



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

Isabella Paziam Fernandes Nunes

**Avaliação radiométrica da distribuição de dose
de radiação em lesões dermatológicas
submetidas à radioterapia**

Botucatu – SP

2014

Isabella Paziam Fernandes Nunes

Avaliação radiométrica da distribuição de dose de radiação em lesões dermatológicas submetidas à radioterapia

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Botucatu – SP

2014

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Nunes, Isabella Paziam Fernandes.

Avaliação radiométrica da distribuição de dose de radiação em lesões dermatológicas submetidas à radioterapia / Isabella Paziam Fernandes Nunes. - Botucatu, 2014

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu
Orientador: Marco Antônio Rodrigues Fernandes
Capes: 20904002

1. Radiação - Dosimetria. 2. Pele - Câncer - Tratamento. 3. Radioterapia. 4. Radiação ionizante. 5. Feixes de elétrons.

Palavras-chave: Dermatologia; Dosimetria; Feixes de elétrons; Radioterapia; Tumores de pele.

Agradecimentos

Meus mais sinceros agradecimentos à todos que me apoiaram durante a vida acadêmica e, em especial, para a elaboração desse trabalho:

- Ao Professor Doutor Marco Antônio Rodrigues Fernandes, pela orientação e estímulo;

- À equipe médica e aos profissionais do Setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu, em especial ao Natanael Izidoro;

- Ao Doutor Cazuio Arakawa e sua equipe de profissionais do Setor de Radioterapia do Hospital Estadual Manoel de Abreu;

- À equipe do Centro de Engenharia Nuclear (IPEN-CEN/SP), principalmente ao Professor Doutor Hélio Yoriyaz por ceder os dosímetros termoluminescentes e ao aluno de doutorado Tássio Antonio Cavaliere pela assistência nas leituras realizadas;

- Aos meus pais e familiares pelo apoio;

- Ao programa CNPq/PIBIC pela concessão da bolsa de iniciação científica.

Resumo

O trabalho analisa a distribuição de dose de radiação, o perfil e o comportamento dos feixes clínicos emitidos por equipamentos de radioterapia indicados para o tratamento de lesões dermatológicas. A resposta terapêutica é verificada em função da energia do feixe. Foram analisados os feixes de raios-X de 75 kV e 100 kV do equipamento de radioterapia superficial, Philips RT 250, e o feixe de raios gama ($E = 1,25$ MV) da unidade de telecobaltoterapia Theratron 80, ambos utilizados no Hospital Estadual Manoel de Abreu em Bauru. A análise da distribuição de dose de radiação em feixes de elétrons com energias de 4,0 MeV, 6,0 MeV, 9,0 MeV, 12,0 MeV e 15,0 MeV foi realizada no Acelerador Linear da marca Varian, modelo 2100C do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu. Para as medidas de dose de radiação foi utilizado um *phantom* e um conjunto dosimétrico com eletrômetro e câmara de ionização da marca PTW, calibrados para a faixa de energia de radioterapia. Dosímetros termoluminescentes (TLD's) foram aplicados para a obtenção da curva de linearidade dose-resposta dos feixes de elétrons. Em relação a penetração nos tecidos, conclui-se que tanto os feixes de raios-X quanto os feixes de elétrons podem atingir profundidades compatíveis com as características clínicas dos tumores de pele. Os feixes de elétrons apresentam ainda a vantagem de proporcionar melhor distribuição de dose, minimizando os efeitos da exposição de tecidos sadios periféricos à lesão tratada, maior variabilidade das dimensões dos campos de radiação e menor tempo de exposição. O trabalho proporcionou uma melhor compreensão sobre a dose de radiação liberada na rotina de radioterapia, orientando os procedimentos, quantificando a irradiação em células sadias adjacentes ao campo de radiação, minimizando os efeitos deletérios da radioterapia que implicam diretamente na qualidade de vida dos pacientes.

Palavras-chaves: dermatologia, dosimetria, feixes de elétrons, radioterapia, tumores de pele.

Abstract

The work analyzes the distribution of radiation dose, the profile and the behaviour of the beams emitted by radiotherapy equipment clinical indicated for the treatment of dermatological lesions. The therapeutic response is checked depending on the energy of the beam. We analyzed X-ray beams to 75 kV and 100 kV superficial radiotherapy equipment, Philips RT 250, and the gamma ray beam ($E = 1.25$ MV) Cobalto Machine, Theratron 80, both used in Hospital Estadual Manoel de Abreu in Bauru. The analysis of the distribution of radiation dose in electron beams with energies of 4.0 MeV, 6.0 MeV, 9.0 MeV, 12.0 MeV and 15.0 MeV was held at Linear Acceleration, Varian 2100C model, of Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu in Botucatu. For the measures of radiation dose was used a *fantom* and a set with dosimetric electrometer and ionization chamber PTW brand, calibrated for the energy range of radiotherapy. thermoluminescent dosimeters (TLDs) were applied for obtaining dose-response linearity curve of beams of electrons. Regarding the penetration in the tissues, it is concluded that both the beams of x-rays and electron beams can achieve depths consistent with the clinical characteristics of skin tumors. The electron beams have the advantage of providing better distribution of dose, minimizing the effects of exposure of healthy peripheral tissues to the lesion treated, the greater variability of the dimensions of radiation fields and less exposure time. The work has provided a better understanding of the radiation dose released in routine radiotherapy, guiding the procedures, quantifying the irradiation in healthy cells adjacent to the radiation field, minimizing the deleterious effects of radiation which involve directly on patients' quality of life.

Key-words: dermatology, dosimetry, electron beams, radiotherapy, skin tumors.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração da anatomia da pele.	13
Figura 2 – Câncer de pele do tipo melanoma.	14
Figura 3 – Carcinoma basocelular (CBC).	15
Figura 4 – Carcinoma espinocelular (CEC) localizado na orelha e metástase precoce para um linfonodo pós-auricular proeminente (seta).	15
Figura 5 – Curva dos detectores a gás.	18
Figura 6 – Bloco de colimação para feixes de elétrons.	23
Figura 7 – Máscara termoplástica.	23
Figura 8 – Cones localizadores do equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250.	24
Figura 9 – Placas de chumbo moldadas para tratamento em Ortovoltagem.	24
Figura 10 – <i>Fantom</i> aberto utilizado na dosimetria da Unidade de Telecobaltoterapia Theratron 80 (HE-MAB).	25
Figura 11 – <i>Fantom</i> fechado utilizado na dosimetria da Unidade de Telecobaltoterapia Alcyon II (HC-FMB).	25
Figura 12 – Dispositivos dosimétricos posicionados no equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250.	27
Figura 13 – TLD do primeiro conjunto posicionado na base de isopor.	31
Figura 14 – Irradiação dos conjuntos de TLD's no A.L..	31
Figura 15 – Representação gráfica do posicionamento do segundo arranjo de TLD's.	31
Figura 16 – Segundo arranjo de TLD's distribuídos na base de isopor.	31
Figura 17 – Leitora de TLD Harshaw 3500.	32
Figura 18 – Percentual de dose em profundidade em feixes de elétrons de 4 MeV.	35

Lista de tabelas

Tabela 1	– Condições de referência para a dosimetria em feixes de raios X de energia média.	26
Tabela 2	– Características dos cones localizadores do equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250.	27
Tabela 3	– Dose absorvida e unidade monitora por TLD.	30
Tabela 4	– Parâmetros de funcionamento da leitora TLD Harshaw 3500.	32
Tabela 5	– Levantamento estatístico dos casos de tumores de pele tratados no ano de 2013 no Setor de Radioterapia do HC-FMB.	33
Tabela 6	– Parâmetros radiométricos e geométricos dos casos de tumores de pele tratados no HE-MAB.	33
Tabela 7	– Taxa de dose absorvida na água ($D_{w(z_{max})}$) para Unidade de Telecobaltoterapia Alcyon II.	34
Tabela 8	– Valores da taxa de dose absorvida para os feixes de raios X superficial de 75 kV, com distância fonte-pele de 30,0 cm.	34
Tabela 9	– Leituras (em μC) do primeiro conjunto de TLD's irradiados com diferentes doses para feixes de elétrons com energia de 6,0 MeV.	36
Tabela 10	– Leituras (em nC) do segundo conjunto de TLD's irradiados com feixes de elétrons de 6,0 MeV, para dose de 200 cGy – distribuição planar. . .	36

Lista de abreviaturas e siglas

CBC	Carcinoma Basocelular
CEC	Carcinoma Espinocelular
INCa	Instituto Nacional de Câncer
kV	Kilovolt
MeV	Mega Elétron-Volt
A.L.	Acelerador Linear
MV	Megavolt
TLD	Dosímetro termoluminescente
HC-FMB	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu
HE-MAB	Hospital Estadual Manoel de Abreu de Bauru
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
PDT	Terapia Fotodinâmica
cGy	Centi-Gray
TRS	Technical Reports Series
C.I.	Câmara de Ionização
U.M.	Unidade Monitora

Sumário

1	Introdução	10
1.1	Objetivos	11
2	Revisão Bibliográfica	13
2.1	Anatomia da pele	13
2.2	Lesões de pele	14
2.3	Procedimentos terapêuticos	15
2.4	Dosimetria	16
2.5	Detectores de radiação	18
2.5.1	Detectores a gás	18
2.5.2	Dosímetros termoluminescentes	19
3	Materiais e Métodos	21
3.1	Setor de radioterapia do HC-FMB	21
3.2	Setor de radioterapia do HE-MAB	23
3.3	Dosimetria em feixes de radiação gama de Co-60	24
3.4	Dosimetria em feixes de raios X de energia média	26
3.5	Dosimetria em feixes de elétrons de alta energia	27
3.6	Cálculo de dose absorvida na água	28
3.7	Irradiação do conjunto dosimétrico de TLD's em feixes de elétrons de alta energia	30
4	Resultados e Discussão	33
4.1	Rotina de tratamento	33
4.2	Dosimetria em feixes de radiação gama de Co-60	33
4.3	Dosimetria em feixes de raios X de média energia	34
4.4	Dosimetria em feixes de elétrons de alta energia	35
4.5	Irradiação do conjunto dosimétrico de TLD's em feixes de elétrons de alta energia	35
5	Conclusão	38
	Referências	39
	Anexos	41

1 Introdução

O câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 tipos de diferentes doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células anormais com potencial invasivo, devido a condições multifatoriais. Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCa), estima-se que para o ano de 2014 a ocorrência de 576 mil novos casos de câncer no Brasil, no qual aproximadamente 188 mil são de câncer de pele (INSTITUTO NACIONAL DE CâNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA, 2014).

As neoplasias de pele podem ser divididas em dois grupos principais: os melanomas e os tumores de pele não melanomas (SALVAJOLI; SOUAHAMI; FARIA, 1999). O câncer de pele do tipo melanoma apresenta alta letalidade e alta capacidade de desenvolvimento de metástases, contudo é menos incidente na população brasileira. O câncer de pele não melanoma representa aproximadamente 182 mil dos novos casos de câncer no Brasil para o ano de 2014, todavia apresenta alto índice de cura e baixa taxa de mortalidade (INSTITUTO NACIONAL DE CâNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA, 2014).

Os tipos mais comuns e frequentes de câncer de pele do tipo não melanoma são os carcinomas basocelulares (CBC) e os carcinomas de células escamosas (CEC). O câncer de pele não melanoma é de bom prognóstico e, como as demais neoplasias, a taxa de cura aumenta se o mesmo for diagnosticado precoce e corretamente. Quando em fase inicial, apresenta dimensão pequena e é facilmente extraído com procedimento cirúrgico. Todavia, se diagnosticado tardiamente, pode avançar para ulceração ou deformidades físicas graves. Dessa forma, os procedimentos cirúrgicos se tornam menos precisos, exigindo outros procedimentos terapêuticos.

Uma vez que os tumores do tipo CBC e CEC apresentam boa radiosensibilidade, o segundo procedimento terapêutico mais utilizado é a radioterapia. Nesta modalidade de tratamento, indica-se a aplicação de feixes de raios X de baixa energia, na faixa de 50 kV a 150 kV, ou feixes de elétrons produzidos em equipamentos de teleterapia do tipo Aceleradores Lineares (KHAN, 2003; SCAFF, 2010; BENTEL, 1996). Unidades de telecobaltoterapia também já foram utilizadas para radioterapia em tumores de pele. Neste caso, devido à energia (1,25 MeV) da fonte radioativa, faz-se uso de material superficializador de dose (*bolus*), justaposto sobre a área a ser tratada, visando modelar a região de equilíbrio eletrônico do feixe na área acometida pela lesão, atingindo a distribuição de dose de radiação máxima e desejada, satisfazendo o protocolo clínico preconizado (ATTIX, 2004; KHAN; POTISH, 1998; BALL; MOORE; TURNER, 2008; PODGORSK, 2005).

