

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Botucatu
Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE
DOSIMETRIA PARA O TRATAMENTO DE *TOTAL SKIN
IRRADIATION* (TSI)**

Aluno: Lucas Francisco Carmello Guimarães

Orientadora: Renata Rodrigues dos Santos Lixandrão

Botucatu/ SP

2011

Lucas Francisco Carmello Guimarães

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO DE DOSIMETRIA
PARA O TRATAMENTO DE *TOTAL SKIN IRRADIATION* (TSI)

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado como parte dos pré-requisitos para a obtenção do título de Físico Médico, à Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Orientadora: Renata Rodrigues dos Santos Lixandrão

Botucatu/ SP

2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *SELMA MARIA DE JESUS*

Guimarães, Lucas Francisco Carmello.

Desenvolvimento de um protocolo de dosimetria para o tratamento de total skin irradiation (TSI) / Lucas Francisco Carmello Guimarães. - Botucatu, 2011

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2011

Orientador: Renata Rodrigues dos Santos Lixandrão

Coorientador: Diana Rodrigues de Pina

Capes: 10504060

1. Dosimetria de radiação. 2. Radiação.

Palavras-chave: Dosimetria; Irradiação total de pele; Protocolo; Radioterapia.

Resumo

A técnica radioterápica *Total Skin Irradiation* (TSI), utilizada para tratamento de Micose Fungóide e doenças similares, apresenta grande complexidade na sua dosimetria e implementação nos Serviços de Radioterapia. No SUS – Sistema Único de Saúde - do Brasil, só há esse tratamento no Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP (Campinas) e no Instituto Nacional do Câncer (INCA) (Rio de Janeiro). O objetivo deste trabalho é o estudo e o desenvolvimento de um protocolo de controle de qualidade e dosimetria a ser implementado na técnica utilizada no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (HC - UNICAMP). Todos os estudos e análises para a elaboração do protocolo foram baseados no Report 23^[1] da AAPM – *American Association of Physicists in Medicine* - e no TRS-398^[3] da IAEA – *International Atomic Energy Agency*. A metodologia e os resultados obtidos apresentam-se descritos neste relatório.

I. Introdução

A técnica de *Total Skin Irradiation* (TSI) é usada para o tratamento de Micose Fungóide e de doenças similares a esta, sendo que tais doenças afetam toda a pele do paciente, em apenas poucos milímetros de profundidade. Consiste em uma irradiação total da pele sem atingir e afetar órgãos mais internos, utilizando para isso feixes de elétrons de energia de 3 a 7 MeV na superfície do paciente através de uma energia nominal do Acelerador Linear (AL) de 4 a 10 MeV ^[1]. Outras denominações comuns da mesma técnica são: TSET (Total Skin Electron Therapy) e TSEBT (Total Skin Electron Beam Therapy).

O termo Micose Fungóide foi criado por Alibert em 1806 e tal doença é caracterizada como um linfoma não-Hodgkin que afeta os linfócitos T cutâneos e pode formar estrias e placas de células afetadas, e tumores cutâneos. É uma doença rara com incidência de cinco casos por milhão nos Estados Unidos^[5]. Inicialmente afeta somente a pele, porém, em estágios tardios, pode gerar metástases e, assim, causar o envolvimento de nodos linfáticos e, conseqüentemente, órgãos internos.^[5]

A doença é conhecida também como reticulose cutânea maligna, granuloma fungóide, ou sarcomatose generalizada, e é muito confundida com o termo *Cutaneous T-cell lymphoma* (CTCL), que é uma expressão mais generalizada para todos os tipos de

linfoma de linfócito-T cutâneo, sendo que a Micose Fungóide é apenas um desses tipos^[3,5]. Doravante, o termo utilizado para essas doenças será apenas Micose Fungóide.

Essa doença se apresenta como um desafio de diagnóstico e de tratamento para a medicina, já que o diagnóstico precoce é difícil devido aos estágios iniciais apresentarem grande similaridade com doenças benignas da pele. O tratamento de TSI é considerado o mais eficaz^[2], mas é realizado em poucos centros de tratamento devido, principalmente, à raridade da doença, à particularidade dos acessórios, ao equipamento e ao controle de qualidade necessários à técnica. No SUS – Sistema Único de Saúde - do Brasil, só há esse tratamento no Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP (Campinas) e no Instituto Nacional do Câncer (INCA) (Rio de Janeiro).

As várias técnicas de TSI existentes nos Serviços de Radioterapia objetivam o mesmo tratamento de pacientes com Micose Fungóide, mas devem cumprir alguns requisitos existentes no RPT-23^[1] e resumidos abaixo.

Quanto ao feixe, a energia nominal dos elétrons deve ser de 4 a 10 MeV para se obter uma energia média (E_0) de 3 a 7 MeV no plano de tratamento devido à desaceleração dos elétrons no percurso^[1]. Uma profundidade de 5 a 15 mm (variando de acordo com o estágio da doença) deve ser alcançada por 50% da dose prescrita, (profundidade de penetração).^[1]

A contribuição de dose devido aos Raios-X será ideal se for menor que 1% da dose máxima, mas é aceitável que esteja entre 1% e 4%.^[1] Dependendo da dose prescrita, esse fator torna-se muito importante na determinação da técnica e do *setup* a serem utilizados. O meio e os acessórios que permanecem entre o AL e o paciente podem gerar Raios-X por Bremsstrahlung, como mostra a figura 1, fator que deve ser avaliado de acordo com a eficácia e segurança do tratamento.

