

Pedro Henrique Silvino Palheta

Implantação da técnica Total Skin Electron Therapy no Hospital do Câncer de Uberlândia

Brasil

2018, 15 de julho

PEDRO HENRIQUE SILVINO PALHETA

IMPLANTAÇÃO DA TÉCNICA TOTAL SKIN ELECTRON THERAPY NO HOSPITAL DO
CÂNCER DE UBERLÂNDIA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel. Área de Concentração: Física Aplicada.

Orientador: Prof. Msc. ANTÔNIO ARIZA GONÇALVES JÚNIOR

Coorientador: HUMBERTO GALVÃO DIAS

Uberlândia-MG

2018

SUMÁRIO

1	MOTIVAÇÃO	10
1.1	Justificativa	11
2	OBJETIVOS	12
2.1	Objetivo geral	12
2.2	Objetivos específicos	12
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E METODOLIGIA	13
3.1	Radioatividade	13
3.1.1	Interação da radiação com a matéria	15
3.2	Dosimetria	17
3.2.1	Elétrons	18
3.3	Princípios da Radioterapia	19
3.4	Linfoma cutâneo de células-T	22
3.4.1	Micose fungoide	23
4	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E METODOLOGIA - TOTAL SKIN ELECTRON THERAPY	27
4.1	Introdução e princípios da terapia com elétrons	27
4.2	Feixe de Elétrons	30
4.2.1	Características da porcentagem dose-profunda	30
4.3	Requerimentos TSET	32
4.3.1	Requerimentos do Feixe	33
4.4	Técnica de irradiação de seis campos duais	35
4.4.1	Geometria de irradiação	36
4.4.2	Características do feixe no plano de tratamento	37
5	RESULTADOS - IMPLANTAÇÃO TSET NO HOSPITAL DO CÂNCER DE UBERLÂNDIA	40
5.1	Materias	40
5.2	Resultados	41
5.3	Protocolo e primeiro paciente	47
5.3.0.1	Primeiro paciente	47
6	CONCLUSÕES	48
	REFERÊNCIAS	49

APÊNDICES	52
------------------	-----------

APÊNDICE A – ESTADIAMENTO MICOSE FUNGÓIDE	53
--	-----------

APÊNDICE B – PRIMEIRO TRATAMENTO	54
---	-----------

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Diagrama com classificação e exemplos de radiações indireta e diretamente ionizantes.	14
Figura 2 – Imagem de câmara de bolhas de um estreito feixe de elétrons de 9,3 MeV em propano.	16
Figura 3 – Poder de freamento mássico em água para elétrons.	19
Figura 4 – Primeiro paciente tratado por Freund.	21
Figura 5 – Primeiros equipamentos usados em tratamentos radioterápicos. . .	21
Figura 6 – Linha do tempo 1 - Anos iniciais da radioterapia.	22
Figura 7 – Micóse fungóide em fase de manchas nas laterais das nádegas. . . .	24
Figura 8 – Lesões extensas de Micose Fungóide em fase de placas nas costas. .	24
Figura 9 – Tumor de Micose Fungóide em fase tumoral na perna.	25
Figura 10 – Micose Fungóide em fase eritrodérmica.	25
Figura 11 – Kerst com o "Betatron Original".	27
Figura 12 – Técnicas de irradiação de toda superfície da pele com elétrons. . .	28
Figura 13 – Acelerador Linear original em operação.	29
Figura 14 – Ilustração de um feixe de elétrons em três diferentes locais ao longo do percurso: (a) energia do feixe na saída do acelerador; (b) energia do feixe na superfície do fantoma; e (c) energia do feixe em uma certa profundidade z do fantoma.	30
Figura 15 – Porcentagem dose-profunda em água ilustrando parâmetros característicos.	31
Figura 16 – Variações da porcentagem dose-profunda de acordo com: (a) energia do feixe; (b) tamanho do campo; (c) ângulo de incidência; e (d) distância fonte-pele.	32
Figura 17 – Linha do tempo 2 - Anos iniciais da terapia com elétrons.	33
Figura 18 – Ilustração esquemática da técnica de composição de dois campos angulados.	34
Figura 19 – Geometria de tratamento.	36
Figura 20 – Direções dos feixes na técnica de seis campos duais.	36
Figura 21 – PDP em poliestireno para feixe horizontal sem angulação.	37
Figura 22 – PDP em poliestireno ilustrando a composição de feixes angulados a $+20^\circ$ e -20°	38
Figura 23 – Porcentagens dose-profunda ilustrando o perfil de composição de seis feixes de campos dual e de campo único. PDP em de campo único em água, linha tracejada. PDP de seis feixes de campo dual em poliestireno, linha contínua.	38
Figura 24 – Fantoma de acrílico.	41
Figura 25 – Acelerador Linear Elekta posicionado para TSET.	42

Figura 26 – Perfil vertical em fantoma de poliestireno branco para quatro angulações complementares: 17, 18, 19 e 20°	42
Figura 27 – Perfil vertical resultante para quatro angulações diferente: 17, 18, 19 e 20°	43
Figura 28 – Perfil horizontal em fantoma de poliestireno branco.	44
Figura 29 – Porcentagem dose-profunda perpendicular ao plano de tratamento(linha azul), e porcentagem dose-profunda angulada a 18° da direção horizontal(linha vermelha).	44
Figura 30 – PDPs para comparações de espalhamento e degradador.	45
Figura 31 – Porcentagens dose-profunda para comparações da composição dos seis feixes duais (linha vermelha) e de um feixe de campo único (linha azul).	46
Figura 32 – Irradiação de filme dosimétrico em fantoma circular com os seis feixes de campo dual.	46
Figura 33 – Classificação patológica micose fungóide.	53
Figura 34 – Estadiamento micose fungóide.	53
Figura 35 – Lesão avançada na perna.	54
Figura 36 – Lesão avançada no pescoço.	54
Figura 37 – Lesão avançada no antebraço.	55
Figura 38 – Lesão na perna após tratamento.	55
Figura 39 – Lesão no pescoço após tratamento.	55
Figura 40 – Lesão antebraço após tratamento.	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação para linfomas cutâneos de células T.	23
---	----

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à toda minha família, em especial meu pai, minha mãe e minha irmã, por todo apoio que me deram ao longo desses anos.

Agradeço à minha namorada Andressa por toda força e compreensão para comigo.

Em especial agradeço ao professor orientador que confiou em minha capacidade e me incentivou durante o processo desse trabalho, e ao coorientador Humberto pelas pacientes explicações e compreensão.

Agradeço à todos que me acompanharam pelos anos de graduação. Todos tiveram alguma contribuição para que este trabalho fosse concluído.

RESUMO

Desde os anos de 1950 os feixes de irradiação com elétrons tem-se mostrado importantes para aplicações clínicas. Em especial, doenças que necessitavam uma irradiação de toda a superfície da pele, como a micose fungoide, levaram ao desenvolvimento de técnicas específicas, denominadas Total Skin Electron Therapy (TSET). Com o objetivo de entregar uma dose uniforme em toda a superfície da pele, a TSET é uma técnica altamente especializada e que tem se mostrado eficaz no tratamento paliativo e curativo de doenças de pele.

Entre as possíveis maneiras de irradiação de toda a superfície da pele, a técnica que mais tem se destacado e sendo implantada em serviços hospitalares por todo o mundo, é a técnica de seis feixes de campo dual, conhecida também como técnica de Stanford. No entanto a implantação de tal técnicas é complicada por demandar uma dosimetria e requerimentos bem específicos.

Baseando-se no relatório número 23 da American Association of Physicists in Medicine (AAPM) que dá as diretrizes para a técnica de Stanford, foi implantada tal método no Hospital do Câncer de Uberlândia (HCU), pela justificativa de ser um hospital de referência em sua região. Os parâmetros mais importantes para certificação desse tipo de tratamento são a planura do feixe no plano de tratamento, contaminação de fótons e fator de correção B. A partir das medidas feitas pelo HCU obteve-se uma variação máxima de 5,9% para o eixo vertical e 3,2% para o eixo horizontal; uma contaminação de fótons de 2,3%, e um fator B de 2,72.

Palavras-chave: Total Skin Electron Therapy. Irradiação com elétrons. Micose fungoide.

ABSTRACT

Since the 1950s, electron radiation beams have been shown to be important for clinical applications. In particular, diseases that required irradiation throughout the total skin surface, such as mycosis fungoides, led to development of special techniques called Total Skin Electron Therapy (TSET). In order to provide a uniform dose on the entire surface of the skin, TSET, is a highly specialized technique and it has proven to be effective palliative and curative treatment of skin diseases.

Among the possible ways to irradiate the entire surface of the skin, the technique that has most stood out and being implanted in hospital services worldwide, is the technique of six bundles of dual field, also known as Stanford technique. However the implementation of such techniques is complicated by requiring a dosimetry and very specific requirements.

Based on the report number 23 of the American Association of Physicians in Medicine (AAPM) that gives the guidelines for the Stanford technique, such a method was implanted in Hospital of the Cancer of Uberlândia (HCU), for the justification of being a hospital of reference in your region. The most important parameters for certification of this type of treatment are the flatness of the beam in the treatment plane, contamination of photons and factor of correction B. From the measurements made by the HCU a maximum variation of 5.9 % was obtained for the vertical axis and 3.2 % for the horizontal axis; a photon contamination of 2.3 %, and a factor B of 2.72.

Keywords: Total Skin Electron Therapy. Electron Irradiation. mycosis fungoides.

1 MOTIVAÇÃO

Inaugurado em 8 de abril de 2000, o Hospital do Câncer de Uberlândia (HCU) surgiu como referência no tratamento do câncer no interior de Minas Gerais. Construído e equipado pelo Grupo Luta Pela Vida, instituição sem fins lucrativos, o hospital que oferece tratamentos quimioterápicos, radioterápicos e diversas categorias de diagnósticos por imagem, registrou em 2016 mais de 60 mil tratamentos, procedente das mais de 80 cidades o qual comporta (HCU, 2016).

O INCA¹ e o Mistério da Saúde estimam a ocorrência de 600 mil novos casos de câncer no Brasil. Para o biênio 2018-2019, estima-se mais de 10 mil casos de câncer do tipo Linfomas não Hodgkin, tendo na região sudeste a incidência de 6,05 a cada 100 mil habitantes para homens, e de 5,70 a cada 100 mil habitantes para mulheres (INCA, 2018). Originário nas células do sistema linfático, essa variedade de câncer se espalha de modo não ordenado podendo apresentar-se por todo o corpo. No entanto, Linfoma não Hodgkin é uma expressão usada para englobar diversos tipos de câncer, que se diferenciam pela célula de origem². Um desses tipos é o grupo de linfomas cutâneos de células-T(LCCT). Entre os LCCT o mais proeminente é a micose fungoide (MF). Atualmente, existem inúmeras maneiras de tratar a micose fungoide, como por exemplo, em tratamentos quimioterápicos, fotoquimioterápicos e radioterápicos. Historicamente, o tratamento radioterápico para essa doença foi feito, no seu início, com feixes de raio X, só mais tarde é que, por suas características físicas, o feixe de elétrons tornou-se a alternativa de melhor êxito, dando origem à radioterapia com elétrons (JOHNSTON et al., 1959).

A radioterapia com elétrons para linfomas cutâneos, em particular a micose fungoide, tem como finalidade a irradiação de toda a pele³. Usada normalmente em pacientes com história de progressão rápida de doença ou na vigência de falha de tratamento após abordagem tópica inicial (MARTA et al., 2011), é uma técnica que demanda grande esforço tanto do paciente como das equipes médica, física e paramédicas envolvidas no procedimento (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 1999). Dada a não uniformidade do corpo humano e, conseqüentemente da superfície da pele, é necessário um grande cuidado para que se obtenha uma distribuição de dose homogênea, sendo indispensável a presença de equipe de físicos especializada em radioterapia.

¹ Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva

² Vide seção 3.4

³ TSI - Total Skin Irradiation, ou TSET - Total Skin Electron Therapy

1.1 Justificativa

Ainda que existam várias formas de tratamento para a micose fungoide, a técnica Total Skin Electron Therapy tem se mostrado eficaz no tratamento da doença em estágios iniciais (FREIMAN; SASSEVILLE, 2006). A resposta do tratamento para micose fungoide em estágios de mancha e placa limitados produz respostas completas de aproximadamente 90% (KIM et al., 1996).