A escolha dos planos de tratamento de radioterapia para cada caso ocorre de forma

mútua entre médico e físico médico especialista em radioterapia. Cabe ao primeiro a elaboração do plano clínico do tratamento e, ao segundo, o cálculo dos fatores físicos correspondentes ao planejamento que, juntamente com as características dos feixes e as dimensões da lesão, determinarão o tempo de irradiação necessário para fornecer a dose diária de radiação preconizada. Para a elaboração destes cálculos, são utilizadas tabelas com os parâmetros radiométricos medidos através das dosimetrias realizadas no serviço pelo físico responsável.

As lesões de pele apresentam formas irregulares, espessuras e dimensões variadas; porém, para os cálculos dosimétricos da rotina são considerados apenas campos retangulares e quadrados. Sendo assim, é necessário a aproximação das dimensões da lesão a ser tratada para uma geometria regular, a fim de que se possa usar os parâmetros radiométricos das tabelas e dados adquiridos durante a dosimetria. Para tanto, são confeccionados blocos de colimação para serem utilizados durante o tratamento que são modelados em conformidade com a lesão através da imagem projetada em placa de acrílico sobreposta entre o feixe e o tecido a ser irradiado.

A calibração do feixe de radiação se dá através de procedimentos de dosimetria em tecido absorvedor, ou simulador, denominado de *fantoma*, confeccionado de acrílico e preenchido com água. Pode-se reproduzir o campo de radiação e medir experimentalmente a distribuição de dose absorvida no sistema.

Com uma homogeneidade dos parâmetros radiométricos dos campos de radiação em tumores de pele, pode-se otimizar a rotina os cálculos físicos, balizar os procedimentos e minimizar os efeitos indesejáveis da radioterapia em tumores de pele devido à exposição de tecidos sadios adjacentes ao volume alvo de tratamento. Com uma melhor compreensão da distribuição de dose no campo e tratamento, pode-se ainda aliviar os sintomas da radiodermite, ocasionada na maioria dos casos assistidos, e assim contribuir para um melhor conforto e qualidade de vida dos pacientes (VERNENGO, 2009; FERNANDES; KANEZAWA, 2010)

1.1 Objetivos

O presente trabalho visa a análise da distribuição de dose de radiação, o perfil e o comportamento dos feixes clínicos emitidos pelos equipamentos de radioterapia, indicados para o tratamento de lesões de pele de pacientes assistidos no Setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HC-FMB) e do Hospital Manoel de Abreu de Bauru (HE-MAB), visando quantificar a resposta terapêutica em função da energia do feixe e dos planos de tratamento. Além disso, visa conhecer os cálculos utilizados nos procedimentos de dosimetria da radioterapia e contribuir para implantação de uma rotina computacional que forneça os planos de dose distribuída nos protocolos de

radioterapia em tumores de pele, otimizando os procedimentos e agilizando as atividades do físico no setor de radioterapia. Sendo assim, insere a estudante do curso de Física Médica na rotina de serviços do setor de radioterapia, promovendo a implementação mútua dos conceitos teóricos adquiridos nas disciplinas do curso com a prática desenvolvida pelo físico especialista.

2 Revisão Bibliográfica

2.1 Anatomia da pele

A pele é o maior órgão do corpo humano, ocupando uma área de aproximadamente 2 m^2 e correspondendo a 15% do peso corpóreo. A pele juntamente com seus anexos (pelos, unhas e mamas) formam o sistema tegumentar, cuja sua principal função é proporcionar ao corpo um revestimento protetor, participar da regulação da temperatura corporal e sensibilidade por meio dos nervos superficiais e terminações nervosas.

Duas camadas são reconhecidas na pele: a derme, mais superficial e a epiderme, subjacente a ela. A hipoderme pode ser considerada como uma terceira camada da pele composta por uma camada de tecido adiposo subjacente a derme, segundo algumas literaturas ([DANGELO; FATTINI, 2002](#)).

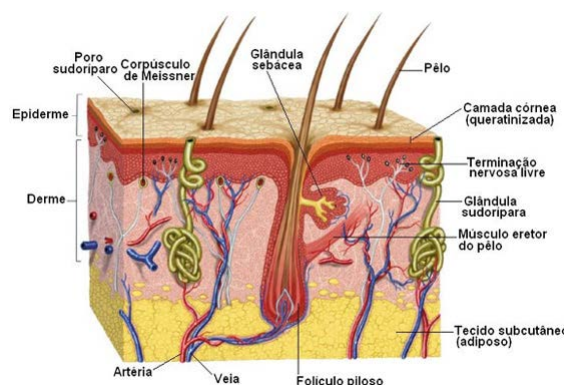


Figura 1 – Ilustração da anatomia da pele.

Fonte: ([TADA, 2010](#))

A epiderme é a camada mais externa e vive em constante regeneração. É composta por diversas camadas, sendo elas: a camada basal, a camada espinhosa, a camada granulosa e a camada córnea. Tais camadas representam as fases pelas quais as células que a compõe passam, ou seja, nas camadas superficiais as células morrem e se convertem em escamas de queratina que se desprendem da superfície epidérmica. Logo, as células da epiderme estão continuamente sendo substituídas.

A derme é rica em fibras colágenas e elásticas que conferem a pele sua capacidade de se distender quando tracionada, voltando ao estado original desde que cesse a tração ([DANGELO; FATTINI, 2002](#)). Nessa camada, encontram-se os vasos, os nervos e os linfáticos. As extensas redes capilares que irrigam a derme, formam elevações (papilas dérmicas) que se protegem na epiderme fazendo com que esta, na superfície apresente uma série de cristais separadas por sulcos (exemplo: digital).

2.2 Lesões de pele

O câncer de pele é originário de uma célula primária ou de células que migraram através da mesma, sofrendo transformação e multiplicando-se de maneira desordenada e anormal dando origem a um novo tecido (neoplasia). As neoplasias de pele são divididas em dois grupos: tipo melanoma e não melanoma. A exposição excessiva ao sol é o principal fator de risco para ambos os tipos de câncer de pele (FERNANDES et al., 2011).

Segundo o INCa, estima-se para o ano de 2014, aproximadamente, 188 mil novos casos de câncer de pele para a população brasileira, sendo 182 mil novos casos de câncer de pele do tipo não melanoma (INSTITUTO NACIONAL DE CâNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA, 2014).

O câncer de pele do tipo melanoma (Figura 2) é originário dos melanócitos (epiderme) que são os responsáveis pela pigmentação da pele. É o tumor de menor incidência no Brasil, contudo apresenta letalidade elevada e alta capacidade de desenvolvimento de metástases. Clinicamente, o câncer de pele do tipo melanoma é assintomático, contudo os seguintes sinais clínicos de advertência de um melanoma devem ser considerados: ampliação de mancha preexistente; prurido ou dor na mancha preexistente; desenvolvimento de uma nova lesão pigmentada durante a vida adulta; irregularidade das bordas da lesão pigmentada (“recortados”); e variação da cor da lesão pigmentada (KUMAR et al., 2008; FERNANDES; PIVETI; MIOT, 2011).



Figura 2 – Câncer de pele do tipo melanoma.

Fonte: (KUMAR et al., 2008)

O câncer do tipo não melanoma são os mais incidentes na população brasileira e tornam-se mais incidentes com o aumento da idade. Dentre os tumores de pele não melanoma os mais frequentes são os carcinomas basocelulares (CBC) e os carcinomas espinocelulares (CEC). Ambos são frequentes em pessoas de pele clara e do sexo masculino, contudo o CBC é mais frequente do que o CEC.

O CBC (Figura 3) é um tumor de crescimento lento que raramente sofre metástase. Clinicamente, apresentam-se como pápulas peroladas, contendo frequentemente vasos sanguíneos subepidérmicos proeminentes dilatados. O tumor pode conter pigmentos de melanina, assemelhando-se a um melanoma. Já as lesões mais avançadas podem ulcerar e

invadir regiões ósseas (KUMAR et al., 2008).

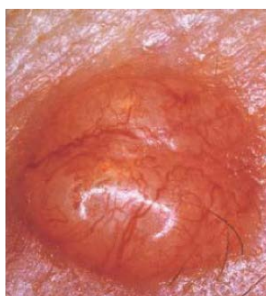


Figura 3 – Carcinoma basocelular (CBC).

Fonte: (KUMAR et al., 2008)

O CEC (Figura 4) é um tumor que ocorre comumente em pessoas idosas e em locais expostos ao sol, apresentando-se como placas bem definidas, de cor vermelha e escamosos. As lesões invasivas mais avançadas são nodulares e apresentam escamas variáveis, podendo tornar-se ulceradas. A predisposição à metástase está relacionada à espessura da lesão e ao grau de invasão do tecido subcutâneo (KUMAR et al., 2008).



Figura 4 – Carcinoma espinocelular (CEC) localizado na orelha e metástase precoce para um linfonodo pós-auricular proeminente (seta).

Fonte: (KUMAR et al., 2008)

2.3 Procedimentos terapêuticos

A escolha da melhor terapêutica a ser adotada para os casos clínicos de lesões da pele se dá em função da experiência do médico e de sua avaliação clínica, sempre visando o melhor resultado clínico, funcional e estético que possibilite a cura ou controle da doença e proporcione maior qualidade de vida ao paciente (SALVAJOLI; SOUAHAMI; FARIA, 1999). Os procedimentos mais comumente utilizados são a excisão cirúrgica e a radioterapia. A quimioterapia é mais indicado para os casos de melanoma maligno e a terapia fotodinâmica (PDT) vem ganhando espaço, mas devido à sua complexidade com a necessidade de uso de drogas sensibilizantes, ainda é pouco utilizada na rotina dos atendimentos de cânceres de pele.

A radioterapia é uma importante modalidade terapêutica que utiliza radiações ionizantes com o objetivo de destruir as células neoplásicas, apresentando uma redução ou desaparecimento da neoplasia. Os procedimentos de radioterapia estão divididos em:

- **Teleterapia:** a fonte de radiação se encontra a certa distância do paciente e o tumor é irradiado com um feixe de radiação externo. Nos equipamentos do tipo A.L., esta distância é de 100,0 cm; nas Unidades de Telecobaltoterapia é de 80,0 cm e nos aparelhos de raios-x superficiais, a distância de tratamento varia de 30,0 cm a 50,0 cm.
- **Braquiterapia:** a fonte de radiação é colocada em contato com o tumor ou inserida dentro do mesmo.

Para o tratamento de lesões de pele, a radioterapia oferece taxas de cura semelhantes às da cirurgia. Destaca-se a eficácia do procedimento no tratamento dos tumores de pele não melanoma nas formas de CBC e CEC, uma vez que ambas apresentam boa radiosensibilidade. Além dos tumores de pele do tipo melanoma e não melanoma, algumas lesões benignas, como pterígios e queloides, podem ser prevenidas com radioterapia superficial. Nestes casos, é necessário a remoção prévia da lesão e, em seguida, a aplicação da betaterapia com finalidade de prevenção da recorrência da lesão.

Os feixes mais comumente usados no tratamento das lesões dermatológicas superficiais são feixes de elétrons com energia entre 4,0 MeV a 12,0 MeV produzidos por um A.L. e raios X de ortovoltagem na faixa de 50 kV a 150 kV. Na falta de ambos equipamentos de radioterapia, a Unidade de Telecobaltoterapia e a braquiterapia com moldes radioativos também podem ser indicados (SALVAJOLI; SOUAHAMI; FARIA, 1999; KHAN, 2003; SCAFF, 2010; BENTEL, 1996; ATTIX, 2004; FERNANDES; ANDRADE, 2014).

Atualmente, a Terapia Fotodinâmica (PDT) vem sendo muito utilizada para o tratamento de lesões de pele superficiais, múltiplas, disseminadas e para pacientes imunossuprimidos. A PDT é uma reação fotoquímica usada para destruição seletiva de um tecido e requer um agente fotossensibilizante no tecido-alvo, uma fonte de luz e oxigênio. As fontes de luz utilizadas deve emitir comprimentos de onda no espectro de absorção do fotossensibilizante escolhido. Para o tratamento de tumores de pele não melanoma, as lâmpadas LED (light emitting diode) são as mais indicadas (ISSA; MANELA-AZULAY, 2010).

2.4 Dosimetria

A dosimetria é a medida da dose de radiação através de cálculos de grandezas radiológicas e utilizando detectores específicos como câmaras de ionização, com o objetivo

de maximizar os efeitos benéficos da radiação ionizante à sociedade e minimizar seus danos decorrentes.

Durante muitos anos, não havia padronização das grandezas radiológicas. Logo, as doses de radiação eram administradas sem critérios físicos coerentes, levavam em conta apenas o efeito da radiação na pele (eritema). Apenas a partir de 1906, houve uma tentativa de sistematizar o emprego da radiação a partir da padronização do tratamento pela relação entre o tempo de exposição e a miliamperagem, permitindo elaborar tabelas mostrando a intensidade da dose e as doses de segurança em função de diferentes distâncias. A medida de dose era realizada através da mudança de cor que a irradiação provocava em certas substâncias químicas ([SALVAJOLI](#); [SOUAHAMI](#); [FARIA, 1999](#); [TADA, 2010](#)).