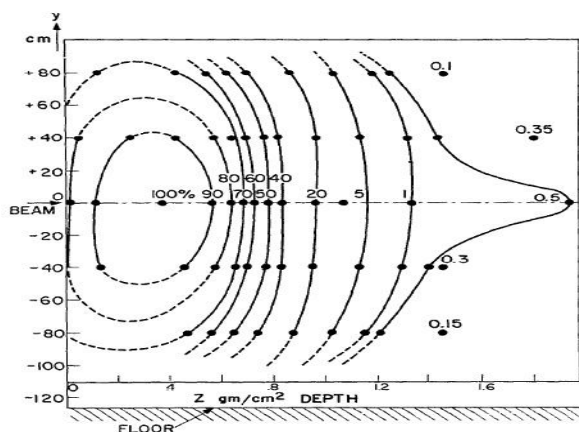


Figura 1. Distribuição de isodoses no plano y-z do AL, com x=0 para um feixe único horizontal, com o pico de contribuição de Raios-X no eixo central do feixe..^[1]

A taxa de dose precisa ser de, no mínimo, 0,25 Gy/min na profundidade de máxima dose, devido à doença ser predominante em indivíduos com idade avançada, o que pode significar alguma dificuldade do paciente se manter na posição de tratamento por muito tempo.^[1]

O tamanho do campo de irradiação deve ser de 200 cm de altura e 80 cm de largura para conseguir tratar toda a superfície de qualquer biotipo de paciente. No campo de irradiação, numa área central de 160x60cm², deve-se obter uma uniformidade de $\pm 8\%$ na vertical e $\pm 4\%$ na horizontal.

A sala de irradiação deve apresentar dimensões suficientes a fim de se obter uma boa uniformidade de dose no plano de tratamento, sendo ideal uma distância entre o meio espalhador na saída do AL e o paciente de 2 a 7 metros, dependendo da técnica usada.^[1]

Nas primeiras técnicas utilizadas, eram usados Raios-X de baixa energia para o tratamento de Micose Fungóide, mas a técnica era limitada por vários aspectos, como: limite do tamanho máximo do campo, sobreposição de campos adjacentes e uniformidade, a qual, quando alcançada, sobredosava os órgãos internos.

Começou-se, então, a serem usados Geradores Van de Graaff com energias de 1,5 a 10 MeV para a aceleração de elétrons, mas logo foram suplantados pela invenção dos Aceleradores Lineares, que proporcionam uma profundidade de máxima dose logo abaixo da superfície da pele, e apresentam um rápido *fall-off* de dose com a profundidade a partir do alcance máximo determinado pela energia do feixe incidente.^[1]

Outra técnica, utilizando fontes de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, também pode ser usada no tratamento de Micose Fungóide. Dentre os problemas encontrados nessa modalidade, tem-se: tempo de tratamento prolongado (uma fonte de 24 Ci demora mais que 15 min para fornecer uma dose de 2 Gy em uma superfície de 180x60cm²), baixa uniformidade de dose, energia média de 1,12 MeV e energia máxima de 2,18 MeV, gerando uma baixa penetração na pele.^[1] Em contrapartida, os Aceleradores Lineares possibilitam a escolha da energia do feixe a ser aplicado e uma mesma área pode ser irradiada em, aproximadamente, um minuto com uma taxa de dose de 888 Unidades Monitoras por minuto (UM/min) e com uma uniformidade mais adequada.

Na técnica de translação, o paciente permanece deitado na mesa de tratamento do AL e um campo de 45 cm de largura e 1 cm de comprimento é aplicado com a mesa transladando pelo feixe. Essa técnica tem valor histórico e, atualmente, não é mais

utilizada devido à baixa uniformidade e problemas como a telangectasia causada no paciente devido aos picos de dose.

Para a técnica de campo único espalhado, descrita e avaliada por Tetenes e Goodwin^[7], utiliza-se um único campo de grande área e um espalhador de Titânio de 0,15 mm de espessura a 10 cm da saída do AL. O espalhador é usado para obter uma maior uniformidade de dose no plano de tratamento e para obter uma degradação entre a energia de 6,5 MeV na saída do AL para 4 MeV na superfície do paciente. A uniformidade nessa técnica é de $\pm 8\%$ em um círculo de 100 cm de raio ao redor do eixo central do feixe. Uma distância de 7 metros entre a janela do AL e o plano de tratamento é necessária para se atingir o tamanho do campo apropriado, o que limita sua implementação devido, principalmente, à disponibilidade de espaço e ao custo de uma sala com dimensões adequadas.

Há uma variação dessa última técnica, na qual o paciente é rotacionado por meio de uma base automatizada enquanto é irradiado, o que diminui o tempo de tratamento.

Na técnica de par de feixes paralelos, descrita por Szur et al^[6], dois feixes horizontais paralelos são aplicados a uma distância de 2 m e é colocada uma placa de carbono para diminuir a energia efetiva do feixe sem provocar grande espalhamento, aumentando o alcance prático do feixe. Variando-se a espessura da placa de carbono, é possível obter uma profundidade de penetração de 2 mm até 25 mm no tecido. A técnica apresenta uma uniformidade de $\pm 5\%$ para um plano de tratamento de 200 cm de altura. A dose devido aos Raios-X, para cada campo, é de 2% do valor de máxima dose.^[1]

Por fim, para a técnica de pares de campos angulados, são aplicados dois feixes angulados simetricamente para se obter o chamado campo duplo e com dimensões adequadas. O paciente permanece em pé e é rotacionado manualmente durante o tratamento para que toda a superfície do corpo seja irradiada, podendo serem feitas de 2 a 8 rotações, sendo com 6 rotações a técnica mais utilizada. Essa técnica é descrita na literatura como a de Stanford^[1], sendo a de mais fácil adequação com o tamanho da sala e com o *setup* de tratamento, além de se obter uma boa uniformidade de dose. O método da angulação do gantry permite uma diminuição da contribuição de Raios-X no paciente, uma vez que o eixo central do feixe não permanece horizontal e diretamente direcionado ao paciente.

A técnica implementada no Serviço utiliza uma energia de 6 MeV no modo de alta taxa de dose para TSI (HDTSe⁻) (888 UM/min). Na janela do AL é colocada uma bandeja com um meio espalhador especialmente desenvolvido para a técnica de TSI.

