



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

Nayara Cardoso Cábria

Radioterapia com elétrons

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

Botucatu

2009

Nayara Cardoso Cábria

Radioterapia com elétrons

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

Supervisor: Joel Mesa Hormaza

Orientador: Vilma Ferrari

Botucatu

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Cabia, Nayara Cardoso.

Radioterapia com elétrons / Nayara Cardoso Cábria. -- Botucatu [s.n],
2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade
Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientador: Vilma Ferrari

Co-orientador: Joel Mesa Hormaza

1. Radioterapia - Qualidade 2. Física médica

Palavras-chave: Controle de qualidade; Feixe de elétrons; Radioterapia

Agradeço a Deus pelas enormes oportunidades que tem me dado e pelas maravilhosas conquistas que tem me concedido. Ao meu anjo guardião, por sempre estar do meu lado para me aconselhar e me ajudar.

Sou imensamente grata à minha família pelo suporte e força em todos os momentos da minha vida, em especial aos meus pais Wilson e Mara, à minha irmã Nathalie, e aos avós Zeca e Jura que sempre me incentivaram e Luiz e Celina que me acompanharam na reta final. A todos os professores que participaram da minha educação e formação.

Minha gratidão ao Thiago por me acalmar nos momentos mais difíceis e me apoiar sempre que precisei.

Muito obrigada a toda a equipe do HC da Unicamp que me receberam tão bem, em especial à Vilma pela enorme oportunidade e a todas as físicas que muito me ensinaram. Não poderia deixar de mencionar Renata, Valéria, Bruna e Simone que tornaram o meu aprendizado mais fácil, e compartilharam momentos divertidos comigo.

Sei que depois deste,
muitos diplomas virão...

Sumário

Resumo.....	08
Abstract... ..	09
Lista de figuras.....	10
Lista de tabelas.....	11
1 Introdução.....	12
2 Aspectos físicos do feixe de elétrons.....	14
2.1 Classificação da radiação.....	15
2.2 Transferência linear de energia (LET).....	15
2.3 Interação dos elétrons com o material absorvedor	16
2.4 Contaminação por <i>bremstrahlung</i>	17
2.5 Kerma.....	18
2.6 Dose Absorvida (D).....	18
2.7 Dose equivalente (H).....	19
2.8 Dose equivalente efetiva (He).....	19
2.9 Relação entre Kerma e dose absorvida.....	20

2.10 Range terapêutico.....	21
3 Uso terapêutico de elétrons.....	22
3.1 Produção do feixe de elétrons no acelerador linear.....	23
3.2 Folhas espalhadoras.....	24
3.3 Curva de isodose.....	24
3.4 Rendimento.....	25
3.5 Fator Rendimento.....	26
3.6 Distribuição de dose profunda.....	26
3.7 Penumbra.....	27
3.8 Caracterização de energia do feixe de elétrons.....	28
3.9 Câmaras de ionização.....	29
4 Controle de qualidade.....	32
4.1 Testes de aceitação.....	33
4.1.1 Testes de segurança.....	33
4.1.2 Testes mecânicos.....	33
I Movimento do colimador.....	34
II Alinhamento dos campos.....	34
III Congruência de luz e campo de radiação.....	34
IV Isocentro de rotação do colimador.....	34

V Isocentro de rotação da mesa.....	35
VI Isocentro de rotação do <i>gantry</i>	35
VII Rotação do colimador.....	35
VIII Rotação da mesa.....	35
IX Rotação do <i>gantry</i>	35
X Isocentro do campo de radiação.....	36
4.2 Comissionamento.....	36
I Fonte virtual.....	36
II Dose de referência.....	37
III Fatores de correção.....	37
IV Distribuição de dose em profundidade.....	38
V Planura.....	40
VI Simetria.....	41
4.3 Controle de qualidade.....	41
4.3.1 Testes dos sistemas de segurança.....	42
I Luzes de advertência.....	42
II Mecanismo de segurança.....	42
4.3.2 Testes mecânicos.....	43
I Telêmetro.....	43
II Horizontalidade e verticalidade da mesa.....	44
III Centralização do reticulado com o feixe luminoso e de radiação.....	44
IV Posição do isocentro mecânico.....	46

V Indicadores de tamanhos do campo.....	46
VI Limitadores do feixe de elétrons.....	46
VII Coincidência de campo luminoso e de radiação.....	47
VIII Posição do isocentro de radiação.....	47
IX Posição dos <i>lasers</i>	48
X Escala da mesa.....	48
4.3.3 Testes dosimétricos.....	48
I Constância da dose de referência.....	48
II Constância da planura e simetria.....	49
III Constância da qualidade.....	49
IV Constância do fator de calibração da câmara.....	49
5 Resultados.....	51
6 Considerações finais.....	63
7 Referências bibliográficas.....	65

Resumo

A radioterapia é uma área da física-médica que vem passando por um avanço científico e tecnológico, sendo de extrema importância que os profissionais que atuam neste segmento estejam em contínuo aperfeiçoamento para melhorar a qualidade do serviço prestado. Para isso, deve-se conhecer os princípios físicos relacionados, bem como o emprego destes na radioterapia.

Os elétrons são usados em terapias de tumores superficiais, pois apresentam queda rápida de dose em profundidade, não expondo os tecidos mais profundos à radiação. A terapia com elétrons tem substituído as terapias superficiais com raios-x e braquiterapia por radiomoldagem, e hoje, equivale de 10 a 15% dos tratamentos radioterápicos.

Este trabalho traz a definição dos parâmetros físicos utilizados na dosimetria de feixe de elétrons, descreve os testes realizados para o controle de qualidade de um acelerador linear com feixe de elétrons, assim como as atividades realizadas no Setor de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas, no aparelho Clinac 2100C.

Palavras chave: radioterapia – feixe de elétrons – controle de qualidade

Abstract

Radiotherapy is a field of medical physics, which has been going through a scientific and technological advancement, it is extreme important the professionals that work in this area continuous their study to improve the quality of service provided. For it, they should know the physical principles related as well their employment in radiotherapy.

The electrons have been using in therapy of superficial tumors, because they show rapid decrease of dose in depth, they don't expose the deeper tissues to radiation. The electron therapy has replaced the surface therapy with x-ray and mold brachytherapy, and nowadays, it represents 10 to 15% of radiotherapy treatments.

This study brings the definition of physical parameters used in the dosimetry of electron beam, describes the tests for quality control of linear accelerator with a electrons beam, as well the activities realized in the Radiotherapy Division, of Hospital de Clinicas, in the Universidade Estadual of Campinas, in the Clinac 2100C machine.

Key words: radiotherapy – electron beam – quality control

Lista de figuras

Figura 1: Porcentagem de dose relativa em profundidade para diferentes energias.....	17
Figura 2: Relação entre kerma e dose absorvida.....	21
Figura 3: Imagem demonstrando a produção de feixe de elétrons.....	23
Figura 4: Distribuição de dose de dois campos de elétrons.....	25
Figura 5: Curva de porcentagem de dose em profundidade.....	27
Figura 6: Câmaras de ionização.....	30
Figura 7: Curva de saturação para medidas com câmara de ionização.....	38
Figura 8: Coincidência de campo de luz e de radiação no eixo X.....	56
Figura 9: Coincidência de campo de luz e de radiação no eixo Y.....	56
Figura 10: Dosimetria diária.....	57
Figura 11: Dosimetria diária após recalibração.....	58
Figura 12: Perfil de campo “ <i>in plane</i> ”.....	61
Figura 13: Perfil de campo “ <i>cross plane</i> ”.....	62

Lista de tabelas

Tabela 1: Fatores de ponderação para alguns órgãos do corpo humano.....	20
Tabela 2: Deslocamento dos <i>lasers</i> em relação ao retículo.....	52
Tabela 3: Deslocamento do isocentro mecânico com a rotação do <i>gantry</i>	52
Tabela 4: Deslocamento dos indicadores luminoso e mecânico em relação ao valor apontado pelo nível.....	53
Tabela 5: Valores dos indicadores angular e mecânico em relação ao nível.....	53
Tabela 6: Deslocamento do centro do reticulado ao rotacionar o colimador.....	54
Tabela 7: Deslocamento do centro do reticulado quando a mesa é rotacionada.....	54
Tabela 8: Valores das arestas para campos assimétricos.....	55
Tabela 9: Leituras obtidas para um feixe de 4 MeV.....	59
Tabela 10: Valores usados na dosimetria de feixes de elétrons.....	59
Tabela 11: Valores obtidos através da varredura “ <i>in plane</i> ”.....	61
Tabela 12: Valores encontrados a partir de leituras “ <i>cross plane</i> ”.....	62

1 Introdução

A Radioterapia teve seu início com a descoberta dos raios-x por Röntgen, em 1895, mas o uso de feixes de elétrons para fins terapêuticos é mais recente: Gustav Issing teve pela primeira vez a idéia de acelerar partículas carregadas através de um guia de ondas em 1924, e somente após a Segunda Guerra Mundial microondas foram utilizadas para acelerar elétrons a fim de obter altos níveis de energia. Com a grande evolução científica e tecnológica na área da saúde, a física tem conquistado seu espaço nesse setor com atividades envolvendo radiações ionizantes.

No princípio da Radioterapia a dose era administrada o tanto que se achava que o paciente poderia tolerar e normalmente o limite era dado pela dose eritema. Atualmente existem estudos que determinam a dose máxima permitida para cada órgão e quais destes devem ser poupados. A terapia com elétrons tem substituído as terapias superficiais com raios-x e a braquiterapia por radiomoldagem, por expor menos os tecidos profundos à radiação desnecessária.

A terapia com radiação exige certos cuidados para não causar danos aos pacientes e pessoal ocupacionalmente exposto. Para isso, o serviço de radioterapia segue um protocolo para realizar os testes de controle de qualidade periódicos, que pode ser considerado uma medida preventiva, por indicar a qualidade e eficiência do aparelho assim como dos testes nele realizados.

Este trabalho apresenta as atividades realizadas no setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Unicamp, em especial do controle de qualidade do acelerador linear voltado para feixe de elétrons.

O Setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Unicamp atende toda a região geográfica local, recebendo também pacientes do resto do país para tratamentos mais complexos. Praticamente todos os pacientes atendidos são encaminhados pelo SUS. O serviço conta com a presença de dois físicos especialistas em Radioterapia e o auxílio de três físicos do programa de aprimoramento de física médica do HC da Unicamp. A instituição possui um acelerador linear Varian 2100C com feixes de elétrons de energias 4, 6, 9, 12 e 15 MeVs.

2 Aspectos físicos do feixe de elétrons

2.1 Classificação de radiação

Radiação é classificada em duas categorias: não ionizante e ionizante. Radiação ionizante possui energia suficiente para ionizar átomos e moléculas. As radiações com frequência menor que a da luz não alteram o átomo e por isso são consideradas não-ionizantes.

Radiação ionizante pode ser diretamente ou indiretamente, a radiação diretamente ionizante é formada de partículas carregadas como elétrons, prótons, partículas alpha e íons pesados. Esse tipo de radiação deposita energia no meio através de interação Coulombiana direta entre a partícula carregada ionizada diretamente e os elétrons orbitais dos átomos do meio. [1]

Radiação indiretamente ionizante é composta por partículas neutras, como fótons(raios-x, raios gama) ou nêutrons. A partícula carregada é liberada ao meio (fótons liberam elétrons ou pósitrons, nêutrons liberam prótons ou íons pesados) e depositam energia no meio através de interação Coulombiana direta com elétrons orbitais dos átomos do meio.[1]

Tanto a radiação diretamente, quanto a indiretamente ionizante são usadas em tratamentos oncológicos. Neste trabalho o foco é radiação diretamente ionizante a partir de elétrons.

2.2 Transferência linear de energia (LET)

LET é uma grandeza que estima a quantidade de energia depositada no meio. É definida como a perda média de energia por unidade de comprimento no percurso do feixe de radiação.

Como num material existem muitos elétrons, quando em elétron incide nele, haverá uma série de colisões seqüenciais com transferência de energia e mudança de direção correspondentes.

