UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

CAMPUS DE BOTUCATU - INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS

Bárbara Büscher von Teschenhausen Eberlin

Dosimetria Física e Controle de Qualidade em Radioterapia

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

2008

Bárbara Büscher von Teschenhausen Eberlin

Dosimetria Física e Controle de Qualidade em Radioterapia

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

Orientadora: Profa. Vilma Aparecida Ferrari

Supervisora: Profa. Dra.Cláudia Helena Pellizzon

Botucatu

2008

Agradeço a Deus, pela minha vida e pela família maravilhosa que tenho.

Aos meus pais, Isabel e Fernão, por todo suporte que me deram durante toda a vida e principalmente nesta etapa de formação, pude contar com o amor, com a paciência, carinho e compreensão de vocês!

A toda minha família, meu padrasto, meus irmãos e avós, muito obrigada.

É com muito carinho que agradeço também ao meu primeiro professor de física, Ricardo Gilbert Bruno, se hoje cheguei aqui foi porque tive seu apoio e seu incentivo.

Agradeço aos meus colegas da II turma de Física Médica, em especial, a minha grande amiga Priscila Gerde, desde o primeiro dia de aula caminhamos juntas durante três anos e meio, e pude conhecer o valor de uma verdadeira amizade. Alguém que sem dúvidas me fez conhecer o caminho de Deus, Ele que está cada dia mais presente em minha vida!

Aos amigos: Fernanda Roma de Oliveira, Michelle Perez, Pedro Bisson, Cíntia Beu, muito obrigada. Agradeço também aos meus colegas de república, Simone, Túlio e Ricardo, por terem me recebido de forma acolhedora quando cheguei em Campinas.

Meus sinceros agradecimentos ao meu melhor amigo e grande companheiro, Felipe Micai. Foi você meu anjo que me deu suporte nessa reta final, na fase mais importante da minha faculdade. Sempre paciente, sincero e amigo, soube me acalmar nos momentos mais difíceis.

Muito obrigada a toda equipe do Serviço de Radioterapia da UNICAMP, em especial ao físico Rodrigo Seraide e à residente Renata Rodrigues, que me ajudaram a enfrentar os novos desafios que surgiram durante esse período.

Por fim, agradeço a minha querida orientadora Vilma Ferrari, pela oportunidade desse estágio responsável pela conclusão do meu curso, e por todas as oportunidades que estão surgindo a partir daqui.

RESUMO

A Radioterapia é uma especialidade médica que utiliza radiação ionizante para tratamento, desde lesões na pele até tumores de diversos graus de complexidade. Por ser uma técnica que envolve a aplicação de uma dose pré-calculada de radiação ionizante, devem ser estabelecidos e implementados programas de controle de qualidade com a finalidade de assegurar um tratamento eficaz e seguro ao paciente. Recomenda-se uma uniformidade de dose na região de interesse dentro de 5% da dose prescrita pelo médico (ICRU *Report* No. 50), sendo este um dos principais pontos que justificam a importância de um acompanhamento adequado da qualidade e do desempenho dos equipamentos. A responsabilidade principal da execução do Programa de Garantia da Qualidade (PGQ) é do Físico Médico, o qual deve adaptar ou desenvolver os procedimentos de aceitação e comissionamento dos equipamentos, além de estabelecer e realizar controles de qualidade periódicos que verificam se os valores de referência estão dentro das margens aceitáveis de protocolos e normas nacionais e internacionais. O presente trabalho consiste da realização e descrição das atividades realizadas nos Setores de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), particularmente na implementação do Programa de Garantia da Qualidade.

Palavras-chave: Radioterapia – Dosimetria – Garantia da Qualidade

ABSTRACT

Radiotherapy is a multidisciplinary speciality which uses complex equipment and radiation sources for delivery of treatment, using high-energy ionizing radiation to treat cancer at several stages of complexity. Since radiation therapy is a technique which involves a precalculated radiation dose, it shall be established quality assurance programs that provide an efficient and safety treatment. The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) report No. 50 has recommended dose uniformity between 5% of the prescribed dose throughout the region of interest. This is one of the most primordial points that justify the importance of a suitable attendance of the equipments quality and performance. For quality control, the medical physicist will be involved with establishing and running a Quality Control Program (QCP). He must adapt or develop the procedures of equipment acceptance and commissioning, besides verifying the use of principles and accepted protocols of national and international reports to assure the correct quality, quantity, and placement of radiation during the performance of a radiological procedure, establishing adequate protocols to ensure accurate patient dosimetry. This present work consists of a description of the activities carried through the Sectors of Radiation Therapy of the Hospital of Clinics of the Campinas State University (Unicamp), particularly in the implementation of the Quality Control Program.