Buscando a padronização das grandezas radiológicas e estipular os limites para proteção radiológica, os seguintes eventos se sucederam:

- 1925: Criação da Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU);
- 1928: Criação da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP);
- 1929: II Congresso Internacional de Radiologia, em Estocolmo, definiu o roentgen (R) como unidade padrão de doses de exposição. Com o passar dos anos, a unidade R foi substituída pelo centi-Gray (cGy).

A dosimetria em radioterapia pode ser dividida em dosimetria absoluta e em dosimetria relativa. Na dosimetria absoluta a dose é determinada no ponto de referência em condições padronizadas, enquanto que na dosimetria relativa é uma medida relativa, num determinado ponto de interesse, e que posteriormente é relacionada a medida absoluta. Atualmente, a dosimetria numérica, ou seja, aquela que se utiliza de simulações computacionais baseadas em técnicas de Monte Carlo para cálculos de dose absorvida e outras grandezas radiológicas relacionadas ao tratamento do câncer, também tem se tornado muito utilizada ([TADA, 2010](#)).

Para a realização da dosimetria nos serviços de radioterapia, são utilizados os parâmetros dosimétricos estabelecidos pelos protocolos internacionais (Technical Reports Series - TRS) da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA), sendo os mais importantes:

- TRS-277: “Determinação da Dose Absorvida em Feixes de Fótons e Elétrons”- Um Código de Prática Internacional. (Publicado em 1987.)
- TRS-381: “Uso de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas em Feixes de Fótons e Elétrons de Alta Energia”- Um Código de Prática Internacional para Dosimetria. (Publicado em 1997.)

- TRS-398: “Determinação da Dose Absorvida em Radioterapia de Feixes Externos” - Um Código de Prática Internacional para Dosimetria Baseada em Padrões de Dose Absorvida da Água. (Publicado em 2000.)

2.5 Detectores de radiação

As aplicações da radiação ionizante requerem o uso de um detector de radiação que seja sensível a presença de radiação ou que possa quantificá-la. Os detectores de radiação são como transdutores, ou seja, convertem energia de radiação em um sinal que pode ser medido ou avaliado e que tenha uma relação simples e unívoco com alguma grandeza relacionada à radiação que o produziu. Sendo assim, os detectores de radiação devem apresentar as seguintes características: eficiência, exatidão, sensibilidade, faixa dinâmica, repetibilidade, reprodutibilidade, linearidade e o tempo de resposta (apenas para detectores de resposta imediata) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Na rotina do setor de radioterapia, tanto para dosimetria quanto para supervisão radiológica, os detectores de radiação mais usados são: os detectores a gás e os dosímetros termoluminescentes (TLD's).

2.5.1 Detectores a gás

Os detectores a gás são basicamente constituídos de um capacitor preenchido com um gás isolante elétrico, ou mistura de gases. Entre os eletrodos do capacitor é aplicada uma diferença de potencial que tem o papel de dirigir as cargas liberadas no gás aos eletrodos de sinal contrário. A escolha da diferença de potencial é muito importante, pois ela deve ser suficiente para coletar todas as cargas produzidas antes de haver recombinação, mas não deve ser tão alta a ponto de romper a rigidez dielétrica do gás (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Dentro desses limites, a diferença de potencial também define o regime de trabalho do detector, como representado na Figura 5.

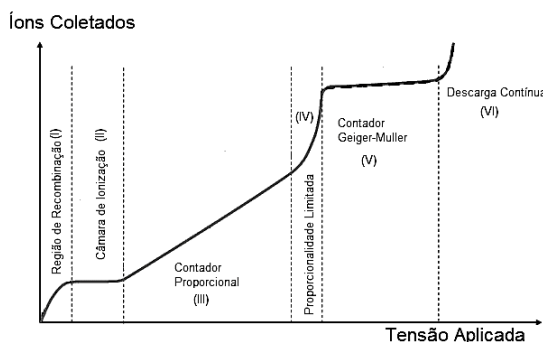


Figura 5 – Curva dos detectores a gás.

Fonte: Elaborada pela autora.

As regiões de voltagem marcadas como I, IV e VI não são empregadas para detecção por haver uma forte recombinação dos íons em I, ou uma descarga descontrolada em VI, ou ainda uma proporcionalidade limitada entre sinal e estímulo em IV (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). As regiões II, III e V definem o funcionamento dos três principais tipos de detectores a gás, respectivamente: câmara de ionização (C.I.), câmara proporcional e contador Geiger-Muller. A C.I. e o contador Geiger-Muller são instrumentos exigidos pelas legislações e normas regentes em radioterapia.

Na área de radioterapia, são empregadas as câmaras de ionização com volumes pequenos (por volta de $0,6 \text{ cm}^3$) com paredes de material de baixo número atômico e preenchidas com ar à pressão atmosférica local para dosimetria e comissionamento de equipamentos de radioterapia. O volume sensível dessas câmaras podem variar de formato, sendo cilíndricas ou de placas-paralelas, a fim de realizar medidas precisas para cada tipo de feixe clínico de energia (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O contador Geiger-Muller é utilizado na rotina clínica como instrumento de proteção radiológica, uma vez que detecta a radiação, mas não a quantifica. Nesse tipo de detector, a tensão aplicada é tão elevada que uma única ionização no gás provoca uma avalanche de ionizações, obtendo-se um sinal único independente da quantidade de energia que a radiação liberaria no meio. Na mistura de gases que preenche o contador, há em geral um gás nobre e, em pequena porção, um gás que auxilia na extinção da descarga produzida pela avalanche de ionizações evitando que ela continue por tempo muito longo ou se multiplique em descargas secundárias. Enquanto dura a descarga, o detector fica cego a outros estímulos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.5.2 Dosímetros termoluminescentes

A termoluminescência é uma propriedade que alguns materiais tem de emitir luz visível, quando são aquecidos, caso tenham sido irradiados anteriormente. Em geral, a quantidade de luz é proporcional à dose absorvida pelo material termoluminescente, o que torna possível o seu uso como dosímetros. Com um tempo de vida muito longo à temperatura ambiente, uma pequena parte da energia absorvida da radiação pelo material fica armazenada em estados excitados que não conseguem se desexcitar espontaneamente (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A leitura desses dosímetros é feita a partir do registro da intensidade luminosa e da temperatura, construindo-se a curva de emissão. Essa curva é específica de cada material termoluminescente, mas sempre é caracterizada por picos de emissão de luz que correspondem a desexcitação de um estado excitado no material termoluminescente. A área sob a curva de emissão ou altura de um dos picos da curva pode ser relacionada diretamente com a dose absorvida (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As vantagens dos dosímetros são o seu pequeno tamanho (geralmente em milímetros), ampla faixa dinâmica e boa repetibilidade.

3 Materiais e Métodos

Neste trabalho foram realizadas medidas experimentais e análises dosimétricas de campos de radiação utilizados em tumores cutâneos. Foi feita uma pesquisa bibliográfica sobre os conceitos e princípios envolvidos em oncologia e os tratamentos utilizados, com ênfase específica em câncer de pele, bem como sobre os tipos de equipamentos utilizados em radioterapia e as características dos feixes clínicos empregados para tratamento de tumores de pele.

Foram estudados os protocolos internacionais de dosimetria publicados pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA), com ênfase no protocolo TRS-398 que é utilizado como parâmetro nas rotinas acompanhadas. Para maior compreensão dos protocolos, foram analisados os princípios de funcionamento e aplicações dos detectores de radiação, identificando suas principais diferenças e importância específica de cada um.

Foram analisados os casos clínicos de tumores de pele tratados no Serviço de Radioterapia do HC-FMB e no HE-MAB. Os equipamentos de radioterapia utilizados nestes tipos de tumores são o A.L. da marca Varian Medical Systems, modelo 2100C (HC-FMB) e equipamento de raios X de ortovoltagem (superficial) da marca Philips modelo RT 250 (HE-MAB), também podem ser utilizados as Unidades de Cobaltoterapia da marca Siemens, modelo Theratron 80 (HE-MAB) e da marca GE/CGR-MEV, modelo Alcyon II.

Para medidas da radiação absorvida foram utilizadas câmaras de ionização e eletrômetros cedidos pela empresa Nucleata Radiometria de Araçatuba e pelo serviço de radioterapia do HE-MAB, além de dosímetros termoluminescentes (TLD's) cedidos pelo Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (CNEN/IPEN-SP).

Para elaboração dos cálculos, uso dos algoritmos computacionais (expressões matemáticas) e fatores de correção, utilizou-se o Protocolo de Dosimetria da AIEA, o TRS-398. Os parâmetros radiométricos dos feixes de radiação foram fornecidos pelos respectivos serviços de radioterapia.

3.1 Setor de radioterapia do HC-FMB

O setor de radioterapia do HC-FMB possui um equipamento simulador, com unidade de radiação da marca Siemens e mesa da marca Mecaserto. A finalidade desse equipamento é planejar e simular o campo de tratamento de forma que possa ser rigorosamente reproduzido na máquina de tratamento que pode ser o A.L. ou a Unidade de Telecobaltoterapia. O

Simulador é uma máquina precisa e reproduz os parâmetros geométricos e radiométricos do aparelho em que o paciente fará as aplicações radioterápicas. Contudo, não emite radiação de energia igual à preconizada para o tratamento e, sim, raios X de energia suficiente para execução de radiografias e escopias (SCAFF, 2010).

Quanto aos equipamentos terapêuticos, o setor possui uma Unidade de Telecobaltoterapia da marca GE/CGR-MEV, modelo Alcyon II, com energia de raios gama de 1,25 MeV e um A.L. da marca Varian, modelo Clinac 2100 C, com feixes de fótons de raios X com energia de 6,0 MV e 10,0 MV e feixes de elétrons com energia de 4,0 MeV, 6,0 MeV, 9,0 MeV, 12,0 MeV e 15,0 MeV. O A.L. apresenta também um sistema de colimação multi-lâminas (*multi-leaf*) para proteção das áreas sadias circunvizinhas ao campo de radiação.

A Unidade de Telecobaltoterapia atualmente é utilizada para irradiação de bolsas de sangue enviadas pelo Hemocentro da F.M.B., alguns pacientes com metástases ósseas, aulas práticas dos cursos de Bacharel de Física Médica e Tecnologia em Radiologia, além de pesquisas científicas.

Os pacientes com câncer de pele que são encaminhados ao setor de radioterapia do HC-FMB, em sua maioria, apresentam lesões do tipo CEC e CBC ou lesões não malignas do tipo queloides. Por se tratarem de lesões superficiais, são prescritos tratamentos com feixes de elétrons, uma vez que possuem menor alcance no tecido em relação aos feixes de fótons. A escolha da energia desses feixes de elétrons dependerá da profundidade de invasão da lesão e do grau de comprometimento do tecido. Na maioria dos casos tratados no setor, a energia dos feixes de elétrons utilizados foram entre 4,0 MeV e 6,0 MeV.

O médico radioterapeuta, primeiramente, analisa a indicação e viabilidade da radioterapia, prescreve a quantidade de dose diária e de sessões de tratamento necessária para cada caso. Em seguida, o campo de radiação é delimitado no corpo do próprio paciente com a utilização de uma tinta de marcação.

No próprio equipamento de tratamento, o paciente é posicionado pelo técnico ou tecnólogo de radiologia e então, o físico especialista e o médico radioterapeuta decidem qual aplicador e os parâmetros radiométricos que serão utilizados. Com os parâmetros físicos e geométricos decididos, o físico médico realiza os cálculos para determinação da unidade monitora de tratamento.

Para tratamentos de pele, são necessários a utilização de blocos de colimação (Figura 6) apropriados para delimitação do campo, uma vez que as lesões de pele em sua maioria são assimétricas, não podendo ser tratadas em um campo quadrado. Na confecção dos blocos, durante o planejamento do tratamento, coloca-se uma placa rígida de acrílico sobre o “*framer*” do aplicador a ser utilizado e, a geometria do feixe de radiação é definida com a luz do campo acessa, onde o campo marcado na pele do paciente é retratado no

acrílico através da sombra projetada. A área desenhada no acrílico é projetada em placa de isopor de alta densidade, o qual é modelado em dispositivo cortador de isopor. Sobre o espaço recortado do isopor é injetada uma liga metálica de “cerrobend” aquecida à 70°C. Esta liga metálica é composta por 50% de Bismuto, 26,7% de Chumbo, 13,3% de Estanho e de 10% de Cádmio. Por apresentar chumbo em sua composição, a liga deve ser manipulada com luvas em local arejado e os resíduos devem ser descartados em lixo específico devido a toxicidade do chumbo.

Para os casos clínicos de lesões de pele na região da face, são necessárias a utilização de máscaras termoplásticas (Figura 7) que servirão tanto para imobilização do paciente durante o tratamento, quanto para a delimitação do campo de radiação na própria máscara e para reprodutibilidade do tratamento diariamente, além de evitar constrangimentos ao paciente devido às tatuagens do campo em sua face.