Uma partícula com alto valor de LET produz dano biológico no início do trajeto, como o elétron que por ser uma partícula carregada, possui menor penetração. Enquanto que os raios-x e gama, que são eletricamente neutro, se

caracterizam por um baixo LET, gerando poucos íons ao longo do trajeto e penetram profundamente no tecido.

2.3 Interação dos elétrons com o material absorvedor

Ao interagir com um alvo, os elétrons interagem com átomos por interação coulombiana dos tipos:

- colisão inelástica com elétrons resultando em ionização e excitação de átomos e colisão térmica e perda iônica;
- colisões inelásticas com o núcleo, resultando em produção de *bremstrahlung* e perda térmica radioativa;
- colisões elásticas com elétrons;
- colisões elásticas com o núcleo do átomo resultando em espalhamento elástico que é caracterizado por mudança na direção mas não perde energia.^[2]

A energia cinética dos elétrons é perdida em colisões inelásticas que produzem ionização ou é convertida em outras formas de energia. Em colisões elásticas, a energia não é perdida, entretanto, a direção dos elétrons pode ser modificada ou a energia pode ser redistribuída entre as partículas que surgiram da colisão.^[2]

A taxa de energia perdida por interações nas colisões depende da energia do elétron e da densidade do meio. A taxa de dose perdida por grama por centímetro quadrado (conhecida por *stopping power*) é maior para materiais de baixo número atômico. Isto é porque o material de alto número atômico tem poucos elétrons por grama.^[2] A taxa de energia perdida por *bremstrahlung* é aproximadamente proporcional à energia do elétron e ao quadrado do número atômico do material absorvedor.

Quando um feixe de elétrons passa através de um meio, os elétrons da superfície multiplicam o espalhamento por forças de interação de Coulomb entre os elétrons incidentes e predominantemente o núcleo do meio. Os elétrons irão adquirir velocidade e deslocar transversalmente da direção de movimento original. Como o feixe de elétrons atravessa o paciente, a energia decresce e seu

espalhamento angular aumenta. O poder de espalhamento dos elétrons varia com o quadrado do número atômico e inversamente com o quadrado da energia cinética.[2]

2.4 Bremsstrahlung

O processo de *bremsstrahlung* resulta da colisão entre elétrons de alta velocidade e o núcleo de um átomo do material absorvedor. Os elétrons são desviados do percurso original por uma força de atração coulombiana, perdendo energia, levando ao freamento. A energia perdida pelos elétrons se propaga no espaço como raios-x *bremsstrahlung*. Quanto maior for a energia cinética do elétron, maior pode ser a energia do fóton formado, no entanto, a intensidade de raios-x *bremsstrahlung* formados de alta energia é inferior àqueles fótons menos energéticos. [3]

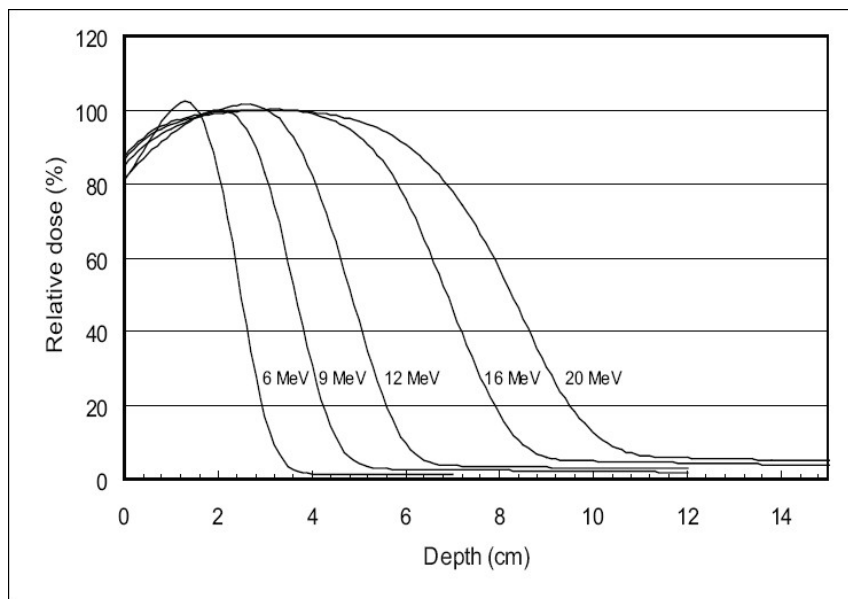


Figura 1: Porcentagem de dose relativa em profundidade para diferentes energias. (Fonte: www.jmp.org.in [4])

A radiação medida fora do range prático em elétrons no material do fantoma, é a contaminação por bremsstrahlung do feixe de elétrons, ou seja, a “cauda” da curva de porcentagem de dose profunda corresponde a esse efeito. Todo feixe de elétrons tem contaminação por bremsstrahlung resultante da

interação entre elétrons e materiais das folhas de espalhamento, colimador, ar e paciente. A contaminação com bremsstrahlung aumenta com a energia do elétron, como pode ser observado na figura 1.

2.5 Kerma

Kerma está definido no ICRU Report nº33 como o quociente de dE_{tr} por dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Na qual, E_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas geradas após a ionização provocada pelas partículas não carregadas em um material de massa dm .^[5,6]

A Kerma possui duas componentes: uma colisional e outra radioativa. A componente colisional refere-se à deposição de energia nos processos de excitação e ionização de elétrons atômicos, enquanto a componente radioativa está relacionada às radiações do tipo Bremsstrahlung que acaba saindo do volume que contém a massa dm .

2.6 Dose absorvida (D)

Essa grandeza foi criada no ICRU Report nº51 como o quociente de dE por dm :

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Na qual dE é a energia média cedida na ionização à matéria e dm é a massa de matéria no volume ^[5,6].

Conforme está definido, o termo de dose absorvida se aplica a qualquer tipo de radiação e a qualquer material. É medida em rad, sendo que 1 rad equivale a 100 ergs de energia absorvida por cada grama de matéria. Nas unidades do SI, a grandeza dose absorvida é expressa em J/Kg ou Gy, sendo que:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 0,01 \text{ J/Kg} = 0,01 \text{ Gy}$$

A dose absorvida no ar pode ser diretamente obtida apenas medindo a exposição. Como se sabe 1R produz $2,58 \times 10^{-4}$ C em cada Kg de ar. Como a energia de ionização no ar equivale a 33,67 J/C, temos que:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{kg} \cdot 33,67 \frac{J}{C} = 8,69 \times 10^{-3} \frac{J}{kg} = 0,869 \text{ rads}$$

2.7 Dose equivalente (H)

Também definida pelo ICRU Report nº 51, a grandeza dose equivalente é a dose absorvida levando-se em consideração o tipo de radiação incidida. Matematicamente é igual a:

$$H = D \cdot Q$$

Na qual Q é o fator de qualidade que difere de acordo com o tipo da radiação [5].

A unidade da grandeza dose equivalente é o rem (rad equivalent man). Atualmente o SI adota como unidade dessa grandeza, o Sievert (Sv), tal que:

$$1\text{Sv} = 100 \text{ rem}$$

2.8 Dose equivalente efetiva (He)

Essa é uma grandeza utilizada para se avaliar o dano de um determinado tipo de radiação em diferentes tecidos biológicos. Está baseada no princípio de que, para certo nível de proteção, os riscos devem ser os mesmos se o corpo for irradiado uniformemente, ou se a radiação é localizada em determinado órgão [7]. Para isso, a cada órgão se relaciona uma constante de ponderação.

Dessa forma, a grandeza dose equivalente efetiva pode ser calculada como:

$$H_E = \sum_i w_i \times H$$

Assim como a dose equivalente, a grandeza dose equivalente efetiva é medida em Sv ou rem.

Tabela 1: Fatores de ponderação para alguns órgãos do corpo humano

Órgão	Fator de ponderação (w)
Gônadas	0.25
Mama	0.15
Medula óssea	0.12
Pulmão	0.12
Tireóide	0.03
Osso	0.03
Restante do corpo	0.06

Fonte: IPEN, 2002 [13].

2.9 Relação entre Kerma e dose absorvida

Quando um feixe de fótons atravessa um meio, a kerma na superfície é máxima, uma vez que a energia é diretamente cedida aos elétrons, que são então ejetados do átomo. Conforme o feixe continua a atravessar o material, a fluência de energia diminui devido à atenuação do feixe, e então, o kerma diminui com o aumento na profundidade do material. Por outro lado, a dose absorvida é, inicialmente, baixa e logo vai aumentando até atingir um valor máximo e então decresce de acordo com o aumento na profundidade [6].

A figura que segue mostra o comportamento e dose absorvida em função da profundidade.

A região que vai da superfície do material até o ponto em que a dose absorvida atinge seu valor máximo é denominada região de build-up. O ponto de máximo é conhecido como ponto de equilíbrio eletrônico e corresponde ao ponto em que a quantidade de elétrons parados dentro de um volume é igual à quantidade de elétrons colocados em movimentos para fora desse mesmo volume.

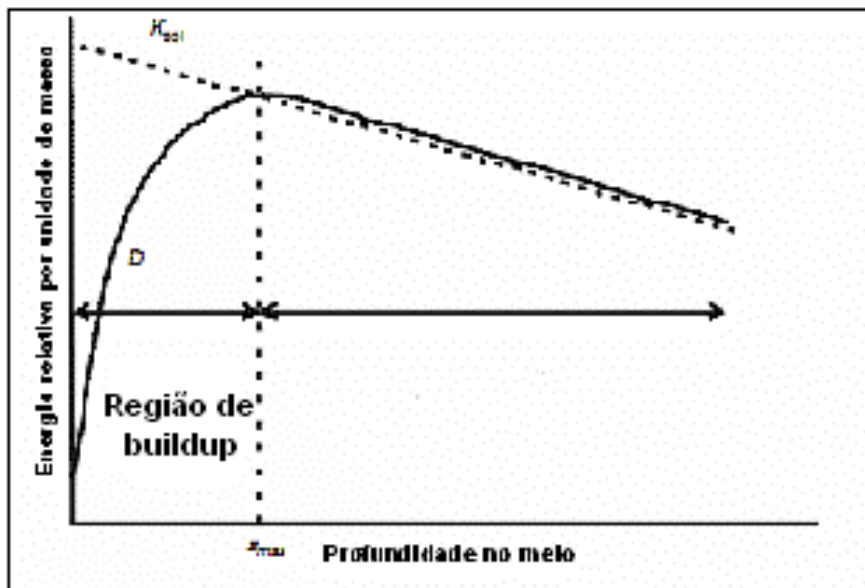


Figura 2 : Relação entre kerma e dose absorvida de acordo com a profundidade de um determinado material. (Fonte: C.B.Saw, 2002 [6])

2.10 Range terapêutico

A profundidade do nível de dose de 90% (R_{90}) é definido como range terapêutico para terapia com feixe de elétrons. A profundidade de R_{90} deve, se possível, coincidir com a margem de tratamento distal. Esta profundidade é aproximadamente dada por $E/4$ em cm de água, na qual E é a energia nominal em MeV do feixe de elétrons. R_{80} é a profundidade que corresponde a 80% da porcentagem de dose profunda, e também é um parâmetro freqüentemente usado para definir o range terapêutico, e pode ser aproximado por $E/3$ em cm de água.[2]

Antigamente usava-se o R_{80} para prescrever a dose tumoral, hoje prefere-se o R_{90} pois o ponto quente que fica mais superficialmente é menor, apenas 10% maior que o prescrito na curva.

3 Uso terapêutico de elétrons

3.1 Produção do feixe de elétrons no Acelerador Linear

O filamento recebe um pulso de alta tensão do modulador de radiofrequência e libera elétrons por emissão termoiónica. Através da estrutura aceleradora, os elétrons são acelerados com ondas de radio frequência, produzidas por um ímã cilíndrico contendo um catodo central e um anodo externo com cavidades ressonantes, existindo vácuo entre eles. Sob a influência do campo magnético, os elétrons vão desenvolver uma trajetória circular, atingindo as cavidades ressoantes, irradiando energia na faixa das microondas. A potência e a frequência da RF são selecionadas para a energia de elétron desejada. Através de guias de ondas, as microondas aceleram os elétrons até uma alcancarem a energia selecionada (intervalo de 4 a 25 MeV). Esse feixe primitivo é fino e praticamente monoenergético.^[3,8,9]

O feixe atravessa a janela fina, se dispersa através de um conjunto de folhas dispersoras duplas definidas de acordo com a energia selecionada. O feixe extenso e homogêneo, propaga-se pelo interior do colimador, sendo limitado por um cone aplicador, de acordo com o campo desejado.