Key-words: Radiotherapy – Dosimetry – Quality Control

Sumário

1 INTRODUÇÃO..... 10

2 BASES FÍSICAS DA RADIOTERAPIA..... 12

2.1 RADIAÇÃO..... 12

2.1.2 Desintegração Radioativa..... 13

2.1.3 Atividade..... 13

2.1.4 Meia-Vida Física..... 14

2.1.5 Meia-Vida Biológica..... 14

2.1.6 Meia-Vida Efetiva..... 14

2.2 PRODUÇÃO E PROPRIEDADES DOS RAIOS X..... 14

2.2.1 O Tubo de Raios X..... 15

2.2.2 Produção de Raios X..... 15

2.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA.. 16

2.3.1 Efeito Fotoelétrico..... 16

2.3.2 Efeito Compton..... 17

2.3.3 Produção de Pares..... 17

3 MEDIDA DA RADIAÇÃO IONIZANTE..... 19

3.1 UNIDADES DAS RADIAÇÕES IONIZANTES..... 19

3.1.1 Exposição..... 19

3.1.2 Kerma..... 20

3.1.3 Dose Absorvida..... 20

3.1.4 Relação entre Kerma de colisão e Dose absorvida..... 20

3.2 SISTEMAS DE DOSIMETRIA..... 22

3.2.1 Câmaras de Ionização..... 22

3.2.2 Dosímetros Termoluminescentes..... 25

3.2.3 Dosimetria Através de Filme..... 26

4 DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA..... 29

4.1 FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA ($N_{D,W}$)... 29

4.1.1 Fator de Correção para Qualidade do Feixe (k_{Q,Q_0})..... 30

4.1.2 Fator de Correção para variações de Temperatura e Pressão ($k_{T,P}$)..... 31

4.1.3 Fator de Calibração do Eletrômetro (k_{elc})..... 31

4.1.4 Constante para Correção do Efeito de Polaridade (k_{pol})..... 31

4.1.5 Constante para Correção do Efeito de Recombinação Iônica (k_s)..... 32

4.2 DISTRIBUIÇÃO DA DOSE..... 33

4.2.1 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)..... 33

4.2.1.1 Fatores que alteram a PDP..... 33

4.2.2 Curvas de Isodose..... 35

5 TELETERAPIA..... 36

5.1 UNIDADES DE COBALTO-60..... 36

5.1.1 A fonte de ^{60}Co..... 36

5.1.2 Colimação do Feixe e Penumbra..... 37

5.1.3 Acessórios..... 38

5.1.4 Sala de Tratamento..... 38

5.1.5 Sala de Controle..... 40

5.2 ACELERADORES LINEARES..... 40

5.2.1 Componentes de um Acelerador Linear..... 41

5.2.2 SISTEMA DE COLIMAÇÃO *MULTILEAF*..... 42

5.3.1 Efeitos de Transmissão..... 46

5.3.2 Penumbra..... 47

5.3.3 Efeito "*Tongue and Groove*"..... 48

6 CONTROLE DE QUALIDADE EM TELETERAPIA..... 49

6.1 GARANTIA DA QUALIDADE..... 49

6.2 A EQUIPE DA RADIOTERAPIA..... 50

6.3 TESTES DE ACEITAÇÃO..... 51

6.3.1 Simetria dos Colimadores..... 51

6.3.2 Coincidência entre os Eixos do Colimador e de Luz com o Centro do Retículo..... 51

6.3.3 Coincidência entre os Campos de Luz e de Radiação..... 52

6.3.4 Isocentro Mecânico..... 52

6.3.4.1 Isocentro de rotação do colimador..... 53

6.3.4.2 Isocentro de rotação da mesa..... 53

6.3.4.3 Isocentro de rotação do *gantry*..... 53

6.3.5 Isocentro do Campo de Radiação..... 54

6.3.5.1 Rotação do colimador..... 54

6.3.5.2 Rotação da mesa..... 54

6.3.5.3 Rotação do *gantry*..... 55

6.3.6 Verificação de Alinhamento dos Campos..... 55

6.3.7 Verificações Importantes..... 56

6.4 COMISSIONAMENTO..... 56

6.4.1 Calibração..... 56

6.4.2 Dose Profunda..... 57

6.4.3 Fatores de Transmissão..... 57

6.4.4 Posição Virtual da Fonte..... 57

6.4.5 Profundidade de Dose Máxima..... 59

6.4.6 Razão Tecido *Phantom*..... 59

6.4.7 Planura do Campo..... 59

6.4.8 Simetria do Campo..... 60

