várias ordens de magnitude menor do que a do $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$. A Figura 2.11 mostra a curva de emissão de diferentes materiais.

De todos os materiais TL, o $\text{LiF}:\text{Mg,Ti}$ (TLD-100) se tornou o mais popular devido ao seu decaimento térmico quase desprezível à temperatura ambiente e seu número atômico efetivo baixo, que não difere muito do ar ou do tecido humano. A energia depositada no LiF é, portanto, comparável a uma exposição de raios gama ou de dose equivalente sobre uma grande variedade de energia dos gamas. Para materiais TL com número atômico mais alto, as probabilidades de interações fotoelétricas intrínsecas ampliam a resposta para raios X ou raios gama de baixa energia.

Na Figura 2.12, a resposta relativa para 1 R de exposição de raios gama é registrada para vários materiais TL diferentes. Só a curva para o LiF permanece razoavelmente constante sobre a variação de energia dos fótons. Pastilhas pequenas de LiF entraram assim em uso popular como dosímetros pessoais. Estes tipos de TLD estão substituindo crachás de filmes fotográficos gradualmente em muitas situações, porque as exposições podem ser medidas diretamente pelo usuário sem a necessidade de revelação fotográfica do filme, e os dosímetros podem ser usados de novo muitas vezes quando tratados à temperaturas adequadas.

Devido à grande variedade entre amostras e métodos de aquecimento, os valores absolutos da dose de radiação, normalmente, são determinados submetendo uma amostra a uma exposição de raios gama conhecida. O limite mínimo de detecção do LiF (TLD-100) é aproximadamente $100 \mu\text{Gy}$ (10^{-2} rad), e os sinais permanecem lineares com a dose até aproximadamente 10 Gy (10^3 rad). Para doses mais altas, o material apresenta um aumento da não-linearidade da resposta por unidade de exposição. Um comportamento conhecido como *supralinearidade*.

Devido ao fato de que o Lítio natural contém 7,4% de ${}^6\text{Li}$, detectores TL feitos de LiF são também sensíveis a nêutrons lentos através da reação (n, α) . Esta resposta pode ser aumentada usando Lítio enriquecido com ${}^6\text{Li}$, ou suprimida usando Lítio que consiste completamente do isótopo ${}^7\text{Li}$. Detectores TL sensíveis a nêutrons rápidos também foram fabricados cobrindo as amostras com um material como Al_2O_3 com polietileno.

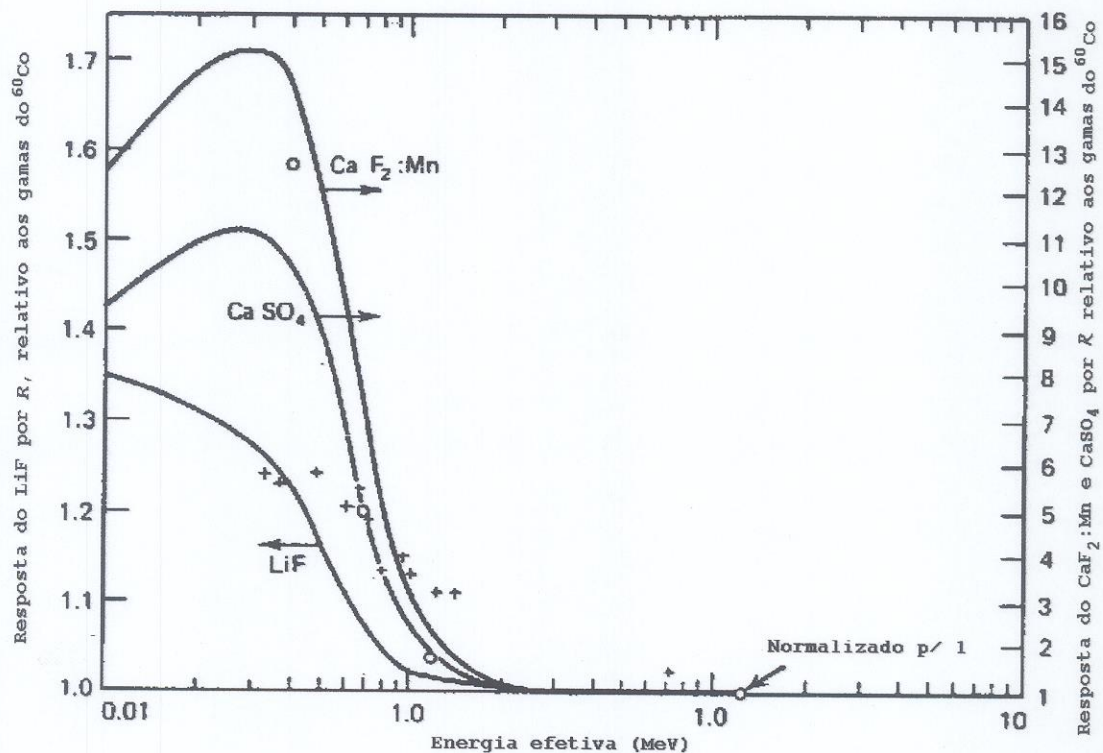


Figura 2.12. Variação da resposta TL do LiF em função da energia do raio gama por roentgen. As curvas são calculadas a partir da probabilidade de interação do raio gama, assumindo uma resposta constante por unidade de dose absorvida no material TL. (o) são medidas experimentais para o $\text{CaF}_2:\text{Mn}$, (+) são medidas para o LiF [Fowler, 1966].

2.4.3.3. Leitores termoluminescentes

A Figura 2.13 ilustra esquematicamente a instrumentação da leitora de TLD, geralmente utilizada em medidas para fins de pesquisa [Horowitz,1984]. O material termoluminescente é colocado numa prancheta ou placa que é aquecida intensamente. Em alguns casos, o aquecimento é a gás ou radiofrequência.

Os dosímetros termoluminescentes são normalmente aquecidos em uma atmosfera de gás N_2 inerte durante a leitura. A temperatura da prancheta é controlada através de um termopar em contato com a sua superfície. A luz emitida pelo fósforo atravessa um sistema óptico constituído de lentes coletoras e um filtro infravermelho que focaliza a luz no fotocátodo de uma fotomultiplicadora.

Na técnica de contagem dos fótons, o pulso da fotomultiplicadora (devido à interação única do fóton emitido pelo TLD com o fotocátodo) é amplificado uma vez mais e é conduzido ao discriminador (para eliminar pulsos devido ao ruído) antes de ser analisado por um analisador multicanal. A curva de emissão (contagem do número de fótons do TLD em função do tempo) é transferida para um contador para sua análise. Na técnica mais comum (integração de carga) a corrente de saída da fotomultiplicadora (proporcional à quantidade de luz que atinge o fotocátodo) é amplificada, conduzida a um integrador e registrada.

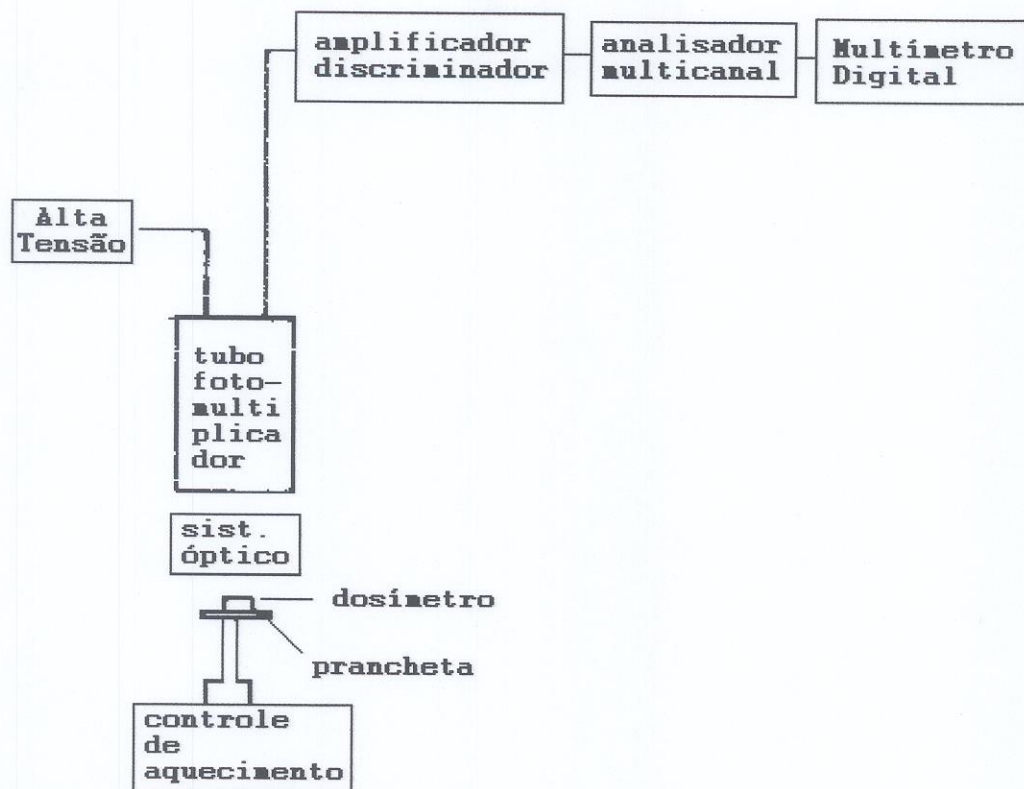


Figura 2.13. Esquema de uma leitora de TLDs [Horowitz, 1984].

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

Foram utilizados para a dosimetria os seguintes materiais: filmes dosimétricos, detectores termoluminescentes e simuladores de tecido.

3.1.1. Filmes dosimétricos

Filmes dosimétricos, Kodak tipo X-Omat V, foram usados para medir dose relativa profunda, distribuição de dose no plano de tratamento e para observar a distribuição de dose em toda a espessura de interesse, colocando-os entre as fatias do simulador antropomórfico.

3.1.2. Detectores termoluminescentes

Dosímetros termoluminescentes de LiF (TLD-100, 3,1 x 3,1 x 0,9 mm³) fabricados pela Harshaw Bicron foram usados para medidas in vivo da dose absorvida na superfície da pele do paciente.

3.1.3. Simuladores

Dois simuladores de tecido foram utilizados: um de água plástica no formato de placas planas de várias espessuras e outro o antropomórfico. Suas características são dadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1. Características dos simuladores^a

Tipo	Material	Densidade	C _{pl}
Placas planas (30x30) cm ²	Poliestireno branco	1,060 g/cm ³	0,981 ^b
Antropomórfico: simulador SB-U (Kyoto, Japan) (tronco)	Esqueleto humano envolvido em plástico equivalente ao tecido	Plástico eq.: 1,06 g/cm ³	---
Bolus	Gel equivalente ao tecido, sólido e homogêneo	1,03 g/cm ³	---

^a Composição dos materiais ver referência ICRU Rep. 44, 1989.

^b Valor obtido da referência Fernandez, 1996.

C_{pl} é o fator de ajuste para alcances e profundidades obtidos com diferentes plásticos para água.

3.2. Equipamentos

3.2.1. Câmaras de ionização

Uma câmara de ionização cilíndrica e uma câmara de ionização de placas paralelas foram usadas para medir dose em relação à profundidade no simulador de água plástica. Os eletrômetros usados com estas câmaras foram respectivamente: um Standard Imaging, tipo CDX-2000 (E.U.A) e um eletrômetro Victoreen modelo 500 (E.U.A), pertencente ao HCFMUSP. A Tabela 3.2.1 apresenta as principais características das câmaras utilizadas na dosimetria do feixe de elétrons.

Tabela 3.2.1. Características das câmaras de ionização utilizadas na dosimetria do feixe de elétrons.