Apesar de ser considerada uma doença rara, a demanda crescente no Hospital do Câncer de Uberlândia justifica a implantação de uma técnica profundamente especializada, pois o mesmo desempenhará papel de referência do tratamento em sua região.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Descrição da implantação da técnica Total Skin Electron Therapy no Hospital do Câncer de Uberlândia.

2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos serão listados a seguir:

- a) descrição de técnicas de irradiação - técnica de Stanford ou técnicas de seis feixes de campo dual;
- b) descrição de dispositivos e acessórios fabricados;
- c) descrição de técnicas dosimétricas para a implantação da técnica;
- d) descrição de protocolo de tratamento.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E METODOLÓGICA

3.1 Radioatividade

Em 28 de dezembro de 1895 Wilhelm Röntgen¹, então professor de física na Universidade de Würzburg, Alemanha, submete um trabalho em que descreve a descoberta de um novo tipo de raio. O artigo “On a new kind of rays”² expõe as primeiras observações da nova espécie de radiação, empregando pela primeira vez o termo raio X (RÖNTGEN, 1896). Por esse trabalho Röntgen recebe, em 1901, o primeiro prêmio Nobel de Física da história.

Rapidamente percebeu—se a aplicabilidade médica da descoberta e à 3 de fevereiro de 1896 tem-se o relato da primeira radiografia médica, feita por Edwin Frost. Já no ano seguinte Antoine Becquerel³, realizando experimentos com sal de urânio, percebeu que este produzia um escurecimento em chapas fotográficas e ainda ionizava gases, tornando-os condutores. A partir daí era possível medir a “atividade” de uma amostra simplesmente medindo a ionização que ela produzia (SEGRÈ, 1987). Pouco tempo depois os trabalhos de Marie⁴ e Pierre Curie⁵ trouxeram grandes avanços e o termo radioatividade aparecia, sugerido por Marie. Em tais trabalhos Marie e Pierre também identificaram novos elementos, como o Polônio, Rádio e Bário.

Ainda no final do século XIX, mais especificamente em 1897, J. J. Thomson⁶ identifica um componente sub-atômico presente em toda a matéria (MARTINS, 2005), é feita a descoberta do elétron. Thomson mede na ocasião a razão carga-massa (e/m) do elétron, a partir de experimentos de deflexão. Somente em 1912, Robert Millikan⁷ estabelece a carga do elétron, num dos experimentos mais fascinantes da história da física (JR et al., 2015).

Apesar dos grandes avanços ocorridos no final do século XIX, a natureza dos raios X só foi bem estabelecida em 1912, com os trabalhos de Bragg⁸ e Max von Laue⁹, a partir de experimentos de rede de difração usando cristais (SEGRÈ, 1987). Ficou claro então, que assim como a luz visível, o raio X era uma radiação eletromagnética.

¹ Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923)

² "Sobre um novo tipo de raios" em tradução livre

³ Antonie Henri Becquerel (1852-1908)

⁴ Marie Skłodowska Curie (1867-1934)

⁵ Pierre Curie (1859-1906)

⁶ Joseph John Thomson (1856-1940)

⁷ Robert Andrews Millikan (1868-1953)

⁸ William Henry Bragg (1862-1942) e William Lawrence Bragg (1890-1971)

⁹ Max von Laue (1879-1960)

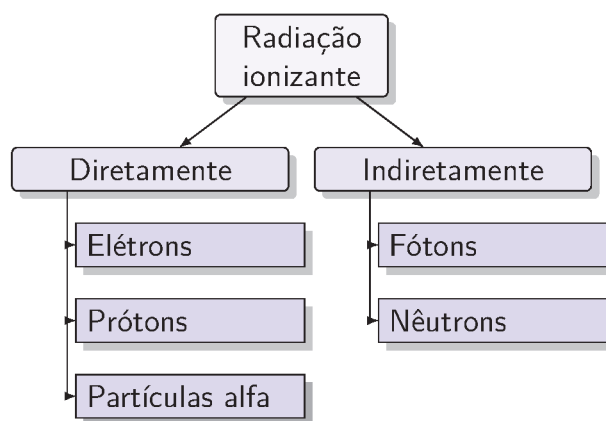
Seguindo as mesmas ideias Ernest Rutherford¹⁰ e Edward Andrade¹¹ estabeleceram em 1913 a natureza eletromagnética dos recém descobertos raios gama.

Os estudos sobre os novos tipos de raios e partículas levaram ao desenvolvimento de uma teoria da matéria que mais tarde daria espaço para a mecânica quântica, a qual revolucionaria a compreensão das escalas atômicas e se firmaria como uma das mais bem estabelecidas teorias físicas.

Assim, ao longo dos anos foi-se caracterizando e especificando os tipos de partículas e tipos de radiação e essa melhor compreensão viabilizou seu uso para as mais diversas áreas. Hoje a radiação é classificada em duas áreas principais, que são: radiação ionizante e radiação não-ionizante, que diz respeito a capacidade de ionizar a matéria. As radiações ionizantes ainda se dividem em mais duas áreas: diretamente, e indiretamente ionizantes. As radiações ionizantes são aquelas que possuem energia suficiente para ionizar átomos e moléculas do meio pelo o qual passam. Em outras palavras, elas arrancam os elétrons de átomos e moléculas, de sua órbita. Seguindo a classificação acima, as radiações diretamente ionizantes são àquelas que causam as ionizações por conta de sua própria carga, fisicamente, através da força de Coulomb. Em contrapartida, as indiretamente ionizantes realizam as ionizações através de mecanismos diferentes.

Entra as radiações indiretamente ionizantes, os exemplos mais significativos são: a radiação eletromagnética, e os nêutrons. Já pela as radiações diretamente ionizantes podemos citar: o elétron, o pósitron (antipartícula do elétron), o próton, as partículas alfa (núcleo do Hélio). A (Figura 1) esquematiza essas classificações. As

Figura 1 – Diagrama com classificação e exemplos de radiações indireta e diretamente ionizantes.



Próprio autor.

partículas carregadas podem, ainda, ser dúbidas levando em conta sua massa. Assim,

¹⁰ Ernest Rutherford (1871-1937)

¹¹ Edward Neville da Costa Andrade (1887-1971)

temos: partículas carregadas pesadas e partículas carregadas leves. Entre as pesadas pode-se citar o próton e a partícula alfa; já pelo lado das leves temos o elétron e o pósitron.

3.1.1 Interação da radiação com a matéria

De acordo com as classificações descritas acima, temos duas principais formas de interação: interação de partículas carregadas com a matéria e interação de partículas não carregadas com a matéria. Os mecanismos pelos quais esses dois grandes domínios interagem são, em geral, bem diferentes.

O primeiro, partículas carregadas, interagem através do campo elétrico que possuem; sua carga, através da força de coulomb, interage com as partículas carregadas do meio. Por outro lado, as partículas não carregadas, interagem de forma distinta por não portarem cargas. Neste último caso é necessário ressaltar a diferença nas interações de fótons e nêutrons. Enquanto uma não possui massa, o fóton, a outra é massiva, o nêutron. Portanto, mesmo ambos os tipos não possuírem carga há uma grande diferença em suas interações com a matéria. Os fótons, nada mais que ondas eletromagnéticas, interagem através mecanismos específicos, como por exemplo o famoso efeito foto elétrico, descrito pelo físico Albert Einstein¹², em 1905, o efeito compton, o espalhamento rayleigh, entre outros. Os nêutron, por sua vez interagem por basicamente dois processos: desintegração nuclear, e recuo de prótons de hidrogênio e recuo de núcleos de elementos pesados (FAIZ et al., 1994).

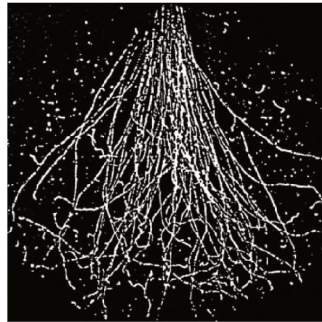
Elétrons

Daremos ênfase na interação de elétrons com a matéria pela sua importância nas seções seguintes.

Os elétrons, como afirmado acima, são partículas carregadas como os prótons e partículas alfa, espera-se, então, que tenham características bem parecidas. Do ponto de vista de suas cargas, sua maneira de ionizar o meio é realmente bastante parecida, porém os elétrons por terem uma massa relativamente muito pequena (quase duas mil vezes menor que a do próton), sofrem múltiplos espalhamentos e mudanças de direção de movimentos (FAIZ et al., 1994). Consequentemente, o alcance tem um perfil peculiar, como mostrado em (Figura 2)

¹² Albert Einstein (1879-1955)

Figura 2 – Imagem de câmara de bolhas de um estreito feixe de elétrons de 9,3 MeV em propano.



Fonte: (HARDER; HARIGEL; SCHULTZE, 1961).

Outro resultado, devido os múltiplos espalhamentos e mudanças de direções é a ausência do pico de Bragg para o elétron. Bem observado em partículas pesadas como o próton, o pico de Bragg é um pico de deposição de dose que aparece perto do final alcance da partícula.

Para entendermos melhor as interações de partículas com a matéria, devemos nos lembrar que a estrutura básica da matéria aceita atualmente é dividida em eletrosfera e núcleo. Portanto, ao passar por um meio o elétron interage basicamente com essas duas estruturas. Quando essas interações são do tipo inelásticas, elas resultam em perda de energias do elétron (FAIZ et al., 1994). Quando o elétron incidente interage com os elétrons dos átomos, caso seja inelástica, parte de sua energia é transferida para o meio causando ionizações e excitações. Entretanto, a interação com o núcleo pode frear muito mais rapidamente o elétron incidente, causando assim produção de radiação eletromagnéticas, denominadas bremsstrahlung.

O modo contínuo pelo qual os elétrons perde energia (partículas carregadas em geral) leva naturalmente à definição de poder de freamento, definida como a perda média de energia, dE , por unidade de comprimento dl , ou seja dE/dl (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). Porém, é necessário fazer-se uma distinção de conceitos, para que essa grandeza tenha um melhor aproveitamento. Como dito acima, os elétrons podem perder sua energia de duas maneiras: por colisões (ionizações e excitações), e por radiação (radiação bremsstrahlung). Seguindo o mesmo raciocínio podemos então definir dois distintos poderes de freamento: poder de freamento por colisão dE/dl_{col} , e poder de freamento por radiação dE/dl_{rad} . Assim, o poder de freamento total será a soma dos dois:

$$\frac{dE}{dl_{total}} = \frac{dE}{dl_{col}} + \frac{dE}{dl_{rad}} \quad (3.1)$$

Uma notação bastante usada para o poder de freamento é S_{total} . Portanto 3.1 fica:

$$S_{total} = S_{col} + S_{rad} \quad (3.2)$$

Podemos dividir o poder de freamento pela densidade do meio, ρ , tendo então o que é chamado de poder de freamento mássico: $(S/\rho)_{total}$

Atualmente a expressão para o poder de freamento mássico por colisões é dado pela seguinte expressão (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007):

$$(S/\rho)_{col} = \frac{2\pi r_e^2 m_e c^2 N_a Z}{\beta^2 A} (\ln[\frac{\tau^2(\tau+2)}{2(I/(m_e c^2))^2}] + F(\tau) - \delta) \quad (3.3)$$

onde $m_e c^2$ é a massa de repouso do elétron; $\beta = V/c$; r_e é o raio do elétron; I é a energia média de excitação; δ é a correção efeito-densidade; τ é o tempo de colisão; Z e A são o número atômico e a massa atômica, respectivamente; N_A é o número de Avogadro. Em particular, a função $F(\tau)$, tem expressão:

$$F(\tau) = 1 - \beta^2 + [\tau^2/8 - (2\tau + 1)\ln 2]/(\tau + 1)^2 \quad (3.4)$$

Já o poder de freamento mássico por radiação é dado pela expressão (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007):

$$(S/\rho)_{rad} = \frac{4r_e^2 \alpha}{\beta^2} N_A \frac{Z(Z+1)}{M_A} (\tau + 1) m_e c^2 \ln(183Z^{-1/3} + 1/18). \quad (3.5)$$

onde α é a constante de estrutura fina, M_A é a massa atômica. Em meios de baixo número atômico, Z , a principal forma de perda de energia se dá por ionizações de elétrons do átomo. Já para número atômico alto a produção de radiação bremsstrahlung se torna mais significativa. Nos processos de perda por colisão, um elétron pode ganhar energia suficiente para ser arrancado de sua órbita e produzir mais ionizações. Esse elétron é chamado de elétron secundário ou raio δ .