6.5 CONTROLE DE QUALIDADE PERIÓDICO..... 61

6.5.1 Acelerador Linear..... 61

6.5.2 Unidades de Cobalto-60..... 64

6.6 CONTROLE DE QUALIDADE EM MLC..... 67

6.6.1 Aceitação e Comissionamento..... 68

6.6.2 Controle de Qualidade Periódico para MLC..... 69

7 RESULTADOS..... 70

7.1 ACELERADOR LINEAR..... 70

7.2 COBALTO-60..... 81

7.3 COLIMADOR *MULTILEAF*..... 92

8 DISCUSSÃO..... 98

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS..... 101

10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 102

1 INTRODUÇÃO

A Radioterapia surgiu no final do século XIX, na seqüência da descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Röentgen, em 1895, e do rádio, por Marie e Pierre Curie em 1898. Com o avanço das pesquisas, foram descobertas as radiações alfa, beta e gama, produzidas artificialmente ou de elementos naturais, que passaram a ser utilizadas na medicina diagnóstica e terapêutica.

A Radioterapia apresenta duas modalidades de tratamento, a teleterapia e a braquiterapia. O fator principal que diferencia essas duas técnicas é a distância da fonte com relação ao volume alvo. Na teleterapia a fonte fica a uma distância relativamente grande do tumor, variando de 80 a 100 cm, enquanto na braquiterapia a fonte fica muito próxima, ou até mesmo em contato com a lesão tumoral.

Apesar de representar um grande avanço na área da Saúde, as radiações também apresentam efeitos nocivos, como queimaduras, lesões de pele, câncer e leucemia. Portanto, para que as radiações ionizantes apresentem benefícios, devem ser respeitadas rigidamente as precauções para evitar exposições desnecessárias e doses inadequadas.

A melhor forma de evitar acidentes é efetuar, com freqüência, testes que permitam detectar o quanto antes qualquer tipo de problema que possa causar erro na administração de dose ao paciente e defeitos que exponham os trabalhadores desnecessariamente a esse tipo de radiação.

Esse trabalho consiste de uma descrição das atividades realizadas nos Setores de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Universidade de Campinas (Unicamp), particularmente na implementação do Programa de Garantia da Qualidade.

O Hospital de Clínicas da Unicamp dispõe de dois equipamentos de teleterapia; um acelerador linear que fornece energia de fótons de 6 MV e 10 MV, e elétrons de 4, 6, 9, 12 e 15MeV; além de uma fonte de cobalto-60. O planejamento é realizado em aparelho de raios X convencional, em um tomógrafo, e também nos próprios equipamentos de tratamento.

A equipe conta com o apoio de dois Físicos, especialistas em Radioterapia, além dos residentes do programa de especialização em Física Médica.

Em média 120 pacientes por dia são tratados pelo serviço, que atende exclusivamente pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS).

Durante o período de estágio acompanhei a rotina de trabalho dos físicos médicos, dosimetristas e técnicos, participando ativamente das atividades de planejamento, posicionamento do paciente, cálculos de dose e implementação do controle de qualidade.

2 BASES FÍSICAS DA RADIOTERAPIA

2.1 RADIAÇÃO

Radiação é a propagação da energia através do espaço ou da matéria; geralmente é divida em dois grupos; Radiação Corpuscular e Radiação Eletromagnética.