Figura 6 – Bloco de colimação para feixes de elétrons.

Fonte: Elaborado pela autora.



Figura 7 – Máscara termoplástica.

Fonte: Elaborado pela autora.

3.2 Setor de radioterapia do HE-MAB

No Setor de radioterapia do HE-MAB, a Unidade de Telecobaltoterapia da marca Siemens, modelo Theratron 80, é mais utilizada para tratamento de tumores mais profundos (cânceres de próstata, mama, ginecológicos, pulmão, cabeça e pescoço, etc...). Para tratamento de tumores superficiais é utilizado o equipamento de Ortovoltagem da marca Philips, modelo RT 250, atualmente, em funcionamento apenas nas energias de 75 kV e 100 kV com corrente anódica de 20 mA. Para delimitação do campo de radiação, este equipamento oferece diferentes tipos de cones (Figura 8), que variam em comprimento e tamanho de janela de radiação.

Para a realização do procedimento de radioterapia neste equipamento, coloca-se o cone localizador, com dimensão e distância de acordo com as características da lesão a ser irradiada, na saída do cabeçote irradiador. As áreas de irradiação limitadas pelos cones localizadores possuem geometria retangular, as lesões de pele geralmente são assimétricas



Figura 8 – Cones localizadores do equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250.

Fonte: Elaborado pela autora.

e não coincidente com as áreas retangulares dos cones. Por isto, utilizam-se placas de chumbo (Figura 9) recortadas de acordo com o formato da lesão, as quais são sobrepostas entre a área a ser tratada e a saída do cone localizador, desta forma pode-se proteger a região sadia circunvizinha ao campo de tratamento.



Figura 9 – Placas de chumbo moldadas para tratamento em Ortovoltagem.

Fonte: Elaborado pela autora.

3.3 Dosimetria em feixes de radiação gama de Co-60

As dosimetrias realizadas no setor de radioterapia do HE-MAB para a Unidade de Telecobaltoterapia Theratron 80 seguem as condições de referência e os parâmetros estabelecidos pela AIEA no protocolo TRS-398.

Para realizar a dosimetria na Unidade de Telecobaltoterapia Theratron 80, foram utilizados dois conjuntos dosimétricos, sendo o primeiro (aqui denominado de C1) constituído por uma câmara de ionização cilíndrica (tipo dedal) marca PTW modelo TN 30013 série 03303 e um eletrômetro marca PTW modelo Unidos E. O segundo conjunto (C2) é composto por uma C.I. PTW – TN 30013 série 006901 e por um eletrômetro da

marca Sun Nuclear modelo PC Eletrometer. Para intercomparação entre os dois conjuntos dosimétricos, foram realizadas medidas com outras duas combinações:

- C3: câmara de ionização PTW – TN 30013 série 03303 e eletrômetro Sun Nuclear – PC Eletrometer;
- C4: câmara de ionização PTW – TN 30013 série 006901 e eletrômetro PTW Unidos E.

O *fantom* (objeto simulador) foi colocado sobre a mesa de tratamento. Ajustou-se o posicionamento da mesa e do gantry de forma que o feixe incidisse perpendicularmente à superfície do *fantom* (gantry à zero graus). O colimador também foi ajustado para angulação de zero graus. O *fantom* utilizado é um dispositivo de acrílico preenchido no seu interior com água (simulando a densidade do corpo humano). Durante as etapas de medidas utilizou-se dois tipos de *fantom*, um do tipo aberto (Figura 10) com dimensões de 38,0 cm x 38,0 cm x 38,0 cm e outro do tipo fechado (Figura 11) com dimensões de 20,0 cm x 20,0 cm x 9,0 cm.

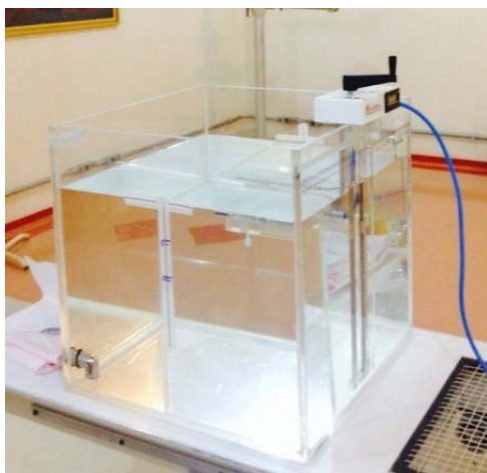


Figura 10 – *Fantom* aberto utilizado na dosimetria da Unidade de Telecobaltoterapia Theratron 80 (HE-MAB).

Fonte: Elaborado pela autora.

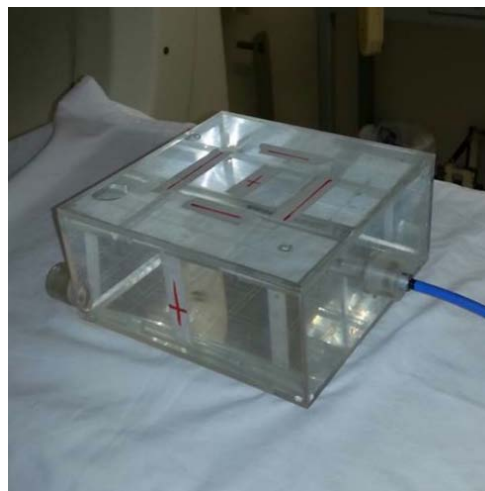


Figura 11 – *Fantom* fechado utilizado na dosimetria da Unidade de Telecobaltoterapia Alcyon II (HC-FMB).

Fonte: Elaborado pela autora.

Para determinação do fator de correção para temperatura e pressão foram utilizados dois diferentes dispositivos para medidas de temperatura e pressão ambiente, sendo eles: Oregon Scientific modelo RA 123 e Oregon Scientific modelo AWS888N. Um termômetro da marca Acu-Rite foi posicionado dentro do *fantom* para mensurar a temperatura da água.

A C.I. é fixada sobre um suporte de acrílico ligado a uma haste que permite movimentar a câmara vertical e lateralmente no interior do *fantom*. Este dispositivo é

posicionado no *fantom* de forma que se garanta a incidência perpendicular do feixe no plano da superfície da água.

A profundidade de referência (z_{ref}) para dosimetria em feixes de Co-60 é de 5,0 cm, isto é, a C.I. é posicionada à 5,0 cm de profundidade do nível da superfície da água.

O campo de radiação utilizado nas dosimetrias foi de 10,0 cm x 10,0 cm. A distância da fonte à superfície da água foi de 80,0 cm, o que corresponde à uma distância de 85,0 cm até o centro da C.I..

O tempo de cada exposição é de 1,0 minuto. Para coleta dos íons na C.I., é aplicado um campo elétrico entre o eletrodo central e a superfície externa da C.I.. Os valores da carga elétrica coletada é proporcional à intensidade de radiação incidente no volume sensível da C.I.. Para se verificar a eficiente contagem, são determinados os fatores de correção por recombinação iônica e o fator de correção para a polaridade, para tanto, as medidas foram repetidas para três diferentes tensões: +300V, -300V e -150V. Para cada tensão, foram realizadas 5 exposições sucessivas.

No setor de radioterapia do HC-FMB, foi realizada a dosimetria com a Unidade de Telecobaltoterapia Alcyon II usando o conjunto dosimétrico C1 e o *fantom* fechado.

3.4 Dosimetria em feixes de raios X de energia média

Assim como para a Unidade de Telecobaltoterapia, a dosimetria realizada no equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250 no setor de radioterapia do HE-MAB também seguem os parâmetros estabelecidos pela AIEA no protocolo TRS-398, os quais estão representados na Tabela 1.

Tabela 1 – Condições de referência para a dosimetria em feixes de raios X de energia média.

Magnitude de Influência	Valor ou Característica
Material do <i>fantom</i>	Água
Tipo de câmara de ionização	Cilíndrica
Profundidade de medida (z_{ref})	2 cm
Ponto de referência da câmara	No eixo central, no centro do volume da cavidade
Distância fonte-pele	Distância normal de tratamento
Tamanho de campo	10 cm x 10 cm ou aplicador de referência
Fonte: (AIEA, 2000)	

Foram utilizados os mesmo conjuntos dosimétricos C1, C2, C3 e C4 aplicados na Unidade de Telecobaltoterapia Theratron 80. Neste caso, a C.I. foi posicionada à 2,0 cm de profundidade na água (z_{ref}) e as tensões elétricas aplicadas à C.I. foram também de +300 V, -300 V e -150V. O tempo de exposição foi de 30,0 segundos.

Foram avaliadas as duas energias de feixe atualmente em uso no Serviço, 75 kV e 100 kV, para todos os cones localizadores disponíveis representados na Tabela 2.

Tabela 2 – Características dos cones localizadores do equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250.

Cone	Área de Irradiação	Distância de Tratamento
1	1 cm x 2 cm	30,0 cm
2	2 cm x 4 cm	30,0 cm
3	4 cm x 6 cm	30,0 cm
4	8 cm x 10 cm	30,0 cm
5	10 cm x 15 cm	40,0 cm
6	6 cm x 8 cm	50,0 cm
7	8 cm x 10 cm	50,0 cm
8	10 cm x 15 cm	50,0 cm
9	15 cm x 20 cm	50,0 cm

Para medidas de intercomparação, foram escolhidos os aplicadores de 8,0 cm x 10 cm com distância fonte-pele de 30,0 cm e 50,0 cm e o aplicador de 10,0 cm x 15,0 cm com distância fonte-pele de 40,0 cm. Foram realizadas medidas para as energias de tratamento de 75 kV e 100 kV com 20 mA para ambos, mantendo-se as mesmas condições de posicionamento e de exposições.



Figura 12 – Dispositivos dosimétricos posicionados no equipamento de Ortovoltagem Philips RT 250.

Fonte: Elaborado pela autora.

3.5 Dosimetria em feixes de elétrons de alta energia

A dosimetria em feixes de elétrons foi realizada no A.L. da marca Varian modelo 2100C de uso no setor de radioterapia do HC-FMB. Os procedimentos seguiram as recomendações de condições de referência estabelecidas pelo protocolo TRS-398.

Foi utilizado uma câmara de ionização do tipo placas-paralelas. A C.I. cilíndrica pode ser utilizada para feixes de elétrons com $R_{50} < 4,0 \text{ g/cm}^2$, $E_0 < 10,0 \text{ MeV}$. Para feixes de maior energia, recomenda-se a C.I. de placas-paralelas.

Utilizando um *phantom* de água aberto, posicionou-se a C.I. de placas-paralelas no suporte de acrílico do dispositivo de movimentação, nivelando o centro do volume sensível da cavidade de ar no eixo central do feixe de radiação.

O gantry, o colimador e a mesa de tratamento foram angulados para zero grau. O aplicador padronizado no serviço para dosimetria é o de 15,0 cm x 15,0 cm. A distância entre a fonte de radiação e a superfície da água foi 100,0 cm que corresponde à distância de isocentro (de tratamento) do A.L..

Foram analisadas todas as energias de feixes de elétrons disponíveis no equipamento: 4,0 MeV, 6,0 MeV, 9,0 MeV, 12,0 MeV e 15,0 MeV. As exposições foram efetuadas para uma quantidade de unidades monitoras igual a 100 (U.M. = 100).

3.6 Cálculo de dose absorvida na água

Para o cálculo de dose de radiação absorvida na água (D_w) na profundidade de máxima dose (z_{max}), utilizou-se a Equação 3.1:

$$D_{w(z_{max})} = \frac{D_{w(z_{ref})}}{PDP_{z_{ref}}} \quad (3.1)$$

Onde:

$D_{w(z_{max})}$ = dose absorvida na água na profundidade z_{max} ;

$D_{w(z_{ref})}$ = dose absorvida na profundidade de referência (z_{ref});

$PDP_{(z_{ref})}$ = porcentagem de dose na profundidade de referência (valor dado pelas tabelas de PDP do setor).

A dose absorvida na profundidade de referência, $D_{w(z_{ref})}$, foi calculada pela Equação 3.2:

$$D_{w(z_{ref})} = M \times N_{D,w} \quad (3.2)$$

Onde:

M = média das leituras do eletrômetro, na polaridade de -300 V, corrigida pelas magnitudes de influência de temperatura e pressão (k_{TP}), pelo fator de calibração do

eletrômetro (k_{elec}), pelo efeito da polaridade (k_{pol}) e pelo fator de recombinação de íons (k_S).

$N_{D,w}$ = fator de calibração da câmara de ionização fornecido pelo Laboratório de Calibração.

Os fatores de correção acima foram determinados conforme as Equações 3.3, 3.4, 3.5.

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) \times P_0}{(273,2 + T_0) \times P} \quad (3.3)$$

Onde:

T e P são as médias das leituras da temperatura e pressão, respectivamente, durante a realização da dosimetria;

T_0 e P_0 correspondem à temperatura e pressão apontadas no certificado de calibração do conjunto dosimétrico fornecido pelo Laboratório de Calibração.