3.2 Dosimetria

Nos anos iniciais da radioterapia foram feitas várias tentativas de medir as ionizações que a radiação causava. Uma das primeiras unidades empregadas em medidas foi o roentgen, R, adotado em 1928 pela ICRU, como uma medida de exposição para fótons. No entanto, essa medida se tornou obsoleta por ser muito restritiva. Então, de modo a descrever a quantidade de radiação para todos os tipos de radiação ionizante, meios e energias (Khan), a ICRU adotou a definição de dose absorvida, ou simplesmente dose. A dose é definida, como a razão da energia média transmitida por radiações ionizantes, $d\bar{E}$, por unidade de massa dm :

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (3.6)$$

A unidade atual da dose, adotada pelo SI¹³, é o gray, Gy:

$$1\text{Gy} = 1\text{J/Kg} \quad (3.7)$$

¹³ Sistema Internacional de Unidades

Para calcular a dose absorvida é necessário descrever o campo de radiação. Uma quantidade muito importante para o cálculo da dose absorvida pela irradiação de um feixe de elétrons é a fluência, que envolve o número de partículas por unidade de área.

Seja N o valor esperado do número de partículas atingindo uma esfera finita em torno de um ponto P (durante um intervalo de tempo finito). Se a esfera for reduzida à uma esfera infinitesimal em P , com área transversal dA , a fluência Φ é dada por:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (3.8)$$

sendo expressa normalmente em unidades de m^2 ou cm^2 .

Podemos encontrar a taxa de variação da fluência pela energia, levando à expressão:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad (3.9)$$

e, consequentemente, para feixes poli energéticos:

$$\Phi = \int \Phi_E dE \quad (3.10)$$

3.2.1 Elétrons

A partir do poder de freamento, definido na subseção 3.1.1, podemos definir a perda de energia por unidade de comprimento, denotada por dE_l , como descrito abaixo:

$$dE_l = S_{col} dl N \quad (3.11)$$

Como estamos interessados na deposição de energia em uma fina camada, usamos o poder de freamento mássico por colisões, ao invés do poder de freamento mássico total.

Dividindo a equação 3.11 por dm do lado esquerdo e ρdV do lado direito (dm e ρdV , são equivalentes), temos:

$$\frac{dE_l}{dm} = \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right) \left[\frac{N dl}{dV} \right] \quad (3.12)$$

A expressão entre colchetes é a fluência, definida anteriormente. Assim, podemos reescrever a expressão acima, como:

$$\frac{dE_l}{dm} = \frac{S_{col}}{\rho} \Phi \quad (3.13)$$

A expressão 3.13, proposta pela primeira vez em (), pode ser pensada como um análogo do Kerma para partículas carregadas, e foi adotada pela ICRU em 1998. Assim, temos o cema, definido como a energia perdida por partículas carregadas em colisões eletrônicas por unidade de massa:

$$C = \frac{S_{col}}{\rho} \Phi \quad (3.14)$$

Para feixes polienergéticos, a expressão se torna:

$$C = \int \Phi_E \frac{S_{col}}{\rho} dE \quad (3.15)$$

A subseção 3.1.1 descreveu dois tipos principais de perda de energia pelo elétron ao atreversar um meio; foram elas, por colisão e por radiação. Porém, a definição de cema levou em conta apenas as perdas por colisão (termo (S_{col}/ρ)). Isso a torna limitada para fazermos uma relação com a dose absorvida. Porém, se supormos que as perdas de energia não produzem elétrons secundários, raios δ (equilíbrio de raios δ), podemos relacionar o cema com a dose absorvida. Portanto, se houver equilíbrio δ , temos que $C = D$, e então:

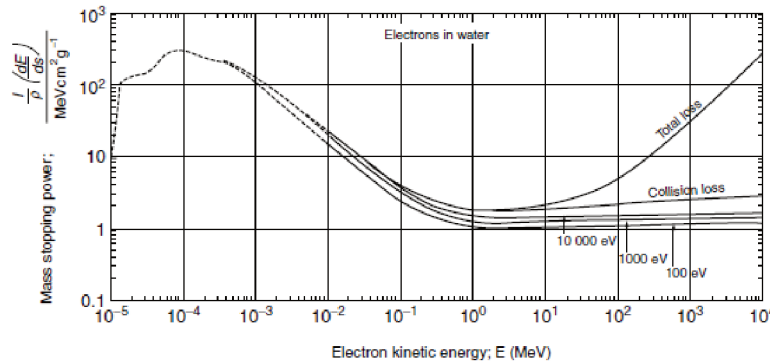
$$D_m = \frac{S_{col}}{\rho} \Phi, \quad (3.16)$$

onde D_m é a dose absorvida no meio. Consequentemente, a equação 3.15, se torna:

$$D_m = \int \Phi_E \frac{S_{col}}{\rho} dE \quad (3.17)$$

Para feixes de baixa energia o poder de freamento mássico por colisões é, aproximadamente, igual ao poder de freamento mássico total, como mostrado na figura abaixo (Figura 3).

Figura 3 – Poder de freamento mássico em água para elétrons.



Fonte: (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007).

3.3 Princípios da Radioterapia

Os anos iniciais da radioterapia se remetem ainda ao final do século XIX, com o que hoje é tratado como o primeiro tratamento com Raios X, feito por Emil Grubbé¹⁴. Porém, os trabalhos de Grubbé contém inconsistências pois não há registros originais do primeiro tratamento, apenas um artigo escrito 37 anos depois para o Congresso

¹⁴ Emil Herman Grubbé (1875-1960)

de Radiologia em Chicago. Assim, pela falta de informações e controvérsias do trabalho original, alguns autores classificam o trabalho de Grubbé como ‘não-científico’ (KOGELNIK, 1997). Então, dadas as precaridades de informações sobre os primeiros trabalhos de Grubbé, é atribuído à Leopold Freund¹⁵ a fundação da radioterapia como um especialidade científica.

Freund inicia seu trabalho com Raios X em 24 de novembro de 1896, físico de formação, trabalhava na época no departamento dermatológico do Hospital Público de Crianças em Viena, sob a supervisão de E. Schiff. O primeiro paciente à que Freund submeteu seus tratamentos experimentais foi uma criança de 5 anos com nevo congênito peludo. Freund realizou três configurações diferentes para esse primeiro tratamento. Motivado por um artigo de Viena reportando o aparecimento de dermatites na mão de um homem que havia trabalhado com Raios X, Freund queria provar a ação desses raios X em tecido humanos, em outras palavras, seu efeito biológico.

A primeira configuração de Freund, iniciada em 24 de novembro, é direcionada para parte superior da "lesão". Freund reporta um tratamento de 10 dias, com exposição diárias de 2 horas à raios X, à uma distância de aproximadamente 10 cm, totalizando, assim 20 horas de exposição. À 3 de dezembro, Freund relata o início da depilação da área, progredindo em ritmo satisfatório até 10 de dezembro, sem a ocorrência de eritemas. Porém, no dia 11 daquele mês Freund relata o aparecimento de dermatite com eritema difuso e áreas irregulares de descamação úmida (FREUND, 1897). A segunda e terceira configurações foram feitas para excluir a possibilidade de raios do ânodo e corrente elétrica (ondas elétricas), respectivamente, como agentes da depilação.

Então, em 1897, Freund publica o artigo no qual relata seus três experimentos. Nele Freund conclui que os raios X, descobertos menos de dois anos antes, são os únicos agentes dos efeitos biológicos. Indo além, ele constata que os efeitos biológicos variam para diferentes tecidos (FREUND, 1897). É o começo da radioterapia.

Surpreendentemente, 75 anos após esses tratamentos temos o último relato desse paciente (KOGELNIK, 1997), agora com 80 anos (Figuras 4a e 4b).

¹⁵ Leopold Freund (1868-1943)

Figura 4 – Primeiro paciente tratado por Freund.

(a) Paciente em 1896
(FREUND, 1897).(b) Paciente 75 anos depois
(KOGELNIK, 1997).

Fonte: (KOGELNIK, 1997).

O tratamento realizado por Freund nos anos finais do século XIX é considerado pela comunidade científica como o primeiro tratamento de sucesso com raios X, anos depois ele publicaria o primeiro livro sobre radioterapia (FREUND, 1897). A (Figura 5) é tirada desse livro e ilustra o aparato usado na época.

Figura 5 – Primeiros equipamentos usados em tratamentos radioterápicos.



Fonte: (FREUND, 1903).

Cinco anos depois do trabalho de Freund, Scholtz realiza o primeiro tratamento de micose fungoide, utilizando radiação ionizante. Os anos iniciais da radioatividade e da radioterapia são sumarizados abaixo (Figura 6)

Figura 6 – Linha do tempo 1 - Anos iniciais da radioterapia.



Fonte: Próprio autor.

3.4 Linfoma cutâneo de células-T

A pele é um dos mais importantes órgãos do sistema imunológico, contendo uma grande variedade de células imunológicas tais como: células-T, células-B, células dendríticas, neutrófilos, mastócitos, entre outras. Qualquer um desses tipos de células pode se tornar "desarranjada" e se desenvolver em uma neoplasia. Linfoma cutâneo é o termo usado para uma abrangente lista de neoplasmas que tem origem nessas células imunológicas presentes na pele, os quais apresentam variadas apresentações clínicas, prognósticos, histopatologia, e biologia molecular. Esses linfomas são divididos em três grandes categorias: linfomas de células-T, linfomas de células-B, e neoplasias precursoras (CARTER et al., 2016).

A Micose Fungoide (MF) foi primeiramente observada em 1806, pelo dermatologista francês Jean Louis Alibert¹⁶, e atualmente é reconhecida como um linfoma cutâneo de células-T (LCCT)(CARTER et al., 2016). No entanto, a pele apresenta vá-

¹⁶ Jean Louis Marc Alibert (1768-1837)

rios tipos de células-T, e embora a MF seja o seu tipo mais recorrente (em média 75% dos casos, na faixa etária de 50-60 anos), ela não é o único tipo de LCCT. Uma das mais recentes classificações reconheceu dez linfomas cutâneo de células-T, três dos quais são entidades provisórias (BEIGI et al., 2017). Eles são divididos em indolentes e agressivos, sendo a MF classificada como indolente, podendo apresentar variações e subtipos (Tabela 1).

Tabela 1 – Classificação para linfomas cutâneos de células T.

INDOLENTE	FREQUÊNCIA(%)	SOBRE VIDA EM 5 ANOS(%)
Micose Fungoide	44	88
Micose Fungoide Folliculitropica	4	80
Reticulose Pagetóide	<1	100
Cutis Laxa Granulomatosa	<1	100
Doenças Linfoproliferativas CD30+		
Linfoma Cutâneo Primário de grande célula anaplásica	8	95
Papulose Linfomatóide	12	100
Linfoma subcutâneo de célula T, paniculite símile	1	82
Linfoma cutâneo primário de pequena e média célula T CD4+ pleomófica	2	72

Fonte: (WILLEMZE et al., 2005) (Adaptado).

3.4.1 Micose fungoide

A Micose fungoide é o único tipo dos linfomas cutâneo de células-T que apresentam uma progressão clínica através de estágios. A histologia é um complemento essencial às características clínicas para o diagnóstico, porém lesões precoces ainda oferecem grande desafio, devido ao desenvolvimento lento da doença (ZACKHEIM, 2004). O primeiro estágio da MF é a fase de manchas, caracterizado por lesões finas, não infiltradas, rosadas e ligeiramente escamosas (ZACKHEIM, 2004). Tais lesões podem se apresentar em qualquer parte do corpo (Figura 7).

Figura 7 – Micose fungoide em fase de manchas nas laterais das nádegas.



Fonte: (ZACKHEIM, 2004).

O próximo estágio da MF é chamado de fase de placa, nesta fase as lesões são endurecidas, planas e elevadas acima da superfície da pele (figura 8).

Figura 8 – Lesões extensas de Micose Fungoide em fase de placas nas costas.



Fonte: (ZACKHEIM, 2004).

O estágio tumoral se apresenta como nódulos de 1 a 3 cm de diâmetro, ou maiores (figura 9).