Partículas como prótons, elétrons e nêutrons, quando possuem alta velocidade, formam feixes de radiação corpuscular. Por exemplo, emissão alfa ou beta de um elemento radioativo. Essas partículas são altamente ionizantes, ou seja, apresentam a capacidade de arrancar elétrons ou quebrar moléculas provocando alterações químicas na matéria atingida.[1]

As radiações eletromagnéticas não possuem massa, são todas as radiações que apresentam oscilações elétricas e magnéticas, viajando na mesma velocidade ($c = 3 \times 10^8$ m/s) e diferindo apenas no comprimento de suas ondas. Raios X, raios gama, ondas de rádio, ondas de luz e raios ultravioleta, são todos exemplos de radiação eletromagnética. [2]

Ondas eletromagnéticas não causam o mesmo efeito de ionização que as partículas alfa e beta, porém são muito mais penetrantes, característica que permite o uso dessas radiações na área de Radioterapia.

O elemento radioativo mais utilizado atualmente em teleterapia é o cobalto-60. Ele emite raios gama com energia média de 1,25 MeV e possui meia-vida física relativamente longa (aproximadamente 5,3 anos). [1]

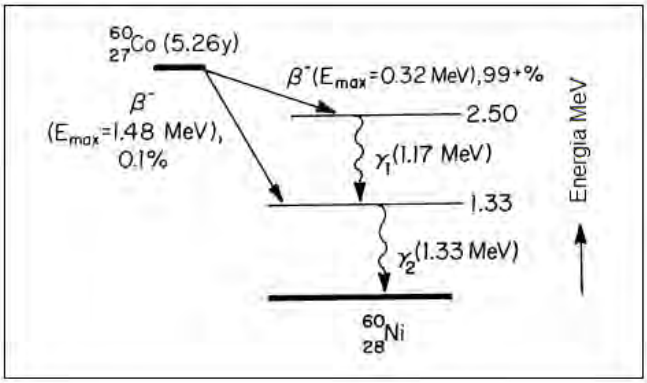

Figura 1: Esquema de desintegração do ^{60}Co. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

2.1.2 Desintegração Radioativa

O processo de decaimento ou desintegração é um fenômeno estatístico. A matemática do decaimento radioativo é baseada no fato de que o número de átomos desintegrando por unidade de tempo, $\frac{dN}{dt}$, é proporcional ao número de átomos, N, radioativos presentes no elemento. Simbolicamente,

$$\frac{dN}{dt} \propto N \qquad \text{ou} \qquad \frac{dN}{dt} = -\lambda N \tag{2.1}$$

em que λ é a constante de desintegração radioativa do elemento. O sinal negativo indica que o número de átomos radioativos decresce com o tempo. A solução desta equação diferencial fornece a seguinte equação:

$$N = N_0 \, e^{-\lambda t} \tag{2.2}$$

sendo que N_0 é o número inicial de átomos radioativos *e*, a base neperiana do logaritmo natural (*e* = 2,718). A equação 2.2 é conhecida como a equação exponencial do decaimento radioativo.

2.1.3 Atividade

A taxa de decaimento de um material radioativo fornece a atividade deste elemento, ou seja, a velocidade de desintegração dos átomos. Na equação 2.1, substituindo $\frac{dN}{dt}$ por A, símbolo da atividade, teremos:

$$A = -\lambda N \tag{2.3}$$

Logo:

$$A = A_0 \, e^{-\lambda t} \tag{2.4}$$

A_0 representa a atividade num instante inicial e A, a atividade após decorrido um intervalo de tempo t.

A atividade que fornece uma desintegração por segundo vale 1 *Becquerel* (Bq). Antigamente a unidade utilizada era o *Curie* (Ci), que equivale a $3{,}7 \cdot 10^{10}$ desintegrações por segundo.[2]

2.1.4 Meia-Vida Física

Meia-vida física é tempo necessário para um que nuclídeo radioativo tenha o número de desintegrações por unidade de tempo reduzido à metade. Na equação 2.2 temos:$N = N_0 e^{-\lambda t}$.

Sendo $N = \frac{N_0}{2}$, teremos $t = T_{1/2}$.