O feixe de elétrons, que já sofreu um alargamento espacial, chega até o paciente com a dose desejada.

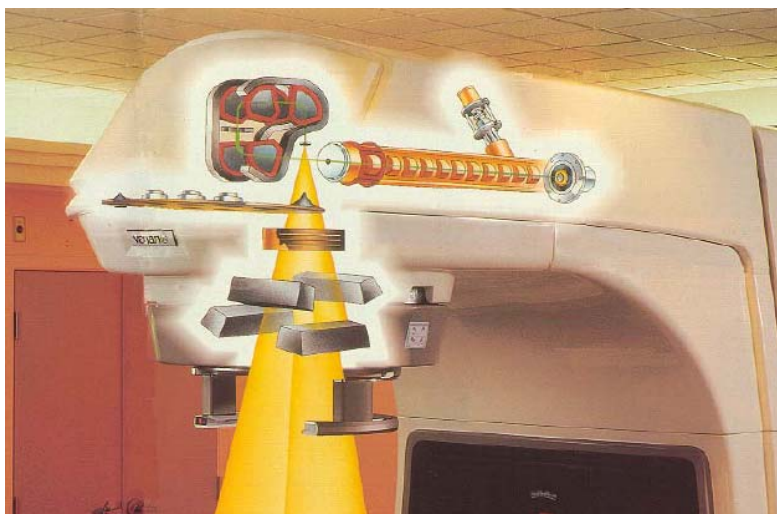


Figura 3: Imagem demonstrando a produção de feixe de elétrons.(Fonte: www.inca.gov.br ^[9])

3.2 Folhas espalhadoras

As folhas espalhadoras modificam o feixe fino: alteram o ângulo médio de espalhamento, o que torna o feixe mais difuso, absorvem energia dos elétrons incidentes e alargam levemente a distribuição espectral (energia) e espacial (campo) do feixe fino.

O grau de difusão depende da energia do feixe incidente e do número atômico do material difusor. Em aceleradores usam-se dois tipos de folhas espalhadoras distintas: a primeira pela qual o feixe passa produz difusão básica, múltiplo espalhamento, a segunda torna o feixe homogêneo.^[9]

Uma folha com baixo número atômico não difunde o feixe suficientemente. Uma folha com alto número atômico, difunde o feixe além do necessário, porém aumenta a contaminação com fótons de *bremsstrahlung* e degrada o espectro de energia. A solução é um material que tenha um número atômico médio, o alumínio por exemplo, que difunde o feixe, tem baixa contaminação com fótons de *bremsstrahlung* e degrada pouco o espectro de energia.^[9]

3.3 Curvas de isodose

As curvas de isodose são linhas que passam através de pontos que recebem a mesma quantidade de dose. Elas são desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e são expressas em porcentagem da dose em ponto de referência.

Quando o elétron penetra na pele, ele se espalha, expandindo o feixe rapidamente. A difusão das curvas varia com o nível da isodose, a energia do feixe, o tamanho e a colimação do campo. ^[9]

Se o feixe de radiação não possui uma entrada plana em relação ao contorno do paciente, essa irregularidade deve ser considerada para a correção da curva de isodose. Isso ocorre devido à menor atenuação pelo ar do que pelo tecido, levando a avanços nas curvas de isodose padrões. ^[2]

Em feixes de elétrons, as energias menores produzem baixas doses na superfície, então ou a dose é prescrita na curva de 80% ou usa-se bólus, no primeiro caso, há um aumento da dose em 20% na profundidade mas compensa a dose na superfície. O uso de bólus na região tratada reduz o feixe em profundidade, superficializando as curvas. [3]

Por ter alto LET, as curvas de isodose de feixes de elétrons são superficiais, elas tem baixo alcance em profundidade. As curvas de baixo valor (menor que 50%) apresentam um abaulamento da curva, uma “barriguinha”, porque com o decréscimo da energia do elétron, o ângulo de espalhamento do elétron cresce. Em energias acima de 15 MeV, os feixes de elétrons exibem uma constrição lateral em altos valores de curvas de isodose. [9]

O uso de campos próximos apresenta um problema na adequação das junções. Se ficar um gap entre os campos, cria-se um “ponto frio”, sem cobertura de dose na superfície entre os campos. Por outro lado, se os campos forem unidos de forma a cobrir toda a superfície, haverá uma superposição de dose na profundidade.

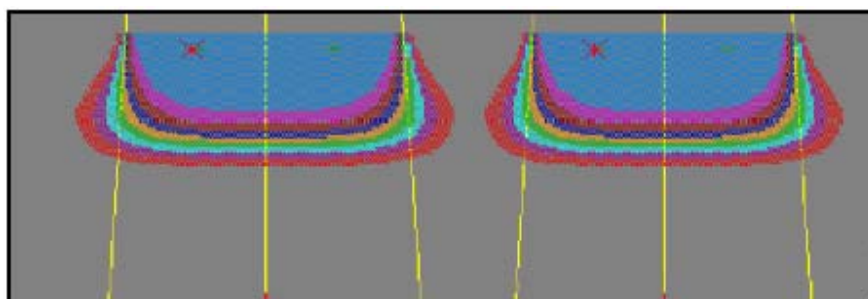


Figura 4: Distribuição de dose de dois campos de elétrons incidindo em áreas próximas. (Fonte: www.inca.gov.br [9])

3.4 Rendimento

A direção do colimador influencia a determinação do rendimento, ou seja, para cada aplicador, existe uma direção do colimador associada. Ele é definido

como a razão entre a dose para qualquer tamanho de campo e a dose para um aplicador 10X10 cm, ambas medidas realizadas na profundidade de dose máxima.

As variações na profundidade de dose máxima e na distribuição de dose em profundidade precisam ser consideradas na determinação do rendimento para campos pequenos.

3.5 Fator rendimento

Para cada cone aplicador está associada uma abertura que geralmente é maior que o tamanho de campo definido pelo aplicador. O arranjo minimiza a variação do colimador e a variação do tamanho de campo de saída é razoavelmente pequena. [10]

O fator rendimento é a razão da dose para um tamanho de campo específico, no caso o tamanho do aplicador, pela dose para o aplicador referência (10X10cm²), medidas na profundidade de dose máxima.[10]

3.6 Distribuição de dose profunda

A curva de distribuição de dose em profundidade do feixe de elétrons apresenta alta dose na superfície, e a profundidade da dose máxima z_{max} é a profundidade de *build-up*. Logo depois do z_{max} , a dose cai rapidamente, devido à perda crescente de elétrons primários até atingir um valor muito baixo que sofre contaminação por *bremsstrahlung*.

A dose absorvida em profundidade pode ser determinada a partir da dose na profundidade de referência e da distribuição relativa da dose em profundidade (PDD).

$$D_{w,Q(z)} = D_{w,Q(z_{ref})} \cdot \frac{PDD_{(z)}}{PDD_{(z_{ref})}}$$

Alguns parâmetros de alcance para distribuições de dose em profundidade são importantes para análise gráfica, eles podem ser observados na figura a seguir:

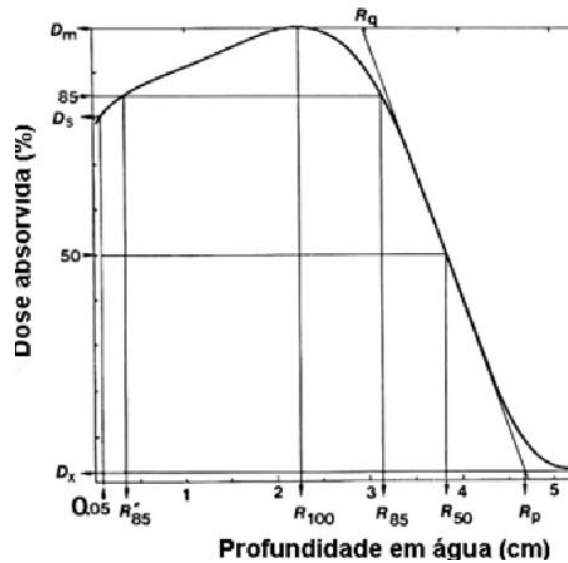


Figura 5: Distribuição de dose profunda (Fonte: www.inca.gov.br [9])

R_{100} corresponde à profundidade de dose máxima.

R_{85} se refere ao alcance terapêutico. É o intervalo da distribuição de dose em profundidade que deve coincidir com o volume alvo. Esse intervalo depende da uniformidade desejada da distribuição de dose em profundidade na região do alvo.

R_{50} é o alcance à meia profundidade. Nessa profundidade a dose absorvida alcança 50% do seu valor máximo. Essa profundidade fica na região atingida por metade dos elétrons primários.

R_p equivale ao alcance prático. É a profundidade de intersecção da tangente através do ponto de maior inclinação, tanto em curva de dose quanto de ionização em profundidade, com a radiação de fundo dos fótons (D_x).

D_s corresponde à dose na superfície. A dose de entrada em um volume irradiado por elétrons é importante, pois sabendo-se esta, é possível identificar o grau de pele poupado. D_s é definido pela razão entre a dose absorvida na profundidade de 0,5mm e a dose máxima.

D_x simboliza a radiação de fundo de fótons, que é a extrapolação da cauda da distribuição de dose em profundidade até o alcance prático.

D^* é o gradiente de dose e corresponde à medida da inclinação das distribuições de dose em profundidade. Para uma distribuição conhecida, D^* é obtido através

da extrapolação da parte mais inclinada da distribuição, portanto, ele varia com a energia do feixe de elétrons.

$$D^* = \frac{R_p}{D_M - D_X}$$

3.7 Penumbra

A penumbra é a região de contorno de um feixe de radiação quando a razão de dose muda rapidamente em função da distância do feixe no eixo central. A penumbra física de um feixe de elétrons pode ser definida como a distância entre duas curvas de isodose específicas a uma profundidade definida. A penumbra definida varia rapidamente em função da profundidade.[2]

A penumbra cresce com a distância paciente - cone, uma vez que o feixe diverge ao sair do cone. As linhas usadas para definir a penumbra de elétrons segundo a ICRU são 80% e 20% na profundidade de R_{85} . [2]

3.8 Caracterização da energia do feixe de elétrons

A parte sensível da câmara de placas paralelas deve ser centralizada no feixe de radiação e posicionada na superfície do fantoma. Deve-se fazer uma varredura de leituras em várias profundidades e levantar a curva de percentual de ionização, de baixo para cima.

Para cada energia do feixe deve ser levantada uma curva. A curva de percentual de ionização deve ser convertida em percentual de dose em profundidade, através da multiplicação de um fator de *stopping-power* correspondente.

É preciso determinar o R_{50} na curva de porcentagem de dose para encontrar a profundidade de referência.

$$Z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1g / cm^2$$

3.9 Câmaras de ionização

Câmaras de Ionização (CI) são utilizadas em Radioterapia para determinação da dose absorvida. Essa determinação em condições de referência de irradiação é responsável pela calibração do feixe.

Uma câmara de ionização consiste em uma cavidade preenchida com gás envolta por uma parede externa condutora e apresenta um eletrodo coletor central. A parede e o eletrodo coletor são separados por um isolante de alta qualidade para reduzir a corrente de fuga quando uma tensão polarizadora é aplicada à câmara.^[1]

Um eletrodo sentinela (de proteção) é usualmente empregado nas câmaras para interceptar a corrente de fuga e permitir que seu fluxo passe novamente no eletrodo coletor. Ele também garante uma maior uniformidade do campo no volume sensível da câmara, resultando em melhoras na coleta de cargas. O volume sensível das câmaras de ionização geralmente varia entre 0,1 cm³ e 1,0cm³.^[1]

Os equipamentos capazes de medir as cargas provenientes das câmaras são chamados de eletrômetros. Como a carga criada numa câmara de ionização é baixa, o eletrômetro tem de ser bem sensível, devendo ter uma impedância de entrada bem grande ($>10^4\Omega$).^[1]

O eletrômetro permanece fora da sala de irradiação, sendo conectado a câmara através de um longo cabo blindado. Nos eletrômetros podemos ter dois tipos de sistema: o primeiro marca a carga total (integrador), e o outro, fornece a carga por unidade de tempo (*rate-meter*).