Uma placa de PMMA de 1 cm de espessura, 97 cm de largura e 225 cm de altura é posicionada a uma distância de 223 cm da janela do AL, com a intenção de espalhar os elétrons e diminuir a energia média do feixe na superfície do paciente.

O paciente é colocado no centro de uma plataforma giratória e, a cada campo duplo irradiado com o gantry posicionado a 68° e 112°, o paciente é rotacionado 60°, resultando em uma irradiação como na figura 2. O tratamento é realizado em dias alternados durante a semana.

São utilizadas blindagens de chumbo nos olhos durante todo o tratamento e nas unhas a partir da décima aplicação. Após o término das seções de irradiação de corpo inteiro, é realizado um *boost* em partes subdosadas, como: ápice do crânio, base dos pés, palmas das mãos, períneo e região inframamária.

Todos os estudos e análises para a elaboração do protocolo foram baseados no Report 23^[1] da AAPM – *American Association of Physicists in Medicine* - e no TRS-398^[3] da IAEA – *International Atomic Energy Agency*.

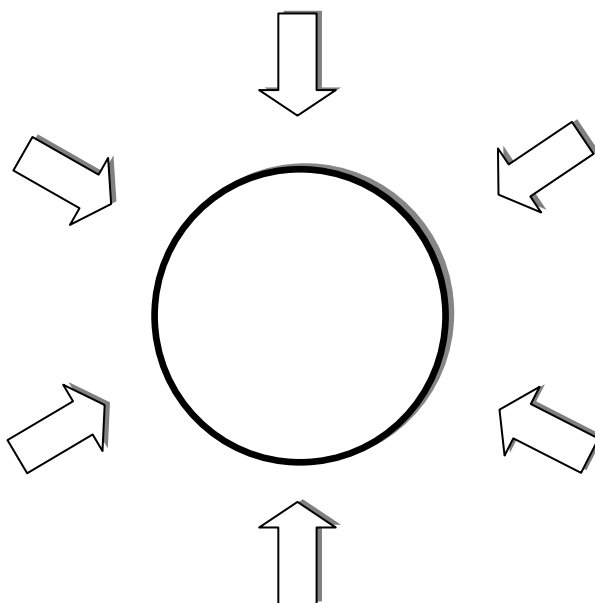


Figura 2. Todos os seis campos irradiados em cada dia de aplicação.

II. Materiais

A dosimetria foi realizada no acelerador linear clínico *Clinac2100C* do fabricante *Varian Medical Systems*[®] e apresenta energias de 4, 6, 9, 12 e 15 MeV para elétrons e 6 e 10MV para fótons. Para as medidas foi utilizado um eletrômetro *CDX2000B* do

Fabricante *Standard Imaging*[®] e uma câmara de ionização de placas paralelas que foi previamente calibrada por meio de calibração cruzada com a câmara de ionização cilíndrica de referência do Serviço. As especificações da câmara utilizada para as medidas estão de acordo com as apresentadas pelo TRS-398 e descritas na tabela 1.

| | |
|---------------------------------------|---------------------------------------|
| Fabricante | Standard Imaging [®] Exradin |
| Modelo | Placas Paralelas – A11 |
| Número de Série | XB010808 |
| Volume Nominal | 0,62cm ³ |
| Composição Parede | PMMA ^a |
| Espessura Janela | 1 mm |
| Diâmetro do coletor | 20mm |
| N_{w,Q_0}^{cross} | 4,183 cGy/ηC |

^a Polimetil-metacrilato – Acrílico

Tabela 1. Especificações da câmara de ionização utilizada.

As características dos filmes radiográficos utilizados para as medidas de dose relativa estão descritos na tabela 2:

| | |
|-------------------|---------|
| Fabricante | Kodak |
| Modelo | EC Film |
| Lote | 195018 |
| Referência | 8715757 |

Tabela 2. Características do filme utilizado.

Foi utilizado o fantoma antropomórfico *RANDO*[®] *Man* do fabricante *Phantom Laboratory* para realização da dosimetria com filme. Os filmes irradiados foram digitalizados com o *scanner* *DosimetryPro Advantage*[®] da *Vidar System Corporation*[®] e os resultados avaliados com o software *DoseLab*[®].

III. Métodos

a. Posicionamento da câmara no ponto de calibração

O ponto de calibração definido pelo RPT-23^[1] é caracterizado como sendo o ponto na superfície do paciente, no eixo central do feixe, correspondente ao $x = 0$ e $y = 0$ no plano de tratamento com o gantry posicionado horizontalmente.

Para o posicionamento da câmara de ionização e das folhas de Polimetilmetacrilato (PMMA), foi usada uma placa de madeira de 210 x 99 x 3,5 cm³ colocada no plano de tratamento. A lateral da câmara foi envolta por 5 cm de um bólus de cera e fixada a uma folha de PMMA de 1 cm, de acordo com o estabelecido pelo RPT-23^[1].

b. Curva de Porcentagem de Ionização Profunda (PIP) e de Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

As curvas de PIP e PDP foram obtidas com o uso de placas de PMMA de várias espessuras, sendo essas colocadas sucessivamente à frente da câmara de ionização.

Cada medida de carga elétrica foi realizada com 500 UM na energia de 6 MeV de elétrons no modo de HDTSe⁻ e com taxa de dose de 888 UM/min, tanto para o feixe horizontal único quanto para o campo duplo angulado (68° e 112°, com 500 UM cada).

O elétron perde energia à medida que penetra no tecido e seus Stopping-Powers variam de acordo com a profundidade. Dessa forma, a deposição de dose é diferente em cada profundidade, já que a perda de energia não é constante. Assim, é recomendado pelo TRS-398^[3] que cada medida seja multiplicada pelo Stopping-Power da profundidade em que essa foi feita e, somente após isso, seja feita a curva de PDP do feixe em questão.