Fabricante		N.E.	PTW
Tipo		Dedal - "Farmer"	Placas Paralelas - "Markus"
Modelo		2505/3	w23.343
Volume nominal (cm ³)		0,6	0,055
Material da parede e espessura (g/cm ³)		Grafite 0,065	PMMA ^d ---
Material da capa de equilíbrio eletrônico e espesura (g/cm ²)		PMMA 0,551	PMMA 0,500
Raio da cavidade (mm)		3,15	---
Eletrodo	Diâmetro (mm)	---	5,3
	Material	Alumínio	Poliestireno grafitado
	Espaçamento (mm)	---	2
Janela	Material	---	Folha de polietileno com grafite
	Espessura (mg/cm ²)	---	102
Largura do anel de guarda (mm)		---	0,2
K _m		0,982	---
K _{att}		0,992	---
N_k^{ref} (mGy/ue)		41,426 ^o	---
$N_{D,ar}^{ref}$ (mGy/ue)		40,76	---

^o Valor do fator de calibração da câmara, em termos de kerma no ar, realizada pelo Laboratório de Calibração de Dosímetros Clínicos do IPEN.

^d PMMA: polimetil-metacrilato, conhecido como Lucite, acrílico.

3.2.2. Leitores termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes (TLD) foram analisados em uma leitora de TLD Harshaw Bicron modelo 5500, E.U.A., pertencente ao Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do IPEN/CNEN-SP.

3.2.3. Forno microondas

Para o tratamento térmico dos TLDs foi utilizado um forno microondas modelo MAS-7000, marca CEM, E.U.A., pertencente ao Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN/CNEN-SP.

Os tratamentos de reutilização dos dosímetros efetuados foram de 400 °C durante uma hora, seguido de 100 °C durante duas horas, com resfriamento rápido.

3.2.4. Densitômetro

Para a medida da densidade óptica, foi utilizado um densitômetro fabricado pela Victoreen, E.U.A.

3.2.5. Acelerador de elétrons

Foi utilizado o acelerador linear de elétrons CLINAC modelo 2100 C pertencente ao Hospital Beneficência Portuguesa, fabricado pela Varian, Inc. Os parâmetros de radiação são os mostrados na Tabela 3.2.2.

Tabela 3.2.2. Características do feixe de elétrons utilizado na dosimetria

	Distância fonte-superfície 100 cm (convencional)	Distância fonte-superfície 283 cm (proposta)
Energia nominal	4 MeV	4 MeV
$E_{p,0}$ ^a	4,36 MeV	3,55 MeV
Taxa de dose	240 UM/min	400 UM/min
Tamanho de campo	Cone 10 x 10 cm ²	34 x 34 cm ² ^b

^a $E_{p,0}$ é a energia mais provável do feixe na superfície do simulador

^b Utilizando o acessório para TBI e⁻ (irradiação de corpo inteiro com elétrons)

3.2.6. Fonte de ^{60}Co

Para a intercomparação dos detectores utilizados na dosimetria foi utilizada uma fonte de radiação gama de ^{60}Co , com $1,26 \times 10^{14}$ Bq (3397 Ci) de atividade em 07/03/00, taxa de dose igual a 112,2 cGy/min na distância de 80 cm, no dia da calibração, pertencente ao Serviço de Radioterapia do Hospital Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência.

3.3. Métodos

3.3.1. Dosimetria de elétrons

Para a realização da dosimetria utilizou-se uma câmara de ionização cilíndrica, uma câmara de placas paralelas, filmes dosimétricos e simuladores de tecido cujas especificações encontram-se nas Tabelas 3.1 e 3.2.

Trimestralmente, foram realizadas medidas da porcentagem de dose profunda para verificação da energia do feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV, para distância foco-superfície igual a 100 cm e taxa de dose igual a 240 UM/min (onde UM é o número de unidades monitoras que devem ser colocadas no acelerador para que ele libere a quantidade de radiação desejada) e semanalmente, foram realizados estudos da variação do rendimento do feixe de elétrons de 4 MeV, nas mesmas condições de medida da verificação de energia, para verificar a estabilidade deste feixe [IAEA,1987].

Estas medidas foram realizadas com uma câmara de ionização cilíndrica introduzida no simulador de poliestireno branco, na profundidade de equilíbrio eletrônico do feixe de elétrons de 4 MeV (0,7 cm) e distância foco-superfície igual a 100cm.

Com a análise destes dados pôde-se iniciar a dosimetria para irradiação de toda a pele com o referido feixe de elétrons numa distância foco-superfície, DFS, de tratamento igual a 283 cm e taxa de dose igual a 400 UM/min, conforme Figura 3.4.

3.3.1.1. Características físicas do feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV na distância de tratamento

O feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV do acelerador Clinac 2100C na distância foco-superfície de tratamento convencional, que é de 100 cm, apresenta energia mais provável ($E_{p,0}$) igual a 4,36 MeV. Para realizar a dosimetria para o tratamento proposto, foi necessário medir a energia deste feixe na distância de tratamento sugerida (283 cm), para irradiar uma área de 120 x 120 cm.

A determinação da energia foi realizada nas condições da Figura 3.4 utilizando: filmes, câmara de ionização cilíndrica e câmara de ionização de placas planas e paralelas. Estes detectores foram colocados no simulador de poliestireno branco (cuja densidade é próxima à da água) e, variando a espessura do simulador na frente dos dosímetros, obteve-se a variação percentual da dose absorvida em função da profundidade, como veremos no capítulo 4.

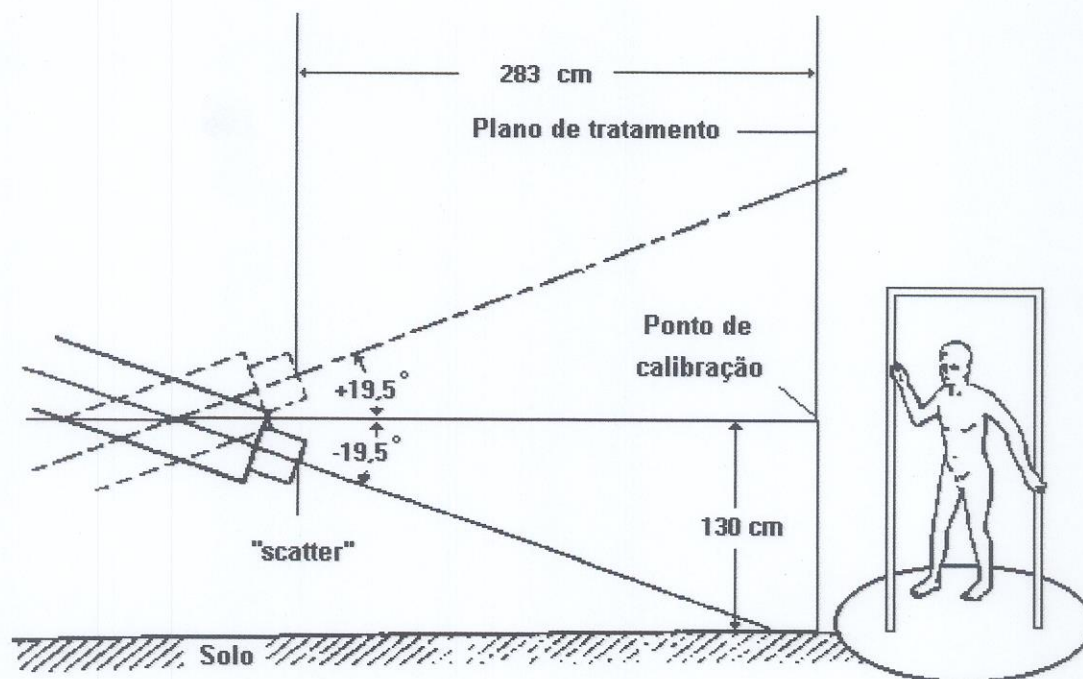


Figura 3.4. Arranjo geométrico do posicionamento do paciente para dois campos angulados [AAPM, 1988]

Como o simulador utilizado foi o poliestireno branco, ao invés de água, devido à geometria do tratamento e por ser mais preciso na variação da profundidade, foi necessário transformar os valores obtidos dos alcances no poliestireno ($R_{\text{poliestireno}}$) para água ($R_{\text{água}}$). Para tal, utilizou-se a seguinte equação [IAEA,1997]:

$$R_{\text{água}} = R_{\text{poliestireno}} \times 0,981 \quad (3.1)$$

A Figura 2.3 mostra como se obtém o alcance prático (R_p) num meio, a partir de uma curva de dose profunda característica do feixe em questão.

Usando o valor de $R_{p(\text{água})}$ na equação 3.2, determinou-se a energia mais provável na superfície do simulador, $E_{p,0}$ [NACP,1980].

$$E_{p,0}[\text{MeV}] = 0,22 + 1,98R_p + 0,0025(R_p)^2 \quad (3.2)$$

Esta equação é válida para campos de radiação grandes, o alcance prático, R_p (em cm), pode ser determinado através da medida de distribuição de dose absorvida ou ionização profunda em distâncias fonte-superfície maiores ou iguais a um metro.

3.3.1.2 Distribuição de dose no plano de tratamento

Medidas da homogeneidade do feixe foram realizadas a partir de filmes colocados sobre uma das faces de uma placa de madeira de 1,4 m x 2 m. Este aparato foi disposto perpendicularmente ao chão e irradiado com o *gantry* (é a unidade totalmente rotacional do Clinac que emite o feixe de tratamento, onde em sua parte superior está o acelerador linear e na parte inferior o contrapeso) em três angulações diferentes sendo que para cada uma, os filmes recebiam dois feixes de radiação (um acima e outro abaixo do eixo transversal ao plano medido): ± 20 graus, $\pm 19,5$ graus, ± 19 graus, em relação ao centro do aparato. A partir da leitura destes filmes no densitômetro óptico, obtiveram-se os gráficos dos eixos vertical e horizontal para os respectivos ângulos do *gantry*. A angulação mais adequada para o par de feixes de radiação que incidirá no paciente em cada posição da sua rotação sobre a base

giratória foi escolhida comparando as distribuições de dose nos eixos X e Y do plano de tratamento obtidas nestas figuras.

A curva sensitométrica destes filmes dosimétricos foi obtida para que fosse possível verificar a linearidade da densidade óptica com a dose monitora utilizada na dosimetria. Os filmes foram dispostos sobre um suporte de madeira e irradiados a 283 cm com feixe de elétrons com $E_{p,0} = 3,45$ MeV, com taxa de dose de 400 UM/min e doses no intervalo entre 5 e 110 cGy.

3.3.1.3 Intercomparação dos detectores utilizados na dosimetria

Para utilizar a câmara de placas paralelas na determinação de valores absolutos, foi necessário calibrá-la, o que significa determinar sua resposta a uma exposição ou taxa de exposição conhecida, envolvendo o uso de pelo menos um instrumento padrão ou de referência. Para tanto, a câmara de placas planas e paralelas foi calibrada por comparação com uma câmara cilíndrica (descritas na Tabela 3.2) previamente calibrada no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN/CNEN. A intercomparação foi realizada com o feixe de elétrons de 16 MeV e com fonte de ^{60}Co , Figura 3.5 [IAEA,1994; IAEA,1997; ICRU,1984].