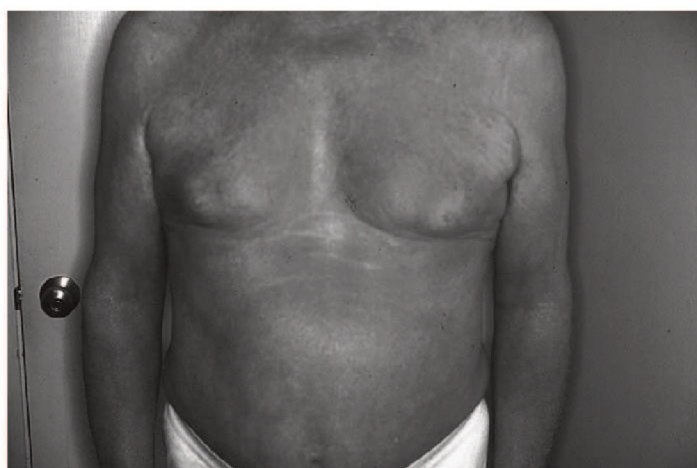
Figura 9 – Tumor de Micose Fungoide em fase tumoral na perna.



Fonte: (ZACKHEIM, 2004).

É possível, em alguns casos, a MF apresentar um quarto estágio, fase eritrodérmica. Nesse eventual estágio a MF apresenta eritema disseminado. Na maioria das vezes a pele apresenta-se difusa e escamosa, mas pode ser puramente macular (Figura 10).

Figura 10 – Micose Fungoide em fase eritrodérmica.



Fonte: (ZACKHEIM, 2004).

O tratamento da micose fungoide depende em grande parte do estágio da doença. Organizações de saúde tem feito extensivos estudos para se chegar a recomendações consensuais, sendo essas recomendações dadas de acordo com o estadiamento

da doença (apêndice A). Historicamente, o tratamento da micose fungoide usando radiação ionizante iniciou-se em 1902, com o trabalho de Scholtz (SCHOLTZ, 1902). Hoje, em estágios iniciais (T1-4)¹⁷ a técnica Total Skin electron Therapy tem se mostrado efetiva, dando respostas completas de aproximadamente 90% em doenças em estágios de manchas e placas limitadas.

¹⁷ as classificações de estadiamento são mostradas no apêndice A

4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E METODOLOGIA - TOTAL SKIN ELECTRON THERAPY

4.1 Introdução e princípios da terapia com elétrons

Entre os anos de 1940 e 1941 o físico estadunidense Donald W. Kerst¹ desenvolveu, na universidade de Illinois, uma nova forma de acelerar partículas, o betatron (Figura 11), baseando-se nos conceitos da indução eletromagnética e correntes alternadas. Embora as primeiras sugestões e experimentos no aceleração de elétrons sejam da década de 1920, o aparelho desenvolvido por Kerst gerava feixes muito mais energéticos, comparados com os ciclotrons e aceleradores de Vann de Graff da época. Em 1943 KERST, num artigo publicado em uma revista de radiologia, faz uma breve sugestão à utilização de seu aparelho em terapias. Alguns anos mais tarde, na Alemanha, GUND; PAUL realizam trabalhos pioneiros em terapia com elétrons acelerados utilizando um betatron Siemens 6-MeV (LAUGHLIN et al., 1953). Destas primeiras investigações surgem alguns importantes artigos que abordam desde a dosimetria dos elétrons até a extração do feixe. Inicia-se então, na década de 1950, os primeiros desenvolvimentos das terapias utilizando feixes de elétrons.

Figura 11 – Kerst com o "Betatron Original".



Fonte: ((ILLINOIS)ARCHIVES, 1966).

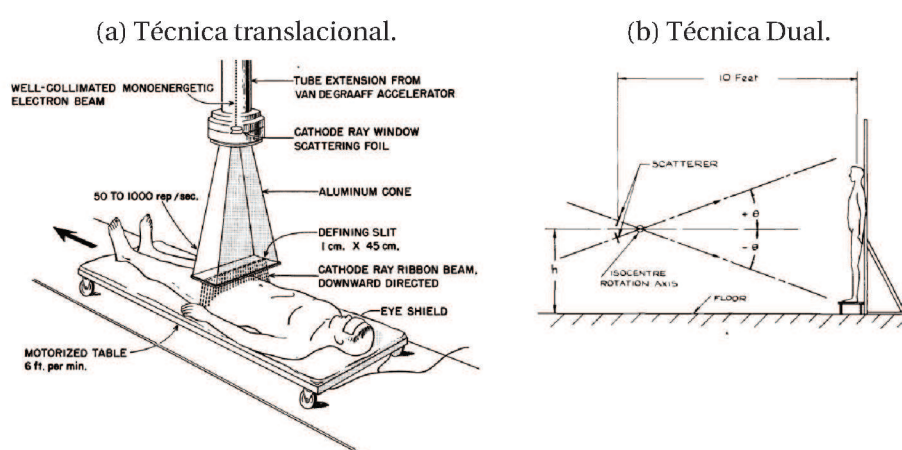
Naquele momento, a radioterapia convencional já era bastante utilizada e pes-

¹ Donald Willian Kerst (1911-1993)

quisada, tendo vários avanços nas décadas de 1930 e 1940, como o método de aplicação fracionada, que é utilizado até hoje. Ao mesmo tempo em que se apresentavam grandes desenvolvimentos nessa área, começaram a identificar casos em que o método convencional não obtinha sucesso. Os principais cenários em que a radioterapia convencional não obtinha sucesso eram os casos de lesões na pele, especificamente àquelas que apresentam complicações muito difundidas. Assim, o desenvolvimento da terapia com elétrons encontra sua principal aplicação: o tratamento de doenças de pele, devido as características dosimétricas do feixe de elétrons.

Seguindo as ideias de irradiação de todo o corpo (SCHOLTZ, 1902), surgem na década de 1950 então, os primeiros trabalhos descrevendo técnicas específicas de tratamento utilizando elétrons. Pode-se dividi-las em duas categorias: àquelas em que o paciente é transladado em relação a fonte de elétrons (JOHNSTON et al., 1959), e àquelas em que toda a superfície do corpo é exposta através de grandes campos de radiação. Na técnica translacional o paciente é posicionado abaixo do feixe e então transladado à uma certa velocidade de modo a receber a dose desejada (Figura 12a). Inicialmente a técnica de grandes campos foi feita através de um unico feixe. Entretanto, para cobrir todo o corpo do paciente era necessário uma larga distância entre a fonte e o paciente, tornando difícil a implantação da técnica em ambientes clínicos. Então, em 1960 (KARZMARK et al., 1960) sugere uma técnica em que são aplicados dois feixes angulados em relação ao eixo perpendicular do paciente, a fim de cobrir toda extensão do paciente (Figura 12b). A (Figura 12) ilustra as diferenças entre as duas técnicas.

Figura 12 – Técnicas de irradiação de toda superfície da pele com elétrons.



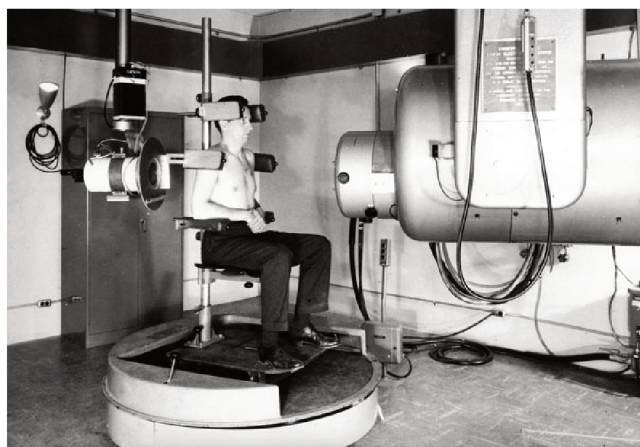
Fonte: Em (a) (JOHNSTON et al., 1959); em (b) (KARZMARK et al., 1960)

É importante ressaltar que o desenvolvimento da técnica sugerida por KARZMARK et al. só foi possível devido o desenvolvimento dos aceleradores lineares médicos por volta desse mesmo período, sendo o principal exemplo a elaboração do Acelerador

Linear Médico de Stanford (GINZTON; MALLORY; KAPLAN, 1957; WEISSBLUTH et al., 1959; KAPLAN; BAGSHAW, 1957; STEED, 1957). A ideia de um acelerador linear com aplicações médicas já vinha sendo esboçada durante a década de 1950 (UHLMANN; HSIEH; LOOTENS, 1956), entretanto foi o trabalho de Stanford que deu força para sua difusão.

O criação do Acelerador Linear trouxe a essa área uma alternativa ao betatron e ao gerador de van der Graff na geração de feixes de elétrons. Porém, no início de seu desenvolvimento ele era uma opção muito cara e em 1968 o betatron ainda era o equipamento mais usado nas terapias com elétrons (HOGSTROM; ALMOND, 2006). As estruturas usadas para incorporar os primeiros modelos de aceleradores eram, em geral, muito amplas (Figura 13), e a fim de ter a rotação da 'cabeça' de tratamento em 360° algumas abordagens como estruturas estacionárias horizontais com sistemas rotativos de transporte por feixes magnéticos, estruturas verticais montadas em pórticos duplos e estruturas horizontais rotativas, foram todas tentadas (HOGSTROM; ALMOND, 2006).

Figura 13 – Acelerador Linear original em operação.



Fonte: ((STANFORD)ARCHIVES, 1957).

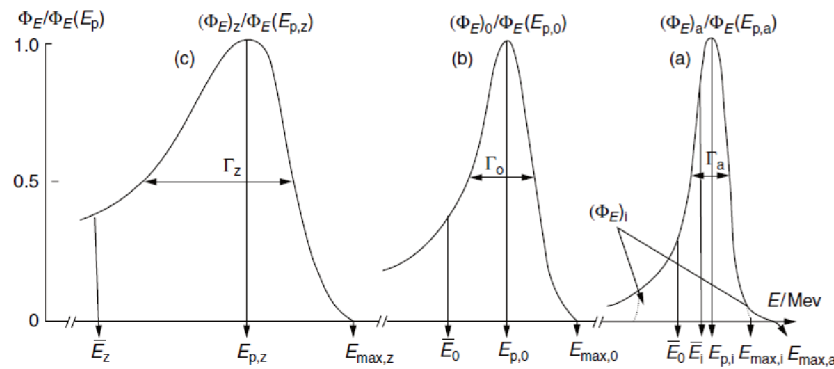
Nos anos seguintes com as melhorias em eletrônica, controle computacional e estruturas aceleradoras, o Acelerador Linear se tornaria mais compacto e logo se firmaria como a melhor alternativa sendo utilizado até os dias atuais. Um dos motivos pela 'disseminação' dos aceleradores lineares foi, no início dos anos 1970, o desenvolvimento comercial de aceleradores lineares, possibilitando outras instituições, além dos grandes centros, a começarem a utilização de elétrons para a radioterapia.

A próxima seção trará aspectos físicos e radioterápicos do feixe de elétricos que serviram para um melhor entendimento da técnica de total skin electron therapy, discutida nas seções 4.4, 4.5 e 4.6.

4.2 Feixe de Elétrons

A principal característica que torna os feixes de elétrons atrativos para várias situações clínicas é a forma como ele entrega sua dose em uma certa profundidade. Esse perfil específico garante que regiões profundas sejam poupadas de receberem grande quantidades de dose. Feixes com energias entre 4 e 25 MeV cobrem a grande maioria das aplicações radioterápicas usadas nos dias atuais, sendo produzidos geralmente em aceleradores lineares (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). A energia na saída do acelerador é denotada como $E_{max,a}$. Essa grande extensão de energias se deve ao fato de que no plano de tratamento o feixe chega menos energético, por conta de perdas com as folhas de dispersão, monitor de câmara, ar, entre outros. Em virtude dessas perdas são caracterizadas algumas energias, como a energia mais provável na superfície, $E_{p,0}$, e energia média na superfície, $\bar{E}_0$. A medida que o elétron entra pelo corpo do paciente vai interagindo até perder toda sua energia, caracterizado pela energia média na profundidade z , $\bar{E}_z$ (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). Tais energias são mostradas em (figura 14).

Figura 14 – Ilustração de um feixe de elétrons em três diferentes locais ao longo do percurso: (a) energia do feixe na saída do acelerador; (b) energia do feixe na superfície do fantoma; e (c) energia do feixe em uma certa profundidade z do fantoma.