A PDP para os seis campos duplos angulados foi obtida usando as medidas relativas em um filme irradiado nas seis posições.

c. Cálculo da contribuição de dose devido aos Raios-X

A uniformidade de dose no plano de tratamento e uma profundidade de tratamento superficial no paciente são alcançadas fazendo com que os elétrons sejam espalhados através de um meio espalhador e, assim, conseguindo um maior ângulo de incidência no tecido do paciente, de maneira a aumentar a uniformidade no plano e diminuir a energia efetiva.

Essa medida foi realizada avaliando-se a curva de PDP para o campo horizontal único, já que é no eixo central do feixe que há a maior contribuição de Raios-X, como observado na Figura 1.

d. Cálculo da Energia Média (\bar{E}_0) e Energia Mais Provável ($E_{p,0}$)

Da PDP obtida com o campo duplo angulado, é possível obter o $R_{50,ion,pl}$, que é a profundidade em que ocorre 50% da ionização relativa no fantoma plástico (PMMA). A partir desse valor, se obtém o R_{50} , que é o indicador de qualidade do feixe para elétrons, como mostra a equação 1^[3]:

$$R_{50} = 1,029 \cdot R_{50,ion,pl} \cdot c_{pl} - 0,06 \frac{g}{cm^2} \quad (1)$$

sendo: c_{pl} o fator de correção da profundidade do plástico para a água, definido como 0,941 pelo TRS-398 para PMMA.

Com o valor de R_{50} determinado pela equação 1, tem-se que:

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

sendo: \bar{E}_0 a Energia média na superfície do fantoma.

Ainda para o campo duplo angulado, através do R_{50} , calcula-se a profundidade de referência na água z_{ref} com a equação 3^[3]:

$$z_{ref} = 0,6 R_{50} - 0,1 \frac{g}{cm^2} \quad (R_{50} \text{ em } g/cm^2) \quad (3)$$

Com esse valor, calcula-se a profundidade de referência no plástico $z_{ref,pl}$:

$$z_{ref,pl} = \frac{z_{ref}}{c_{pl}} \frac{g}{cm^2} \quad (4)$$

Com a PDP do campo horizontal único se obtém o valor de R_p ^[3] (em cm de água). Para encontrar o R_p , que é o alcance prático na água, é utilizado o gráfico de PDP na água, sendo feita a intersecção da parte linear descendente da curva com a assíntota determinada pela radiação de *background*, conforme figura 3^[4].

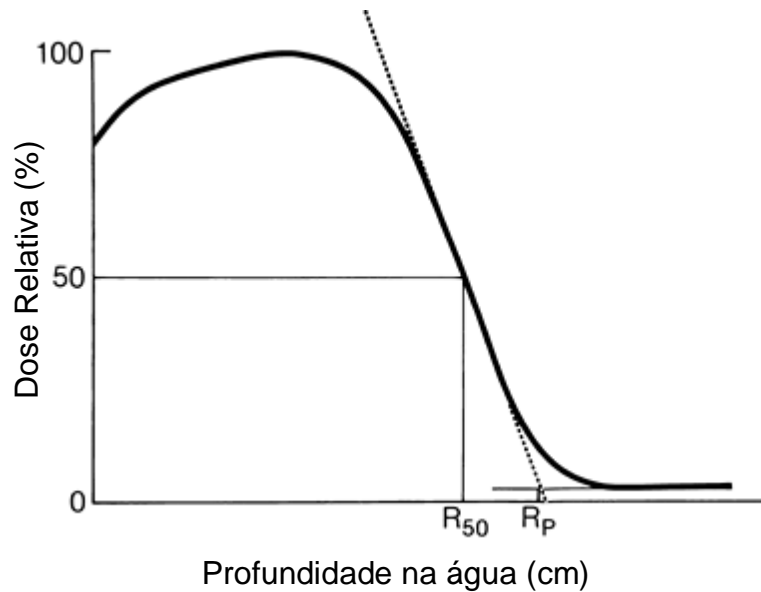


Figura 3. Método de obtenção do Alcance Prático – R_p .

Retirado do livro *The Physics of Radiation Therapy*, Faiz M. Khan^[4]

Com o R_p determinado, calcula-se a energia mais provável na superfície do fantoma ($E_{p,0}$) pela fórmula de Markus^[1]:

$$E_{p,0} = 1,95R_p + 0,48 \text{ MeV} \quad (5)$$

e. Uniformidade de dose no plano de tratamento

A uniformidade de dose foi avaliada para o campo duplo angulado utilizando uma câmara de ionização colocada em vários pontos nos eixos vertical e horizontal do plano de tratamento. No eixo vertical foi avaliada uma extensão de 160 cm e no horizontal uma extensão de 60 cm.^[1,9] O cálculo foi feito normalizando os valores para a média, passando esse valor para porcentagem e fazendo a diferença entre cada medida e a média encontrada. Assim, obteve-se o desvio da média, demonstrando a uniformidade no plano.

f. Dosimetria dos seis campos duplos

É utilizado o *setup* de um único campo angulado para a determinação da dose nos seis campos duplos angulados. A dose no campo duplo é avaliada conforme descrito na TRS-398:

$$D_{w,Q,2}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_Q \quad (6)$$

sendo $D_{w,Q,2}(z_{ref})$ a dose na profundidade de referência medida na água para o campo duplo, M_Q a média da carga elétrica medida com o campo duplo em água e corrigida para os fatores de temperatura e pressão ($k_{t,p}$), recombinação de íons (k_s), polarização (k_{pol}) e do eletrômetro (k_{elec}), N_{D,w,Q_0}^{cross} o fator de calibração cruzada da câmara em termos de dose absorvida na água para um feixe de qualidade Q_0 (neste caso ^{60}Co), e k_Q um fator intrínseco da câmara que corrige para medidas de feixes com qualidade Q diferente do ^{60}Co .