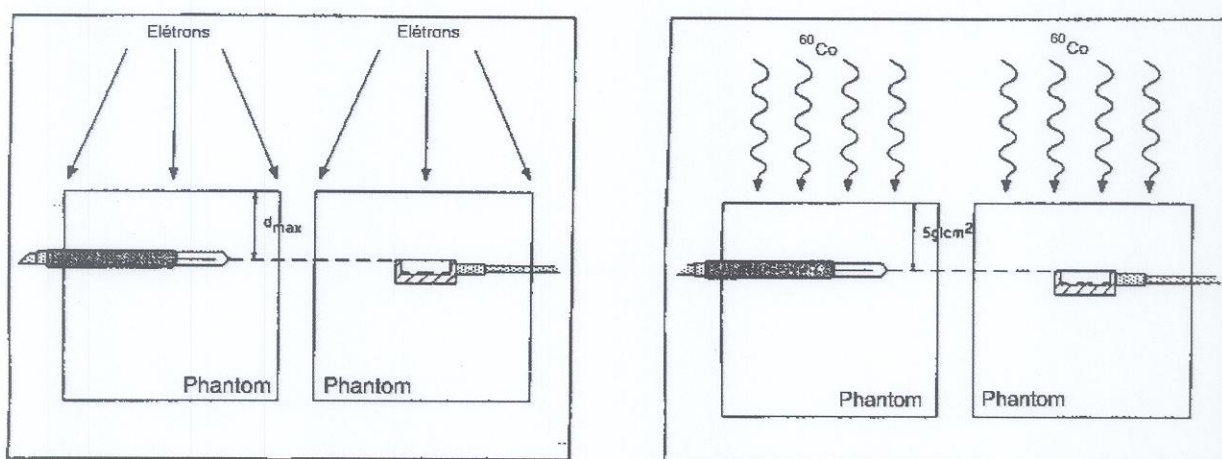


Figura 3.5. Geometria utilizada para intercomparar as câmaras de ionização cilíndricas e de placas paralelas [AAPM,1994]

As condições de medida foram: P = 695,3 mm Hg; T = 22,7°C; umidade relativa do ar de 65%; cone 10x10 cm para elétrons e campo 10x10 cm para Cobalto; DFS = 100cm. Foram utilizadas as câmaras de ionização cilíndricas e de placas planas e paralelas, conforme descrito na Tabela 3.2. Para a estabilização dos sistemas eletrômetros+câmaras, eles foram ligados 30 minutos antes de iniciar as medidas [ICRU,1973].

No caso do cobalto, as leituras foram corrigidas para o tempo de posicionamento da fonte; para tal, o feixe foi interrompido a cada 0,25 minutos.

Utilizou-se a seguinte correção da resposta do dosímetro devido à temperatura e pressão [IAEA,1987]:

$$L_c = L \times \left(\frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \right) \times \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (3.3)$$

onde: temperatura absoluta de referência, $T_0 = 20 \text{ }^\circ\text{C}$; pressão de referência $P_0 = 760 \text{ mm Hg}$; T e P são respectivamente temperatura e pressão no ambiente de medida; L = leitura com as câmaras de ionização e L_c = leituras com as câmaras corrigidas para pressão e temperatura.

O efeito polaridade [AAPM,1991], definido como a diferença entre os valores absolutos das leituras com polaridade positiva e negativa dividido pelo valor médio de todas as leituras, foi calculado de acordo com a equação:

$$\Delta M/M = \frac{|M_+| - |M_-|}{|M_+| + |M_-|} \quad (3.4)$$

Segundo o protocolo IAEA Rep. 381, deve - se realizar a intercomparação em um feixe de elétrons com uma energia alta suficiente para minimizar o efeito da perturbação na cavidade da câmara referência na profundidade de referência. Seguindo esta recomendação, optou-se pela utilização da medida realizada no feixe de elétrons de 16 MeV.

A relação entre a câmara cilíndrica de referência e a câmara de placas paralelas pelo método de feixe de elétrons é [IAEA,1987; IAEA,1997; NACP,1981]:

$$N_{D,ar}^x = N_{D,ar}^{ref} \cdot \frac{M^{ref}}{M^x} \cdot \frac{P_{parede}^{ref} \cdot P_{cav}^{ref} \cdot P_{cel}^{ref}}{P_{parede}^x \cdot P_{cav}^x \cdot P_{cel}^x} \quad (3.5)$$

onde: M^{ref} e M^x são as leituras médias obtidas das câmaras de ionização cilíndrica de $0,6\text{cm}^3$ e de placas paralelas, respectivamente, corrigidas para efeito polaridade, que no caso, é desprezível; recombinação de íons (mede-se alternando a tensão da câmara); pressão e temperatura; P_{parede}^{ref} que corrige a não equivalência do material da parede da câmara cilíndrica para o meio; $P_{cav}^{ref} = 1 - 0,02155 r e^{-0,1224 \bar{E}_z}$, fator de correção para efeitos relacionados à cavidade de ar, que fazem a fluência de elétrons dentro da cavidade diferente daquela no meio sem cavidade, para câmara cilíndrica; P_{cel}^{ref} que é a correção para os efeitos do eletrodo central de uma câmara de ionização cilíndrica durante medidas em feixes de fótons e elétrons de alta energia; $P_{parede}^x \cdot P_{cav}^x$ [Van Der Plaetsen,1984]; P_{cel}^x para câmara de placas paralelas e $N_{D,ar}^{ref} = 40,76\text{mGy} / \text{ue}$, (Tabela 3.2.1).

3.3.1.4 . Dose absorvida na água devido a um feixe de elétrons

Utilizando a câmara de placas paralelas calibrada na seção anterior, medimos a dose liberada na água devido a um feixe de elétrons (Q) incidindo perpendicular ao plano de tratamento, numa profundidade z de referência, $D_{w,Q}(z_{ref})$ [IAEA,1997]:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,ar}^{pp} (\bar{s}_{w,ar})_Q (p_{cav} p_{parede})_Q \quad (3.6)$$

onde: $M_Q = L f_{p,t} p_s h_m$, leitura média obtida do eletrômetro por unidade monitora do acelerador (L/UM) com correções para pressão e temperatura ambiente ($f_{p,t}$), para recombinação de íons (p_s), e fluência dos elétrons na água em relação ao poliestireno branco (h_m); $(\bar{s}_{w,ar})_Q$ que é a razão do poder de freamento dos elétrons da água para o ar; $(p_{cav} p_{parede})_Q$ que corrige a não equivalência do material da parede da câmara para o meio e corrige os efeitos relacionados à cavidade de ar, que fazem a fluência de elétrons dentro da

cavidade diferente daquela no meio sem cavidade, para câmara de placas paralelas num feixe de elétrons.

3.3.1.5. Determinação do fator entre dois campos e um campo de radiação: R(1p:1h)

Para a determinação do fator R(1p:1h) foram usadas: uma câmara de placas paralelas na profundidade de equilíbrio eletrônico, ou dose máxima, previamente determinado (Figura 4.1), que corresponde a 6mm de simulador de poliestireno e uma câmara de ionização cilíndrica com capa de equilíbrio eletrônico, ambas descritas na Tabela 3.2, colocada na altura da cintura do simulador antropomórfico; foi dada uma taxa de dose igual a 400 UM/min e cada feixe foi liberado com uma dose monitora equivalente a 300 UM. No caso do par de feixes, o *gantry* foi angulado $\pm 19,5^\circ$ em relação ao centro de tratamento.

3.3.1.6. Determinação do fator entre seis pares de campo e um par de campo de radiação: R(6p:1p)

Para determinar R(6p:1p) foram utilizados dois métodos: uma câmara cilíndrica com capa de equilíbrio eletrônico, colocada no centro da superfície frontal do simulador antropomórfico com bolus (material feito com um plástico de densidade próxima à da água) ao seu redor, para que ficasse como se introduzida dentro do simulador antropomórfico, Figura 3.6; e a câmara cilíndrica com capa de equilíbrio eletrônico colocada na mesma posição que no método anterior, só que sem o bolus, Figura 3.7.

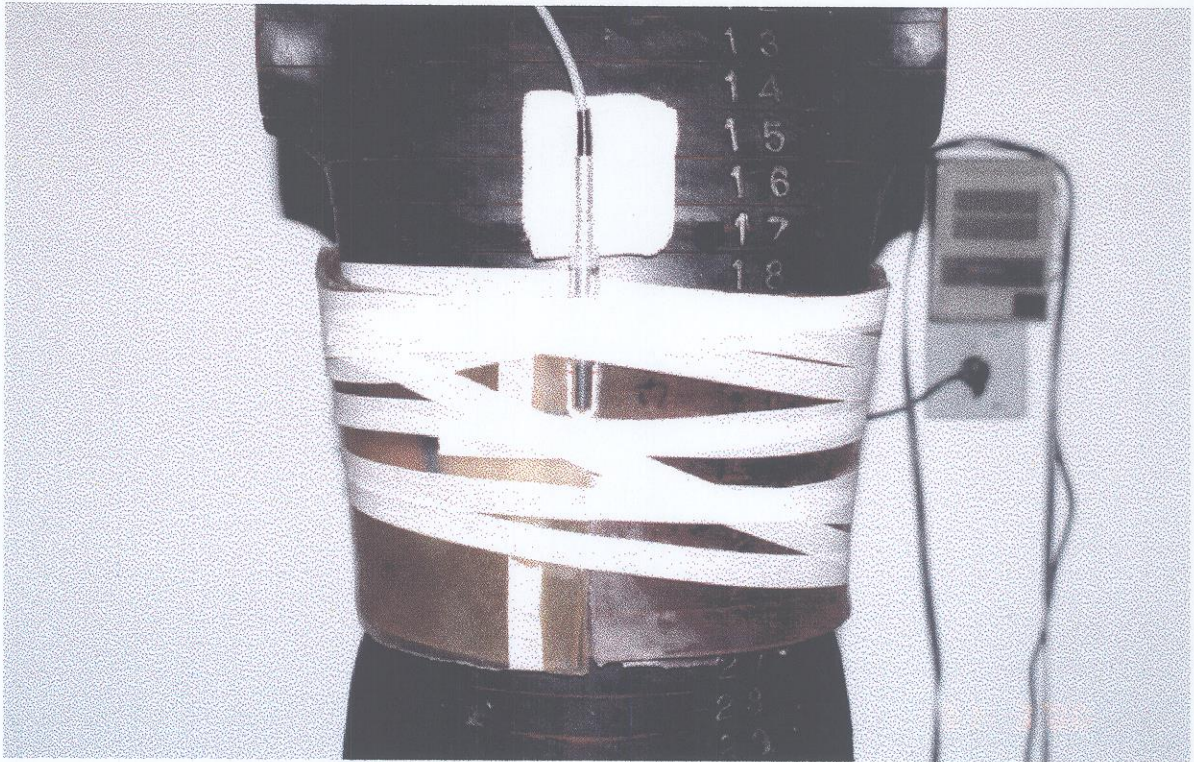


Figura 3.6. Ilustração do posicionamento da câmara de ionização cilíndrica com bolus no simulador antropomórfico.



Figura 3.7. Ilustração do posicionamento da câmara de ionização cilíndrica sem bolus no simulador antropomórfico.

3.3.1.7. Cálculo da dose monitora por feixe de radiação

A dose absorvida liberada no simulador pelos 6 pares de campos de radiação, $D(6p)$, deve ser expressa em termos de unidades monitora para um feixe horizontal, M_h , como segue [Cox,1990]:

$$D(6p) = M_h D_{w,Q}(z_{ref}) R(1p:1h)R(6p:1p) \quad (3.7)$$

onde: $D_{w,Q}(z_{ref})$ é o fator de calibração para um feixe horizontal expresso em cGy/UM, $R(1p:1h)$ e $R(6p:1p)$ são a relação entre a dose liberada por 1 par de feixes e um feixe horizontal de radiação e a relação entre os 6 pares de feixes e 1par respectivamente .

Substituindo os valores de $D_{w,Q}(z_{ref})$, $R(1p:1h)$ e $R(6p:1p)$ na equação 3.7, teremos o número de unidades monitoras (M_h) a serem colocados no aparelho para liberar uma dose equivalente, $D(6p)$, de 100 cGy no paciente.

Esta unidade monitora foi confirmada através da leitura óptica de um filme colocado na altura da cintura do simulador antropomórfico e irradiado com os 6 pares de feixes.

3.3.1.8. Dose devida à contaminação por raios-X

No final da curva de dose profunda, Figura 4.1, podemos observar a contribuição por bremsstrahlung no feixe de elétrons. Este tipo de radiação não é desejável para o paciente, pois é mais penetrante e será absorvido após a área que se pretende tratar, irradiando assim órgãos sadios.

Para verificar a dose acumulada devido à contaminação por raios-X, a câmara cilíndrica foi colocada no simulador de poliestireno nas profundidades de equilíbrio eletrônico (0,6 cm) e a 10 cm, na distância de tratamento de 283 cm da fonte e irradiado com um feixe de elétrons de 4 MeV incidindo perpendicularmente à câmara, numa taxa de dose igual a 400 UM/min e uma dose equivalente a 500 UM em cada medida [AAPM,1988; Kase,1979]. A razão entre os valores obtidos com a câmara na profundidade

de 10 cm no poliestireno e os obtidos na profundidade de equilíbrio eletrônico são apresentados e discutidos no capítulo 4.