Geralmente, o volume sensível da câmara de ionização é preenchido com ar, então os valores de carga Q ou de corrente obtidos, são relacionados com a dose no ar D_{ar} , pela seguinte relação:

$$D_{ar} = \frac{Q}{m_{ar}} \cdot \frac{W_{ar}}{e}$$

Em que $\frac{W_{ar}}{e}$ é a energia necessária para produzir um par de íons no ar por unidade de carga. As subseqüentes conversões de dose no ar D_{ar} , para dose no meio D_w são baseadas nas teorias da cavidade de Bragg-Gray ou Spencer-Attix, que relacionam a dose absorvida em uma cavidade com a dose em um determinado meio. [2]

Para $R_{50} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 \leq 10 \text{ MeV}$) usa-se câmaras de placas paralelas e para $R_{50} > 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 > 10 \text{ MeV}$) é usada câmara cilíndrica. Para ambas as câmaras, deve ser usada a mesma profundidade para determinar a dose absorvida na água para calibração do aparelho. A câmara de placas paralelas deve ser calibrada em feixe de elétrons através de medidas diretas ou por meio de calibração cruzada. Como atualmente o IPEN não calibra mais a câmara em ^{60}Co , eles orientam a calibração no feixe de elétrons do próprio serviço por intercomparação com uma câmara cilíndrica. [11] Para reduzir a influência espectral de diferentes aceleradores e a contaminação por bremsstrahlung, foi estipulada uma nova profundidade de referência.

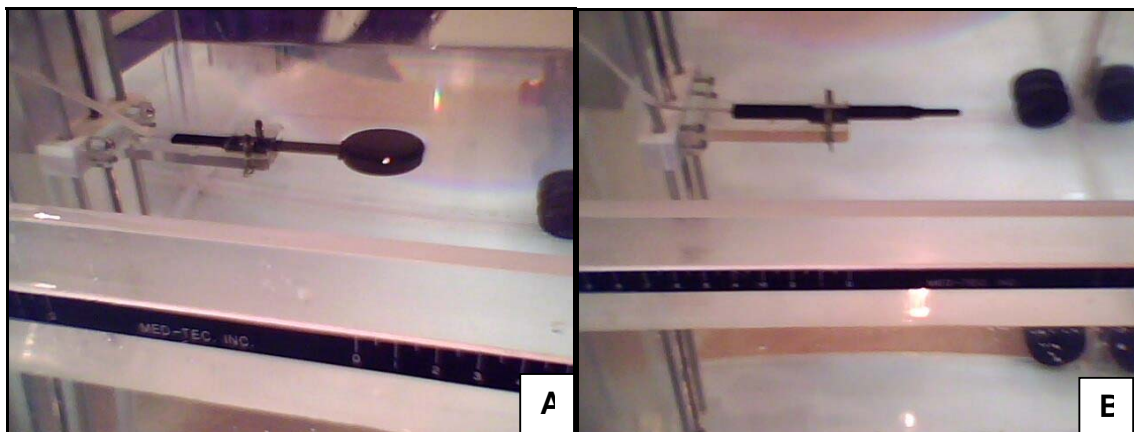


Figura 6: Foto de câmara de ionização de placas paralelas (A) e câmara de ionização cilíndrica (B).

Há dois métodos de calibração de câmaras de placas paralelas, o primeiro é através de calibração cruzada, recomendada pelo IAEA/TRS-398. [12] Neste caso é fornecida uma dosimetria consistente tanto para alta quanto para baixa energia. O fator de calibração da câmara de placas paralelas é obtido pela igualdade entre

os valores de dose absorvida na água para cada câmara, medidas em um mesmo ponto de referência (IAEA/TRS-381).

No segundo método, o fator de calibração para a câmara de placas paralelas é dado pela equação:

$$N_{D,W,Q_{cross}} = \frac{M_{Q_{cross}}^{Z_{ref}}}{M_{Q_{cross}}^x} \cdot N_{D,W,Q_0}^{ref} \cdot K_{Q_{cross},Q_0}^{ref}$$

Em que:

$\cdot K_{Q_{cross},Q_0}^{ref}$ é o fator de correção para qualidade do feixe para câmara de referência.

$\cdot N_{D,W,Q_0}^{ref}$ é o fator de calibração da câmara de referência na qualidade Q_0 .

$M_{Q_{cross}}^{Z_{ref}}$ é o valor da medida encontrada na profundidade de referência.

$M_{Q_{cross}}^x$ é o valor da medida encontrada na profundidade.

A qualidade de referência é o cobalto e o valor de $\cdot K_{Q_{cross},Q_0}^{ref}$ é obtido através da tabela do TRS-398. Se Q_0 for o feixe de alta energia,

$$\cdot K_{Q_{cross},Q_0}^{ref} = \frac{K_{Q_{cross},Q_{int}}^{ref}}{K_{Q_0,Q_{int}}^{ref}}$$

Tanto o numerador quanto o denominador estão na tabela 19 do IAEA 2000.[8]

Com $\cdot N_{D,W,Q_{cross}}$ conhecido é possível determinar a dose absorvida na água, na qualidade Q através da equação:

$$D_{W,Q} = M_Q^x N_{D,W,Q_{cross}}^x K_{Q,Q_{cross}}^x$$

Sendo:

$$K_{Q,Q_{cross}}^x = \frac{K_{Q,Q_{int}}^x}{K_{Q_{cross},Q_{int}}^x}$$

Esses valores estão tabelados na IAEA/TRS-398, tabela19.[12]

4 Controle de qualidade

4.1 Testes de aceitação

Essa é a primeira etapa para a aquisição de um aparelho. É nesse momento que o físico- médico deve realizar todos os testes para verificar se está de acordo com as especificações do fabricante e nos padrões de qualidade. Devem ser feitos testes mecânicos, elétricos e de segurança.

Os testes de aceitação asseguram que as especificações contidas na compra do aparelho são satisfeitas e que o ambiente está seguro de radiação e de riscos elétricos para os funcionários e pacientes.

Os testes de aceitação podem ser divididos em 3 grupos:

- testes de segurança;
- testes mecânicos;
- medidas dosimétricas

4.1.1 Testes de segurança

Os testes de segurança devem verificar se todos os *interlocks* (de porta, de corte de radiação, de movimento, e *interlock* que desarma todos os movimentos) estão funcionando corretamente, para evitar irradiação enquanto a porta estiver aberta, por exemplo.

O próximo passo é checar as luzes de emergência, assim como o sistema de monitoramento audiovisual do paciente.

Após completar a verificação de todos os *interlocks*, o físico-médico deve realizar o estudo da radiação nas áreas fora da sala de tratamento.

4.1.2 Testes mecânicos

Estes testes estabelecem a precisão e a exatidão dos movimentos mecânicos do aparelho.

O eixo central do elétron e as luzes do campo devem ser alinhados com o eixo de rotação e o colimador deve abrir simetricamente neste eixo.

I. Movimento do colimador: o colimador deve abrir simetricamente sobre o eixo de rotação do colimador. Devem ser observados vários tamanhos de campo e verificado se as bordas dos campos coincidem em diferentes angulações do *gantry*.

II. Alinhamento dos campos: para saber se os campos opostos estão alinhados, aplica-se uma dupla exposição no filme: um campo quadrado é fechado na metade e irradiado, gira-se o gantry a 180^0 e irradia-se a outra parte do campo.

III. Congruência de luz e campo de radiação: este teste verifica o alinhamento do campo de luz com o campo de radiação.

Um filme radiográfico é colocado perpendicularmente ao eixo de rotação do colimador. Com o colimador a 0^0 , o campo de luz é marcado com material radiopaco a fim de comparar os campos de radiação e de luz, o filme é posicionado próximo da z_{max} . Placas de acrílico com espessura correspondente à de equilíbrio eletrônico devem ser colocadas sobre o filme para evitar que os elétrons que contaminam o feixe de radiação influenciem na imagem. É feita uma rápida exposição para não escurecer demais o filme e tornar possível a leitura do mesmo, assim como o limite de campo.

A luz de campo deve corresponder ao campo de radiação com limite de 2mm. Este teste deve ser feito para todos os tamanhos de campo e em 2 distâncias diferentes.

IV. Isocentro de rotação do colimador: o telêmetro mecânico é posicionado no suporte de acessórios do aparelho. A ponta dele é colocada no centro do papel milimetrado colocado sobre a mesa. O colimador é rotacionado de 45 em 45 graus e o eixo central não deve mudar a posição. Os pontos do eixo central devem ficar contidos em um raio de 1mm quando o colimador tiver terminado a rotação.

V. Isocentro de rotação da mesa: da mesma forma o telêmetro mecânico é posicionado, a mesa é rotacionada de 45 em 45 graus e o telêmetro deve permanecer no mesmo ponto com limitação de um círculo de diâmetro $\leq 2\text{mm}$.

VI. Isocentro de rotação do gantry: à montagem dos testes anteriores é adicionada uma ponteira no final da mesa, coincidindo com a extremidade do indicador mecânico central. Ao rotacionar o gantry, a ponta do indicador deve permanecer no mesmo ponto, não ultrapassando o raio de 1mm quando o gantry tiver rotacionado 360° .

VII. Rotação do colimador: um filme é posicionado perpendicular ao eixo central do feixe. Um par de colimadores secundários deve ser fechado quase que totalmente e o outro par aberto ao máximo. A cada exposição o ângulo é rotacionado, após várias exposições obtém-se várias retas que se cruzam em um único ponto. Terminado esse teste, os colimadores que estavam fechados são abertos e os que estavam abertos são fechados e o mesmo procedimento é efetuado.

VIII. Rotação da mesa: Da mesma forma que o teste anterior, o filme é posicionado sobre a mesa e um par de colimadores são fechados e outro aberto. O filme é então exposto e a mesa gira em 30° a cada irradiação.

IX. Rotação do gantry: o filme é colocado na vertical sobre a mesa com suportes de acrílico para fixá-lo nessa posição. Como nos dois testes anteriores, os colimadores são ajustados e as exposições são realizadas para diferentes angulações do gantry, a cada 30° . As retas devem se cruzar no espaço correspondente a um círculo de raio menor ou igual a 1mm.

X. Isocentro do campo e radiação: O centro do campo de radiação sempre deve coincidir com o isocentro mecânico para qualquer angulação do colimador, do gantry ou da mesa.

4.2 Comissionamento

Para iniciar um tratamento com feixes de elétrons, é preciso determinar o fator de calibração, o fator campo, o fator cone aplicador, a distância virtual da fonte, entre outros fatores. Todos os dados dosimétricos são adquiridos no comissionamento.

Durante o comissionamento é observado se a relação dose por unidade monitor está de acordo com as especificações do protocolo seguido pelo serviço para todas as energias.

A distribuição de dose profunda no eixo central é obtida para todas as energias e tamanhos de cones. O tamanho de campo para tratamento com elétrons é definido através do cone utilizado. Com essa colimação a variação do espalhamento no colimador é desprezível, fazendo com que a dependência da dose profunda com o tamanho de campo também o seja.

Os acessórios que se localizam na frente do feixe de elétrons atenuam o feixe, então os fatores são obtidos relacionando uma medida de dose em condições de referência em um determinado meio com a medida de dose obtida nas mesmas condições, com o acessório no caminho do feixe.

I. Fonte virtual: como os elétrons não provêm de uma fonte física, não existe uma distância fonte superfície, então é preciso estipular a distância fonte virtual. Os elétrons divergem quando atravessam as folhas espalhadoras, essa divergência parece surgir de um ponto, o qual é denominado fonte virtual. Várias medidas são realizadas a várias distâncias da posição estimada da fonte virtual, e plota-se um gráfico do inverso da raiz quadrada das medidas obtidas em função da distância. Quando a reta extrapolada toca o eixo das abscissas, esse ponto é considerado a posição da fonte virtual.