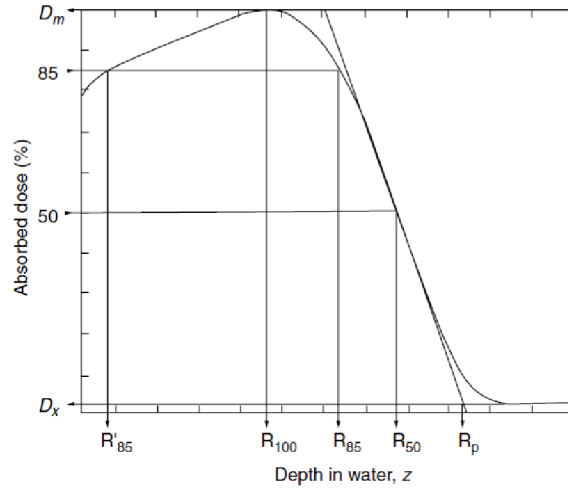


Fonte: (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007)

4.2.1 Características da porcentagem dose-profunda

A porcentagem dose-profunda (PDP) é a curva que caracteriza a entrega de dose em uma certa profundidade de material. No eixo horizontal temos uma escala de distância, medindo a profundidade em que o feixe se encontra do material, enquanto no eixo vertical temos a porcentagem de dose, em relação ao máximo de dose. Em (Figura 15) temos um exemplo de PDP.

Figura 15 – Porcentagem dose-profunda em água ilustrando parâmetros característicos.



Fonte: (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007)

A PDP é importante pois mostra em qual profundidade estão sendo entregue as maiores porcentagens de dose. Os parâmetros R_{100} , R_{85} , e R_{50} , mostrados em (Figura 15), são as profundidades onde a dose é 100, 85 e 50%, respectivamente. R_p é a profundidade, encontrada por extrapolação, onde a dose vai a zero. Assim, podemos caracterizar o alcance terapêutico que é distância entre duas profundidades caracterizadas por uma certa porcentagem de dose. Em (Figura 15) foi usado a porcentagem de 85% para a caracterização do alcance terapêutico (distância entre $R_{85'}$ e R_{85}). Ademais, a PDP pode ser usada para se estimar algumas características energéticas dos feixes de elétrons usados em radioterapia.

Foi mostrado em (BRAHME; SVENSSON, 1976) uma relação entre a energia média na superfície do fantoma, $\overline{E}_0$ e a profundidade R_{50} :

$$\overline{E}_0 = 2.33R_{50} \quad (4.1)$$

A energia $\overline{E}_z$ pode ser estimada utilizando-se R_p , $\overline{E}_0$, e a profundidade z (AAPM, 1988):

$$\overline{E}_z = \overline{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (4.2)$$

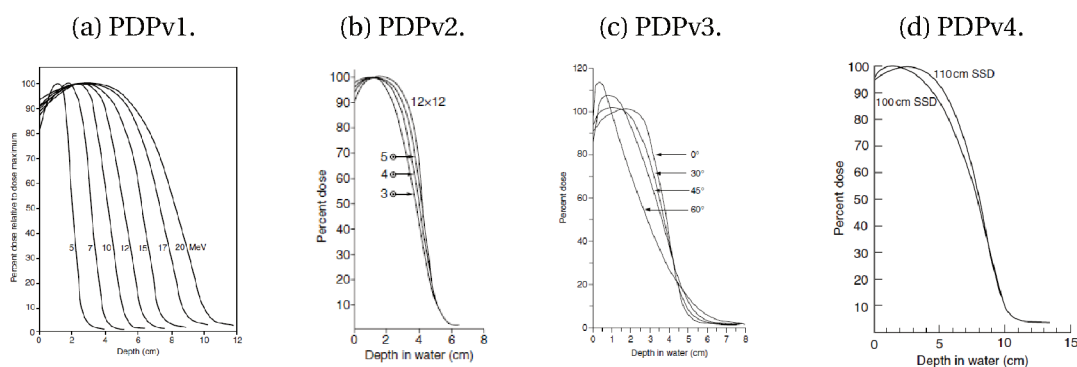
Outra relação que também usa o R_p , é dada por (AAPM, 1988):

$$E_{p,0} = 1.95R_p + 0.48 \quad (4.3)$$

Esse perfil pode variar de acordo com alguns parâmetros físicos do feixe, como sua energia (Figura 16a), e o tamanho do campo (Figura 16b); assim como, alguns

parâmetros de tratamento, como a angulação do feixe (Figura 16c), e a distância fonte-pele (Figura 16d).

Figura 16 – Variações da porcentagem dose-profunda de acordo com: (a) energia do feixe; (b) tamanho do campo; (c) ângulo de incidência; e (d) distância fonte-pele.



Fonte: (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007) (adaptado)

4.3 Requerimentos TSET

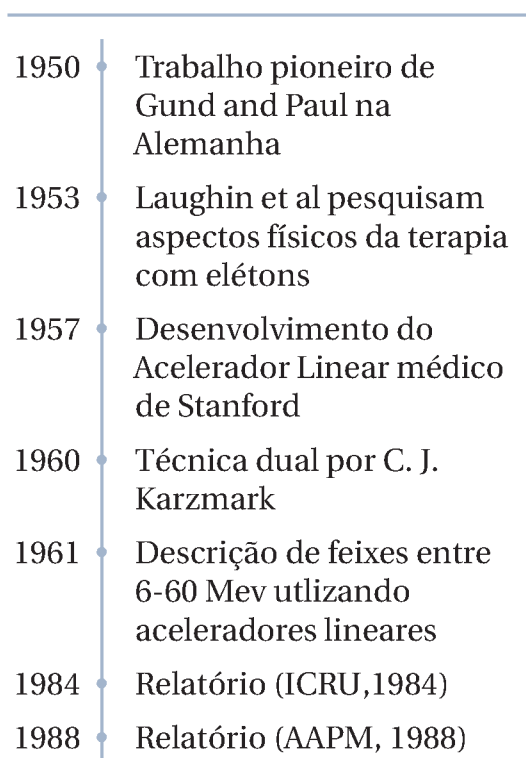
Com o passar dos anos vários simpósios foram devotados à dosimetria e à planos de tratamento para elétrons de alta energia, assim como, houve um notável aumento na produção literária sobre o assunto, tornando-o cada vez mais acessível para implantação. Em 1984 a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação² publica um relatório detalhado sobre a dosimetria da terapia com elétrons.

Em seguida, a Associação Americana de Físicos em Medicina³ (AAPM) publica um relatório sobre técnica e dosimetria da Total Skin Electron Therapy. A implantação da técnica no Hospital do Câncer de Uberlândia baseou-se no relatório número 23 (AAPM, 1988), assim as seções seguintes trarão uma descrição dos requerimentos e recomendações desse relatório. A (Figura 17 sintetiza os principais acontecimentos para o desenvolvimento da terapia com elétrons, e TSET.

² International Commission on Radiation Units and Measurements

³ American Association of Physicists in Medicine

Figura 17 – Linha do tempo 2 - Anos iniciais da terapia com elétrons.



Fonte: Próprio autor.

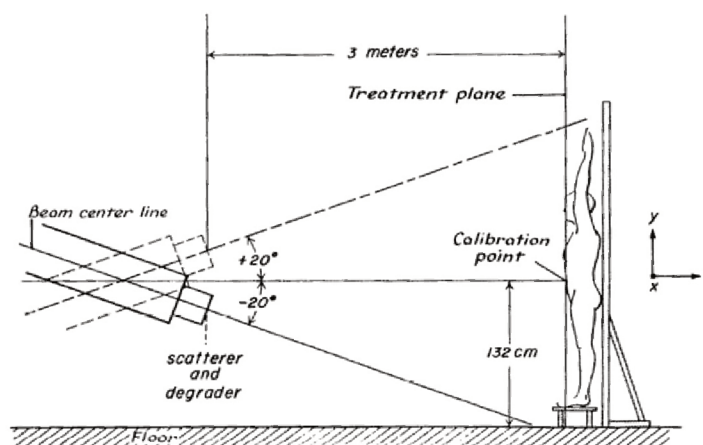
4.3.1 Requerimentos do Feixe

O principal objetivo da técnica é tratar toda a superfície do corpo, tendo uma profundidade limitada, maior uniformidade da dose e com pouca contaminação de raio X. Para assegurar tais condições são necessários alguns requerimentos. Estes serão descritos a seguir.

Tamanho do campo

Uma vez que desejamos irradiar toda a pele do paciente é necessário que tenhamos campos largos para que possamos otimizar o processo. De acordo com (AAPM, 1988), o tamanho do campo do feixe de elétrons no plano de tratamento do paciente deve ser de aproximadamente 200 cm de altura por 80 cm de largura (200 x 80 cm²), de modo a contemplar o maior paciente. O modo de se obter um campo grande é determinar uma distância considerável da fonte ao plano de tratamento, aproveitando assim a divergência do feixe. Portanto, a sala de tratamento deve ter de 3 a 6 metros da fonte ao plano de tratamento, distâncias menores dificultam a cobertura de todo corpo. Supõe-se que o paciente seja tratado em pé, como mostrado na figura 18.

Figura 18 – Ilustração esquemática da técnica de composição de dois campos angulares.



Fonte: (AAPM, 1988).

Penetração

A penetração necessária varia com o estágio e o tipo da doença, podendo também variar ao longo do corpo, devido sua não uniformidade. Valores de profundidade de penetração entre 5 a 15 mm na superfície de 50% da isodose abrange a maioria da lesões. As infiltrações celulares da micose fungoide por exemplo, ocorrem entre 2 e 4 mm (região da epiderme e derme), sendo então contempladas por essa profundidade.

Energia

Como citado anteriormente, as feixes com energia de 4-25 MeV abrangem a maioria dos tratamentos. O relatório (AAPM, 1988) recomenda que para a técnica TSET a energia esteja compreendida entre 4-10 MeV, na saída do acelerador e, 3-7 MeV no plano de tratamento.

Taxa de Dose

Muito dos paciente estão em condições físicas precárias, e não conseguem manter o posicionamento fixo por muito tempo. Portanto, quão mais rápido for o tratamento menos chances de ocorrerem erros devido a movimentação indevida do paciente. Pensando nisso, taxas de dose de 0,25 Gy por minuto (0.25Gy/min), ou as maiores possíveis, são recomendadas.

Planura

A medida que os campos se tornam largos e as distâncias maiores há maior incerteza sobre as doses, então é preciso assegurar que a variação de dose através

das direções não é muito grande. A planura do campo é especificada em alguma região central declarada, expresso em feixes e profundidades partículaes ou planos em profundidades de referências declaradas (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). Para o tratamento de TSET a recomendação é uma variação de $\pm 8\%$ no eixo vertical, e uma variação de $\pm 4\%$ no eixo horizontal.

Contaminação de raios X

A produção de raios X por um feixe de elétrons ao atravessar um meio é inevitável. Para situações clínicas, onde a dose no paciente deve ser bem controlada, a produção de raios X se torna um problema, pois os mesmos podem conceder doses em regiões não desejadas, fora do volume de tratamento. A recomendação para a contaminação de raios X é que ela seja a menor possível. Contaminações de 1% ou menos da dosagem total por elétrons é desejada, porém valores de até 4% são aceitos.

Campos de reforço

Devido a geometria irregular do corpo humano, algumas regiões da superfície da pele acabam sendo sub dosadas, em outras palavras, não recebem a dose prescrita. Assim, em alguns tratamentos radioterápicos há a necessidade de campos em regiões específicas, de modo a uniformizar a dose em uma certa região, esses campos são chamados de campos de reforço.

No caso da TSET, algumas áreas específicas da pele, mesmo após aplicado os seis campos duais, apresentam sub dosagens; são elas: axilas, períneo, sola dos pés, entre outras. Portanto, tais áreas necessitam campos de reforço.

Podem também haver regiões específicas da superfície da pele em que lesões de estágio avançado se apresentem. Nesses casos há a necessidade de campos de reforço específico na região.

Áreas de proteção

Algumas regiões específicas do corpo podem necessitar cuidados especiais de proteção, por serem mais sensíveis, como por exemplos os olhos e unhas, ou por serem sobre dosadas durante o tratamento, como mãos e superfície do pé.