Como a dose é dada em um fantoma de PMMA (plástico) e para um feixe de elétrons, alguns fatores precisam ser corrigidos. O $M_{Q,pl}$, que é a medida feita no fantoma plástico, é corrigido pelo fator h_{pl} que corrige a fluência de elétrons entre a água e o PMMA, tendo um valor de 1,009^[3].

$$M_Q = M_{Q,pl} \cdot h_{pl} \quad (7)$$

O valor do fator k_Q é dado para a câmara do Serviço, e seu valor é obtido com relação ao R_{50} na tabela 7.III da TRS-398^[3].

Como é necessário saber a dose absorvida na superfície do paciente com o uso de 6 campos duplos angulados ($D_{w,Q}$), é usada a equação 7^[1] para transformar a dose máxima do campo duplo angulado na dose máxima para os 6 campos.

$$D_{w,Q} = D_{w,Q,2} \cdot B \quad (8)$$

▪ Fator B

Esse fator é utilizado para corrigir a contribuição entre campos devido à rotação do paciente durante o tratamento. Pelo fato das medidas da dosimetria serem feitas com um único campo duplo angulado, é preciso saber a relação entre a dose obtida nessa conformação e a dose obtida com o paciente rotacionando e com as seis incidências de campos duplos.

No RPT-23, este fator é descrito como sendo a razão entre a média na profundidade de máxima dose com os seis campos duplos e a dose máxima numa irradiação com um único campo duplo. Esta razão é calculada dividindo as leituras em

filmes radiográficos idênticos expostos entre duas fatias do fantoma antropomórfico nas duas conformações da técnica citada, ambas no ponto de calibração.

O cálculo foi possível com a utilização do software DoseLab[®], em que foi determinada a leitura média num ROI (*Region of Interest*) na profundidade de máximo no filme exposto pelo campo duplo angulado. Da mesma forma, foi determinada a média na profundidade de máximo no filme exposto pelos seis campos duplos angulados e, com esses valores, determinou-se a razão descrita acima.

IV. Resultados e discussão

a. Curvas de PIP e PDP

i. PIP – Porcentagem de Ionização Profunda - para campo único horizontal

Antes de ser encontrada a PDP, foi obtida a PIP, para obtenção de parâmetros de dosimetria.

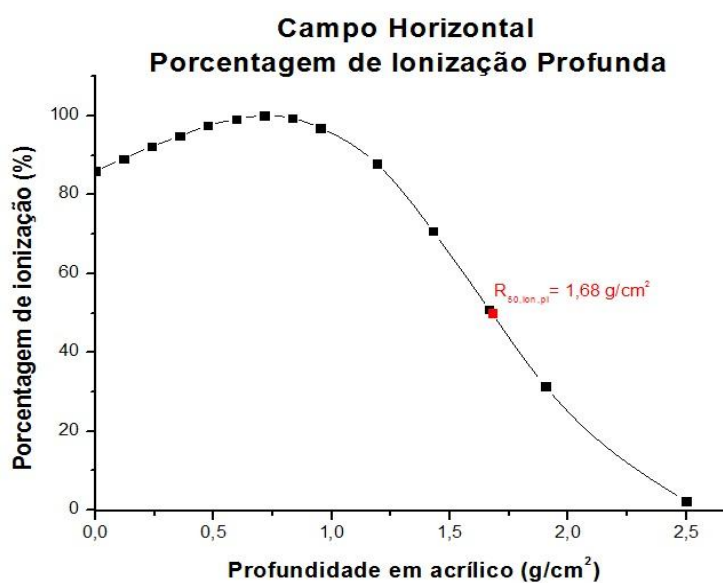


Figura 4. Porcentagem de ionização profunda para o campo horizontal.

ii. PDP – Porcentagem de Dose Profunda - para campo único horizontal

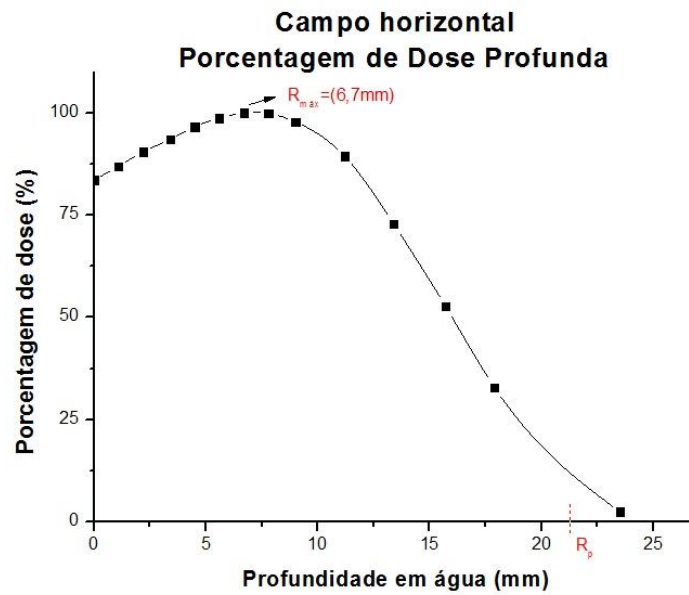


Figura 5. Porcentagem de dose profunda para campo único horizontal.

A Tabela 3 apresenta os parâmetros obtidos através dos resultados de PIP e PDP:

| Profundidade de máxima dose | 6,7 mm de água |
|------------------------------------|--------------------------------|
| R_{50,íon,pl} | 1,68 g/cm ² de PMMA |
| R₅₀ | 1,56 g/cm ² de água |
| R_p | 2,13 cm de água |

Tabela 3. Parâmetros do campo horizontal único.

iii. PIP para um campo duplo angulado

Da mesma forma, antes de ser encontrada a PDP, foi obtida a PIP.