3.3.1.9. Utilização de dosímetros termoluminescentes (LiF) para medidas in vivo

Os dosímetros termoluminescentes estão sujeitos a uma série de erros devido ao processo de fabricação, como: diferença de massa, irregularidades do formato e outros fatores que podem influir na precisão da dosimetria. Por causa destes problemas que podem ocorrer durante a fabricação, eles devem ser previamente selecionados. Esta seleção prévia consiste em irradiar e ler os dosímetros algumas vezes para que se possa separá-los em grupos que apresentem a mesma sensibilidade em relação à dose dada.

Foram irradiados 100 TLDs, com um feixe de ^{60}Co com atividade de $1,26 \times 10^{14}$ Bq (3397 Ci) em 07/03/00 e taxa de dose igual a 112 cGy/min à 80 cm de distância e 40 TLDs foram selecionados dentro de um desvio padrão de 4%.

Precedendo cada irradiação, os dosímetros foram colocados em um recipiente de alumínio (onde cada dosímetro tem o seu lugar) e tratados termicamente a 400°C por uma hora, resfriados à temperatura ambiente e colocados numa estufa a 100°C por 2 horas e novamente resfriados à temperatura ambiente. Este processo será denominado tratamento térmico padrão. Os dosímetros pré-selecionados foram submetidos ao tratamento padrão e utilizados nas medidas in vivo nos pacientes submetidos à irradiação de toda a pele com feixes de elétrons com energia nominal de 4 MeV. Os TLDs foram distribuídos sob várias regiões da pele de 5 pacientes com micose fungóide, em cada região foram colocados grupos de 6 TLDs para se obter um valor estatisticamente melhor. Os resultados destas avaliações de dose se encontram na Tabela 4.1.9.

Trabalhos anteriores mostram que os TLDs – 100 quando submetidos ao feixe de elétrons de 4 MeV não apresentam dependência com a taxa de dose entre 100 e 500 cGy/min ; não apresentam dependência com a posição relativa à irradiação e à leitura (não sendo necessário um cuidado especial com o lado que eles são irradiados e lidos); apresentam linearidade da resposta até 100 cGy (dados obtidos experimentalmente), onde se inicia a região de supralinearidade; o sinal TL é proporcional à energia absorvida pelo cristal em feixes de elétrons com energia superior a 3 MeV [Martins, 1984].

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Dosimetria de Elétrons

Pôde-se observar que para o feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV, energia mais provável 4,36 MeV na distância foco-superfície de 100 cm, os fatores de rendimento do feixe sofrem variações menores que 3%; a variação da energia é menor que 1,5% no ano e que os valores obtidos para planura e simetria estão dentro das especificações do fabricante. Todos estes fatores tornam este aparelho muito adequado para o desenvolvimento desta técnica de tratamento para irradiação de toda a pele.

4.1.1. Características físicas do feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV na distância de tratamento

A Figura 4.1 apresenta curvas que caracterizam o feixe de 4 MeV quanto à qualidade. A partir desta figura obtém-se o alcance prático R_p (ver definição na Figura 2.3) dos elétrons na água. Embora estas medidas tenham sido realizadas no simulador de poliestireno, os valores de profundidade no poliestireno foram convertidos para água através da substituição dos seus valores na equação 3.1, portanto da Figura 4.1 determinou-se o R_p na água, em cm: $R_p=1,63$ cm. Substituindo R_p na água na equação 3.2, determinou-se a energia mais provável na superfície do simulador: $E_{p,0}=3,45$ MeV.

Comparando este valor com o obtido na distância convencional de tratamento, 100 cm: $E_{p,0} = 4,36$ MeV (ver Capítulo 3.3.1.1), podemos dizer que o feixe sofre uma degradação na energia por causa do aumento da distância de tratamento e que não obedece a lei do inverso do quadrado da distância, pois além da distância de tratamento ser muito grande, o tamanho de campo é muito maior que o convencional de dosimetria padrão (dosimetria padrão: tamanho de campo 10 cm x 10 cm, dosimetria TSI: tamanho de campo 120 cm x 120 cm).

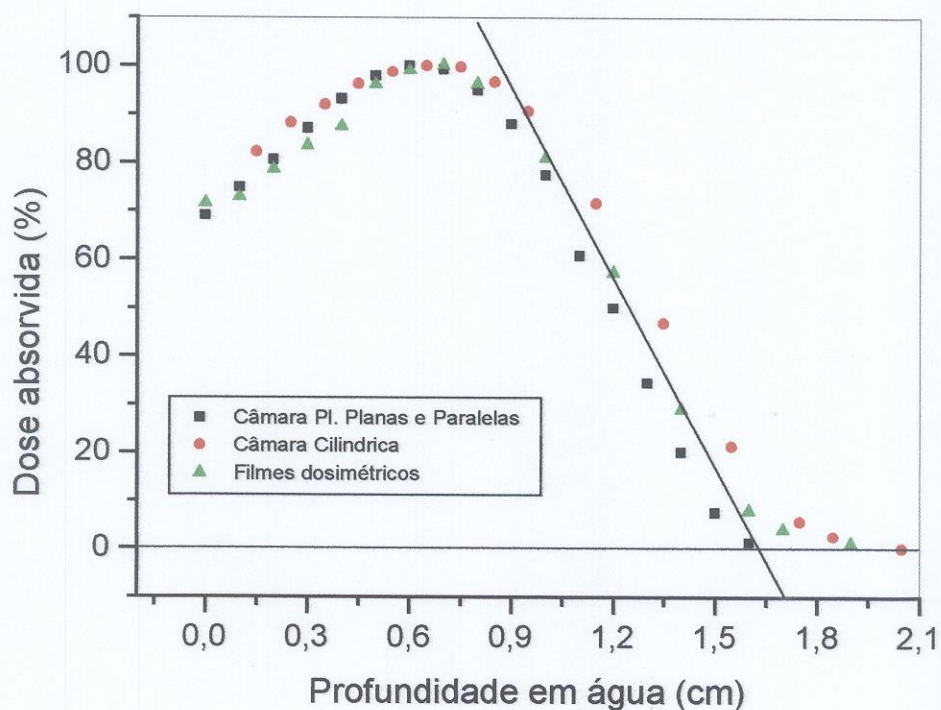


Figura 4.1. Curva de porcentagem de dose absorvida x profundidade em cm de água para feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV, com simulador de poliestireno branco, à uma distância de 283 cm do feixe e taxa de dose de 400 UM/min.

4.1.2. Distribuição de dose no plano de tratamento

A partir da leitura óptica dos filmes dosimétricos, obteve-se os gráficos dos eixos vertical e horizontal para os ângulos do *gantry*: ± 20 graus, $\pm 19,5$ graus e ± 19 graus, Figuras 4.2.a e b, 4.3.a e b e 4.4.a e b, respectivamente, que nos permite avaliar a distribuição de dose no plano de tratamento, no sentido transversal e longitudinal ao paciente.

Comparando as distribuições obtidas nas Figuras 4.2.a e b, 4.3.a e b e 4.4.a e b, escolheu-se os ângulos $\pm 19,5$ graus (*gantry* a 109,5 graus e 70,5 graus) como sendo o par de ângulos mais adequados para a técnica de tratamento proposta, por estar de acordo com o recomendado no protocolo da AAPM Rep. 23 [AAPM,1988]: o plano de tratamento de ser

um retângulo de aproximadamente 200 cm x 80 cm e dentro deste retângulo, uma uniformidade vertical de $\pm 8\%$ e uma uniformidade horizontal de $\pm 4\%$ numa área central de aproximadamente 160 cm x 60 cm.

A Figura 4.5 ilustra a curva sensitométrica que foi medida nas mesmas condições da técnica de tratamento para irradiação de toda a pele: DFS = 283 cm, gantry a 90 graus, taxa de dose igual a 400 UM/min. Esta curva mostra que os filmes dosimétricos utilizados apresentam uma relação linear da dose com a densidade óptica no intervalo de dose utilizado na dosimetria (até 100 cGy).

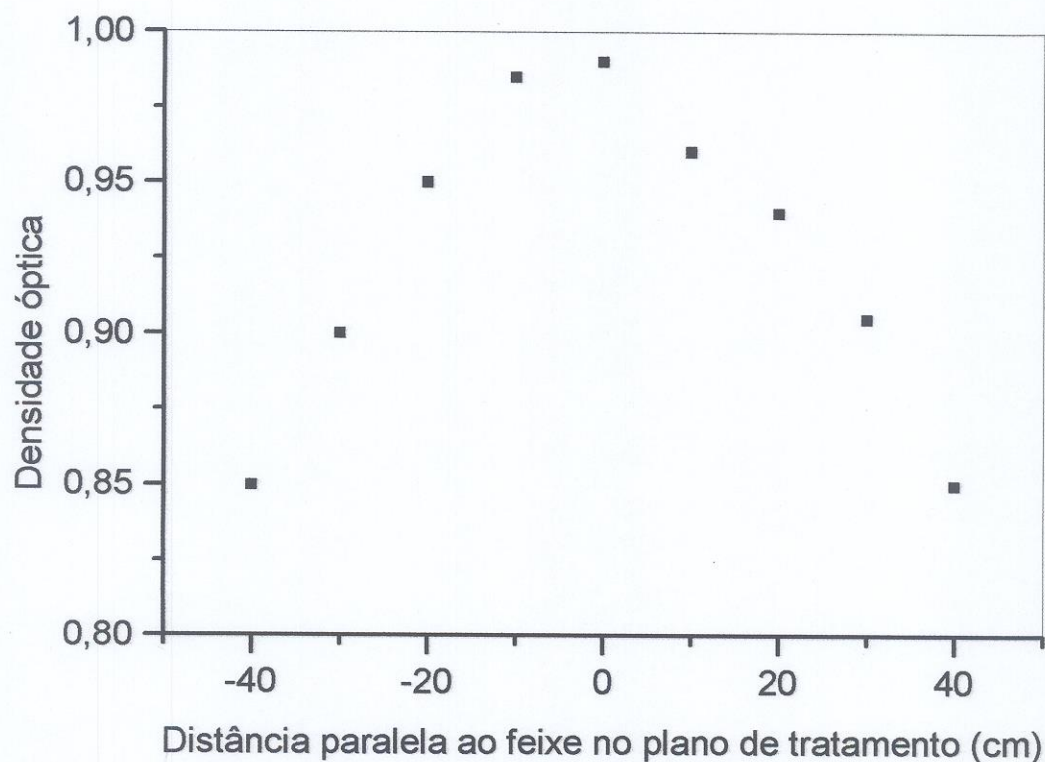


Figura 4.2.a: Distribuição da dose ao longo do eixo x (transversal ao paciente) com os feixes de elétrons com energia nominal de 4 MeV, incidindo angulados $\pm 20^\circ$ em relação ao centro do paciente (gantry a 70° e 110°), na distância de 283 cm do feixe, com taxa de dose igual a 400 UM/min, e 400 UM de exposição.