O fator k_{pol} é o fator que corrige a resposta da câmara de ionização para o efeito da mudança de polaridade na tensão aplicada à câmara de ionização.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M_1} \quad (3.4)$$

Onde:

$|M_+|$ = média das leituras para a polaridade de +300 V;

$|M_-|$ = média das leituras para a polaridade de -300 V;

M_1 = média das leituras para a polaridade de -300 V.

O fator que corrige a incompleta eficiência na coleta de cargas no volume da cavidade da câmara de ionização devido a recombinação é o fator k_S :

$$k_S = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (3.5)$$

Onde:

V_1 e V_2 são as voltagens de -300 V e -150 V, respectivamente;

M_1 e M_2 são, respectivamente, a média das leituras (em nC) para as voltagens V_1 e V_2 .

Como o conjunto dosimétrico utilizado neste trabalho teve sua calibração envolvendo simultaneamente o eletrômetro e a câmara de ionização, o fator k_{elec} é igual a 1,0.

Desta forma, o valor de M foi calculado utilizando a Equação 3.6.

$$M = M_1 \times k_{TP} \times k_{POL} \times k_S \times k_{ELEC} \quad (3.6)$$

3.7 Irradiação do conjunto dosimétrico de TLD's em feixes de elétrons de alta energia

Para avaliação da linearidade da dose absorvida em função da quantidade de radiação, foram utilizados 26 dosímetros termoluminescentes (TLD's) de Fluoreto de Lítio (LiF), os quais foram cedidos pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP).

De modo geral, o dosímetro TLD é composto de cristais que possuem propriedades termoluminescentes, ou seja, quando os cristais são expostos a uma certa quantidade de radiação podem emitir luz ultravioleta de intensidade proporcional à quantidade de dose recebida quando aquecidos.

O conjunto de TLD's foram irradiado nos feixes de elétrons de 6,0 MeV do A.L. do setor de radioterapia do HC-FMB. A irradiação dos TLD's se deu em duas etapas. A primeira constitui no uso de 10 dosímetros, irradiando-se nove deles individualmente e mantendo-se um dosímetro (padrão) sem exposição. Nesta etapa, a dose de radiação foi escalonada para cada um dos TLD's conforme apresentado na Tabela 3. Logo, esta etapa visou a verificação da linearidade de resposta destes dosímetros em função da dose de radiação aplicada. Após garantida esta linearidade, no segundo procedimento de irradiação, 16 TLD's foram expostos com dose única de 200 cGy (U.M. = 201).

Tabela 3 – Dose absorvida e unidade monitora por TLD.

TLD	Dose (cGy)	U.M. (Calculada)	U.M. (Utilizada)
1	10	10,04	10
2	20	20,08	20
3	50	50,20	50
4	100	100,40	100
5	150	150,60	151
6	200	200,80	201
7	250	251,00	251
8	300	301,20	301
9	500	502,01	502

Os TLD's foram arranjados em uma base de isopor. Para se garantir o retroespalhamento do feixe, um conjunto de placas de acrílico, totalizando 5,0 cm de espessura, foram colocados abaixo da base dos dosímetros, sobre a qual foi colocada uma placa de acrílico de 1,3 cm visando à dose máxima (região de build'up). A distância entre a fonte e a superfície de placa de acrílico foi de 100,0 cm que corresponde à distância de isocentro do A.L.. O TLD central foi alinhado com o raio central do feixe de radiação (centro do feixe), de acordo com as Figuras 13 e 14.

No segundo arranjo, os 16 TLD's foram distribuídos em um mesmo plano (x-y) simetricamente em relação ao raio central do feixe de radiação, conforme ilustrado pelas Figuras 15 e 16.

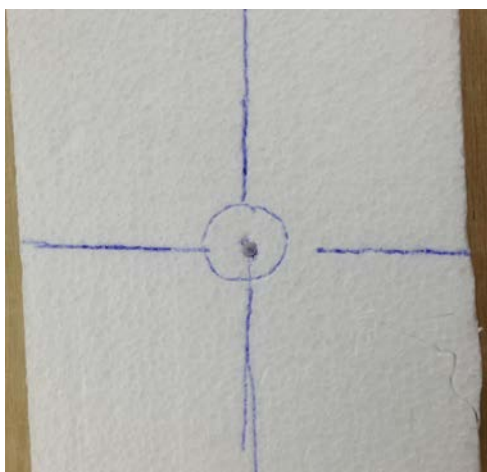


Figura 13 – TLD do primeiro conjunto posicionado na base de isopor.

Fonte: Elaborado pela autora.



Figura 14 – Irradiação dos conjuntos de TLD's no A.L..

Fonte: Elaborado pela autora.



Figura 15 – Representação gráfica do posicionamento do segundo arranjo de TLD's.

Fonte: Elaborado pela autora.

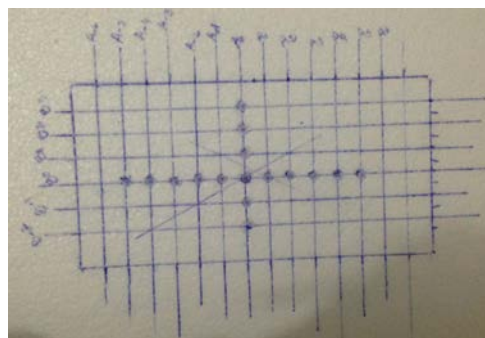


Figura 16 – Segundo arranjo de TLD's distribuídos na base de isopor.

Fonte: Elaborado pela autora.

As leituras de exposição (nC) dos TLD's foram realizadas no Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do IPEN/CNEN-SP, utilizando uma leitora de TLD Harshaw 3500 (Figura 17) que utiliza o software WinRen.

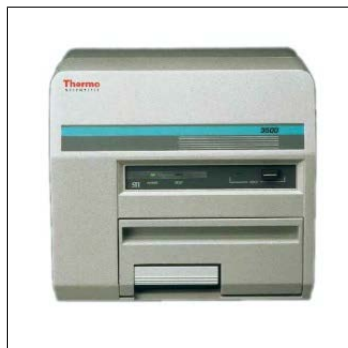


Figura 17 – Leitora de TLD Harshaw 3500.

Fonte: (CAVALIERI, 2013)

Antes de fazer as leituras dos TLD's, são necessárias medidas preliminares da luz de referência do equipamento e das medidas em branco, ou seja, sem TLD. Os parâmetros de funcionamento da leitora estão ilustrados na Tabela 4.

Tabela 4 – Parâmetros de funcionamento da leitora TLD Harshaw 3500.

Parâmetro	Valor
Temperatura Inicial	60°C
Temperatura Final	400°C
Taxa de Aquecimento	10°C/s
Tempo de Leitura	45 s

Fonte: (CAVALIERI, 2013)

Após a realização das leituras, os TLD's devem passar por um tratamento térmico, a fim de se retirar qualquer resquício de dose acumulada no dosímetro. O tratamento consiste no acondicionamento dos mesmos em uma mufla à temperatura de 400°C durante 1,0 hora. Em seguida, os TLD's são resfriados à temperatura ambiente por 30 minutos. Por fim, são colocados em uma segunda mufla à 100°C por duas horas e assim ficam prontos para novas irradiações.

4 Resultados e Discussão

4.1 Rotina de tratamento

Durante o acompanhamento da rotina do setor de radioterapia do HC-FMB, foram analisadas as fichas técnicas do serviço de física médica, as quais apresentam os parâmetros radiométricos e cálculo de dose de radiação aplicadas nos tratamentos dos pacientes assistidos no ano de 2013. Foram analisadas 639 fichas técnicas, sendo catalogados (Anexo 1) para este trabalho apenas os casos de pele do tipo CEC, CBC e quelóides tratados em feixes de elétrons no A.L. da marca Varian modelo 2100 C. A Tabela 5 mostra o levantamento estatístico dos casos de tumores de pele relacionados com o sexo do paciente.

Tabela 5 – Levantamento estatístico dos casos de tumores de pele tratados no ano de 2013 no Setor de Radioterapia do HC-FMB.

Lesão de Pele	Mulher	Homem
CEC	8	18
CBC	10	9
Quelóide	2	0

As energias dos feixes de elétrons mais utilizada nos tratamentos de lesões de pele citados foram de 4,0 MeV e 6,0 MeV.

Durante as atividades de acompanhamento dos casos clínicos tratados no HE-MAB, foram analisadas 5 lesões do tipo CBC. Para cada um dos pacientes foram confeccionadas placas de chumbo de colimação para adequação das dimensões e formato da lesão ao campo de radiação retangular produzido pelo cone localizador do equipamento de radioterapia superficial. A Tabela 6 ilustra os parâmetros radiométricos e geométricos dos campos de tratamento.

Tabela 6 – Parâmetros radiométricos e geométricos dos casos de tumores de pele tratados no HE-MAB.

Campo	Área	Prof.	Dose Diária	C.E.	D.F.S.	kV	Rend.	PDP	Tempo
1	2,0 x 4,0	0,0	200	3,0	30,0	75,0	44,92	100%	4,45 ms

4.2 Dosimetria em feixes de radiação gama de Co-60

O valor nominal do rendimento da Unidade de Telecobaltoterapia Theratron 80 utilizada na rotina de cálculos do tempo de tratamento no setor de radioterapia do HE-

MAB era 127,65 cGy/min. Os valores obtidos pela dosimetria da taxa de dose absorvida na água para cada conjunto dosimétrico estão representados na Tabela 7. No Anexo 2 são apresentados maiores detalhes dos dados e resultados obtidos nestas medidas, considerando os dois conjuntos dosimétricos utilizados na pesquisa.

Tabela 7 – Taxa de dose absorvida na água ($D_{w(zmax)}$) para Unidade de Telecobaltoterapia Alcyon II.

Valores com C1	Valores com C2	Valores com C3	Valores com C4
126,526 cGy/min	125,967 cGy/min	125,429 cGy/min	126,601 cGy/min

Os erros percentuais encontrados foram: 0,88% para o conjunto dosimétrico C1, 1,32% para C2, 1,74% para C3 e 0,82%. O desvio máximo tolerável pelos protocolos de radioterapia é de 2,0%. Logo, os conjuntos apresentaram valores toleráveis, devendo salientar que a C.I. e o eletrômetro correspondentes ao C2 não foram calibrados em Laboratório de Calibração creditados no Brasil.

O valor da taxa de dose absorvida na água encontrado para a Unidade de Telecobaltoterapia Alcyon II do serviço de radioterapia do HC-FMB foi igual a 92,184 cGy/min. O valor nominal do rendimento deste equipamento é igual a 94,18 cGy/min, correspondendo a um erro percentual de 2,1% comparado com o valor medido. Deve-se considerar como influência no valor da taxa de dose medida a utilização de um *fantom* de água fechado, o qual apresenta maior probabilidade de formação de bolhas de ar dentro do mesmo.

4.3 Dosimetria em feixes de raios X de média energia

Para o equipamento de Ortovoltagem Philips RT250, os valores da taxa de dose absorvida na água (cGy/min) calculados para o feixe de raios X superficial de 75 kV e aplicadores com distância fonte-pele de 30,0 cm, cujas medidas foram realizadas com o conjunto dosimétrico C1, encontram-se na Tabela 8. Os demais valores para cada conjunto e diferentes dimensões de campo de radiação e distância fonte-pele se encontram no Anexo 3.

Tabela 8 – Valores da taxa de dose absorvida para os feixes de raios X superficial de 75 kV, com distância fonte-pele de 30,0 cm.

Aplicador	M (nC)	$D_{w(zref)}$ (cGy/min)	$D_{w(zmax)}$ (cGy/min)
1,0 x 2,0 cm	1,748	18,646	39,642
2,0 cm x 4,0 cm	2,480	26,465	51,589
4,0 cm x 6,0 cm	3,176	33,891	58,634
8,0 cm x 10,0 cm	3,505	37,397	61,306

As medidas realizadas com o equipamento de raios-x de ortovoltagem apresentaram variações devido às oscilações da rede de energia elétrica que alimenta o sistema, além do

tempo necessário para o aquecimento do tubo de raios X e ao desgaste da máquina face ao grande tempo de vida do equipamento (aproximadamente 30 anos). Os valores das taxas de dose medidas durante uma dosimetria devem apresentar coerência com os valores obtidos anteriormente, caso contrário, deve-se analisar os possíveis fatores de erros e desvios, além de se analisar a necessidade de uma necessária manutenção no equipamentos de radiação.

4.4 Dosimetria em feixes de elétrons de alta energia

A Figura 18 apresenta a curva de atenuação de dose em função da profundidade no tecido, obtida para o feixe de energia de 6,0 MeV do A.L. Varian 2100C do HC-FMB. No Anexo 4 estão ilustradas os perfis de distribuição de dose para os demais feixes deste acelerador linear analisado neste trabalho.