Logo:

$$\frac{N_0}{2} = N_0 . e^{-\lambda T_{1/2}} \qquad (2.5)$$

Aplicando-se *ln* (logaritmo natural) nos dois lados da equação 2.5 obtém-se:

$$T_{1/2} = \frac{0{,}693}{\lambda} \qquad (2.6)$$

2.1.5 Meia-Vida Biológica

Quando um elemento químico (radioativo ou não) é introduzido em um organismo vivo, sofre metabolização e excreção próprias. Meia-vida biológica é o tempo necessário para que metade deste elemento ingerido pelo organismo seja eliminada pelas vias normais.

2.1.6 Meia-Vida Efetiva

A combinação da meia-vida física e da meia-vida biológica fornece a meia-vida efetiva, que é o tempo necessário para que a dose de radiação em um determinado órgão seja reduzida à metade.

2.2 PRODUÇÃO E PROPRIEDADES DOS RAIOS X

Os raios X foram descobertos em 8 de novembro de 1895, quando o físico alemão Wilhelm Conrad Röentgen realizava experimentos com os raios catódicos (elétrons). Durante seus estudos observou que um outro tipo de radiação era produzido; essa radiação poderia atravessar substâncias opacas, produzir fluorescência e ionizar um gás. A essa radiação desconhecida, mas de existência comprovada, Röentgen deu o nome de raios X. [2]

2.2.1 O Tubo de Raios X

O tubo de raios X consiste em um cátodo e um ânodo, colocados dentro de uma ampola de vidro onde é feito vácuo. A figura 2 apresenta um esquema de um tubo convencional.

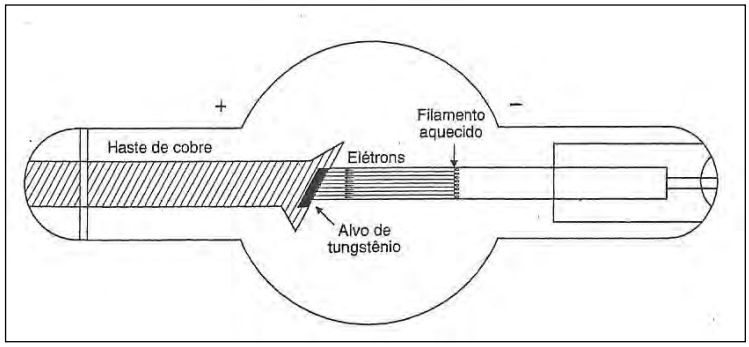

Figura 2: Representação de um tubo de raios X convencional e seus principais componentes. (Fonte: Scaff, L. M. 1997 [2])

O cátodo é um filamento de tungstênio que quando aquecido emite elétrons por emissão termoiônica. Esses elétrons são acelerados em direção ao ânodo através de uma diferença de potencial entre os dois filamentos, constituindo uma corrente eletrônica. Os elétrons acelerados, ao colidirem com o ânodo, que também é conhecido por alvo, têm parte de sua energia convertida em raios X.

2.2.2 Produção de Raios X

O choque do feixe de elétrons com o ânodo (alvo) produz dois tipos de raios X; um deles constitui o espectro contínuo, ou *bremsstrahlung,* em alemão, e resulta da desaceleração do elétron durante a penetração no anodo.

O outro tipo de radiação é o raio X característico do material do ânodo. Essa radiação característica é proveniente do rearranjo dos átomos que sofreram ionização devido aos elétrons do feixe ou fótons produzidos no alvo. Cada elemento apresenta seus valores discretos e característicos. Assim, o espectro de raios X é a superposição de um espectro contínuo e de uma série de linhas espectrais características do ânodo, como ilustra a figura 3.