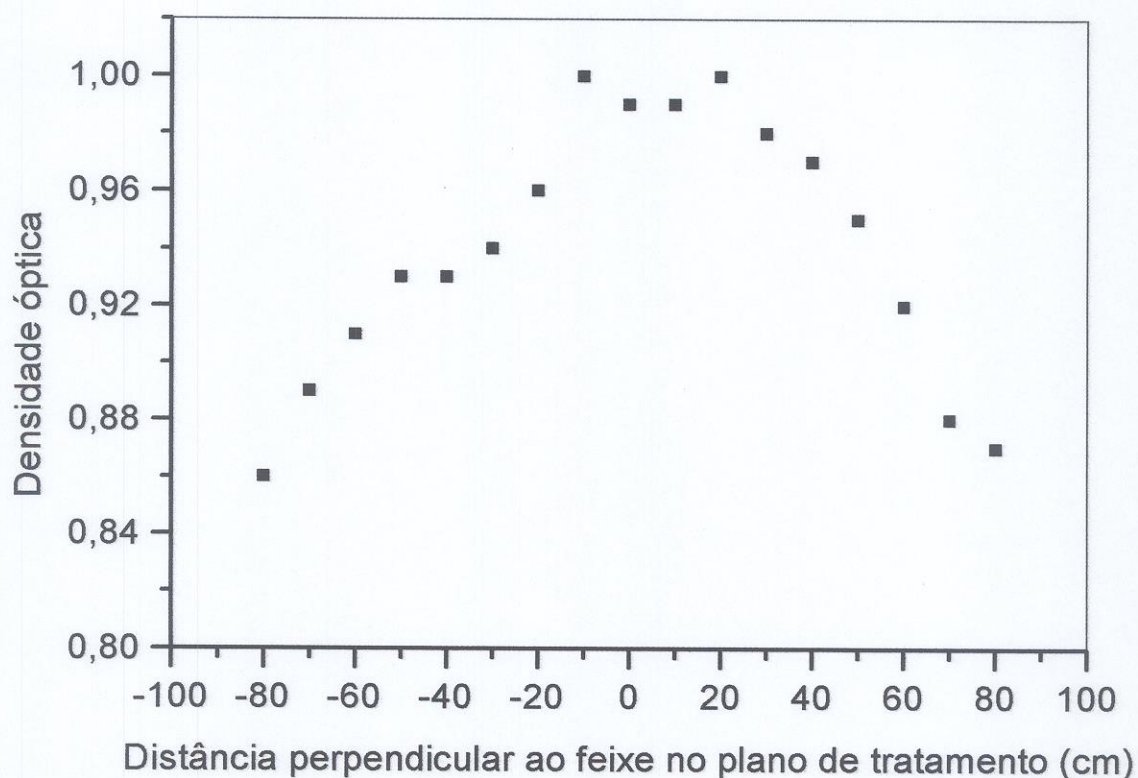


Figura 4.2.b: Distribuição da dose ao longo do eixo y (longitudinal ao paciente) com os feixes de elétrons, energia nominal de 4 MeV, incidindo nos filmes angulados $\pm 20^\circ$ em relação ao centro do paciente (gantry a 70° e 110°), na distância de 283 cm do feixe, com taxa de dose igual a 400 UM/min e, 400 UM de exposição.

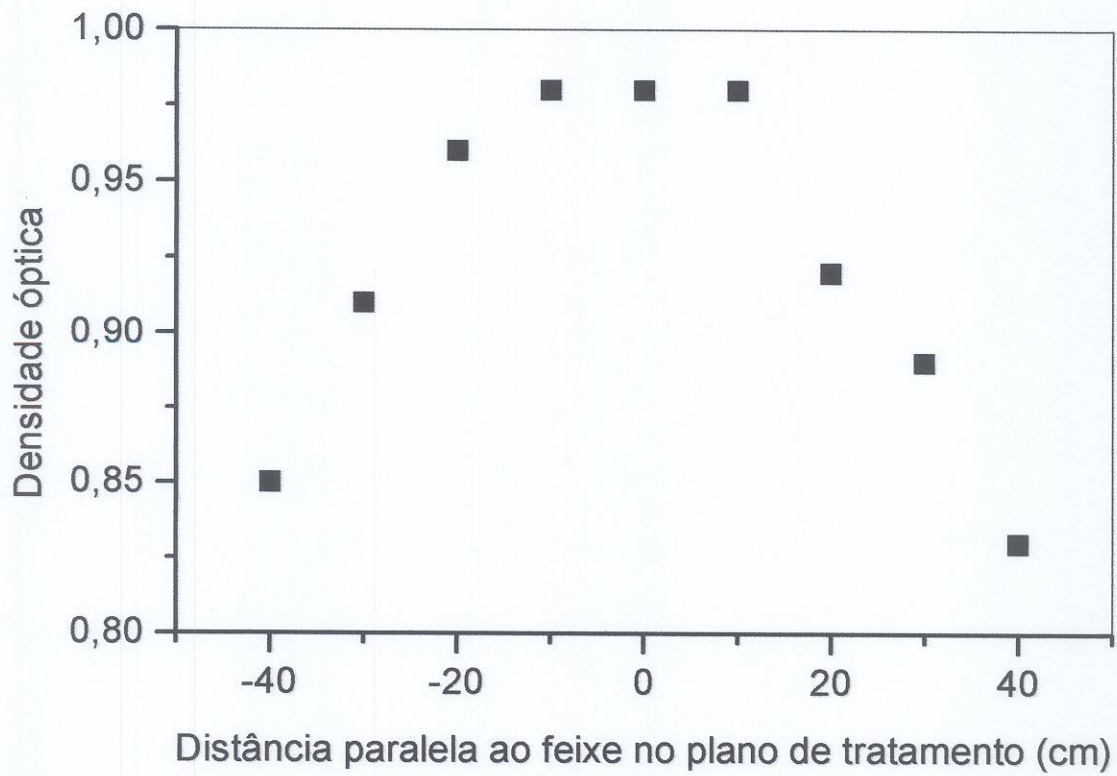


Figura 4.3.a: Distribuição da dose ao longo do eixo x (transversal ao paciente) com os feixes de elétrons, energia nominal de 4 MeV, incidindo nos filmes angulados $\pm 19,5^\circ$ em relação ao centro do paciente (gantry a $70,5^\circ$ e $109,5^\circ$), na distância de 283 cm do feixe, com taxa de dose igual a 400 UM/min e, 400 UM de exposição.

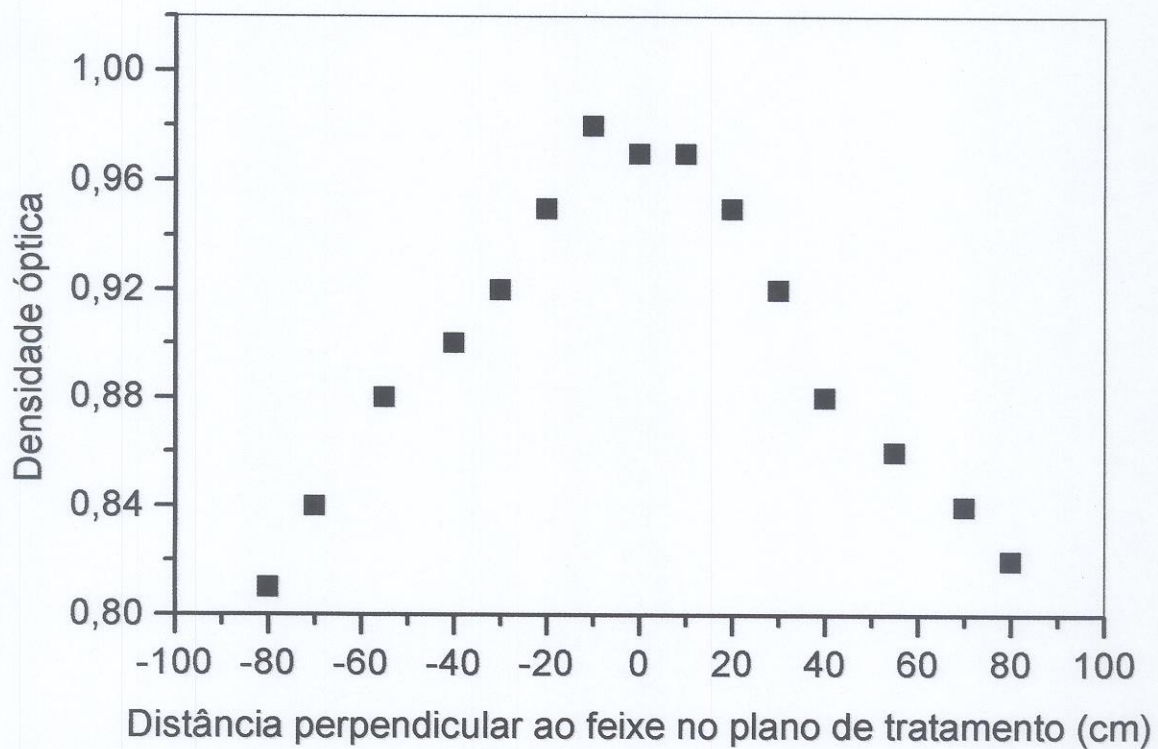


Figura 4.3.b: Distribuição da dose ao longo do eixo y (longitudinal ao paciente) com os feixes de elétrons, energia nominal de 4 MeV, incidindo nos filmes angulados $\pm 19,5^\circ$ em relação ao centro do paciente (gantry a $70,5^\circ$ e $109,5^\circ$), na distância de 283 cm do feixe, com taxa de dose igual a 400 UM/min, e 400 UM de exposição.

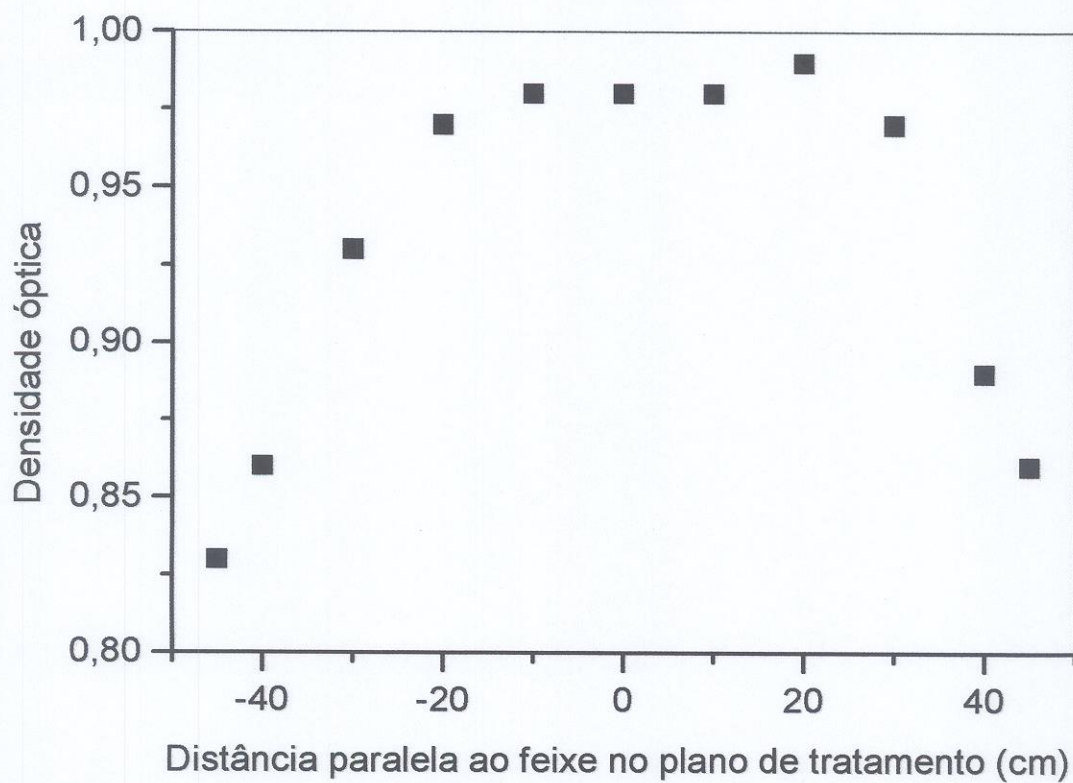


Figura 4.4.a: Distribuição da dose ao longo do eixo x (transversal ao paciente) com os feixes de elétrons, energia nominal de 4 MeV, incidindo nos filmes, angulados $\pm 19^\circ$ em relação ao centro do paciente (gantry a 71° e 109°), na distância de 283 cm do feixe, com taxa de dose igual a 400 UM/min, e 400 UM de exposição.