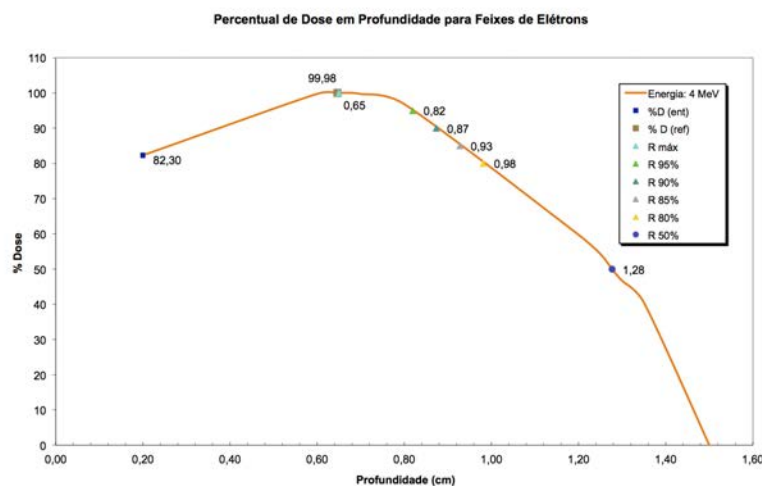


Figura 18 – Percentual de dose em profundidade em feixes de elétrons de 4 MeV.

Nota-se que a profundidade de dose máxima se dá aproximadamente à 0,65 cm abaixo da superfície, concordando com a literatura que diz que é característica dos feixes de elétrons o decaimento de dose com o aumento da profundidade.

4.5 Irradiação do conjunto dosimétrico de TLD's em feixes de elétrons de alta energia

As Tabelas 9 e 10 apresentam as leituras dos conjuntos de TLD's irradiados em feixes de elétrons de 6,0 MeV no A.L. Varian 2100C. As leituras utilizadas são aquelas referentes a primeira região de interesse (ROI 1). Na Tabela 9, analisa-se o comportamento

destes dosímetros em função da dose de radiação, para se verificar a linearidade da resposta dos TLD's. Na Tabela 10, pretende-se verificar a planura da distribuição da dose, irradiando os dosímetros simetricamente distribuídos em um mesmo plano, simulando uma lesão que acometa o plano da pele.

Tabela 9 – Leituras (em μC) do primeiro conjunto de TLD's irradiados com diferentes doses para feixes de elétrons com energia de 6,0 MeV.

TLD	1ª leitura (μC)	2ª leitura (μC)
0	$57,43 \times 10^{-3}$	$8,39 \times 10^{-3}$
1	2,206	$26,56 \times 10^{-3}$
2	4,089	3,7
3	12,39	11,02
4	24,87	18,5
5	39	28,27
6	53,23	39,13
7	70,12	46,48
8	80,22	59,97
9	151,6	85,62

Na Tabela 9, nota-se que a primeira leitura apresenta valores maiores do que a segunda. Tal fato aconteceu, uma vez que os TLD's foram irradiados sem o tratamento térmico prévio, apresentando dose acumulada. Contudo, é possível notar a resposta linear dos TLD's com o aumento da dose.

Tabela 10 – Leituras (em nC) do segundo conjunto de TLD's irradiados com feixes de elétrons de 6,0 MeV, para dose de 200 cGy – distribuição planar.

Posição do TLD (cm)	Leitura (nC)
(-5, 0)	27,33
(-4, 0)	37,89
(-3, 0)	38,81
(-2, 0)	36,88
(-1, 0)	38,24
(0, 0)	35,91
(1, 0)	33,79
(2, 0)	39,35
(3, 0)	38,08
(4, 0)	35,48
(5, 0)	26,74
(0, -2)	37,59
(0, -1)	34,19
(0, 1)	37,29
(0, 2)	35,71
(0, 3)	33,96

A Tabela 10 representa o segundo conjunto de TLD's irradiados para dose única de 200 cGy (U.M. = 201) em feixes de elétrons de 6,0 MeV. O tamanho de campo utilizado para essa irradiação foi de 10,0 cm x 10,0 cm. Sendo assim, nota-se que os TLD's que se encontraram mais na periferia, ou seja, nas margens do campo, apresentaram leituras menores (da ordem de 24%) em relação aos posicionados mais ao centro do campo. Este fato retrata a região de penumbra do campo junto a periferia do mesmo, fenômeno comum para os campos de radioterapia e concordante com a literatura. Para os dosímetros colocados dentro da região de irradiação (cobertos pelo campo de tratamento) a variação média é de $2,045 \text{ nC} \pm \sigma = 0,81$.

5 Conclusão

O constante avanço da tecnologia e o advento dos Aceleradores Lineares, indicam que o tratamento de lesões de pele por radioterapia mais indicado é com feixes de elétrons, uma vez que a quantidade de dose decai mais acentuadamente com a profundidade irradiada, minimizando os efeitos da exposição de tecidos sadios circunvizinhos a lesão tratada, além de permitir maior variabilidade das dimensões dos campos de radiação e redução do tempo de exposição.

Contudo, alguns serviços de radioterapia ainda utilizam equipamentos menos sofisticados tecnologicamente, tais como a Unidade de Telecobaltoterapia e raios-x superficiais. Os feixes de radiação utilizados nestes equipamentos também podem atingir profundidades compatíveis com as características clínicas dos tumores de pele, e quando bem dimensionados podem minimizar os danos radiobiológicos nos tecidos sadios periféricos.

A eficiência do tratamento radioterápico não está relacionado apenas com a escolha do tipo de feixe de radiação, e sim pelo controle e manutenção dos procedimentos de dosimetrias realizados, visando sempre a atualização das tabelas de parâmetros radiométricos utilizados durante o cálculo da ficha de tratamento. A realização das técnicas de dosimetria, de forma precisa e eficiente, depende do bom estado dos equipamentos de radioterapia utilizados, e da calibração periódica dos instrumentos de medidas, tais como o conjunto dosimétrico empregado.

Conforme preconizado pela legislação específica vigente, todo Serviço de Radioterapia deve possuir os equipamentos necessários para realização de dosimetrias periódicas dos feixes de tratamento. Os conjuntos dosimétricos mais utilizados são as câmaras de ionização acopladas ao eletrômetro clínico. Outros conjuntos podem ser utilizados com mesma eficiência para os feixes clínicos, como por exemplo os dosímetros termoluminescentes (TLD's). Contudo, eles são de leitura indireta e necessitam de múltiplas exposições para uma reprodução estatística significativa, além de exigirem equipamentos para sua leitura, tais como forno de pré-aquecimento e leitura calibração para os picos de luminescência emitidos pelo dosímetros. O processo desde a irradiação, leitura e tratamento térmico dos TLD's demanda muito tempo quando comparados as leituras realizadas pela C.I. e eletrômetro que são imediatas.

Referências

- AIEA. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. [S.l.], 2000. Citado na página 26.
- ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Madison, Wisconsin: Wiley-VCH, 2004. 607 p. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 16.
- BALL, J.; MOORE, A. D.; TURNER, S. *Essential Physics for Radiographers*. 4^a. ed. Oxford: Blacwell Publising, 2008. 408 p. Citado na página 10.
- BENTEL, G. C. **Dose Calculations in Brachytherapy: Pratical Applications of Brachytherapy Techniques**. In: _____. *Radiation Therapy Planning*. 2^a. ed. New York: McGraw-Hill, 1996. p. 533–616. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 16.
- CAVALIERI, T. A. *Emprego do MCNP no estudo dos TLDs 600 e 700 visando a implementação da caracterização do feixe de irradiação na instalação de BNCT do IEA-R1*. Dissertação (Mestrado) — IPEN/CNEN-SP, São Paulo, 2013. Citado na página 32.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana básica**. 2^a. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2002. Citado na página 13.
- FERNANDES, M. A. R.; ANDRADE, A. L. **Braquiterapia em Medicina Veterinária**. In: _____. *Tratado de Medicina Interna de Cães e Gatos*. [S.l.]: Editora Roca, 2014. p. 560–583. Citado na página 16.
- FERNANDES, M. A. R.; KANEZAWA, J. S. Conceitos do controle de qualidade de equipamentos de raios-x para a proteção radiológica em serviços de saúde. In: *UNIVERSITAS: Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium*. [S.l.: s.n.], 2010. v. 3, p. 169–188. Citado na página 11.
- FERNANDES, M. A. R. et al. **Avaliação do índice de radiação ionizante natural e exposição solar na região de Araçatuba-SP**. In: *UNIVERSITAS: Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium*. Araçatuba - SP: UniSALESIANO Araçatuba, 2011. v. 4, n. 4, p. 151–167. Citado na página 14.
- FERNANDES, M. A. R.; PIVETI, G.; MIOT, H. A. **Análise de Técnicas de Processamento Digital de Imagens no Diagnóstico de Tumores de pele**. In: *UNIVERSITAS: Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium*. Araçatuba - SP: UniSALESIANO Araçatuba, 2011. v. 4, n. 4, p. 87–105. Citado na página 14.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Estimativa 2014: Incidência de Câncer no Brasil**. 2014. Consultado em 20 de junho de 2014. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/>>. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 14.
- ISSA, M. C. A.; MANELA-AZULAY, M. **Terapia fotodinâmica: revisão da literatura e documentação iconográfica**. *Anais Brasileiros de Dermatologia*, SciELO Brasil, v. 85, n. 4, p. 501–511, 2010. Citado na página 16.

- KHAN, F. *The Physics of Radiation Therapy*. 4^a. ed. Baltimore: Lippincott, Williams and Wilkins, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 16.
- KHAN, F. M.; POTISH, R. A. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1998. Citado na página 10.
- KUMAR, V. et al. *Robbins Patologia Básica*. 8^a. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2008. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 15.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. *Física das Radiações*. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.
- PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, 2005. Citado na página 10.
- SALVAJOLI, J. V.; SOUAHAMI, L.; FARIA, S. L. *Radioterapia em Oncologia*. Rio de Janeiro: MEDSI Editora Médica e Científica Ltda, 1999. Citado 4 vezes nas páginas 10, 15, 16 e 17.
- SCAFF, L. A. M. *Física na Radioterapia: A Base Analógica de uma Era Digital*. São Paulo: Editora Projeto Saber, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 10, 16 e 22.
- TADA, A. *Análise Dosimétrica de Fontes de Radiação para uso em Lesões Dermatológicas*. Dissertação (Mestrado) — IPEN/CNEN-SP, São Paulo, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 17.
- VERNENGO, L. Ionizing radiation in medical education in the national university of cuyo. In: *Revista Medica Universitaria*. [S.l.: s.n.], 2009. v. 5, n. 3, p. 1–23. Citado na página 11.

Anexos

Anexo 1

Fichas de tratamento de lesões de pele tratadas no ano de 2013 no setor de radioterapia do HC-FMB

Seguem em anexo as fichas técnicas com os parâmetros radiométricos e cálculo de dose de radiação dos pacientes assistidos no ano de 2013 no setor de radioterapia do HC-FMB.

Fichas de técnicas do setor de radioterapia do HC-FMB (Pacientes Homens)

CASO: CBC em sulco nasogeniano (face esquerda)

ACESSÓRIO: Máscara própria

INÍCIO: 25/03/2013

TÉRMINO: 15/05/2013

[illegible]

CASO: CBC em canto interno do olho direito

ACESSÓRIO: Máscara própria

INÍCIO: 23/01/2013

TÉRMINO: 28/02/2013

[illegible]

EXTRA

INÍCIO: 12/03/2013

TÉRMINO: 27/04/2013

[illegible]

CASO: CBC em canto do olho direito

ACESSÓRIO: Suporte F

INÍCIO: 02/05/2013

TÉRMINO: 12/06/2013

[illegible]

CASO: CEC nasal (lado direito)

ACESSÓRIO: Suporte F

INÍCIO: 21/01/2013

TÉRMINO: 28/02/2013

[illegible]

CASO: CEC em punho direito

ACESSÓRIO: Suporte B e saco de areia no punho

INÍCIO: 17/06/2013

TÉRMINO: 27/06/2013

[illegible]

CASO: CBC em dorso nasal

ACESSÓRIO: Suporte B

INÍCIO: 29/01/2013

TÉRMINO: 06/03/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara própria

INÍCIO: 10/07/2013

TÉRMINO: 02/08/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara própria e suporte A

INÍCIO: 17/06/2013

TÉRMINO: 06/08/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara própria

INÍCIO: 12/03/2013

TÉRMINO: 25/04/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 10/07/2013

TÉRMINO: 23/08/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 13/03/2013

TÉRMINO: 29/04/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 24/06/2013

TÉRMINO: 03/07/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 01/07/2013

TÉRMINO: 31/07/2013

[illegible]

EXTRA

INÍCIO: 08/08/2013

TÉRMINO: 22/08/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 18/06/2013

TÉRMINO: 02/08/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Suporte Lateral