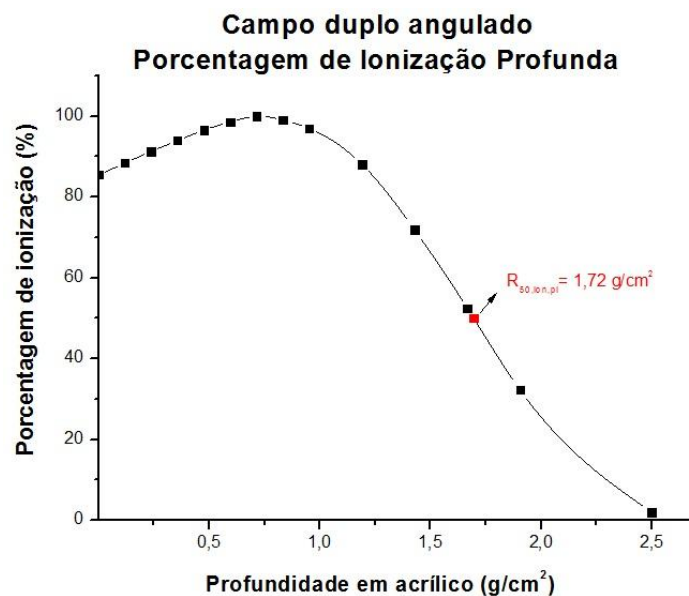


Figura 6. Porcentagem de ionização profunda no campo duplo angulado.

iv. PDP para um campo duplo angulado

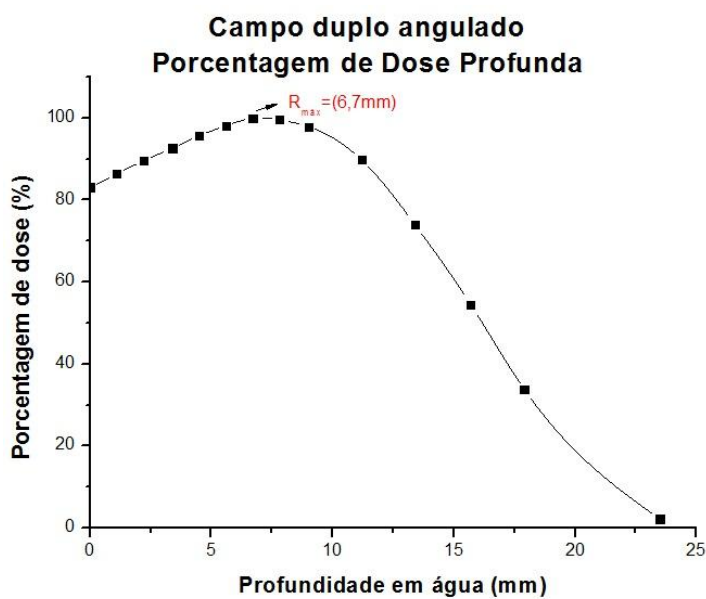


Figura 7. Porcentagem de Dose Profunda para o campo angulado.

A Tabela 4 apresenta os parâmetros obtidos através dos resultados de PIP e PDP para o campo duplo angulado:

| | |
|--|--------------------------------|
| Profundidade de máxima dose | 6,7 mm de água |
| $R_{50, \text{ion, pl}}$ | 1,72 g/cm ² de PMMA |
| R_{50} | 1,61 g/cm ² de água |
| Z_{ref} | 0,86 g/cm ² de água |
| $Z_{\text{ref, pl}}$ | 0,77 cm de PMMA |

Tabela 4. Parâmetros do campo duplo angulado.

v. Comparação de PDP

Foi realizada uma comparação entre as PDPs obtidas para a câmara de ionização (CI) de placas paralelas e para o filme radiográfico colocado no fantoma antropomórfico.

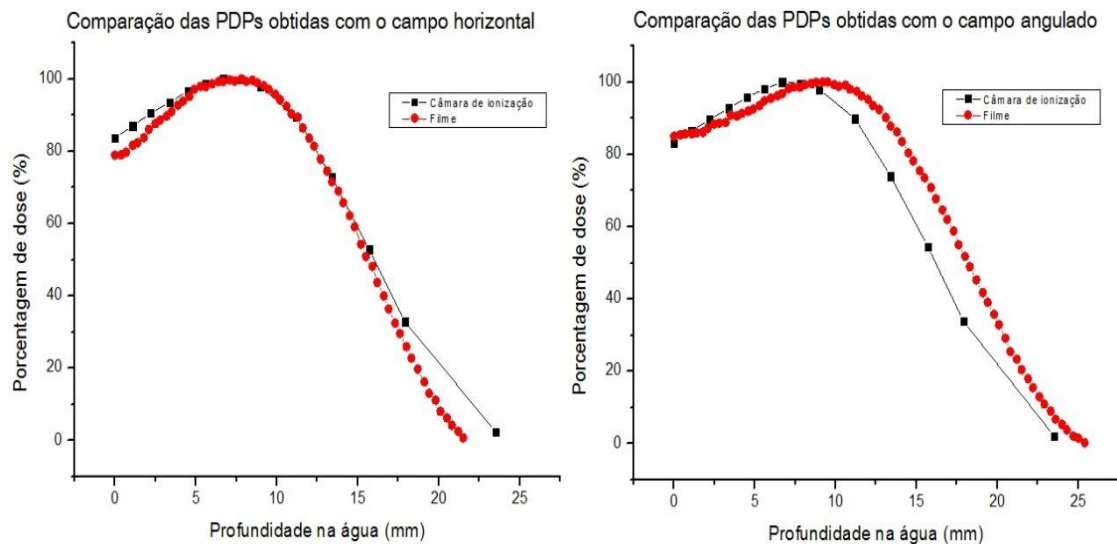


Figura 8. Comparação entre as PDPs obtidas com a câmara de ionização e com o filme no fantoma antropomórfico.

Na figura 9 é mostrada uma comparação entre a PDP de um campo único horizontal, um campo duplo angulado e a composição dos seis campos duplos angulados, todos expostos no fantoma antropomórfico em filme radiográfico.