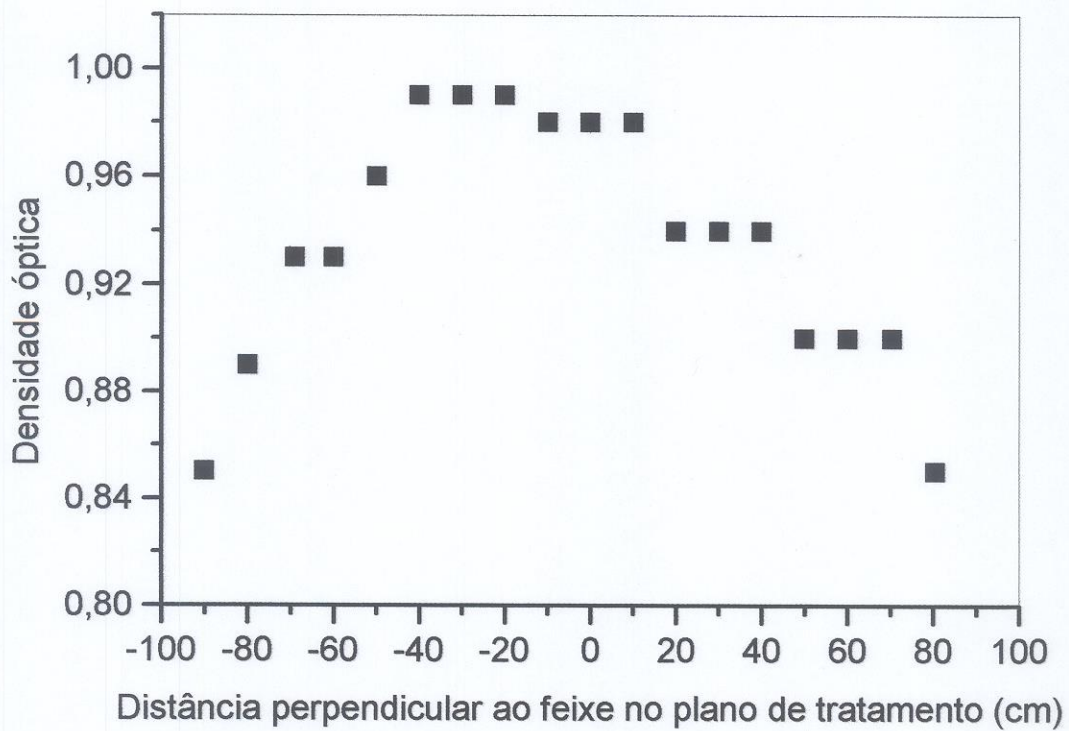


Figura 4.4.b: Distribuição da dose ao longo do eixo y (longitudinal ao paciente) com feixes de elétrons, energia nominal de 4 MeV, incidindo nos filmes, angulados $\pm 19^\circ$ em relação ao centro do paciente (gantry a 71° e 109°), na distância de 283 cm do feixe, com taxa de dose igual a 400 UM/min, e 400 UM de exposição.

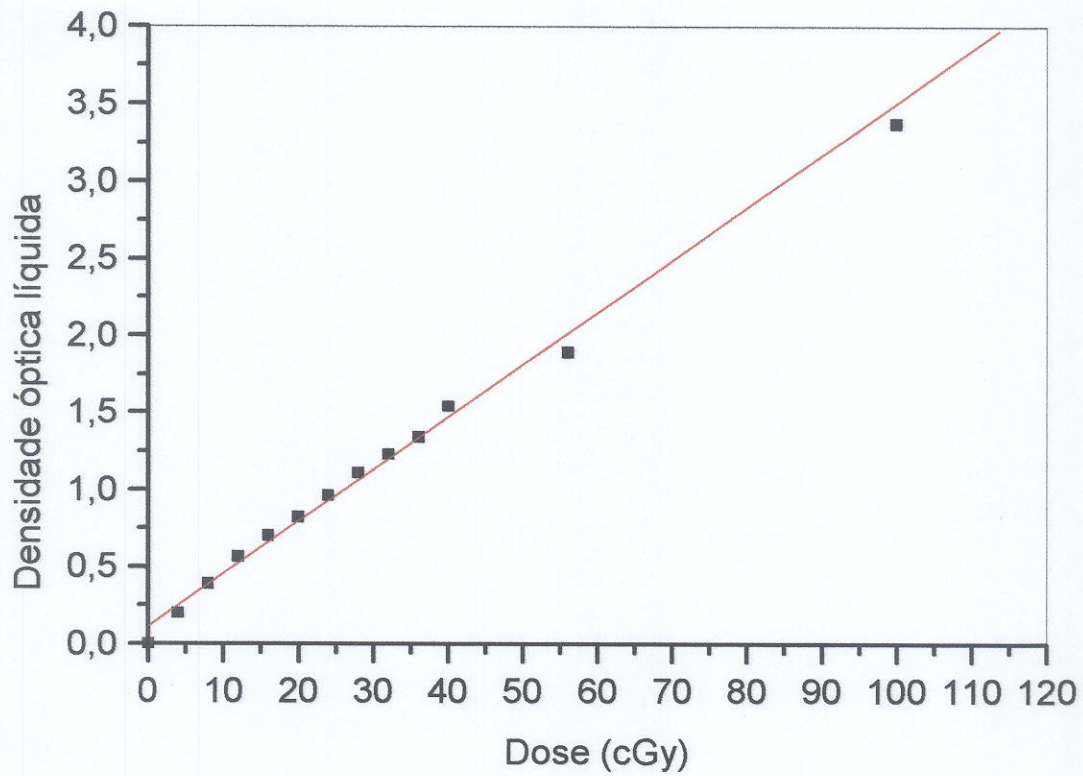


Figura 4.5. Curva sensimétrica para os filmes dosimétricos irradiados com elétrons de 4 MeV à 283 cm do feixe, gantry a 90 °, taxa de dose de 400 UM/min e com doses variando entre 5 e 110 cGy.

4.1.3. Intercomparação dos detectores utilizados na dosimetria

A razão entre as leituras das câmaras cilíndricas e de placas paralelas para o feixe de elétrons de 16 MeV, 100 unidades monitoras, UM, na prof. = 2 cm no simulador de poliestireno, foi:

$$M_{\text{ref}} / M_x = 11,75$$

onde: M_{ref} é a leitura obtida para câmara de ionização cilíndrica, tipo dedal;

M_x é a leitura obtida para a câmara de ionização de placas paralelas.

A Figura 4.6 mostra um estudo da linearidade da resposta da câmara de ionização cilíndrica em relação à câmara de placas paralelas, com a variação da UM para o feixe de elétrons de 16 MeV.

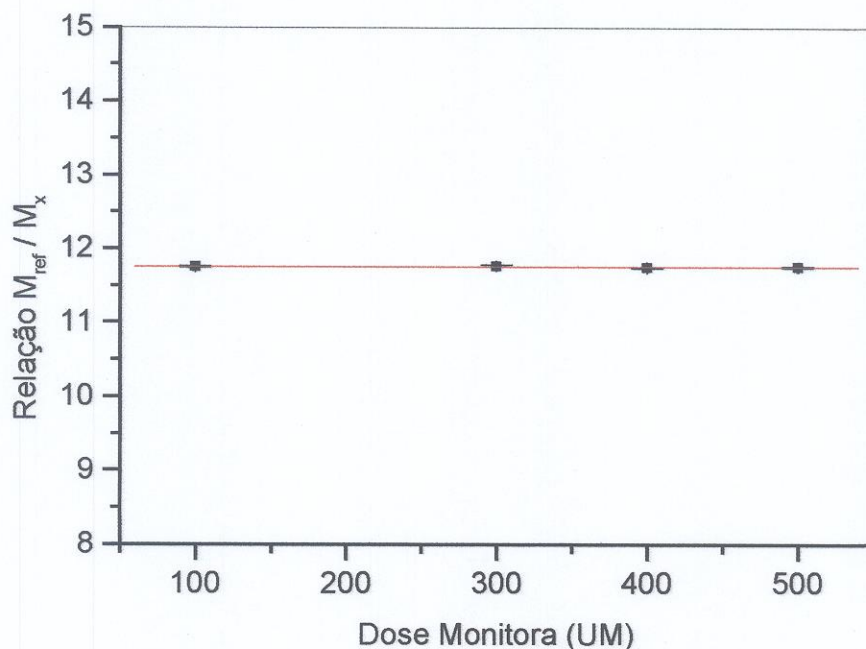


Figura 4.6: Resultados de medidas realizadas com câmara cilíndrica e de placas paralelas, relacionando a razão entre elas, M_{ref} / M_x , com a variação da unidade monitora.

O efeito polaridade foi menor que 0,5%, o que corresponde aos valores recomendados pela IAEA Rep. 381 [IAEA,1997].

A razão entre as leituras, M_{ref} / M_x , para o feixe de ^{60}Co na DFS=80cm, no mesmo simulador e as câmaras à profundidade de 0,5 cm, foi: $M_{ref} / M_x = 11,62$. As leituras foram corrigidas para o tempo de posicionamento da fonte; para tal, o feixe foi interrompido a cada 0,25 minutos. Esta medida não foi utilizada pois optamos pela medida realizada no feixe de elétrons de energia nominal 16 MeV, seguindo a recomendação do IAEA Rep. 381 [IAEA,1997].

Através da intercomparação das câmaras de ionização realizada neste capítulo, e dos fatores de correção para a influência destas câmaras (cilíndrica e de placas paralelas) no meio, pôde-se calcular o fator de calibração para a câmara de ionização de placas paralelas substituindo esses valores na equação 3.5.

Calculou-se a seguir os fatores de correção para a influência das câmaras no meio (ver equação 3.5 do capítulo 3.3.1.3):

$$P_{parede}^{ref} = 1 \text{ para câmara cilíndrica e feixes de elétrons;}$$

$$P_{cav}^{ref} = 1 - 0,02155 r e^{-0,1224 \overline{E_z}} = 0,947, \text{ onde } r \text{ é o raio da cavidade da câmara em mm (3,15 mm) e } \overline{E_z} \text{ é a energia média do elétron na profundidade } z \text{ na água obtida a partir de } \overline{E_0} \text{ e da profundidade } z/R_{p,\text{água}}, \text{ usando a Tabela XII do IAEA Rep. 381 [IAEA,1997];}$$

$$P_{cel}^{ref} = 0,998 \text{ para eletrodo central de alumínio da câmara cilíndrica;}$$

$$P_{parede}^x \cdot P_{cav}^x = 0,978 \text{ [Van,1994];}$$

$$P_{cel}^x = 1 \text{ para câmara de placas paralelas;}$$

$$N_{D,ar}^{ref} = 40,76 \text{ mGy / ue .}$$

Portanto, sabendo que a relação entre as leituras médias obtidas das câmaras de ionização cilíndrica $0,6 \text{ cm}^3$ e de placas paralelas, corrigidas para efeito polaridade que no caso é desprezível, recombinação de íons (mede-se alternando a tensão da câmara), pressão e temperatura é $M_{ref} / M_x = 11,75$; e substituindo os valores de correção para a influência

das câmaras no meio, temos que o fator de calibração para a câmara de ionização de placas paralelas será:

$$N_{D,ar}^x = 462,82 \text{ mGy/ue} .$$

A incerteza obtida pela propagação de erros até este passo foi de 2,9%.

4.1.4. Dose absorvida na água para um feixe de elétrons

Substituindo os valores abaixo na equação 3.6, obtivemos a quantidade de dose absorvida na água para o feixe de elétrons incidindo perpendicular ao plano de tratamento:

$$M_Q = \bar{L} \times f_{p,t} \times p_s \times h_m = 1,68 \cdot 10^{-3} \text{ div/UM} , \text{ onde } \bar{L} = 1,51 \cdot 10^{-3} \text{ div/UM}, f_{p,t} = 1,100$$

$$p_s = 1 \text{ e } h_m = 1,0193;$$

$(\bar{s}_{w,ar})_Q = 1,055$, é a razão do poder de frenagem dos elétrons da água para o ar;

$(p_{cav} p_{parede})_Q = 0,978$ para câmara de placas paralelas num feixe de elétrons;

$N_{D,ar}^{pp} = 462,82 \text{ mGy/ue}$, calculado no capítulo 4.3. Portanto,

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = 0,802 \text{ mGy/UM}.$$

Portanto, a dose liberada na água para o feixe de radiação em questão (Q), numa profundidade z de referência será :

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = 0,802 \text{ mGy/UM}$$

A incerteza obtida pela propagação de erros até este passo foi de 4,3%.