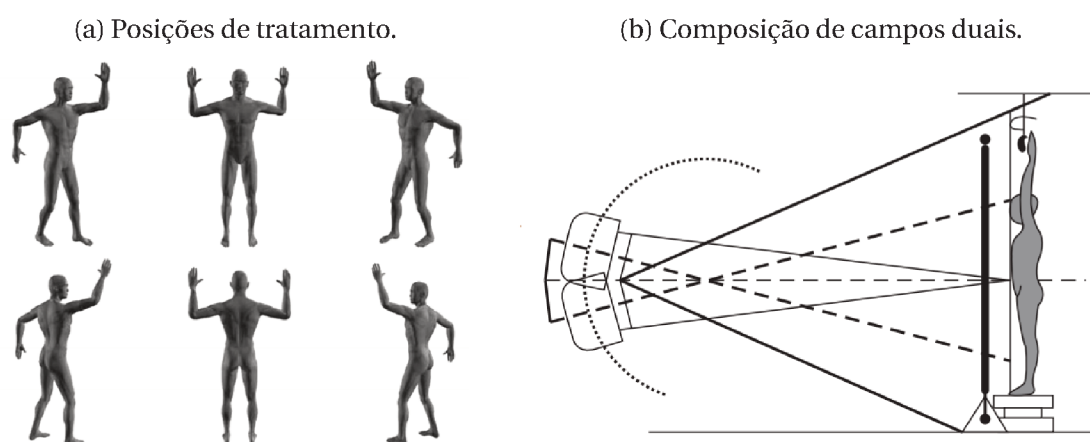
4.4 Técnica de irradiação de seis campos duais

A técnica de seis campos duais, também conhecida como técnica de Stanford foi pensada a fim de uniformizar a dose e diminuir a contaminação por dose de raio X.

4.4.1 Geometria de irradiação

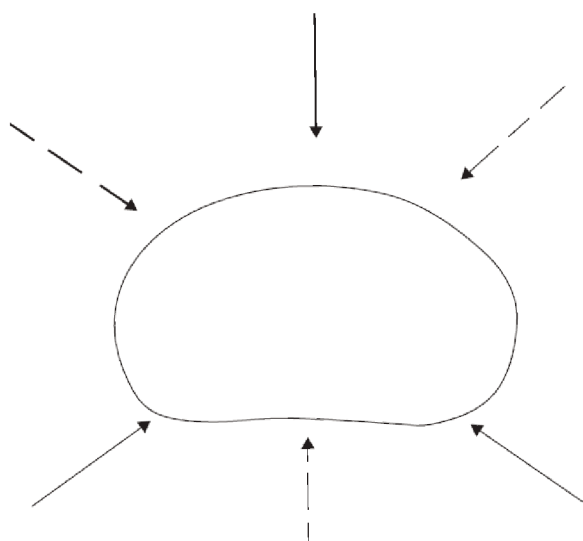
O paciente recebe ao todo seis feixes de campo dual, ou seja doze campos únicos. Cada um dos campos duais tem um posicionamento específico do paciente no plano de tratamento, são eles: um anterior, um posterior, e quatro oblíquos, (Figura ??). Cada par dos campo único são separados por uma angulação específica, determinada por medições dosimétricas, de forma a irradiar todo o corpo do paciente (Figura 19b). As direções dos seis feixes de campo dual são mostradas em (Figura 20)

Figura 19 – Geometria de tratamento.



Fonte: (PIOTROWSKI et al., 2013).

Figura 20 – Direções dos feixes na técnica de seis campos duais.



Fonte: (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007).

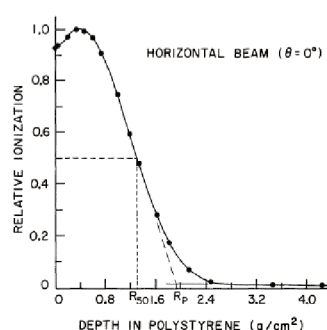
4.4.2 Características do feixe no plano de tratamento

Para uma melhor compreensão das características físicas dos seis feixes de campo dual usado na TSET, examinaremos primeiro o feixe horizontal único, e o feixe de campo dual angulado único, para então analisarmos a configuração completa de seis feixes de campo dual.

Feixes de campo único horizontal

Iniciaremos com a configuração mais simples: feixe horizontal de campo único. A (Figura 21) mostra a PDP de um feixe em poliestireno para em uma distância de 3 m com um espalhador de 1 mm de Al e mais 12 mm de presdwood. A dose na superfície é de 93%, e alcança seu máximo à $0.3g/cm^2$, depois caindo à zero em $2.4g/cm^2$. Usando as relação de alcance, citadas anteriormente, encontramos uma energia de 4.2 MeV no plano de tratamento e 8 MeV no acelerador.

Figura 21 – PDP em poliestireno para feixe horizontal sem angulação.



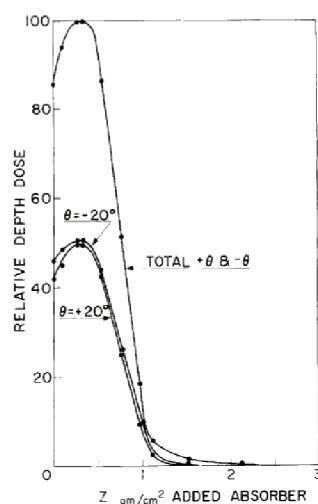
Fonte: (AAPM, 1988).

Como temos um único campo incidindo no fantoma a curva de PDP tem as característica mostradas anteriormente na subseção 4.2.1. Veremos a seguir que a composição de campos angulados modificará a PDP.

Feixes de campo dual

Em (KARZMARK et al., 1960) descreve a curva de PDP para dois campos angulados (Figura 22)

Figura 22 – PDP em poliestireno ilustrando a composição de feixes angulados a $+20^\circ$ e -20° .



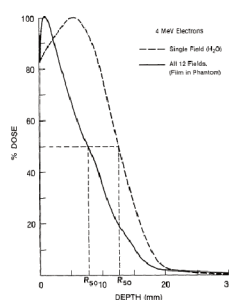
Fonte: (KARZMARK et al., 1960).

Pode-se notar que essa composição não altera significativamente o perfil da PDP.

Seis feixes de campo dual

O próximo passo para a caracterização da entrega de dose na técnica TSET é a avaliação da PDP de composição de todos os seis feixes de campo dual. O relatório (AAPM, 1988) faz essa verificação aplicando-se um feixe de campo único em água e os seis feixes de campo dual em poliestireno, como vemos em (Figura 23)

Figura 23 – Porcentagens dose-profunda ilustrando o perfil de composição de seis feixes de campos dual e de campo único. PDP de campo único em água, linha tracejada. PDP de seis feixes de campo dual em poliestireno, linha contínua.



Fonte: (AAPM, 1988).

Percebe-se que na composição dos feixes os pontos de referência R_{100} e R_{50} deslocam-se em direção à superfície do fantoma, além disso o formato da curva se estreita.

5 RESULTADOS - IMPLANTAÇÃO TSET NO HOSPITAL DO CÂNCER DE UBERLÂNDIA

5.1 Materias

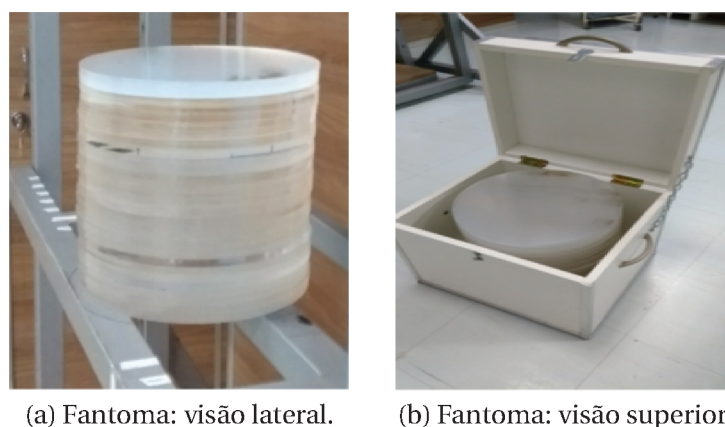
A implantação da técnica foi feita em um acelerador linear clínico modelo Precise, do fabricante Elekta, com elétrons de energias entre 4 e 6 MeV, operando em modo normal, e em modo High Dose Rate Electron¹ (HDRE). O modo de tratamento HDRE faz com que os colimadores de raio X são automaticamente abertos em sua posição máxima , possibilitando uma alta taxa de dose.

Foram necessários para a implantação da técnica a construção de alguns materiais, que estão listados a seguir:

- a) Construção de painel em MDF para dosimetria:
 - Área: 2 x 1,2 m²;
 - Espessura placa posterior: 1,8 cm;
 - Espessura placa anterior: 0,6 cm.
- b) Construção do painel espalhador em acrílico:
 - Área: 2,3 x 1,3 m²;
 - Espessura: 1,0 cm.
- c) Construção da plataforma para posicionar o paciente e fantomas:
 - Área da base: 1,2 x 0,8 m².
- d) Construção de fantoma de acrílico(Figuras 25a e 25b):
 - Diâmetro: 30 cm;
 - Altura: 30 cm.

¹ Elétron de Alta Taxa de Dose

Figura 24 – Fantoma de acrílico.



Fonte: Hospital do Câncer de Uberlândia.

Foram utilizados também um fantoma de poliestireno branco modelo SP34 da marca IBA Dosimetry, um densitômetro digital CQ-01 da marca MRA Indústria, um filme dosimétrico modelo EBT3 da marca Gafchromic e uma camera de ionizações modelo MAX4000 da marca Standard Imaging.

As medidas dosimétricas descritas no presente trabalho foram feitas pelo físico médico do Hospital do Câncer de Uberlândia Humberto Galvão Dias, e foram cedidas gentilmente para o enriquecimento do mesmo.

5.2 Resultados

O acelerador linear foi posicionado em 270° , de modo a ficar paralelo ao plano horizontal e perpendicular ao plano de tratamento. A distância da fonte ao plano de tratamento foi estabelecida de 370 cm (Figura 25).

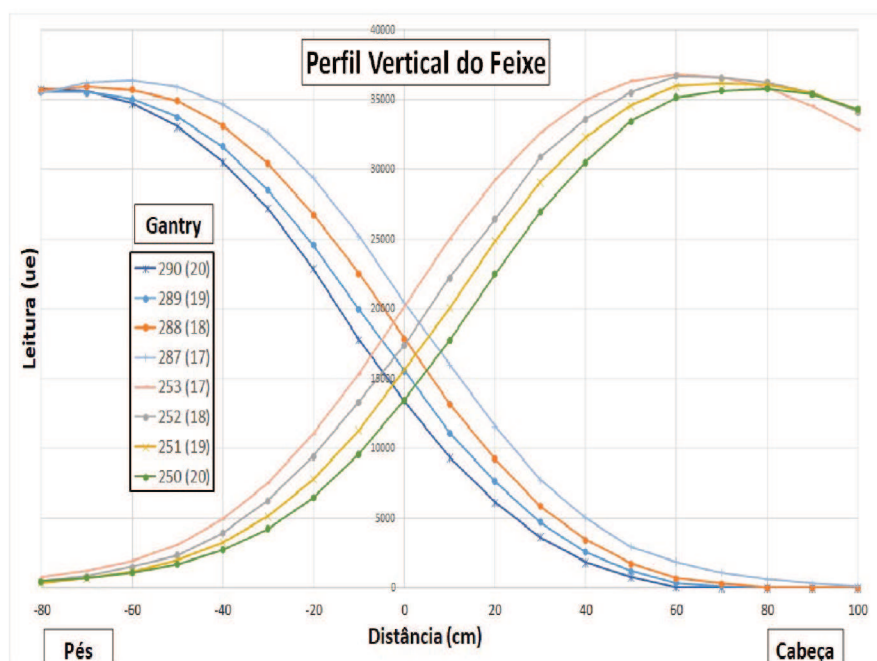
O perfil vertical é uma maneira de verificar a planura do campo dual. O eixo ordenado temos leituras do dosímetro (pico coulomb). No eixo horizontal temos uma escala de distância, no qual a origem é determinada como o centro vertical do plano de tratamento. Assim, se caminhamos à esquerda (plano negativo do eixo horizontal) do eixo das abscissas as leituras compreendem a posições próximas ao chão (posicionamento dos pés do paciente). Por outro lado, se caminhamos à direita (plano positivo do eixo horizontal) do eixo, as leituras compreendem a posições próximas ao teto (posicionamento da cabeça do paciente). A (figura 26) mostra o perfil vertical para três angulações.

Figura 25 – Acelerador Linear Elekta posicionado para TSET.



Fonte: HCU.