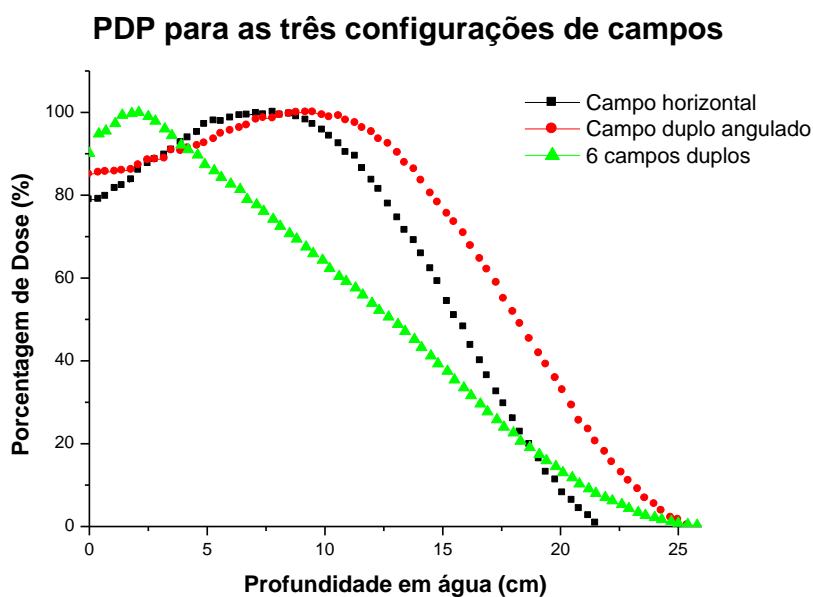


Figura 9. Comparação de PDP para um único campo horizontal, um único campo duplo angulado e seis campos duplos angulados.

Do gráfico da figura 9 é possível observar a superficialização da dose na composição dos seis campos duplos, o que já era previsto pelo RPT-23.^[1]

vi. Cálculo da contribuição de Raios-X.

Na curva de porcentagem de dose profunda obtida para o campo único horizontal (campo com maior contribuição de Raios-X), pode-se observar que mesmo em uma profundidade de 2 cm tem-se 2,2% da dose máxima, o que já é considerado aceitável (limite de 1% a 4%, a 10 cm de profundidade).^[1]

vii. Cálculo da Energia média (\bar{E}_0) e da Energia mais provável ($E_{p,0}$)

Com o R_{50} calculado anteriormente e citado na seção ii, calcula-se a \bar{E}_0 por meio da equação 2 e, com o R_p citado na seção i, é calculada a $E_{p,0}$ pela equação 4, cujos resultados são apresentados na tabela 5:

| | |
|-------------|----------|
| \bar{E}_0 | 3,74 MeV |
| $E_{p,0}$ | 4,63 MeV |

Tabela 5. Energias de referência no plano de tratamento.

De acordo com o RPT-23^[1], a energia mais provável $E_{p,0}$ será maior que a energia média \bar{E}_0 , confirmando assim que os resultados estão de acordo com os valores esperados.

Também é possível avaliar a variação da energia média de acordo com a profundidade de penetração, como é mostrado na Figura 10.

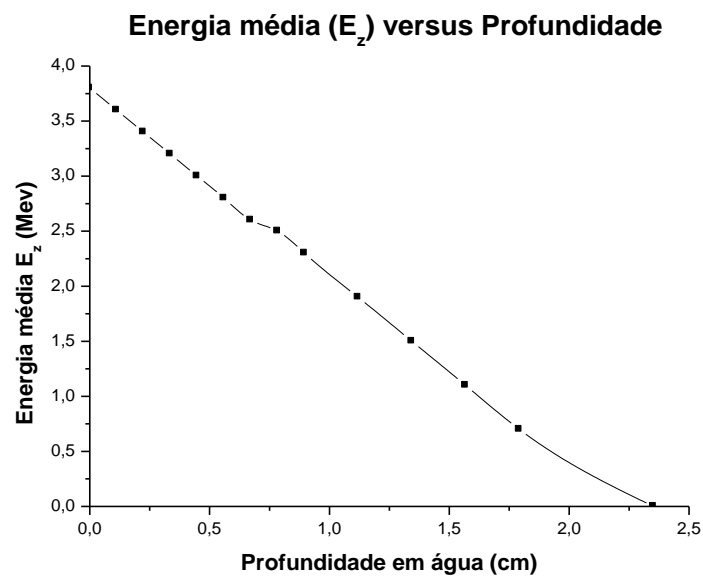


Figura 10. Gráfico que demonstra a variação da energia média de acordo com a profundidade em água.

viii. Uniformidade de dose no plano de tratamento

Abaixo apresentam-se os gráficos referentes aos resultados de uniformidade obtidos com a câmara de ionização.

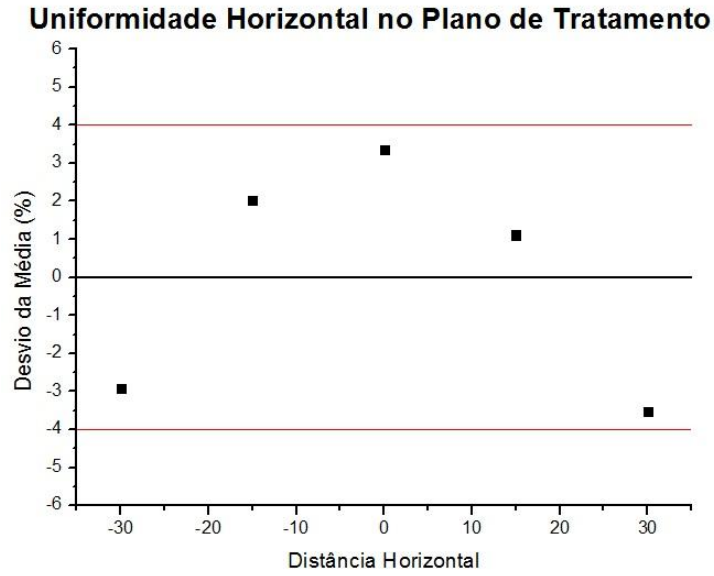


Figura 11. Uniformidade no plano de tratamento avaliada na horizontal.