4.1.5. Determinação do fator entre dois campos e um campo de radiação: R(1p:1h)

Os valores obtidos para o fator R(1p:1h) foram:

$R(1p:1h) = 1,066$ para câmara de placas paralelas e $R(1p:1h) = 1,101$ para câmara cilíndrica. Foi utilizada a média destes fatores para o cálculo de R(1p:1h), portanto:

$$R(1p:1h) = 1,084 \pm 0,012$$

4.1.6. Determinação do fator entre seis pares de campo e um par de campo de radiação: R(6p:1p)

Os resultados das medidas da relação entre a dose devida aos 6 pares de feixes de radiação e 1 par, realizadas com uma câmara de ionização cilíndrica colocada no simulador antropomórfico com e sem bolus, foram:

$$R(6p:1p)_{c/bolus} = 2,15 \pm 0,03$$

$$R(6p:1p)_{s/bolus} = 2,76 \pm 0,04$$

Esta relação, para medida realizada com bolus, foi inferior à descrita na referência de Cox [Cox,1990], onde R(6p:1p) é igual a 3. Quando a medida foi realizada sem bolus (Figura 3.7), esta relação ficou próxima do estimado pelo protocolo AAPM Rep.23 e à do artigo do Cox [AAPM,1988; Cox,1990], que está entre 2,5 e 3. Esta diferença se deu, provavelmente, devido ao posicionamento da câmara no simulador antropomórfico; como foi colocado bolus ao redor da câmara, esta foi irradiada como se estivesse dentro do simulador antropomórfico. Quando colocamos a câmara presa ao simulador, mas sem bolus, a relação fica próxima de 3 pois a câmara é “vista” (geométricamente) por praticamente 3 pares de feixes. Utilizou-se a medida realizada com bolus para o cálculo da dose monitora por feixe de radiação porque leva em conta a atenuação que os feixes de elétrons sofrem ao interagirem com o simulador quando este é rotacionado em 60 graus e 300 graus, Figura 4.7.

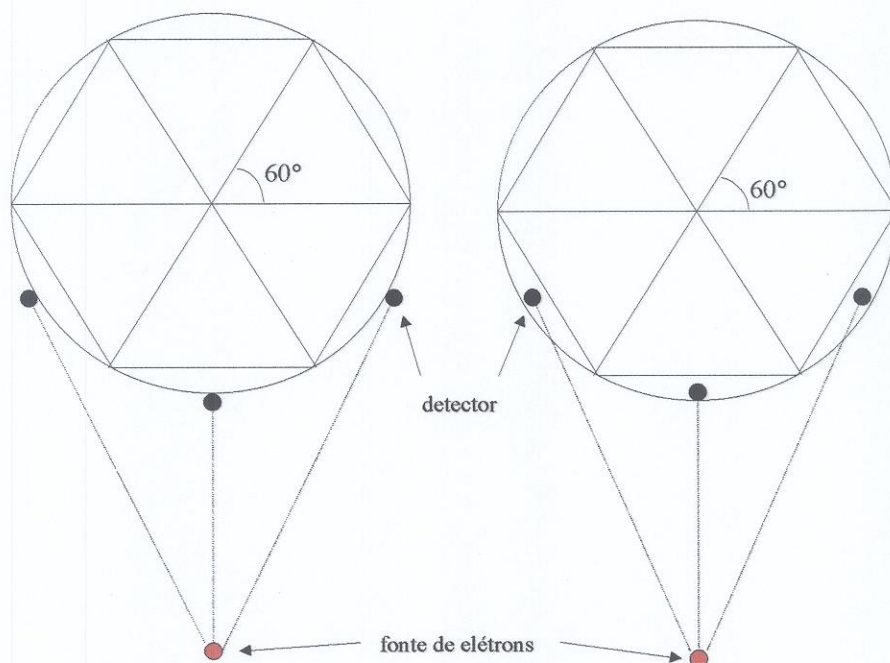


Figura 4.7. Esquema geométrico do detector (câmara de ionização cilíndrica) colocado na superfície frontal do simulador antropomórfico (sem o bolus), figura à esquerda e na profundidade de equilíbrio eletrônico (com o bolus), figura à direita.

4.1.7. Cálculo da dose monitora por feixe de radiação

Substituindo os valores de $D_{w,Q}(z_{ref})$, $R(1p:1h)$ e $R(6p:1p)$ na equação 3.7, temos que o número de unidades monitoras (M_h) a serem colocados no aparelho para liberar uma dose equivalente a 100 cGy no paciente é igual a 536 UM.

A incerteza obtida pela propagação de erros para as grandezas físicas e procedimentos envolvidos nesta dosimetria, até o cálculo da dose monitora foi de 4,9%.

Esta dose monitora foi confirmada através da leitura óptica de um filme colocado na altura da cintura do simulador antropomórfico e irradiado com os 6 pares de feixes, conforme mostra a Figura 4.8.a.

Pelas Figuras 4.8.a e 4.8.b, pode-se observar a homogeneidade da dose em toda a extensão de tratamento. A variação das cores indica a variação da dose com a profundidade e indica que a dose prescrita é liberada nos primeiros milímetros de pele e praticamente totalmente absorvida em 2 cm de profundidade.

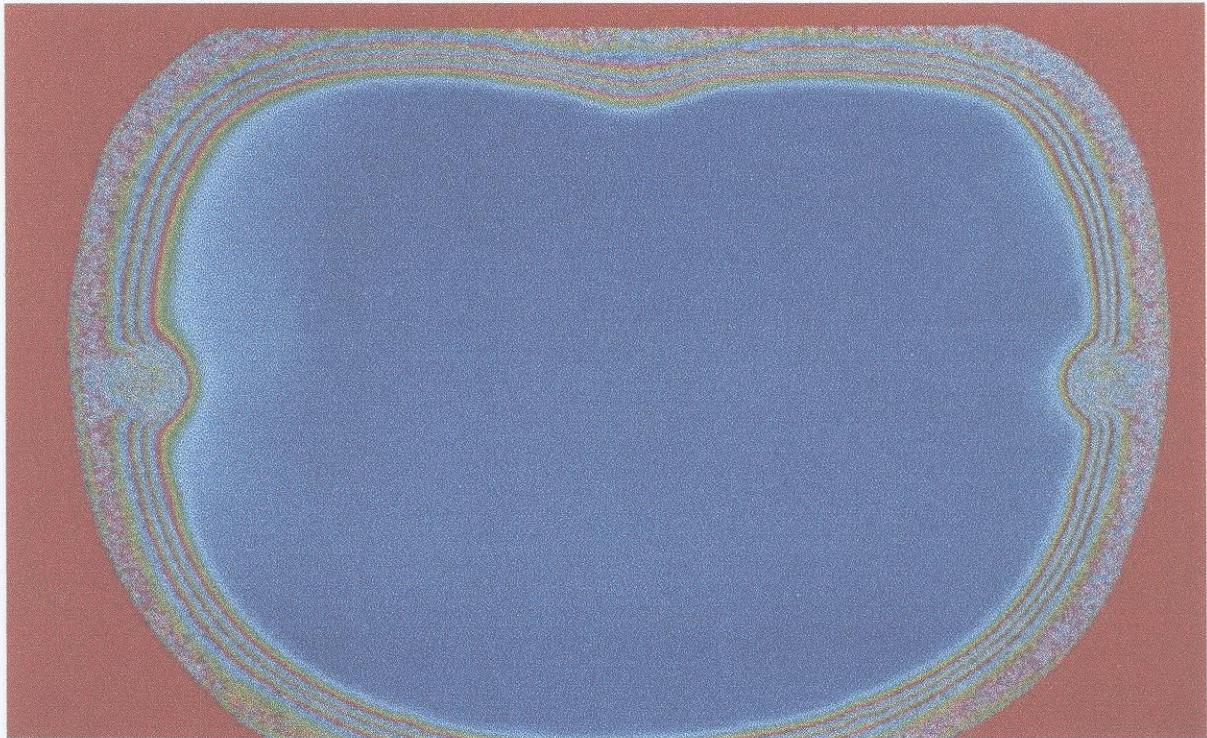


Figura 4.8.a. Distribuição das regiões de isodoses num filme colocado entre duas fatias da cintura do simulador antropomórfico e irradiado pelos 6 pares de feixes de elétrons com energia nominal de 4 MeV, a uma distância em relação à fonte de 283 cm e com 536 UM para cada feixe de radiação.

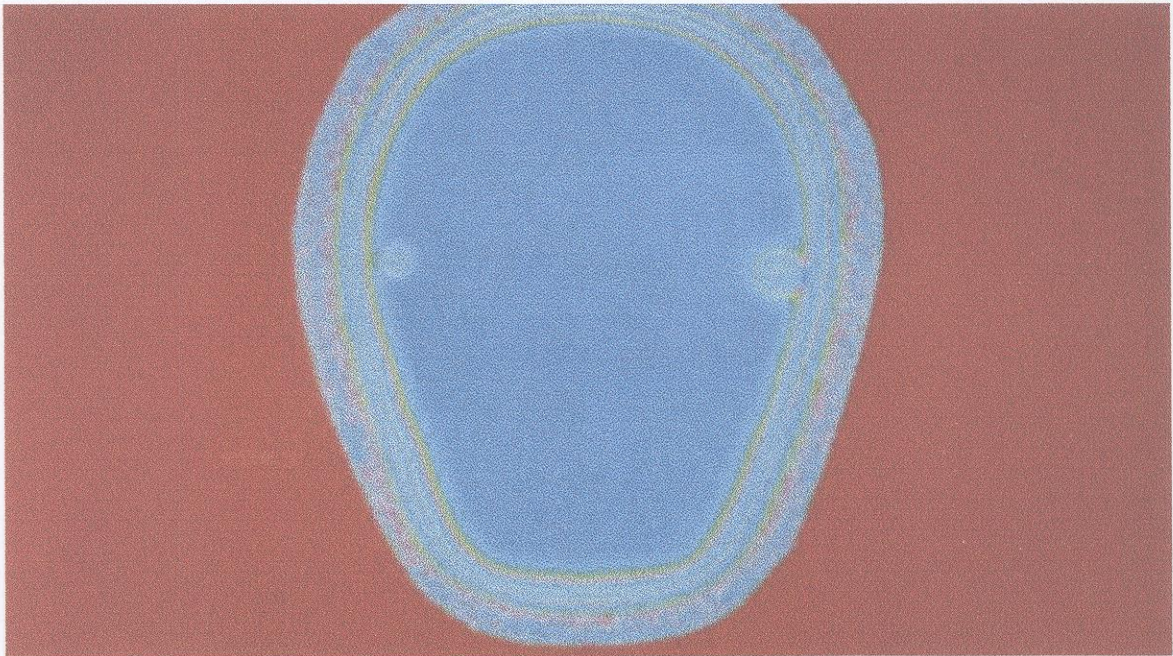


Figura 4.8.b. Distribuição das regiões de isodoses num filme colocado entre duas fatias do crânio do simulador antropomórfico e irradiado pelos 6 pares de feixes de elétrons com energia nominal de 4 MeV, a uma distância em relação à fonte de 283 cm, e com 536 UM para cada feixe de radiação.

4.1.8. Dose devida à contaminação por raios-X

No final da curva de dose profunda, Figura 4.1, podemos observar a contribuição por bremsstrahlung no feixe de elétrons. Este tipo de radiação não é desejável para o paciente, pois, é mais penetrante e será absorvido após a área que se pretende tratar, irradiando assim órgãos sadios.

Houve um aumento na dose absorvida pelo paciente em 2,5% devido à contaminação por raios X. Esta dose acumulada está de acordo com o protocolo AAPM Rep. 23 [AAPM,1988] que observa que a dose devida à radiação X não deve exceder 4% da dose total absorvida pelo paciente.