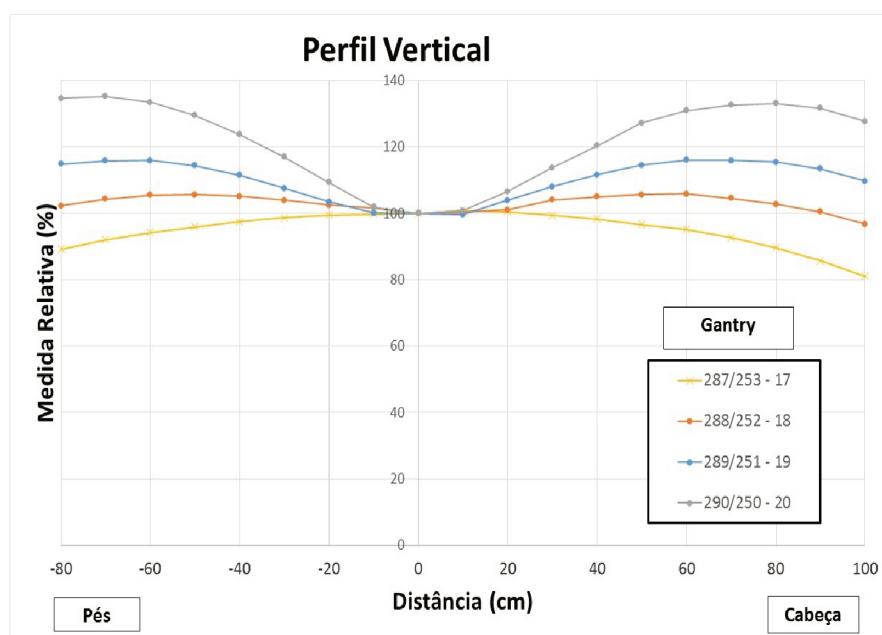
Figura 26 – Perfil vertical em fantoma de poliestireno branco para quatro angulações complementares: 17, 18, 19 e 20°.



Fonte : HCU.

Somando as leituras de perfis correspondente, ou seja, àqueles que se separam pela mesma angulação da posição de referência (como por exemplo, 250° e 290°), obtemos um perfil resultante que nos mostra as variações do feixe na direção vertical (Figura 27).

Figura 27 – Perfil vertical resultante para quatro angulações diferentes: 17, 18, 19 e 20°.



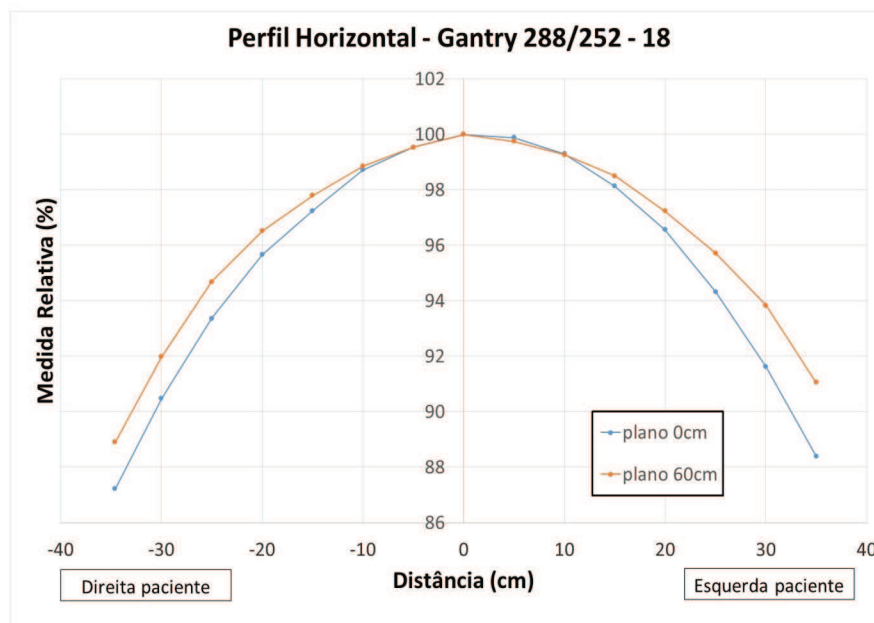
Fonte : HCU.

Portanto, a (Figura 27) nos mostra que a melhor angulação para o tratamento, ou seja a que tem menor variação vertical foi de 18°, com variação máxima de 5,9%.

Similar ao perfil vertical, temos também o perfil horizontal (Figura 28). Nesse perfil eixo horizontal, ainda em unidades de distância, é agora relacionada à variação horizontal do plano de tratamento. À esquerda do gráfico (medidas negativas) temos a direita do paciente, em posição anterior, e à direita do gráfico (medidas positivas) temos a esquerda do paciente, considerado também em posição anterior.

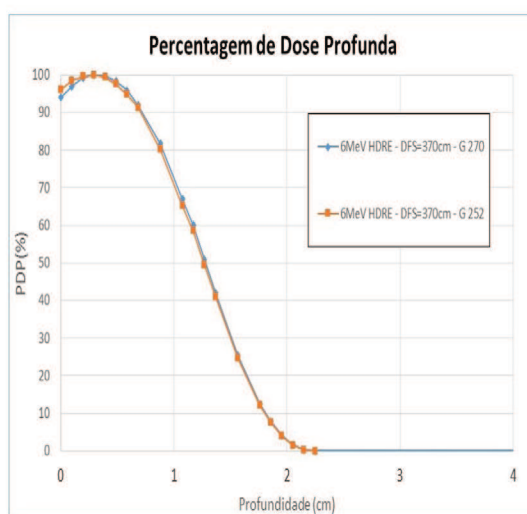
Uma vez conhecendo o melhor angulo para tratamento, 18° nessa caso, fez-se então a medida de perfil horizontal para essa angulação (Figura 28). Obteve-se então uma variação máxima de 3,2%.

Figura 28 – Perfil horizontal em fantoma de poliestireno branco.



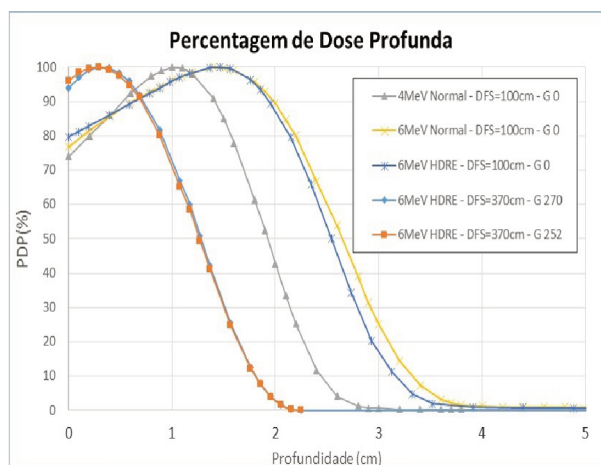
Fonte : HCU.

O gráfico 1, ilustra duas PDPs, uma com o acelerador linear, em modo HDRE, posicionado perpendicular ao plano de tratamento, 270° (curva azul), e outra em 252° (curva vermelha), que é o posicionamento de um dos campos duais da técnica implantada. A pequena alteração mostrada no gráfico era esperada e, pode ser desconsiderada por estar dentro dos limites recomendados.

Figura 29 – Porcentagem dose-profunda perpendicular ao plano de tratamento (linha azul), e porcentagem dose-profunda angulada a 18° da direção horizontal (linha vermelha).

Fonte : HCU.

Figura 30 – PDPs para comparações de espalhamento e degradador.



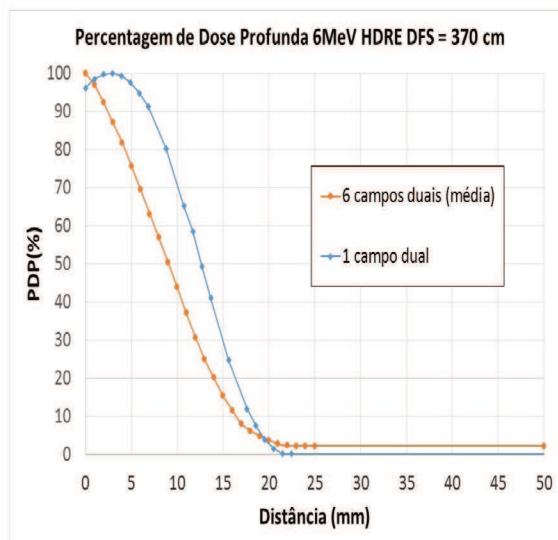
Fonte : HCU.

Em (Figura 30), ilustra-se as duas PDPs mostradas em (Figura 29) e mais três PDPs, para se ter medidas de como o feixe varia ao passar pela distância de tratamento e o degradador. As novas curvas apresentadas são todas medidas à uma distância foco-pele (SSD) de 100cm e com o acelerador em 0°. As diferenças entre os feixes são em sua energia e modo de operação do acelerador. As curvas amarelo e azul foram feitas a partir de feixes de mesma energia, 6 Mev, apenas trocando o modo do acelerador, normal e HDRE. Já a curva cinza foi realizada a partir de um feixe de 4 MeV em modo normal. A comparação foi feita para se ter uma melhor compreensão de como é o feixe usado na técnica TSET. Vemos que as PDPs mostradas primeiramente em (Figura 29), se comportam como feixes de menor energia, devido à grande distância de tratamento e devido ao degradador.

Todas as medidas de perfil vertical e horizontal, assim como as PDP (Figura 29 e 30), foram feitas usando o fantoma de poliestireno branco com a câmera de ionizações. Após verificada os efeitos que a angulação e o degradador, específicos para a implantação no HCU, é necessário a avaliação da PDP de composição dos seis feixes de campo dual, pois são eles que caracterizam o perfil final de tratamento. Para a PDP (Figura 31) as medidas foram feitas no fantoma de acrílico com o filme EBT3.

Em (Figura 31) vemos a comparação entre um feixe de campo dual e a composição dos seis feixes de campo dual. Assim como esperado, os parâmetros de referência R_{100} e R_{50} foram descolados em direção à superfície do fantoma. Para a composição dos campos o valor de R_{50} e R_p foram de 9mm e 16,5mm, respectivamente.

Figura 31 – Porcentagens dose-profunda para comparações da composição dos seis feixes duais (linha vermelha) e de um feixe de campo único (linha azul).

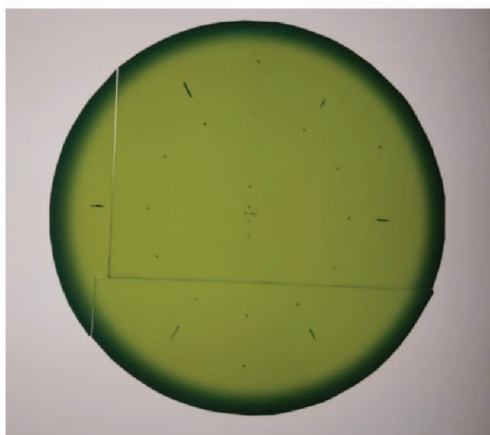


Fonte : HCU.

A medição de contaminação de fótons foi feita usando o fantoma circular construído pelo HCU, filmes EBT3, e o densitômetro digital CQ-01. Antes das medidas feitas com o filme no fantoma circular, foram feitas medidas de calibração do filme através de doses conhecidas. Assim obteve-se padrões de enegrecimento que, então, poderiam ser usados para fazer a medida de cotaminação de fótons.

Com o padrão de calibração para os filmes estabelecido, partiu-se para as medições do filme no fantoma irradiado pelo seis feixes de campo dual (Figura 32)

Figura 32 – Irradiação de filme dosimétrico em fantoma circular com os seis feixes de campo dual.



Fonte : HCU.

Através do densitômetro, comparou-se o enegrecimento no centro do filme com

a medidas calibradas, conseguindo-se assim a medida de contaminação por fótons. A porcentagem de contaminação de fótons foi de 2,3%, pouco acima do ideal, 1%, porém dentro do valor máximo recomendado, 4%.

Devido composição de seis feixes de campo dual ao redor do corpo do paciente e a extensão dos campos, a dose recebida em um ponto recebe contribuições tanto do campo dual direto, como dos campos duais adjacente. Em (Figura 20) se pegarmos como referência o campo superior indicado por uma flexa contínua, o ponto central da superfície em que esse campo incide sofre contribuições também pelo os dois campos adjacente (flexas pontilhadas). Assim, é necessário a medição de um fator de correção que leva em conta essa contribuição de feixes adjacente, denominado fator B.