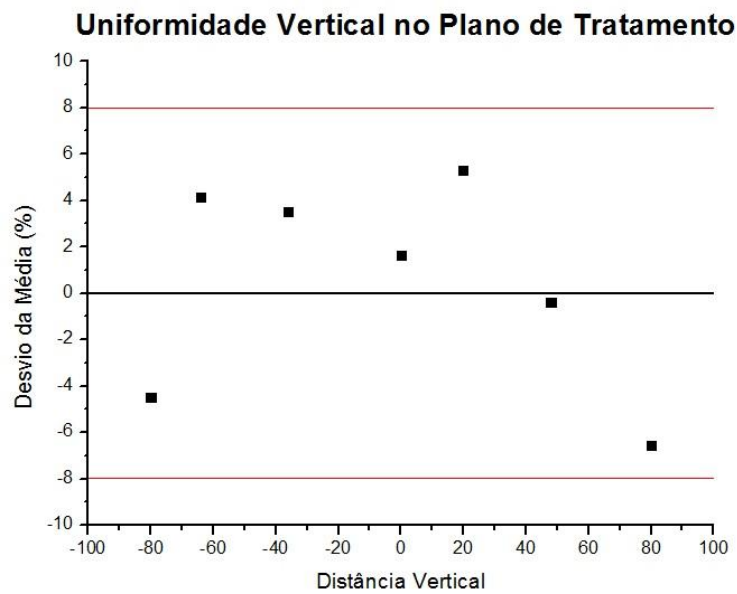


Figura 12. Uniformidade no plano de tratamento avaliada na vertical.

Como se pode observar, tanto horizontal quanto verticalmente, a uniformidade de campo mostrou-se dentro dos limites de tolerância, que são de $\pm 4\%$ na horizontal e $\pm 8\%$ na vertical.

1.4. Dosimetria dos seis campos duplos

Foi obtido o fator de calibração para o campo duplo angulado ($D_{w,Q,2}(z_{ref})$) na profundidade de referência no plástico ($z_{ref,pl}$), citada na seção ii como sendo 0,77 cm de PMMA. Os resultados estão listados na tabela 6.

| | |
|----------------------|------------------|
| k_{elec} | 1 |
| k_s | 1,001 |
| k_{pol} | 1,009 |
| $k_{t,p}$ | 1,08 |
| k_Q | 0,945 |
| $D_{w,Q,2}(z_{ref})$ | 84,19 cGy/500 UM |
| $F_c(z_{ref})$ | 0,168 cGy/UM |
| $F_c(z_{máx})$ | 0,172 cGy/UM |
| Fator B | 3,075 |

Tabela 6. Fator de calibração do feixe e fator de correção B.

Como mostrado pela RPT-23 que o fator B deve estar entre 2,5 e 3,1, o resultados apresenta-se dentro do previsto.

V. Conclusões e considerações futuras

Com os resultados obtidos, é possível concluir que os parâmetros avaliados para o protocolo proposto encontram-se adequados às exigências estabelecidas por protocolos internacionais ^[1,3], comprovando a possibilidade de ser implantado na rotina do Serviço.

Dessa forma, justifica-se o interesse em se aprimorar e consolidar o método proposto, de maneira a torná-lo prático, seguro e reprodutível, viabilizando a aplicabilidade do protocolo desenvolvido na rotina de controle de qualidade e dosimetria para a técnica de *TSI* no Serviço de Radioterapia do HC/Unicamp.

VI. Agradecimentos

Primeiramente a Deus, que a cada dia mostrou sua fidelidade e tornou essa pesquisa possível. A Renata R. dos S. Lixandrão, que me orientou e ensinou tanto nesse período tão curto. A José Oswaldo Guimarães e Ingrid Koch que me acolheram como a um filho durante esse período de estágio. A todos os físicos e funcionários do HC da

UNICAMP por todo o apoio e atenção. Por último mas não menos importante, à minha família que me deu a base e suporte para completar o curso de Física Médica.

VII. Referências

1. AAPM - AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry**. AAPM Report No. 23. American Institute of Physics, New York, NY, USA, 1988.
2. HOPPE R. T. **Mycosis Fungoides: radiation therapy**. Dermatol. Ther. v.16, pp.347-354, 2003.
3. IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water**. IAEA Technical Report Series - TRS No. 398. IAEA, WHO, PAHO, ESTRO, maio de 2001.
4. KHAN, M. F. Electron Beam Therapy. In: __. **The Physics of Radiation Therapy**. 3. ed. Baltimore, USA: Lippincott Williams & Wilkins. 2003. Cap. 14, p.298-357.
5. SMITH, B. D.; JONES, G.; WILSON, L. D. Mycosis Fungoides. In: GUNDERSON L. L.; TEPPER J. E. **Clinical Radiation Oncology**. 2 ed. Philadelphia, Churchill Livingstone Elsevier Inc. 2007. Cap. 76. p.1773-1797.
6. SZUR, L.; SILVESTER, J.A.; BEWLEY, D.K. **Treatment of the whole body surface with electrons**. The Lancet, p.1373-1377, Junho 1962.
7. TETENES, P.J.; GOODWIN, P.N. **Comparative Study of superficial whole-body radiotherapeutic techniques using a 4-MeV nonangulated electron beam**. Radiol., v.122, p.219-226, 1977.

VIII. Bibliografia

1. POLI M. E. R.; TODO A. S.; CAMPOS L. L. **Dose Measurements in the Treatment of Mycosis Fungoides with Total Skin Irradiation using a 4 MeV Electron Beam**. IPEN – CNEN/SP.
2. SCHIAPPARELLI P. et al. **Total Skin electron therapy (TSET): A reimplementation using radiochromic films and IAEA TRS-398 code of practice**. Med. Phys., v.37, 7, p.3510-3517, Jul. 2010.