II. Dose de referência: o tamanho de campo de referência deve ser a mesma medida do tamanho de campo usado na normalização do fator rendimento. A profundidade de referência é dada por:

$$Z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1g / cm^2$$

A dose na água, na profundidade de referência em um feixe com qualidade Q, é:

$$D_{wQ} = M_Q \cdot N_{DwQ_0} \cdot K_{Q_0}$$

Em que, M_Q é a leitura da câmara de ionização corrigida por todas as grandezas; N_{DwQ_0} corresponde ao fator de calibração do dosímetro em termos de ionização, que corrige diferenças entre a qualidade de referência Q_0 e a qualidade atual.

III. Fatores de correção: o fator de calibração transforma a leitura do eletrômetro, dada em corrente elétrica, em dose absorvida. Como a calibração é feita a uma determinada temperatura, pressão e qualidade de feixe, é necessário determinar alguns fatores de correção a fim de relacionar as condições de calibração com as condições atuais.

Fator de correção para variações de temperatura e pressão corrige o valor encontrado para a massa de ar no volume da cavidade que está sujeita a variações atmosféricas. Esse fator é calculado pela expressão seguinte:

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

Na qual, T e P são a temperatura e pressão no momento da medida no fantom e P_0 e T_0 , a pressão e temperatura de referência (P_0 equivale a 760mmHg e T_0 é 20C⁰).

A polaridade também deve ser corrigida porque para elétrons, ao mudar a polaridade do eletrômetro, a leitura da câmara tem uma mudança significativa. Esse fator é determinado pela soma das médias de leituras para +302V (M+) e -302V (M-) dividido pelo dobro da média da polaridade padrão (M) adotada pelo serviço.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Outra correção muito importante que deve ser feita é o efeito de recombinação iônica.

Aumentando-se a voltagem entre os eletrodos de uma câmara de ionização, o valor da carga coletada aumenta até um valor de saturação. [7]

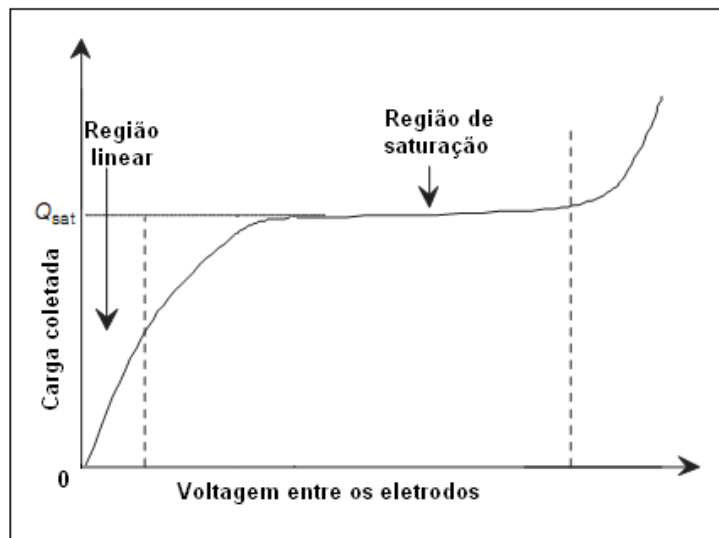


Figura 7 : Ilustração de uma curva de saturação típica para medidas com uma câmara de ionização, sendo a saturação representada por Q_{sat} . (Fonte: Podogorsak, E. B. et al. 2005 [2])

No início há um aumento da leitura da carga devido à recombinação iônica que não permite que toda a carga produzida seja captada. Conforme a voltagem aumenta, a recombinação diminui, atingindo a saturação em uma certa voltagem (é nessa região que a câmara deve ser utilizada, para não sofrer mudanças na corrente caso haja uma pequena alteração na voltagem) e voltando a aumentar para voltagens de valores maiores, uma vez que os íons terão energia para produzir novas ionizações por colisão e a corrente aumentará, sendo voltagem dependente novamente.

Essa correção é determinada por duas voltagens, 302V e 151V.

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

M_1 é a média das medidas efetuadas para uma voltagem de rotina (302V).

M_2 é a média das medidas efetuadas para uma voltagem menor (151V).

a_0, a_1 e a_2 são constantes dadas pelo TRS 398:

$$a_0 = 2.337$$

$$a_1 = -3.636$$

$$a_2 = 2.299$$

Quando a câmara de ionização e o eletrômetro são calibrados separadamente, um fator de calibração para cada um deles é fornecido pelo laboratório. Geralmente o fator de calibração $N_{D,w}$ para câmara de ionização é dado em unidades de Gy/nC e o fator de calibração do eletrômetro k_{elec} é adimensional (nC/nC), isso quando o eletrômetro apresenta a leitura em carga.

Se a câmara de ionização e o eletrômetro são calibrados juntos, então o fator de calibração $N_{D,w}$ é uma combinação dos dois fatores e o fator k_{elec} não precisa ser considerado separadamente.

IV. Distribuição de dose em profundidade: para elétrons, a qualidade do feixe é metade do valor de profundidade em água R_{50} . Nesta profundidade a dose absorvida é 50% do valor de dose máxima, medida com SSD constante, de 100cm e tamanho de campo na superfície do fantom de 10X10cm para $R_{50} \leq 7\text{g/cm}^2$ ($E_0 < 16\text{MeV}$) e 20X20 para $R_{50} > 7\text{g/cm}^2$ ($E_0 > 16\text{MeV}$).

Para toda qualidade do feixe, o melhor detector para medida de R_{50} é a câmara de placas paralelas e o fantoma de água.

Quando usar uma câmara de ionização, a medida na metade do valor da distribuição na água é R_{ion} . Esta é a profundidade na água em que a corrente de ionização é 50% do valor máximo. A metade do valor da distribuição da dose na profundidade em água é obtida por:

$$R_{50} = 1,029R_{50ion} - 0,06\text{g/cm}^2 \quad (R_{50ion} \leq 10\text{g/cm}^2)$$

$$R_{50} = 1,059R_{50ion} - 0,37 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50ion} \geq 10 \text{ g/cm}^2)$$

A profundidade de referência é dada por $Z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2$.

A dose absorvida na água na profundidade de referência em um feixe de elétrons de qualidade Q é dada por:

$$D_{wQ} = M_Q \cdot N_{DwQ_0} \cdot K_{QQ_0}$$

Sendo: M_Q a leitura do dosímetro corrigido pela influência da temperatura, pressão, calibração do eletrômetro, efeito de polaridade e recombinação iônica.

N_{DwQ_0} o fator de calibração em termos de dose absorvida na água pelo dosímetro na qualidade de referência Q_0 .

K_{QQ_0} o fator de câmara específica que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de referência e da atual qualidade do feixe.

Considerando o K_{QQ_0} como:

$$K_{QQ_0} = \frac{N_{DwQ}}{N_{DwQ_0}}$$

No qual N_{DwQ_0} é o fator de calibração da câmara calibrada no IPEN.

Para determinar a dose absorvida no z_{max} , deve-se, para um dado feixe, usar a medida da distribuição de dose profunda no eixo central para converter a dose absorvida no z_{ref} para o z_{max} .

A distribuição de dose dentro do paciente é calculado através de várias funções que relacionam a dose em qualquer ponto arbitrário dentro do paciente com um ponto de referência (calibração) no fantoma. A taxa de dose é determinada no fantoma, e o fator que relaciona a dose medida no fantoma com a dose no tecido é chamado TPR e deve ser analisado durante o comissionamento para todas as energias do aparelho. Se a profundidade de referência for a profundidade de dose máxima, esse fator recebe o nome de TMR (razão tecido máximo).

V. Planura: a planura do campo do feixe de elétrons mede a diferença de dose no centro e na periferia do campo, ela é dada pela variação percentual máxima permissível de dose dentro dos 80% do FWHM (largura à meia altura do

perfil de dose) do perfil do campo em um plano transversal ao eixo do feixe a uma profundidade definida.

A planura é dada pela seguinte expressão:

$$P = \frac{(D_{m\acute{a}x} - D_{m\acute{i}n})}{(D_{m\acute{a}x} + D_{m\acute{i}n})} \cdot 100\%$$

D_{max} e D_{min} são respectivamente as doses máxima e mínima obtidas dentro de 80% do HTML.

VI. Simetria: a simetria é o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80% de sua largura total. Mede a dose em pontos simétricos em relação ao raio central e não deve diferir de 2%. Um outro critério usado é que as áreas sob a curva nas duas metades não devem diferir por mais que 2%.

$$S = \frac{(D_{80\%}^e - D_{80\%}^d)}{D_{centro}} \cdot 100\%$$

$D_{80\%}^e$ e $D_{80\%}^d$ são, respectivamente, doses no lado esquerdo e direito na largura de 80%, e D_{centro} é a dose no eixo central.

A constância dos parâmetros de planura e simetria significa que não deve ser permitido um incremento absoluto maior que a tolerância especificada em algum destes parâmetros, em relação aos seus valores de referência. Por exemplo, se no estado de referência inicial a simetria era de 0,5% e a tolerância especificada para sua constância é de 2%, então pode ser aceita uma assimetria de até 2,5%. [13]

4.3 Controle de qualidade

Como o serviço de radioterapia do Hospital das Clínicas da Unicamp se baseia no protocolo TEC DOC-1151, a descrição dos procedimentos de controle de qualidade é referente ao mesmo.

É recomendado estabelecer um sistema redundante de comprovação dos instrumentos dosimétricos, a fim de assegurar que estes mantenham seus fatores de calibração.^[13]

A frequência dos testes é determinada de acordo com a probabilidade de ocorrência de problemas relacionados, com o impacto no tratamento do paciente e com o tempo necessário para realização do teste.

4.3.1 Testes dos sistemas de segurança

I. Luzes de advertência

Observar se as luzes do equipamento de tratamento, da porta da sala e do painel de controle são verdes quando o equipamento está pronto para irradiar e ficam vermelhas durante a irradiação.^[13]

Verificar se todas as luzes do painel de controle funcionam e se as luzes correspondentes ao modo de irradiação selecionado acendem e permanecem acesas durante a irradiação.^[13]

II. Mecanismos de segurança

Verificar se o sistema de vídeo e áudio da sala de irradiação funciona corretamente, assim como o funcionamento dos sistemas anticolisão. ^[13]

Observar se a mesa sobe e desce até o limite e se a irradiação se interrompe quando se abre a porta de acesso e se, ao fechá-la, a irradiação não continua.^[13]

Verificar se, ao acionar a tecla desligado (off) do painel de controle, é interrompida a irradiação.^[13]

Verificar o corte de energia elétrica ao acionar-se os botões de emergência dentro da sala de tratamento e, se a irradiação se habilita logo após haver re-selecionado a unidade monitor correspondente. Observar se há corte da irradiação quando terminar a unidade monitora programada.^[13]

Verificar se ambas as câmaras monitoras indicam a mesma leitura e se, após cessar a irradiação essas leituras permanecem indicadas.[13]

Quando o acelerador pode irradiar tanto em modo fótons como elétrons, verificar se há um mecanismo de segurança funcionando para evitar irradiações de elétrons sem os cones correspondentes.[13]

Verificar se, em caso de falta de energia elétrica, a unidade monitora cedida permanece visível pelo menos durante vinte minutos ou se possui um contador mecânico que mostre as unidades fornecidas. [13]

Verificar se cada acessório colocado permanece firme e imóvel, inclusive para diferentes orientações tanto da estativa como do colimador.[13]

Verificar se a irradiação só é possível colocando o código ou o conector do acessório correspondente.[13]

Verificar se a posição dos colimadores de raios-x é aquela correspondente para cada cone de elétrons e para cada energia.[13]

Verificar se não é possível irradiar com um campo maior que o campo máximo permitido para cada filtro.[13]

Verificar se, naqueles casos em que é necessário deslocar parte dos cones para que o telêmetro seja visível, não é possível a irradiação, sem que o cone retorne à sua posição correta.[13]

Verificar a independência das câmaras monitoras e do temporizador.[13]