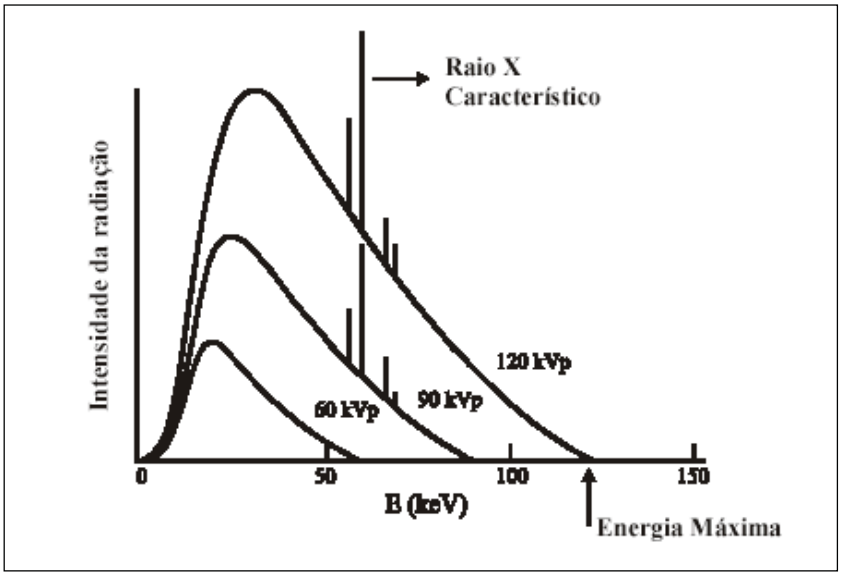

Figura 3: Ilustração do espectro total dos raios X para diferentes valores de tensão de pico(kVp). As linhas contínuas representam a radiação Bremsstrahlung, enquanto as linhas discretas representam as radiações características.

2.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

Quando raios X ou raios γ atravessam um meio, podem ocorrer diferentes interações entre o fóton e os átomos do meio absorvedor. A probabilidade de ocorrência de cada interação depende da energia do fóton incidente e do número atômico Z do material atenuador (figura 4).

2.3.1 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, o fóton transfere toda sua energia para um único elétron orbital, geralmente da camada *K* do átomo, ejetando-o com uma certa velocidade.

Como ocorre ionização, o átomo fica excitado e um elétron de uma camada mais energética tende a preencher o espaço deixado pelo elétron ejetado. Acompanhando esse rearranjo há a emissão de radiação X característica.[1]

Matematicamente o efeito fotoelétrico pode ser representado da seguinte forma:

$$E_{tr} = h\nu - W \qquad (2.7)$$

Em que:

E_{tr} = energia cinética transferida ao elétron

hv = Energia do fóton incidente

W = Energia de ligação do elétron ao átomo

2.3.2 Efeito Compton

O Efeito Compton acontece quando somente uma porção da energia do fóton incidente é absorvida pelo átomo e um fóton de menor energia é produzido. Como o fóton espalhado deixa o átomo com uma direção diferente do fóton incidente, o efeito Compton também é conhecido como espalhamento incoerente ou inelástico.

Esse é o tipo de interação que ocorre principalmente nos processos de cobaltoterapia. A direção do fóton espalhado, bem como a do elétron ejetado, podem ser calculadas via conservação de momento e energia:

$$E_e = \frac{h\nu.\alpha(1-\cos\varphi)}{1+\alpha(1-\cos\varphi)} \tag{2.8}$$

$$hv` = hv\frac{1}{1+\alpha(1-\cos\varphi)} \tag{2.9}$$

$$\cos\theta = (1+\alpha)tg\frac{\varphi}{2} \tag{2.10}$$

em que E_e é a energia cinética do elétron ejetado, θ é o ângulo de desvio do elétron ejetado, φ é o ângulo de desvio do fóton emitido, hv é a energia do fóton incidente, hv' é a energia do fóton emitido e $\alpha = \frac{hv}{m_0.c^2}$.

2.3.3 Produção de Pares

No processo de produção de pares, o fóton interage fortemente com o campo eletromagnético de um núcleo atômico e toda a energia do processo é utilizada para a produção de um par que consiste em um elétron (e^-) e um pósitron (e^+). Como a massa de repouso de um elétron equivale a 0,51 MeV, a energia mínima necessária para produção de pares é 1,02 MeV. [3] Neste processo a energia é convertida em massa, de acordo com a equação de Einstein $E = mc^2$.

A figura 4 representa a probabilidade de ocorrência de cada um dos efeitos descritos de acordo com a energia e com o número atômico do material absorvedor.