4.1.9. Medidas in vivo com dosímetros termoluminescentes de LiF

A Tabela 4.1.9 mostra o resultado das medidas realizadas em 5 pacientes com micose fungóide, submetidos ao tratamento proposto: DFS = 283 cm, taxa de dose = 400 UM/min, gantry a 109,5 graus e 70,5 graus, 495 UM por campo de radiação, paciente assumindo 6 posições sobre a base giratória, com intervalos de 60 graus entre elas, utilizando dosímetros termoluminescente de LiF. As doses avaliadas nas diversas regiões do corpo do paciente foram normalizadas em relação à dose do centro do paciente (na altura da linha da cintura), onde foi feita a calibração do feixe.

Tabela 4.1.9. Dose medida com dosímetros termoluminescentes colocados em alguns pontos de interesse dos pacientes e normalizados para o centro frontal da linha da cintura do paciente.

Localização	Dose (%)
Olho com Pb	8,2 ± 1,2
Couro cabeludo	86 ± 3
Face do rosto	113 ± 3
Região supra claviclar	85 ± 3
Abdômen	101 ± 3
Face interna da coxa	52 ± 2
Sulco interglúteo	70 ± 3 *
Peito do pé	147 ± 5

* depende de quão profundo o dosimetro está inserido no paciente.

5. CONCLUSÕES

O feixe de elétrons utilizado, com energia nominal igual a 4 MeV sendo a energia mais provável na superfície ($E_{p,0}$) igual a 4,36 MeV, para distância fonte-superfície do paciente de 100 cm, sofre uma degradação na energia por causa distância de tratamento proposta ser 283 cm; esta é a distância mínima para que todo o paciente seja incluído no campo de radiação. Por causa da nova distância, a energia mais provável ($E_{p,0}$) para este feixe na superfície de tratamento diminuiu para 3,45 MeV. Este decréscimo na energia é vantajoso para este tipo de tratamento, pois, como visto na Figura 4.1, a região onde a dose absorvida é máxima varia entre 5 mm e 8 mm de água, que são as profundidades desejadas para o tratamento da micose fungóide [Perez,1987].

Através da leitura da densidade óptica dos filmes colocados numa seção da cintura e outra do crânio do simulador antropomórfico (Figuras 4.8.a e 4.8.b) pôde-se comprovar uma distribuição de dose homogênea ao redor de toda a extensão de tratamento (de 2 a 7 mm).

Destaca-se também, que o tratamento é bem tolerado pelos pacientes, pois o tempo total de cada sessão é aproximadamente 20 minutos e, portanto, não foi necessário dividir cada sessão em duas, como sugere o protocolo da AAPM Rep. 23 [AAPM,1988].

As medidas in vivo foram essenciais para que se avaliasse a variação de dose nas regiões diferentes daquela onde a dosimetria foi realizada (correspondente à cintura do paciente). A partir destas medidas pôde-se: proteger áreas superdosadas como os pés e a região do crânio quando estas recebiam a dose prescrita; complementar as regiões subdosadas (como a região interna das coxas) ou as que ainda apresentavam sinal da doença, ao término do tratamento, irradiando essas áreas com o feixe de elétrons com energia nominal de 4 MeV na distância convencional de tratamento (distância foco-pele igual a 100 cm).

Ressalta-se a importância das proteções dos olhos (2 mm de chumbo envolto no bolus por causa da radiação espalhada) para prevenir sequelas (como catarata) nesse órgão [Asbell,1980].

Foi calculada a produção de gás ozônio (O_3) na sala de tratamento devido à utilização do acelerador de partículas e o valor obtido 0,015 ppm está dentro do limite estabelecido no NCRP Rep. 51 [NCRP,1977], (ver Apêndice).

Assim, com os resultados obtidos neste trabalho, pôde-se estabelecer uma rotina de tratamento de micose fungóide e outras doenças, que sejam tratadas através da irradiação de toda a pele do corpo com feixe de elétrons, no Serviço de Radioterapia do Hospital Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência.

APÊNDICE

Cálculo da produção de gás Ozônio

Um dos aspectos mais importantes a ser considerado, em termos de proteção radiológica, na utilização de um acelerador de partículas é a produção de gás ozônio (O_3) na sala de tratamento devido à ionização de moléculas do ar na sala.

De acordo com NCRP Rep. 51 [NCRP,1977], o ozônio é um gás altamente prejudicial e letal a concentrações relativamente baixas (umas poucas ppm) e num curto período de exposição (poucas horas). Ozônio tem efeitos sobre a saúde similares aos da radiação ionizante. O limite de 0,1 ppm para ozônio representa um limite no qual ele não manifesta danos à saúde.

Se exposições de feixe de elétrons no ar são prolongadas, deve-se providenciar ventilação para a troca do volume de ar contaminado por ozônio.

Para o cálculo da produção de ozônio devido a feixes de elétrons externos para as condições do tratamento proposto, assume-se a não dissociação do ozônio, a não ventilação da sala na qual os feixes de elétrons são emitidos e que o ozônio é distribuído uniformemente no volume da sala durante a irradiação. A concentração de ozônio no ar, C_{O_3} , após um período de irradiação, t , é dada por:

$$C_{O_3} = \left[\frac{C_{O_2} G \varepsilon}{N} \right] \left[\frac{S_{col} I x t}{v} \right] \times 10^6 \text{ ppm}$$

onde C_{O_2} é a concentração fracionada de oxigênio no ar (0,232);

G é o valor para a produção de O_3 por irradiação com elétrons no oxigênio (~6 moléculas por 100 eV);

ε é o número de cargas eletrônicas por miliampere por segundo da corrente do feixe de elétrons ($6,28 \times 10^{15} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$);

N é o número de Avogrado ($6,02 \times 10^{23}$ moléculas por 22,4 litros de gás em CNTP);

S_{col} é o poder de frenagem por colisão dos elétrons no ar em CNTP (keV cm^{-1});

I é a corrente do feixe de elétrons (mA);

x é a distância no ar atravessada pelo feixe de elétrons (cm);

t é o período de irradiação (s) e

v é o volume da sala que contém o feixe de elétrons (l).

A produção de ozônio que ocorre durante o período de irradiação de 964,8 s para o tratamento proposto (irradiação de toda a pele) num feixe de elétrons com energia de 3,45 MeV será de 0,015 ppm, sabendo-se, que: a corrente do feixe de elétrons (I) é 10 μA , a distância no ar do feixe até o paciente (x) é de 283 cm, o poder de frenagem por colisão destes elétrons no ar é 2,13 keV cm^{-1} e que a sala de tratamento tem um volume aproximado de 121.440 l.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams: An extension of the 1983 AAPM protocol report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.39. *Med. Phys.*, v. 21, n. 8, p. 1251-1260, 1994.
2. AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 21. *Med. Phys.*, n. 10, p. 741-765, 1983.
3. AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Clinical electron beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. *Med. Phys.*, v. 18, n. 1, p. 73-109, 1991.
4. AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry*. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 23. New York, N.Y., 1988.
5. ASBELL, O. S.; SIU, J.; BRADY, L. Individualized eye shields for use in electron beam therapy as well as low-energy photon irradiation. *Int. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 6, p. 519-521, 1980.
6. BUNN PA JR; LAMBERG SI. *Report of the Committee on staging and classification of cutaneous T-cell lymphomas*. 1979. (CTR 63-1979).
7. COX, R. S.; HECK, R. J.; FESSENDEN, P.; KARZMARK, C. J.; RUST D. Development of total-skin therapy at two energies. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v.18, p. 659-669, 1990.
8. DE VITA, V. T.; HELLMAN, S.; ROSENBERG, S. A. *Principles and practice of oncology*. 5. ed. Philadelphia, NY: Lippincott-Raven Publishers, 1997.
9. DUNLAP, R. A. *Experimental Physics – Modern Methods*, Oxford University Press, 1988.
10. FERNANDEZ-VAREA, J. M.; ANDREO, P.; TABATA, T. Detour factors in water and plastic phantoms and their use for range and depth-dose scaling in electron beam dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 1119, 1996.
11. FOWLER, J. F.; ATTIX, F. H. *Radiation Dosimetry*, v. 2, 2. ed. New York, N.Y.: Academic Press, 1966.

12. FRASS, B. A.; ROBERSON, P. L.; GLATSTEIN, E. Whole - skin electron treatment: patient skin dose distribution. *Radiology*, n. 146, p. 811-814, 1983.
13. HOROWITZ, Y. S. *Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry*, v. 1, Boca Raton, Florida: CRC Press, 1984.
http://www.xray.hmc.psu.edu/rci/contents_9.html
14. IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice*. Vienna, 1987. (IAEA Technical Report Series No.277).
15. IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dosimeters used in radiotherapy: An International Code of Practice*. Vienna, 1994. (IAEA Technical Report Series No.374).
16. IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams: An international code of practice for dosimetry*. Vienna, 1997. (IAEA Technical Report Series No.381).
17. ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Stopping Powers for Electrons and Positrons*. Bethesda, 1984. (ICRU Report No.37).
18. ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Measurement of Absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays*. 1973. (ICRU Report No.23).
19. ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Radiation Dosimetry: Electrons beams with energies between 1 and 50MeV*. Maryland, 1984. (ICRU Report No.35).
20. ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. Bethesda, 1989. (ICRU Report No.44).
21. JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1983.
22. KASE, K. R.; BJARNGARD, E. Bremsstrahlung dose to patients in rotational electron therapy. *Radiology*, n. 133, p. 531-532, 1979.
23. KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins, 1994.
24. KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*. 2. ed. New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1989.

25. LEE, J. M. F.; MOORE, V. C.; LEVITT, S. H. Physical aspects of electron-beam arc therapy. *Radiology*, n. 124, p. 497-500, 1977.
26. MARTINS, H. L. *Dosimetria de uma nova Técnica de Tratamento Radioterápico de toda a superfície do corpo*. São Paulo: 1984. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física da Universidade de São Paulo.
27. NACP - NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, n. 19, 1980.
28. NACP - NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS. Supplement to the recommendation of the Nordic Association of Clinical Physics: Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15MeV. *Acta Radiol. Oncol.*, n. 20, p. 401-415, 1981.
29. NCRP - NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. *Radiation protection design guidelines for 0.1-100 MeV particle accelerator facilities*. Washington, D.C., 1977. (NCRP Report No.51).
30. PEREZ, C. A.; BRADY, L. W. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. J. B. Lippincott Company, 1987.
31. PLA, C.; HEESE, R.; PLA, M.; PODGORSK, E. B. Calculation of surface dose in rotational total skin electron irradiation. *Med. Phys.*, n. 11, p. 539-546, 1984.
32. PODGORSK, E. B.; PLA, C.; PLA, M.; LEFEBVRE, P. Y.; HEESE, R. Physical aspects of a rotational total skin electron irradiation. *Med. Phys.*, n. 10, p. 159-168, 1983.
33. RADIOLOGY CENTENNIAL, INC. DEPARTMENT OF RADIOLOGY, PENN STATE UNIVERSITY COLLEGE OF MEDICINE, 1993.
34. SALTZMAN, F. A.; MOSCHELLA, S. L.; TOLMAN, L. Whole body surface electron irradiation in the treatment of mycosis fungoides. *Radiology*, n. 130, p. 453-457, 1979.
35. SARNA, G. P.; KAGAN, A. R. *Mycosis Fungoides in cancer treatment*. 2. ed. Philadelphia, NY: Haskell, C. M., Ed., W. B. Saunders, 1985.
36. VAN DER PLAETSEN, A.; SEUNTJENS, J.; THIERENS, H.; VYNCKIER, S. Verification of absorbed doses determined with thimble and parallel-plate ionization chambers in clinical electron beams using ferrous sulphate dosimetry. *Med. Phys.*, n. 21, p. 37, 1984.
37. VARIAN ONCOLOGY SYSTEMS. *CLINAC 2100 C/D – Systems Manual*, Palo Alto, CA: Varian Associates, Inc., 1994.

38. WILLIAMS, P. C.; HUNTER, R. D. Whole body electron therapy in mycosis fungoides – a successful translational technique achieved by modification of an established linear accelerator. *British Journal of Radiology*, n. 52, p. 302-307, 1979.