Verificar os mecanismos de alarme: de maneira conjunta com o engenheiro de manutenção podem ser feitos alguns controles provocando situações de maneira a verificar o funcionamento do sistema de alarme.[13]

4.3.2 Testes mecânicos

I. Telêmetro

As leituras de distância devem ser claras e dentro da tolerância especificada no intervalo de uso (em geral DFI é aproximadamente 20cm).[13]

Deve ser verificada a firmeza do telêmetro mecânico e do suporte do telêmetro luminoso. A imagem definida pela luz do ponteiro luminoso deve ser

bem definida. As leituras de distância devem ser verificadas para o intervalo de uso (DFI \pm 15cm).^[13]

O fabricante deve informar a distância da fonte à parte exterior do diafragma, para possibilitar a medida da distância deste até o plano em que se quer saber a DFS.^[13]

Preferivelmente, deve ser oferecido pelo fabricante ou construído um ponteiro em formato de T de comprimento igual à distância entre a DFI e o final do sistema de diafragma para facilitar verificar o indicador luminoso de distância.^[13]

II. Horizontalidade e verticalidade da mesa

Emprega-se um nível de bolha, deslocando-se a mesa em diferentes sentidos, o movimento vertical pode ser comprovado com ajuda de um nivelador ou fio de prumo com chumbo, que sirva de extremo da mesa, verificando se este não afasta do prumo dentro da tolerância especificada. Estes testes devem ser realizados com e sem peso sobre a mesa.^[13]

III. Centralização do reticulado com o feixe luminoso e de radiação

Alinhamento do feixe luminoso com o reticulado

O eixo de rotação do colimador e o centro do campo luminoso devem ser congruentes dentro da tolerância especificada para todos os intervalos de movimentos mecânicos. A imagem do reticulado deve projetar-se ao longo deste eixo. Para isto deve ser comparado o centro do campo luminoso com o centro do reticulado, as arestas do campo devem ser simétricas em relação a este centro e perpendiculares entre si. O centro do reticulado deve coincidir com o centro mecânico; se há alguma incongruência entre o campo de luz e o centro mecânico, geralmente ajusta-se primeiro a posição da fonte de luz antes de proceder ao ajuste final do reticulado. Para a comprovação da verticalidade do feixe luminoso, este teste se repete baixando a mesa até pelo menos DFI+20cm, verificando-se

se o deslocamento da imagem do centro do reticulado se mantém dentro de 2mm.^[13]

Alinhamento do eixo mecânico do colimador

Ao fechar as garras do sistema de colimação, estas devem manter simetria em relação ao eixo da estrutura mecânica do mesmo durante sua rotação. Isto pode ser verificado com um ponteiro mecânico que possa ser segurado pelas quatro garras do sistema, de maneira que aponte para o isocentro. Ao se girar o colimador, pode ser comprovado se existe algum desajuste entre as garras e o eixo do colimador. Se não for recomendável acoplar um ponteiro pelas características particulares do colimador, a comprovação da simetria dos colimadores pode ser realizada indiretamente assegurando-se a simetria do campo de luz. Deve ser assegurado que não há movimento de oscilação quando se gira o colimador, não devendo existir angulações no cabeçote. Isto garante que há um só eixo de rotação do sistema, pois se estas angulações estiverem presentes, é somada mais uma incerteza na definição do isocentro.^[13]

Alinhamento do eixo de radiação

Este teste pode ser realizado tomando-se várias radiografias do feixe a diferentes distâncias da fonte; para isto é necessário relacionar todos os filmes a um mesmo ponto, determinado no ponto anterior. Os filmes irradiados são rastreados com um densitômetro em duas direções perpendiculares, a fim de localizar o centro do campo de radiação; estes centros são plotados para determinar se existe alguma tendência de deslocamento em relação ao ponto de referência escolhido.^[13]

O teste pode ser realizado também utilizando-se um fantoma rastreador automatizado.^[13]

IV. Posição do isocentro mecânico

A posição do isocentro mecânico (interseção ideal dos eixos de rotação do colimador, estativa e mesa) deve ser determinada para todos os intervalos de rotação do colimador, estativa e mesa. [13]

É colocado um ponteiro sobre o colimador e outro sobre a mesa; este último deve marcar o centro da figura que se forma quando é girado o colimador e a estativa. O centro desta figura é o isocentro mecânico; o isocentro mecânico raramente é encontrado na primeira tentativa, ou seja, este teste requer várias aproximações até se conseguir que o ponteiro não se afaste do ponteiro que está situado sobre a mesa. Depois é verificado se o eixo luminoso passa por este ponto usando a luz do campo, e verifica-se se a cruz do reticulado tem seu centro na ponta do ponteiro fixo para qualquer posição da estativa e do colimador. Neste ponto é verificado se o telêmetro indica corretamente a DFI. [13]

A mesa de tratamento deve girar ao redor de um eixo coincidente com o eixo de rotação do colimador. Para isto se pode colocar um papel aderente à mesa, e com a estativa em posição vertical, colocar a mesa em 0° , subindo até a DFI, marcar a cruz, soltar o freio da rotação da mesa, girar 90° em sentido horário, marcar a cruz. Proceder da mesma maneira em sentido anti-horário. [13]

V. Indicadores de tamanhos do campo

Deve-se comprovar que os tamanhos do campo indicados pela escala do colimador correspondam com os do campo luminoso. É empregada uma planta onde se tenha traçado previamente quadrados com tamanhos de campo típicos, verificando-se também a escala para diferentes distâncias fonte-superfície. [13]

VI. Limitadores do feixe de elétrons

Os limitadores do feixe de elétrons devem ficar fixos de maneira que o campo luminoso seja simétrico.

Com a estativa em posição vertical, posicionar sucessivamente para distintos cones em uso. Colocar sobre a mesa papel milimetrado à DFI e medir as distâncias desde a cruz até os lados do campo. [13]

VII. Coincidência de campo luminoso e de radiação

A estativa deve ser colocada na posição vertical, o filme de raios-x deve ser colocado sobre a mesa e placas de acrílico por cima, à DFI. Um tamanho de campo deve ser escolhido, os quatro cantos do filme devem ser marcados com agulha, assim como duas orientações. A angulação do colimador deve ser marcada para saber a posição da placa e a direção da assimetria. O filme deve ser exposto, os pontos marcados com a agulha devem ser unidos a fim de saber a diferença entre o campo luminoso e o campo de radiação através de densitometria, identificando a linha de 50% de dose.^[13]

Correspondência radiante entre campos paralelos e opostos

A diferença entre as bordas de dois campos opostos e paralelos deve ser $\leq 2\text{mm}$. Com a estativa na vertical, um filme deve ser colocado sobre a mesa com acrílico sobre este, à DFI. Um tamanho de campo deve ser selecionado e metade deste coberto com uma placa de chumbo. Faz-se a exposição do filme, gira-se a estativa a 180° , troca-se a parte do filme coberta, expõe-se o filme novamente. A diferença deve ser observada e não pode passar de 2mm.

VIII. Posição do isocentro de radiação

Colimador

Com a estativa em posição vertical, deve-se fechar um par de garras do colimador, colocar um filme sobre a mesa, expor este várias vezes para diferentes ângulos de colimador. As linhas do filme revelado devem encontrar-se dentro de um círculo de diâmetro menor que 2mm. Este procedimento deve ser repetido para o outro par de garras.

Estativa

Com a estativa em posição vertical, um par de garras do colimador deve ser fechado, um chassi deve ser colocado sobre a mesa de forma que fique

perpendicular a esta com todos os eixo central voltado para ela em qualquer posição da estativa. A distância fonte-isocentro deve estar na metade da placa. Devem ser feitas várias exposições, girando a estativa. Com uma agulha deve ser marcado o centro da marca luminosa. As linhas obtidas no filme revelado devem coincidir em um círculo de diâmetro 2mm. O mesmo procedimento deve ser repetido para o outro par de garras.

Mesa

Com a estativa em posição vertical, um par de garras do colimador. O filme deve ser colocado sobre a mesa à DFI. O filme deve ser exposto várias vezes para vários ângulos da mesa. Ao revelar o filme, as linhas devem se cruzar dentro de um círculo de diâmetro 2mm.

IX. Posição dos lasers

Para saber se lasers se cruzam no isocentro e se o laser sagital está alinhado, a mesa deve ser deslocada em sentido ascendente e descendente e o laser não pode deslocar-se em relação à marca longitudinal em mais que 2mm.

O alinhamento dos lasers laterais é verificado colocando-se uma folha de papel clara, deslocando-a horizontalmente pela extensão da mesa.

X. Escalas da mesa

Escala vertical: ao colocar a parte superior da mesa à altura do isocentro, esta deve indicar zero na escala.

Escala lateral: quando o isocentro estiver no centro da parte superior da mesa, a escala deve marcar zero.

4.3.3 Testes dosimétricos

I. Constância da dose de referência

Deve ser verificada diariamente para uma energia de elétrons, de maneira que todas as qualidades de elétrons sejam verificadas no curso da semana.^[13]

Mensalmente o físico-médico deve verificar esta constância para todas as qualidades de elétrons, utilizando um sistema de medidas mais preciso que o usado diariamente.^[13]

II. Constância de planura e simetria

Conforme descrito nos procedimentos de planura e simetria no comissionamento.

III. Constância da qualidade do feixe

Mede-se o quociente de ionizações em duas profundidades diferentes: d_1 à profundidade de dose máxima e d_2 a uma profundidade correspondente a 50% do máximo. As variações do quociente d_2/d_1 devem estar dentro de 4% dos valores estabelecidos no comissionamento da unidade.^[13]

IV. Constância do fator de calibração da câmara monitora

A relação entre as unidades da câmara monitora e a dose deve ser estável dentro de 2%.

Deve-se estabelecer uma referência para cada feixe de elétrons, e verificar a sua constância no tempo.

Para quantificar as flutuações deve-se tomar como referência, para cada energia, o valor de dose absorvida nas mesmas condições, dividindo este valor por N_{Dar} , S_{war} , p_{wall} , ou seja:^[13]

$$REF = \frac{D_w}{N_{Dar} S_{war} p_{wall}}$$

Em que:

D_w é a dose absorvida, N_{Dar} é o fator de calibração de dose absorvida no ar, S_{war} é a razão de poderes de frenagem água/ar e p_{wall} é a perturbação da parede da câmara.

Estes valores denominados de referência devem estar registrados juntamente com as características do dosímetro empregado.^[13]

Reprodutibilidade: a dispersão relativa $\left(\frac{\sigma}{L}\right)$ das leituras tomadas com o dosímetro deve ser $\leq 0.5\%$.^[13]

Linearidade: a relação entre a unidade monitor e a leitura média do dosímetro deve ser linear. Uma série de leituras são coletadas empregando um dosímetro no modo de integração de carga, para diferentes tempos de irradiação no intervalo de uso clínico. No HC da Unicamp são feitas leituras em nC para 5, 10, 50, 100, 300, 500 e 1000 UM. Estas leituras são plotadas em função de UM para verificar a linearidade.

Dependência com a taxa de dose: a resposta da câmara monitora deve ser independente da taxa de dose usada ($\leq 1\%$); caso contrário, a câmara monitora deverá ser calibrada para cada taxa de dose que se utilize.

Neste tópico, estão apresentados os resultados que obtive na dosimetria diária e nos testes de controle de qualidade mensal que presenciei no Serviço de Radioterapia do HC da Unicamp. Estes testes foram realizados no acelerador linear da Varian, Clinac 2100 C.

Testes de segurança

Botões de emergência (**ok**)

Controle dos códigos dos filtros(**ok**)

Controle dos códigos dos aplicadores (**ok**)

Travamento de filtros, aplicadores e bandejas (**ok**)

Todos os parâmetros avaliados funcionaram de acordo com as especificações.

Testes mecânicos

-Deslocamento dos lasers (tolerância 2mm)

Tabela 2: Deslocamento dos lasers em relação ao retículo

Laser	Deslocamento(mm)
Lateral (270)	1
Lateral (90)	0
Teto	1

Foi verificado o deslocamento dos lasers em relação ao retículo, e todos os lasers estavam dentro do limite esperado.