A medição do fator B foi feita utilizando-se o fantoma acrílico com os filmes EBT3. Após aplicada a uma dose conhecida no fantoma, com os seis feixes de campo dual, mediu-se então, a dose em um ponto da superfície. A dose no ponto ultrapassou com um fator de 2,72 a dose de cada deixe de campo dual. Esse valor é caracterizando como fator B.

5.3 Protocolo e primeiro paciente

O protocolo estabelecido foi de dose prescrita de 3600 cGy em 9 semanas. O fracionamento da dose foi definida então como 400 cGy por semana, fazendo-se aplicações quatro dias por semanas e três feixes de campo dual por dia.

O cálculo da dose monitora é feito a partir da equação a seguir:

$$D_M = \frac{D_p}{(F_c).(PDP).(B)} \quad (5.1)$$

onde D_M , D_p , F_c , PDP e B , são respectivamente a dose monitora, dose prescrita, fator de calibração, PDP de tratamento, fator de correção B .

5.3.0.1 Primeiro paciente

O primeiro paciente tratado no Hospital do Câncer de Uberlândia apresentava micose fungoide com lesões em fase de placa, e lesões em estágio avançado na região da perna, pescoço, e antebraço.

A dose total prescrita para esse paciente foi de 24 Gy, sendo fracionada então em 6 semanas de aplicações de 4 Gy. A razão de não se ter aplicado o protocolo de 36 Gy foi devido precauções e cautelas por ser a primeira aplicação da técnica no hospital. Campos de reforço de 12 Gy foram feitos nas regiões onde se apresentavam lesões avançadas, totalizando 36 Gy nessa regiões.

O Apêndice B contém imagens desse primeiro tratamento.

6 CONCLUSÕES

Neste trabalho uma descrição da técnica da Total Skin Electron Therapy foi feita com base em revisão bibliográfica e pelo relatório (AAPM, 1988), que mostra as diretrizes para a implantação de tal técnica. Foi feita também uma descrição dos parâmetros dosimétricos e de protocolo para uma aplicação que assegure a melhor entrega de dose ao paciente. Os resultados obtiveram concordância com os valores recomendados, dando assim assentimento para o processo de tratamento.

Ao final, descreveu-se brevemente o primeiro tratamento realizado no Hospital do Câncer de Uberlândia utilizando a TSET, que apresentou um bom prognóstico inicial.

Sendo assim, mostra-se a grande importância da técnica de Total Skin Electron Therapy para o tratamento e palição da micose fungoide.

REFERÊNCIAS

- AAPM. *Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry*. New York, 1988.
- ARRUDA, W. O. Wilhelm conrad röntgen; 100 anos da descoberta do raios x. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, Directory of Open Access Journals, v. 54, n. 3, p. 525–531, 1996.
- BEIGI, P. K. M. et al. *Clinician's guide to mycosis fungoides*. [S.l.]: Springer, 2017.
- BRAHME, A.; SVENSSON, H. Specification of electron beam quality from the central-axis depth absorbed-dose distribution. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 3, n. 2, p. 95–102, 1976.
- CARTER, J. et al. *ATLAS OF CUTANEOUS LYMPHOMAS*. [S.l.]: Springer, 2016.
- DUARTE, I.; BUENSE, R.; AOKI, S. Micose fungoide: estudo epidemiológico de 17 casos e avaliação da resposta terapêutica à puva. *An Bras Dermatol*, v. 81, n. 1, p. 40–45, 2006.
- FAIZ, M. K. et al. The physics of radiation therapy. *published LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS*, 1994.
- FREIMAN, A.; SASSEVILLE, D. Treatment of mycosis fungoides: overview. *Journal of cutaneous medicine and surgery*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 10, n. 5, p. 228–233, 2006.
- FREUND, L. Ein mit rontgen-strahlen behandelter fall von naevus pigmentosus piliferus. *Wien. Med. Wochenschr.*, v. 47, p. 428–434, 1897.
- FREUND, L. *Grundriss der gesamten Radiotherapie*. [S.l.]: Urban and Schwarzenberg, 1903.
- GINZTON, E. L.; MALLORY, K. B.; KAPLAN, H. S. The stanford medical linear accelerator. i. design and development. *Stanford medical bulletin*, v. 15, n. 3, p. 123, 1957.
- GUND, K.; PAUL, W. Experiments with a 6-mev betatron. *Nucleonics*, v. 7, n. 1, p. 36, 1950.
- HARDER, D.; HARIGEL, G.; SCHULTZE, K. Tracks of fast electrons; pictures of electron and roentgen irradiation of a 35-mev betatron with a propane-filled bubble chamber. *Strahlentherapie*, v. 115, p. 1, 1961.
- HCU, H. do Câncer de U. *Relatório de atividades*. 2016. Disponível em: <<http://www.hospitaldocancer.org.br/wp-content/uploads/2017/08/ARQUIVO-FINAL-RELAT%C3%93RIO-DE-ATIVIDADES-vers%C3%A3o-para-site-final.pdf>>.
- HOGSTROM, K. R.; ALMOND, P. R. Review of electron beam therapy physics. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 51, n. 13, p. R455, 2006.
- (ILLINOIS)ARCHIVES, U. of. *World's First Betatron*. oct 1966. Disponível em: <<https://archives.library.illinois.edu/archon/index.php?p=digitallibrary/digitalcontent&id=687>>.
- INCA. *Estimativa 2018 - Incidência do Câncer no Brasil*. Brasília, DF, 2018. 28 p.

- JOHNSTON, D. O. et al. Electron beam therapy of widespread superficial malignant lesions. *Surgical Clinics of North America*, Elsevier, v. 39, n. 3, p. 579–584, 1959.
- JR, A. G. B. et al. Uma abordagem didática do experimento de millikan utilizando videoanálise. *Acta Scientiae*, v. 17, n. 3, 2015.
- KAPLAN, H.; BAGSHAW, M. The stanford medical linear accelerator. iii. application to clinical problems of radiation therapy. *Stanford medical bulletin*, v. 15, n. 3, p. 141, 1957.
- KARZMARK, C. Large-field superficial electron therapy with linear accelerators. *The British journal of radiology*, The British Institute of Radiology, v. 37, n. 436, p. 302–305, 1964.
- KARZMARK, C. et al. A technique for large-field, superficial electron therapy. *Radiology*, The Radiological Society of North America, v. 74, n. 4, p. 633–644, 1960.
- KERST, D. The betatron. *Radiology*, The Radiological Society of North America, v. 40, n. 2, p. 115–119, 1943.
- KIM, Y. H. et al. Clinical stage ia (limited patch and plaque) mycosis fungoides: a long-term outcome analysis. *Archives of dermatology*, American Medical Association, v. 132, n. 11, p. 1309–1313, 1996.
- KOGELNIK, H. D. Inauguration of radiotherapy as a new scientific speciality by leopold freund 100 years ago. *Radiotherapy and oncology*, Elsevier, v. 42, n. 3, p. 203–211, 1997.
- LAUGHLIN, J. et al. Some physical aspects of electron beam therapy. *Radiology*, The Radiological Society of North America, v. 60, n. 2, p. 165–185, 1953.
- MARTA, G. N. et al. Micose fungoide: relato de caso tratado com radioterapia. *An Bras Dermatol*, v. 86, n. 3, p. 561–4, 2011.
- MARTINS, R. d. A. Física e história. *Ciência e Cultura*, Sociedade Brasileira para o Progresso da Ciência, v. 57, n. 3, p. 25–29, 2005.
- MAYLES, P.; NAHUM, A. E.; ROSENWALD, J.-C. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. [S.l.]: CRC Press, 2007.
- PIOTROWSKI, T. et al. Total skin electron irradiation techniques: a review. *Advances in Dermatology and Allergology/Postepy Dermatologii I Alergologii*, Termedia Publishing, v. 30, n. 1, p. 50, 2013.
- RÖNTGEN, W. C. On a new kind of rays. *Science*, JSTOR, v. 3, n. 59, p. 227–231, 1896.
- SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. *Radioterapia em oncologia*. [S.l.]: Medsi São Paulo, 1999.
- SCHOLTZ, W. Ueber den einfluss der röntgenstrahlen auf die haut in gesundem und krankem zustande. *Archiv für Dermatologie und Syphilis*, Springer, v. 59, n. 3, p. 421–446, 1902.
- SEGRÈ, E. *Dos raios X aos quarks: físicos modernos e suas descobertas*. [S.l.]: Ed. UnB, 1987.

(STANFORD)ARCHIVES, U. of. *Original LINAC*. 1957. Disponível em: <<https://news.stanford.edu/news/2007/april18/med-accelerator-041807.html>>.

STEED, P. The stanford medical linear accelerator. iv. patient dosimetry. *Stanford medical bulletin*, v. 15, n. 3, p. 152, 1957.

UHLMANN, E. M.; HSIEH, C. L.; LOOTENS, C. L. The linear electron accelerator as a source of fast electrons for cancer therapy. *Radiology*, The Radiological Society of North America, v. 66, n. 6, p. 859–870, 1956.

WEISSBLUTH, M. et al. The stanford medical linear accelerator: ii. installation and physical measurements. *Radiology*, The Radiological Society of North America, v. 72, n. 2, p. 242–265, 1959.

WILLEMZE, R. et al. Who-eortc classification for cutaneous lymphomas. *Blood*, Am Soc Hematology, v. 105, n. 10, p. 3768–3785, 2005.

ZACKHEIM, H. S. *Cutaneous T-Cell Lymphoma: Mycosis Fungoides and Sezary Syndrome*. [S.l.]: CRC Press, 2004.

Apêndices

APÊNDICE A – ESTADIAMENTO

MICOSE FUNGOIDE

O estadiamento pode ser feito com base num sistema de classificação proposto pela (MFCG). Esse sistema leva em conta os seguintes fatores: característica morfológica e extensão da lesão na pele (T); status do linfonodo (N); doença extracutânea (M); e envolvimento leucêmico(B).

Figura 33 – Classificação patológica micose fungoide.

Magnitude do envolvimento da pele

- T0 Suspeitas Clínicas ou patológicas de lesões
 T1 Lesões primárias ou placas envolvendo menos de 10% da pele
 T2 Lesões primárias ou placas envolvendo mais de 10% da pele
 T3 Um ou mais tumores na pele
 T4 Tumores extensivos, geralmente generalizado

Estado dos nódulos linfáticos periféricos

- N0 Clinicamente normal, patologicamente sem envolvimento
 N1 Clinicamente anormal, patologicamente sem envolvimento
 N2 Clinicamente normal, patologicamente envolvido
 N3 Clinicamente anormal, patologicamente envolvido

Estado do sangue

- B0 Células não apresentam circulação de células atípicas
 B1 Células apresentam circulação de células atípicas

Estado dos órgãos viscerais

- M0 Patologicamente sem envolvimento
 M1 Patologicamente envolvido
-

Fonte : MFCG.

Figura 34 – Estadiamento micose fungoide.

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

Fonte : MFCG.

APÊNDICE B – PRIMEIRO TRATAMENTO

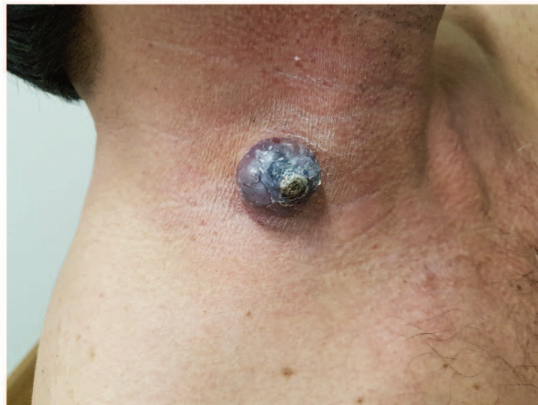
As fotos contidas nesse apêndice foram cedidas pelo Hospital do Câncer de Uberlândia, trazendo imagens do primeiro tratamento de micose fungoide realizado pelo Hospital do Câncer Uberlândia utilizando a técnica Total Skin Electron Therapy. As imagens a seguir trazem as lesões antes e depois do processo de tratamento.

Figura 35 – Lesão avançada na perna.



Fonte : HCU.

Figura 36 – Lesão avançada no pescoço.



Fonte : HCU.

Figura 37 – Lesão avançada no antebraço.



Fonte : HCU.

Figura 38 – Lesão na perna após tratamento.



Fonte : HCU.

Figura 39 – Lesão no pescoço após tratamento.



Fonte : HCU.

Figura 40 – Lesão antebraço após tratamento.



Fonte : HCU.