INÍCIO: 07/05/2013

TÉRMINO: 13/05/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 10/06/2013

TÉRMINO: 09/08/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 25/02/2013

TÉRMINO: 10/04/2013

[illegible]

EXTRA

INÍCIO: 10/04/2013

TÉRMINO: 24/04/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 21/01/2013

TÉRMINO: 01/02/2013

[illegible]

EXTRA

INÍCIO: 13/02/2013

TÉRMINO: 26/02/2013

[illegible]

CASO: CEC em região nasal esquerda

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 03/10/2013

TÉRMINO: 06/11/2013

PROF.				RACIO: 05/10/2015				PERMISO: 06/11/2015				
CAMPO	X (cm)	Y (cm)	PROF.	Nº	DOSE DIA	C.E.	PDP/RTM	FC	Fcal	DFS	G	COL
1	4,0	3,0		30	200 cGy	3	0,85	0,848	0,88	103	40º	348º
M	APLIC.	ENERGIA	U.M.									
45º	6 x 6	4 MeV	315									

CASO: CEC em pavilhão auditivo direito

ACESSÓRIO: Suporte lateral

INÍCIO: 03/10/2013

TÉRMINO: 06/11/2013

[illegible]

EXTRA

INÍCIO: 14/11/2013

TÉRMINO: 25/11/2013

[illegible]

CASO: CBC em região orbitária direita

ACESSÓRIO: Suporte B

INÍCIO: 03/10/2013

TÉRMINO: 06/11/2013

[illegible]

CASO: CEC na região do tórax

ACESSÓRIO: Suporte B

INÍCIO: 03/10/2013

TÉRMINO: 06/11/2013

[illegible]

EXTRA

INÍCIO: 03/10/2013

TÉRMINO: 18/10/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Suporte B e máscara própria

TÉRMINO: 06/02/2013

CASO: CEC em região próxima ao lábio superior

INÍCIO: 08/10/2013

TÉRMINO: 06/11/2013

CASO: CEC nasal

INÍCIO: 25/04/2013

TÉRMINO: 24/05/2013

EXTRA

INÍCIO: 06/06/2013

TÉRMINO: 20/06/2013

CASO: CBC em região pré-auricular direita

INÍCIO: 23/07/2013

TÉRMINO: 04/09/2013

CASO: CEC em região frontal (1) e região nasal direita (2)

INÍCIO: 18/06/2013

TÉRMINO: 01/08/2013

[illegible]

CASO: CEC em região frontal esquerda

INÍCIO: 10/06/2013

TÉRMINO: 13/06/2013

CASO: CEC em dorso nasal

INÍCIO: 16/09/2013

TÉRMINO: 14/10/2013

EXTRA

INÍCIO: 11/10/2013

TÉRMINO: 07/11/2013

CASO: CBC em região nasal

INÍCIO: 24/05/2013

TÉRMINO: 11/07/2013

CASO: CBC em região nasal

INÍCIO: 24/10/2013

TÉRMINO: 29/11/2013

EXTRA

INÍCIO: 02/12/2013

TÉRMINO: 16/12/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara Própria

TÉRMINO: 22/04/2013

CASO: CEC em lábio superior esquerdo (1) e metástases em parótida esquerda (2) e região frontal esquerda (3)

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 03/06/2013

TÉRMINO: 17/07/2013

CASO: CEC em região malar direita (1) e CBC em dorso nasal (2)

ACESSÓRIO: Suporte B

INÍCIO: 09/10/2013

TÉRMINO: 14/10/2013

CASO: CBC em região nasal

ACESSÓRIO: Máscara Própria

INÍCIO: 18/03/2013

TÉRMINO: 25/04/2013

EXTRA

INÍCIO: 26/04/2013

TÉRMINO: 16/05/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara Própria e suporte B

INÍCIO: 17/07/2013

TÉRMINO: 02/10/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Suporte F

INÍCIO: 13/03/2013

TÉRMINO: 25/04/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Suporte lateral

INÍCIO: 29/10/2013

TÉRMINO: 13/02/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara Própria e suporte B

INÍCIO: 14/10/2013

TÉRMINO: 12/11/2013

[illegible]

INÍCIO: 26/04/2013

TÉRMINO: 16/05/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara Própria e suporte B

INÍCIO: 23/04/2013

TÉRMINO: 10/05/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Máscara Própria e suporte B

INÍCIO: 08/04/2013

TÉRMINO: 07/06/2013

EXTRA

INÍCIO: 16/05/2013

TÉRMINO: 29/05/2013

CASO: CBC em região subclávia esquerda

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 04/09/2013

TÉRMINO: 27/09/2013

CASO: CEC em cervical esquerda

ACESSÓRIO: Suporte lateral

INÍCIO: 24/09/2013

TÉRMINO: 11/10/2013

CASO: CBC em região nasal

ACESSÓRIO: Suporte B

INÍCIO: 09/09/2013

TÉRMINO: 04/10/2013

EXTRA

INÍCIO: 07/10/2013

TÉRMINO: 21/10/2013

[illegible]

ACESSÓRIO: Suporte lateral

INÍCIO: 27/08/2013

TÉRMINO: 23/09/2013

[illegible]

INÍCIO: 24/09/2013

TÉRMINO: 08/10/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 09/01/2013

TÉRMINO: 07/03/2013

[illegible]

INÍCIO: 07/02/2013

TÉRMINO: 08/10/2013

[illegible]

ACESSÓRIO:

INÍCIO: 02/04/2013

TÉRMINO: 25/04/2013

[illegible]

INÍCIO: 07/02/2013

TÉRMINO: 08/10/2013

[illegible]

Anexo 2

Dosimetria em feixes de radiação gama de Co-60

Seguem em anexo as planilhas de cálculos de dosimetria realizadas nas Unidades de Telecobaltoterapia dos setores de radioterapia do HC-FMB e do HE-MAB.

Taxa de Dose Absorvida na Água (cGy/min) - Unidade de Telecobaltoterapia

Instituição: HE-MAB

Unidade de Tratament Theratron 80

Conjunto Dosimétrico

Câmara de Ionização: PTW 30006 / série: 3303

Certificado de Calibração

P_0 : 1013,25 mbar

T_0 : 20,0°C

$N_{D,w}$: 5,335

Eletrômetro PTW - UNIDOS E

Fantom: Aberto de água

Medidas de Temperatura e Pressão Ambiente

	L1	L2	Média
P (mbar)	942,88	942,88	942,88
T (°C)	24,4	21,667	23,0335

Medidas na Profundidade de Refrência (5,0 cm)

Tensão (V)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média	SD%
-300	-15,90	-15,80	-15,70	-15,80	-15,80	-15,8	-0,2001442
300	18,20	18,20	18,40	18,30	18,40	18,3	0,24437901
-150	-15,70	-15,80	-15,80	-15,70	-15,80	-15,76	-0,1554245

Taxa de Dose Absrovida na Água

$k_{T,P}$	k_{POL}	k_{ELEC}	k_S	M (nC)	$D_w(z_{ref})$	$D_w(z_{max})$
1,095	-1,079	1,000	1,001	18,688	99,702	126,526

Taxa de Dose Absorvida na Água (cGy/min) - Unidade de Telecobaltoterapia

Instituição: HE-MAB

Unidade de Tratament Theratron 80

Conjunto Dosimétrico

Câmara de Ionização: PTW 30013/série: 006901

Certificado de Calibração

P_0 : 1013,25 mbar

T_0 : 22,0°C

$N_{D,w}$: 5,435

Eletrômetro SUN NUCLEAR - PC Electrometer

Fantom: Aberto de água

Medidas de Temperatura e Pressão Ambiente

	L1	L2	Média
P (mbar)	942,9	942,9	942,88
T (°C)	25,0	24,4	24,72

Medidas na Profundidade de Refrência (5,0 cm)

Tensão (V)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média	SD%
-300	16,830	16,820	16,820	16,830	16,830	16,826	0,01455777
300	-16,840	-16,830	-16,840	-16,850	-16,835	-16,839	-0,0196961
-150	16,801	16,799	16,799	16,810	16,810	16,80378	0,01527506

Taxa de Dose Absrovida na Água

$k_{T,P}$	k_{POL}	k_{ELEC}	k_S	M (nC)	$D_w(z_{ref})$	$D_w(z_{max})$
1,085	1,000	1,000	1,000	18,264	99,262	125,967

Taxa de Dose Absorvida na Água (cGy/min) - Unidade de Telecobaltoterapia

Instituição: HE-MAB

Unidade de Tratament Theratron 80

Conjunto Dosimétrico

Câmara de Ionização: PTW 30006 / série: 3303

Certificado de Calibração

P_0 : 1013,25 mbar

T_0 : 20,0°C

$N_{D,w}$: 5,335

Eletrômetro SUN NUCLEAR - PC Electrometer

Fantom: Aberto de água

Medidas de Temperatura e Pressão Ambiente

	L1	L2	Média
P (mbar)	942,9	942,9	942,88
T (°C)	25,6	25,0	25,3

Medidas na Profundidade de Refrência (5,0 cm)

Tensão (V)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média	SD%
-300	17,053	17,037	17,047	17,053	17,053	17,0485	0,01812656
300	-17,060	-17,054	-17,057	-17,057	-17,062	-17,05798	-0,0077738
-150	17,060	17,059	17,061	17,060	17,065	17,061	0,00614741

Taxa de Dose Absrovida na Água

$k_{T,P}$	k_{POL}	k_{ELEC}	k_S	M (nC)	$D_w(z_{ref})$	$D_w(z_{max})$
1,087	1,000	1,000	1,000	18,526	98,838	125,429

Taxa de Dose Absorvida na Água (cGy/min) - Unidade de Telecobaltoterapia

Instituição: HE-MAB

Unidade de Tratament Theratron 80

Conjunto Dosimétrico

Câmara de Ionização: PTW 30013/série: 006901

Certificado de Calibração

P_0 : 1013,25 mbar

T_0 : 22,0°C

$N_{D,w}$: 5,435

Eletrômetro PTW - UNIDOS E

Fantom: Aberto de água

Medidas de Temperatura e Pressão Ambiente

	L1	L2	Média
P (mbar)	942,9	942,9	942,88
T (°C)	24,4	21,7	23,0335

Medidas na Profundidade de Refrência (5,0 cm)

Tensão (V)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	Média	SD%
-300	-16,00	-16,00	-16,00	-16,00	-16,00	-16,00	0,00
300	17,80	17,90	17,80	17,90	17,80	17,84	0,13730324
-150	-15,80	-16,00	-16,00	-15,90	-15,90	-15,92	-0,2350287

Taxa de Dose Absrovida na Água

$k_{T,P}$	k_{POL}	k_{ELEC}	k_S	M (nC)	$D_w(z_{ref})$	$D_w(z_{max})$
1,078	-1,058	1,000	1,002	18,277	99,336	126,061

Taxa de Dose Absorvida na Água (cGy/min)- Unidade de Telecobaltoterapia

Instituição: HC-FMB

Unidade de Tratament Alcyon II

Conjunto Dosimétrico

Câmara de Ionização: PTW 30006 / série: 3303

Certificado de Calibração

P_0 : 1013,25 mbar

T_0 : 20,0°C

$N_{D,w}$: 5,335

Eletrômetro PTW - UNIDOS E

Fantom: Fechado de água

Medidas de Temperatura e Pressão Ambiente

	L1	L2	Média
P (mbar)	909,0	909,1	909,05
T (°C)	25,0	25,0	25,0

Medidas na Profundidade de Refrência (5,0 cm)

Tensão (V)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Média	SD%
-300	-5,500	-5,500	-5,500	-5,5	0
300	6,600	6,500	6,600	6,5666667	0,507614
-150	-5,500	-5,500	-5,600	-5,5333333	-0,60241

Taxa de Dose Absrovida na Água

$k_{T,P}$	k_{POL}	k_{ELEC}	k_S	M (nC)	$D_w(z_{ref})$	$D_w(z_{max})$
1,133	1,097	1,000	0,996	6,808	36,32	92,184

Anexo 3

Dosimetria em feixes de raios X de média energia

Seguem em anexo a planilha de cálculo do rendimento do equipamento de raios X superficial utilizado no setor de radioterapia do HE-MAB.