-Isocentro mecânico (tolerância = 2mm de diâmetro)

Tabela 3: Deslocamento do isocentro mecânico com a rotação do gantry

Rotação do Gantry	Deslocamento
90 ⁰ -270 ⁰	0
0 ⁰ -180 ⁰	1

O isocentro mecânico não sofreu grande deslocamento com a rotação do Gantry, permanecendo dentro das especificações.

-Indicadores angulares do Gantry (tolerância = 1°)

Tabela 4: Deslocamento dos indicadores luminoso e mecânico em relação ao valor apontado pelo nível

Nível	Luminoso		Mecânico	
	Medido	Deslocado	Medido	Deslocado
0°	359,9°	0,1°	359,5°	0,5°
90°	90°	0°	89,5°	0,5°
180°	179°	1°	179°	1°
270°	269,8°	0,2°	269°	1°

O Gantry foi posicionado exatamente a 0°, 90°, 180° e 270° através de um nível bolha e anotaram-se os valores dos indicadores luminoso e mecânico. Todos se encontram dentro do limite de tolerância.

-Indicadores angulares do colimador (tolerância = 1°)

Tabela 5: Valores dos indicadores angular e mecânico em relação ao nível.

Nível	Luminoso	Mecânico
0°	0,2°	0°
90°	90°	90°
270°	270°	270°

Com o Gantry a 90°, o colimador é posicionado com o auxílio de um nível, e os valores dos indicadores luminoso e mecânico são anotados. Segundo a tabela acima, os indicadores estão dentro do valor esperado.

-Centro do reticulado (tolerância = 2mm de diâmetro)

Tabela 6: Deslocamento do centro do reticulado quando o colimador é rotacionado

Angulação	Deslocamento(mm)
0 ^o -90 ^o	0
0 ^o -270 ^o	0,5

O ponto do centro do reticulado é marcado quando o colimador se encontra a zero grau. O colimador é rotacionado a 90^o e a 270^o e é verificado o deslocamento que deve permanecer dentro de um círculo de 2mm de diâmetro. Segundo o teste, o aparelho está de acordo com as especificações.

-Verticalidade da mesa (tolerância = 2mm)

Tabela 7: Deslocamento do centro do reticulado quando a mesa é movimentada

Distância	Deslocamento
84 -130 (10 em 10)	0

Tomando o retículo como referência, a mesa foi movimentada no eixo vertical ao máximo (de 84 a 130cm) e não se observou deslocamento do ponto.

-Verticalidade do feixe luminoso (tolerância = 2mm)

Marca-se o campo referência (10X10cm), aumenta-se a distância fonte-superfície e observa-se o deslocamento das marcas laterais. Se forem assimétricos, há um problema no campo de luz ou no espelho refletor. A alteração não pode ser maior que 2mm.

Como pode ser visto na tabela de campos assimétricos, o deslocamento está dentro do valor estipulado.

-Campos assimétricos (tolerância = 2mm)

Tabela 8: Valor das arestas para campos assimétricos

Campo nominal	X₂(cm)	X₁(cm)	Y₂(cm)	Y₁(cm)
5X10	2,65	2,5	5,05	4,95
10X12	5,0	5,0	6,0	5,9
20X15m	10,0	10,0	7,4	7,4
25X30	12,4	12,4	15,0	15,0

Observa-se se as arestas de cada campo encontram-se simétricas em relação ao centro. Conforme o teste feito, a simetria está dentro do limite de tolerância.

-Coincidência de campo de luz e de radiação (tolerância = 2mm)

Um filme com um campo de 10X10cm marcado com material radiopaco é exposto à radiação e revelado. É feita então a leitura do filme através de um densitômetro e o gráfico é plotado em densidade óptica em função da distância em cm, no eixo x. Os mesmos procedimentos são feitos para o eixo y. Através do gráfico obtido, é possível analisar a coincidência do campo, ou o seu deslocamento.

21/05/09

Perfil de Dose do AL

Planura = 1,72
Simetria = 0,9%

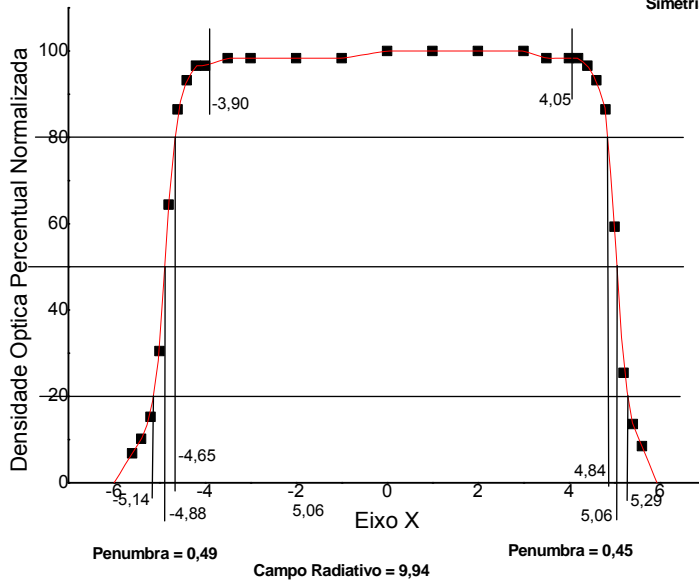


Figura 8: Coincidência de campo de luz e de radiação no eixo x.

21/05/09

Perfil de Dose do AL

Planura = 1,69%
Simetria = 0,86%

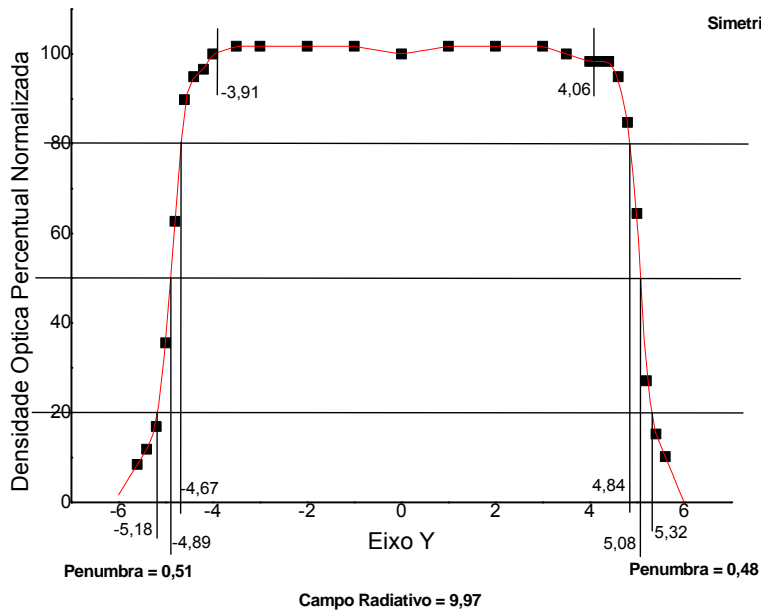


Figura 9: Coincidência de campo de luz e de radiação no eixo Y.

Testes dosimétricos

- Dosimetria diária

Diariamente é feito o tracker antes de iniciar os tratamentos na parte da manhã e no final do dia. O tracker consiste de 5 câmaras de ionização; a média das leituras dessas câmaras resulta no valor da dose naquele feixe. Esses valores são anotados diariamente e corrigidos pelo fator de temperatura e pressão. É feito então o cálculo de desvio padrão da leitura corrigida para a leitura média corrigida e um gráfico do desvio padrão em função do dia é plotado a fim de facilitar o estudo do feixe.

O mesmo procedimento é realizado para todas as energias de feixe de elétrons (4MeV, 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV e HDTSe).

O feixe de 4MeV será tomado como exemplo por ter apresentado um comportamento diferente.

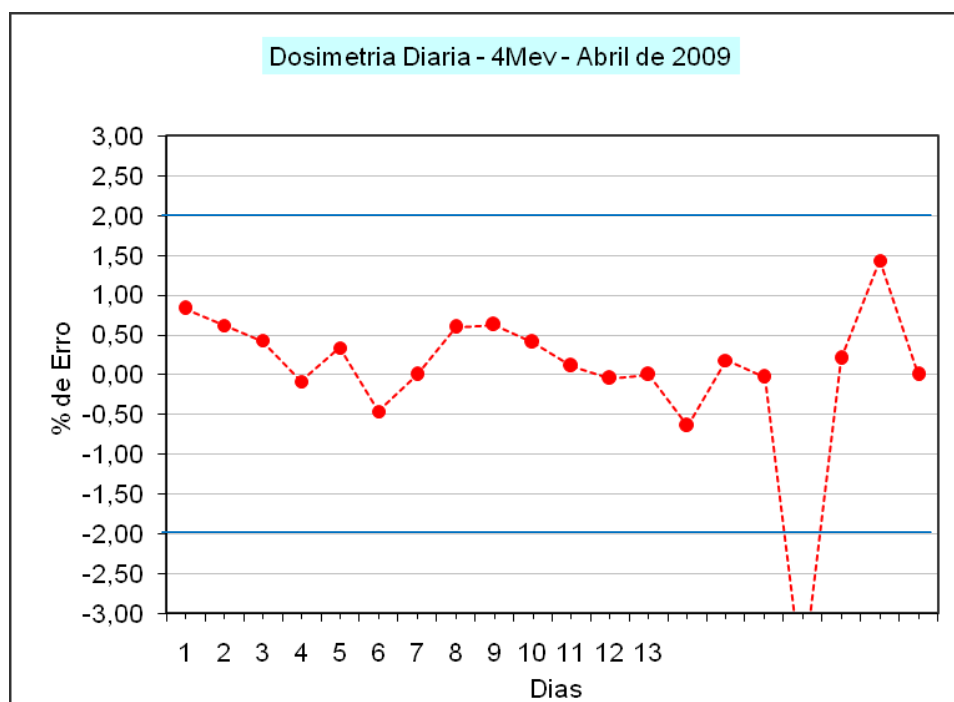


Figura 10: Dosimetria diária (tracker da manhã)

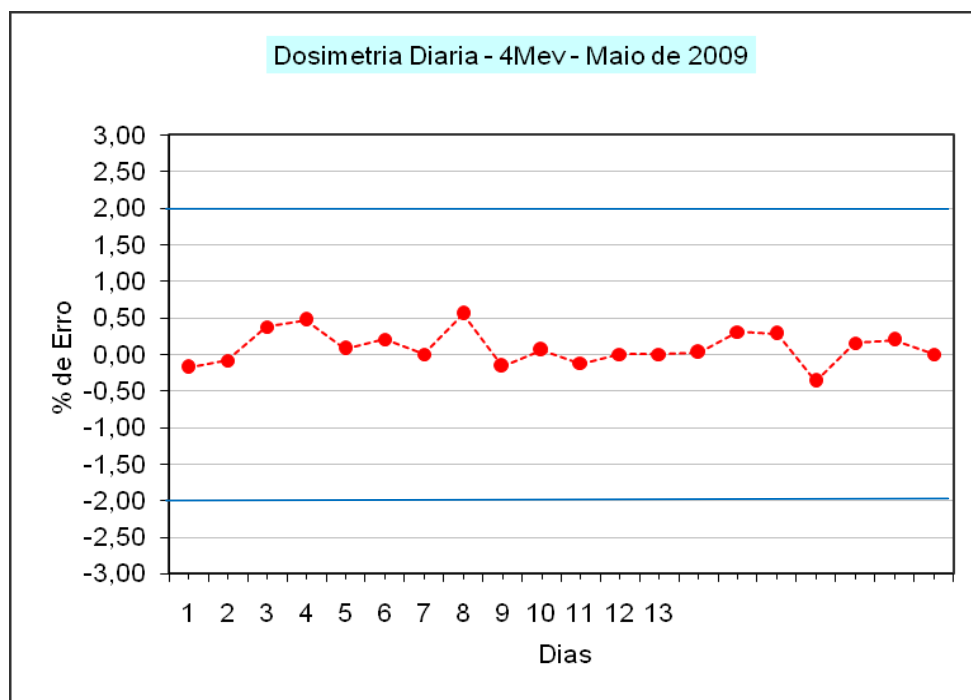


Figura 11: Dosimetria diária após recalibração

Como houve grande variação dos valores obtidos na dosimetria diária, durante a dosimetria mensal esse feixe foi recalibrado. Pode-se notar como o gráfico ficou mais linear após a calibração.