Verificação do Rendimento do Feixe de Raios X de Baixa e Média Energia

Instituição: HE-MAB

Unidade de Tratamento: Equipamento de raios X - PHILIPS RT 250

DFS: 30,0 cm		Corrente: 20 mA			Filtro: 2,0 mmAl				
Energia: 75 kV		CSR: 2,0 mmAl					Energia: 100 kV		CSR: 2,0 mmAl
Campo	1 x 2	2 x 4	4 x 6	8 x 10	Campo		1 x 2	2 x 4	4 x 6
Rendimento (cGy/min)	39,61	44,92	50,35	53,4	Rendimento (cGy/min)		88,18	112,58	126,76
Tempo (110 cGy/min)	2,52	2,23	1,99	1,87	Tempo (110 cGy/min)		1,13	0,89	0,79

DFS: 50,0 cm		Corrente: 20 mA			Filtro: 2,0 mmAl				
Energia: 75 kV		CSR: 2,0 mmAl					Energia: 100 kV		CSR: 2,0 mmAl
Campo	6 x 8	8 x 10	10 x 15	15 x 20	Campo		6 x 8	8 x 10	10 x 15
Rendimento (cGy/min)	17,47	17,92	18,85	20,41	Rendimento (cGy/min)		44,89	46,16	50
Tempo (110 cGy/min)	5,73	5,58	5,3	4,9	Tempo (110 cGy/min)		2,23	2,17	2

12		Corrente: 20 mA			Filtro: 2,0 mmAl				
Energia: 75 kV		CSR: 2,0 mmAl					Energia: 100 kV		CSR: 2,0 mmAl
Campo	10 x 15				Campo		10 x 15		
Rendimento (cGy/min)	39,61				Rendimento (cGy/min)		102,7		
Tempo (110 cGy/min)	2,52				Tempo (110 cGy/min)		0,97		

Anexo 4

Dosimetria em feixes de elétrons de alta energia

Seguem em anexo as curvas de atenuação dos feixes de elétrons do A.L. Varian 2100C.

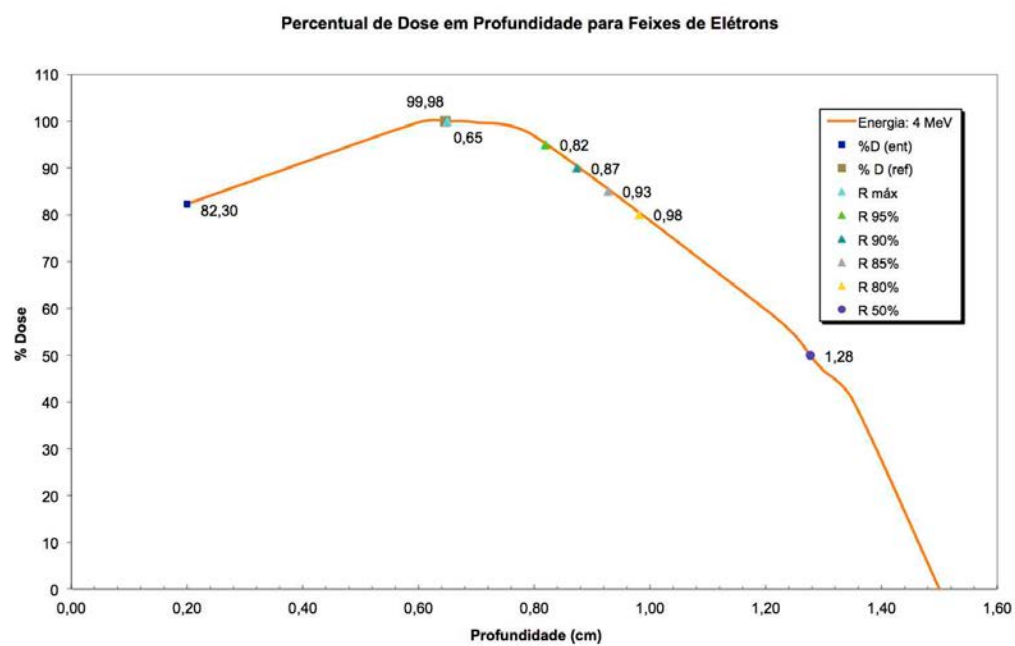


Figura A 4.1 – Feixes de eletrons de 4 MeV

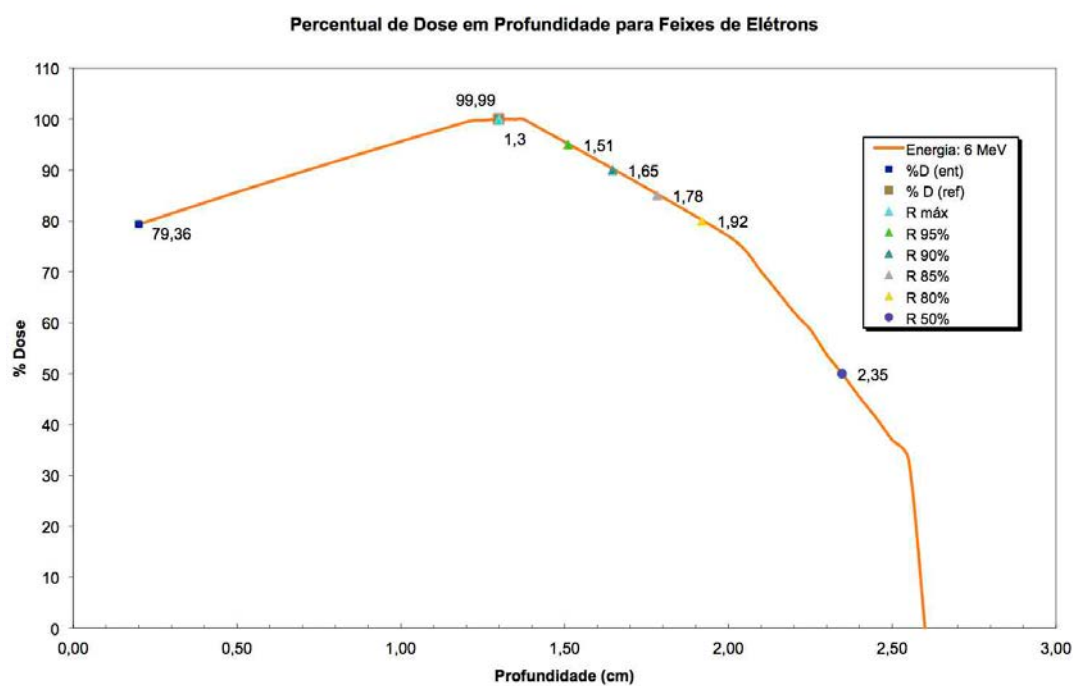


Figura A 4.2 – Feixes de eletrons de 6 MeV

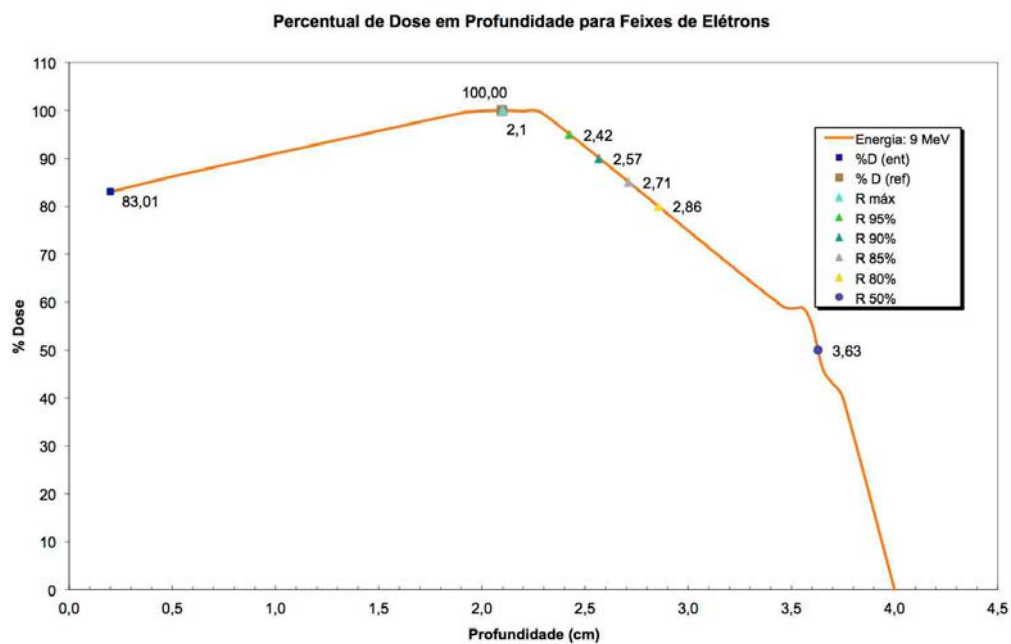


Figura A 4.3 – Feixes de eletrons de 9 MeV

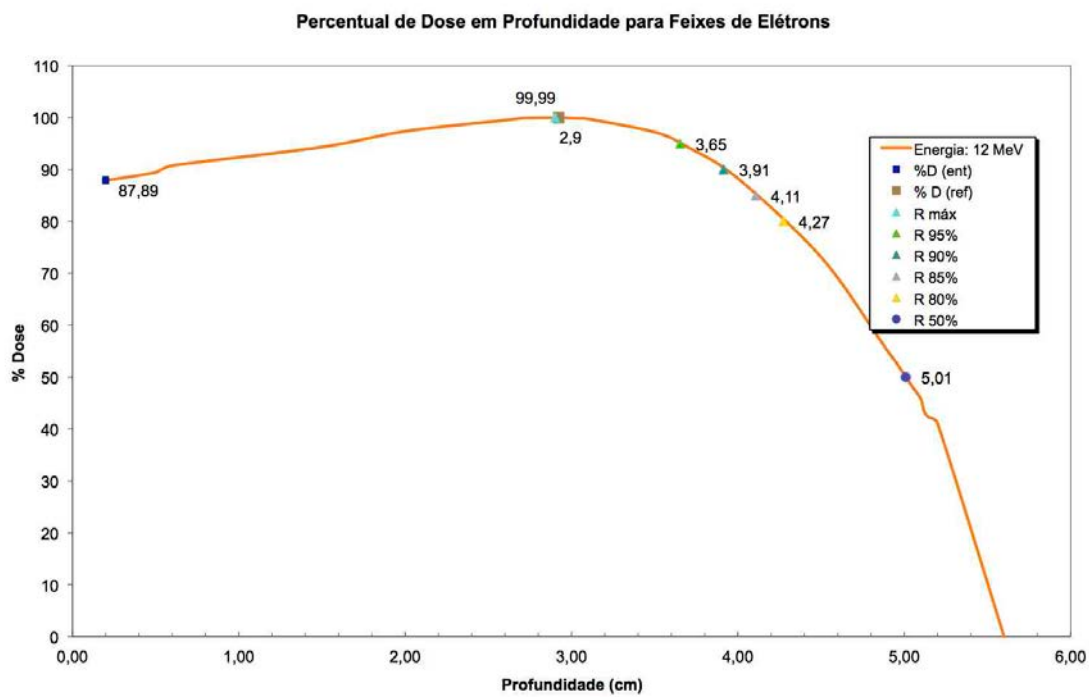


Figura A 4.4 – Feixes de eletrons de 12 MeV

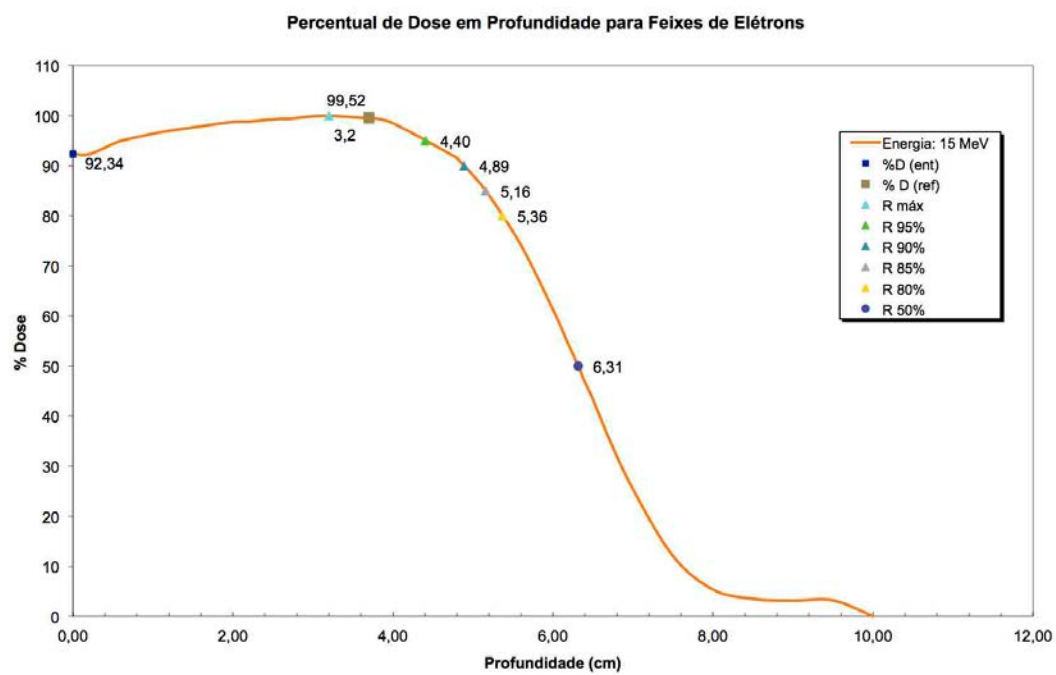


Figura A 4.5 – Feixes de eletrons de 15 MeV