- Dosimetria Mensal

Mensalmente é feita a dosimetria de todas as energias de elétrons disponíveis no aparelho. A alteração máxima permissível é de 2% em relação à dose absorvida na profundidade de dose máxima.

Sistema de medidas:

- câmara de ionização de placas paralelas Exradin P1101808
- câmara de ionização cilíndrica Exradin 010862
- eletrômetro Standard Imaging CDX 2000B

Condições de referência:

- Profundidade 1,30cm
- DFS 100cm
- Cone aplicador 15X15cm

- $T_0 = 20^{\circ}\text{C}$
- $P_0 = 760 \text{ mmHg}$

Para cada energia são feitas 5 medidas na profundidade de referência com três tensões diferentes. +300V e -300V, para poder calcular o fator que corrige a resposta da câmara para o efeito na mudança de polaridade (K_{pol}). -150V, para junto com -300V possibilitar o cálculo do fator de recombinação iônica na cavidade da câmara. Através desses fatores é possível obter a dose absorvida na profundidade de referência e na profundidade de dose máxima segundo a PDP.

A dose no $Z_{máx}$ deve ser 100% com uma tolerância de 2%.

Os dados apresentados são do feixe de elétrons de 4MeV.

Tabela 9: Leituras obtidas para um feixe de 4 MeV

Tensão	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅	Média
-300V	21.080	21.080	21.090	21.080	21.070	21.080
+300V	21.320	21.320	21.320	21.320	21.320	21.322
-150V	20.550	20.550	21.560	20.560	20.570	20.558

Tabela 10: Valores usados na dosimetria de feixes de elétrons

M₋ (M₁) =	21.080 nC
M₊ =	21.322 nC
V₁ =	- 300 V
V₂ =	- 150 V
a₀ =	2.337
a₁ =	-3.636
a₂ =	2.299
K_{ele} =	1.000
h_{pl} =	1.000
K_{Q,Qint} =	1.0728
K_{Qcross,Qint} =	1.0075
K_{Q,Qcross} =	1.0648

N_{D,W,Qcross} =	4.080
M_{pp,Q} =	22.946
D_{W,Q(Zref)} =	99.685
PDD_(Zref) =	99.69
D_{W,Q (Zmax)} =	1.000
k_{T,P} =	1.078
k_{pol} =	1.00574
K_s=	1.02591

K_{Q,Qint} e K_{Qcross,Qint} estão tabelados no TRS – 398, tabela 19.

N_{D,W} é obtido através da calibração cruzada.

- Simetria e planura

São feitas várias medidas para diferentes posições de deslocamento nos eixos ortogonais ao feixe. No eixo Y é conhecido como “cross plane”, e no eixo X como “in plane”.

A planura é a medida da variação percentual máxima permissível de dose dentro dos 80% do FWHM do gráfico das médias de leituras em função do deslocamento.

$$P = \frac{(D_{m\acute{a}x} - D_{m\acute{i}n})}{(D_{m\acute{a}x} + D_{m\acute{i}n})} \cdot 100\%$$

A simetria é o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80% de sua largura total. Mede a dose em pontos simétricos em relação ao raio central.

$$S = \frac{(D_{80\%}^e - D_{80\%}^d)}{D_{centro}} \cdot 100\%$$

Medidas “in plane”

Campo: 20X20cm²

Profundidade: R₁₀₀ = 0.70

DFS= 100cm

Simetria referência:-0.85

Planura referência: 5.15

Tabela 11: Valores obtidos através da varredura “in plane”

Deslocamento(cm)	Leituras(nC)		Média	Simetria(%)	Desvio
8	19.82	19.83	19.83	-1.40	0.28
4	21.47	21.45	21.46	Máximo	Mínimo
0	21.71	21.71	21.71	21.71	19.52
-4	21.28	21.28	21.28	Planura(%)	Desvio
-8	19.52	19.52	19.52	5.31	-0.11

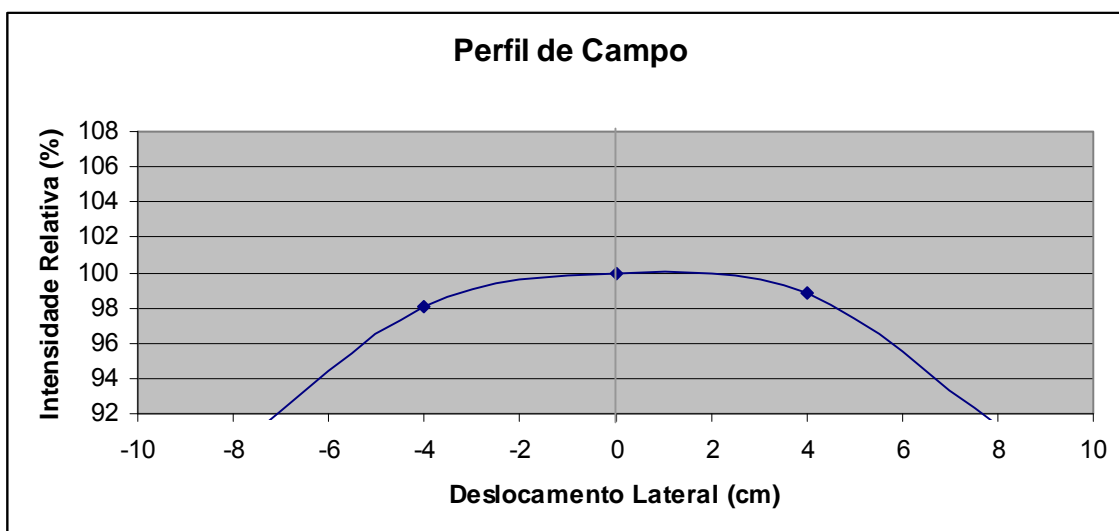


Figura12: Perfil de campo “in plane”

São aceitos valores de simetria e planura dentro de um erro de $\pm 3\%$ em relação à referência. Sendo a simetria obtida 2.25, o feixe encontra-se simétrico no eixo y, uma vez que está dentro do limite de 2.85.

A planura também está conforme o protocolo seguido, tendo como resultado 5.31, que está bem abaixo da tolerância de 7.15.

Medidas “cross plane”

Campo: 20X20 cm²

Profundidade: R₁₀₀

DFS= 100cm

Simetria referência: 1.1

Planura referência: 5.95

Tabela 12: Valores obtidos a partir das leituras “cross plane”

Deslocamento(cm)	Leituras(nC)		Média	Simetria(%)	Desvio
8	19.69	19.70	19.70	-2.05	0.87
4	21.12	21.12	21.12	Máximo	Mínimo
0	21.45	21.44	21.45	21.45	19.30
-4	21.01	21.01	21.01	Planura(%)	Desvio
-8	19.21	19.30	19.26	5.28	-0.11

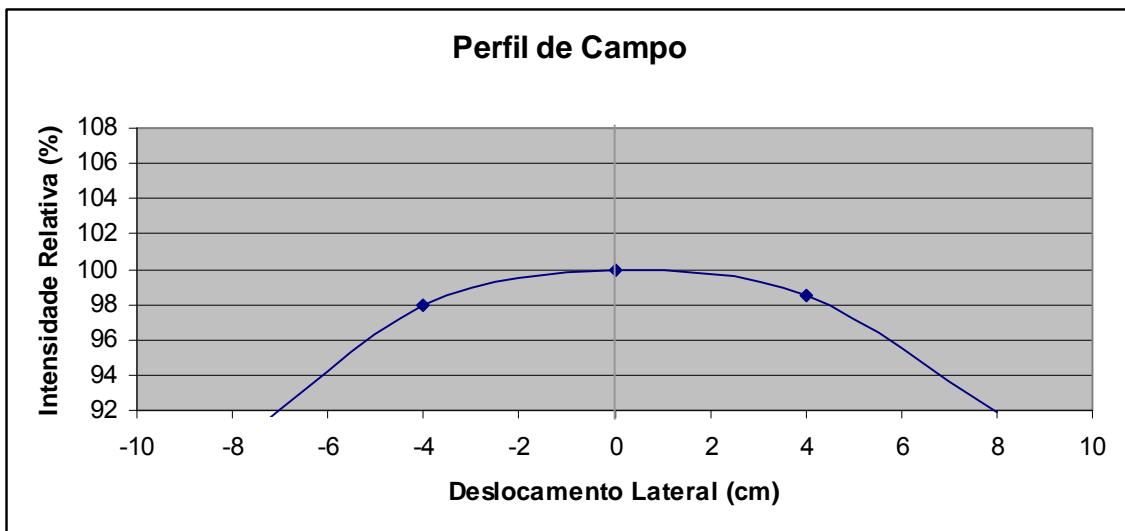


Figura 13: Perfil de campo “cross plane”

Como a simetria calculada foi 2.05, esse valor foi aceito por estar abaixo de 3.15, assim como a planura que teve como resultado 5.28, ficando também dentro da tolerância aceita pelo protocolo.

7 Considerações finais

Os testes de controle de qualidade devem ser feitos com total atenção e dedicação dos físicos e engenheiros envolvidos, pois os procedimentos são altamente cautelosos e demandam certo tempo. O programa de garantia de qualidade pode ser considerado uma ação preventiva, pois os resultados obtidos indicarão a qualidade e eficiência do aparelho assim como dos tratamentos nele realizados, evitando-se danos a funcionários e pacientes.

O AL do Hospital das Clínicas da Unicamp apresentou resultados satisfatórios, para os testes realizados, quanto a segurança, elétricos e mecânicos. Ao que se refere a dosimetria, os valores obtidos estavam dentro do esperado, com exceção do feixe de 4MeV que apresentava dose fora da margem de tolerância e logo foi recalibrado.

Quando o acelerador indica defeitos, a Varian é imediatamente avisada e um engenheiro da empresa analisa e repara o aparelho. Após cada conserto, o acelerador linear deve passar novamente por testes que assegurem que o mesmo continua conforme as recomendações do protocolo seguido pelo serviço de radioterapia. Por ser um aparelho de alta complexidade tecnológica, facilmente são apontados erros nos softwares usados.

Por ser um setor que envolve várias áreas, a radioterapia precisa da integração dos funcionários para que se obtenha um bom resultado. O companheirismo entre físicos, técnicos, médicos, enfermeiros, dosimetristas e assistentes sociais facilita a execução dos procedimentos necessários e demonstra o profissionalismo de todos.

A vivência com uma equipe especializada trouxe experiências essenciais na minha formação como física-médica, pois a prática comprova a teoria e esta por sua vez explica a metodologia dos procedimentos.

8 Referências Bibliográficas

- [1] SCAFF, L.M. *Física da Radioterapia*. São Paulo: Sarvier, 1997.
- [2] PODGORSK, E.B. *Review of Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students*. Vienna, Australia, 2003.
- [3] KHAN, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, Third Edition, 2003.
- [4] <http://www.jmp.org.in/articles>, acessado em 16/05/09.
- [5] SAW, C.B. *Foundation of radiological physics*. Omaha, NE: UNMC, 2002.
- [6] SAW, C.B. *Therapeutic Radiological Physics*. Omaha, NE: UNMC, 2002.
- [7] *Noções Básicas de Proteção Radiológica*, São Paulo: IPEN, 2002.
- [8] JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R. *The Physics of Radiology*. Springfield, Illinois, USA: Charles C. Thomas Publisher, Third Edition, 1974.
- [9] http://www.inca.gov.br/pqrt/curso_eletron_radioterapia.asp, acessado em 12/03/09.
- [10] SPRAWLS, P.Jr. *Physical Principles of Medical Imaging*. Madison, Wisconsin, USA: Aspen Publishers, Second Edition, 1995.
- [11] International Atomic Energy Agency. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. Technical Report Series No. 277. Vienna: IAEA, 1997..
- [12] International Atomic Energy Agency. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. Technical Report Series No. 398. Vienna: IAEA, 2000.
- [13] Tec Doc – 1151 – *Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia – Protocolo de controle de qualidade*. Ministério da Saúde – INCA.