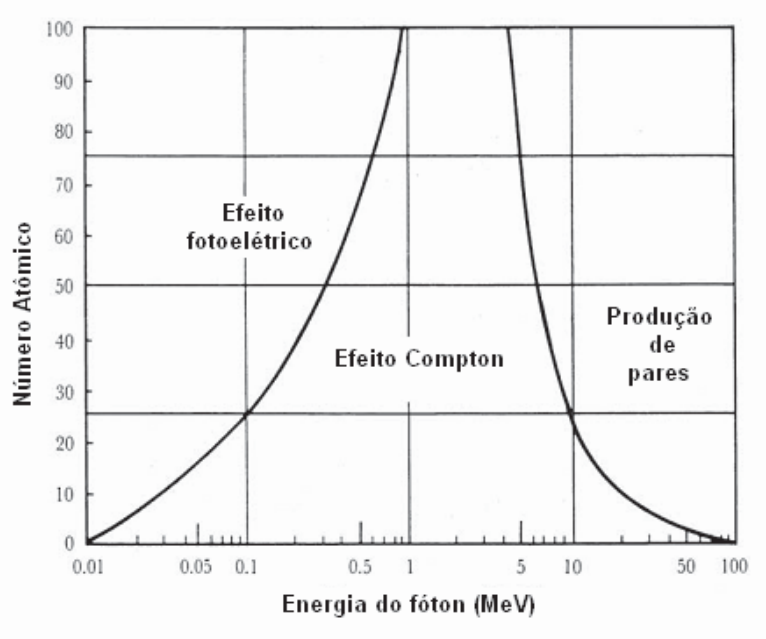

Figura 4: Esquema representando as regiões de predominância dos três principais efeitos de interação da radiação com a matéria. (Fonte: Podogorsak, E.B. et al. 2005[7])

3 MEDIDA DA RADIAÇÃO IONIZANTE

3.1 UNIDADES DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

A medida da radiação ionizante e a investigação dos efeitos que ela causa é de extrema importância para determinação de um tratamento radioterápico. As radiações ionizantes por si só não podem ser medidas diretamente, a detecção é realizada pelo resultado produzido da interação da radiação com um meio sensível (detector). As quantidades dosimétricas mais utilizadas bem como suas unidades serão definidas a seguir.

3.1.1 Exposição

Exposição é a grandeza que mede a quantidade de ionizações produzidas por radiação X ou γ no ar, ou seja, é a soma de todas as cargas elétricas de íons de mesmo sinal (*dQ*), produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons em um elemento de volume de ar de massa *dm* são completamente absorvidos [4]. A representação matemática para essa grandeza está representada abaixo.

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{3.1}$$

A unidade de medida antiga utilizada para exposição era o roentgen (R). O roentgen é definido como: "a quantidade de raios X ou gama que, associada a uma emissão corpuscular em 1 cm³ de ar (0,001293g), produz íons de ambos os sinais que carregam uma unidade eletrostática de carga (1 esu)". [5]

Atualmente o Sistema Internacional de Unidades (SIU) mede exposição em Coulomb por quilograma (C/kg), sendo que $1R = 2{,}58 \cdot 10^{-4}$ C/kg.

Se relacionarmos a exposição durante um intervalo de tempo *dt*, teremos a taxa de exposição ($\dot{X}$) que é definida como:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \text{ [C/kg.s]} \tag{3.2}$$

3.1.2 Kerma

Kerma (*kinetic energy released in the medium*) é a quantidade que descreve o primeiro passo na absorção da radiação pela matéria: a transferência de energia cinética dos fótons aos elétrons do meio dE_{tr} por unidade de massa *dm*.

$$Kerma(K) = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{3.3}$$

A unidade para o Kerma é J/kg. O nome especial para essa unidade é o Gray (Gy), sendo que 1 Gy = 1 J/kg. [6]

Grande parte da energia cinética inicial dos elétrons é transferida ao meio através de colisões inelásticas com elétrons atômicos causando ionização ou excitação, no entanto, uma pequena parte é transferida em colisões inelásticas com núcleos atômicos, resultando na emissão de radiação eletromagnética (*bremsstrahlung*). Dessa forma, o kerma pode ser dividido em kerma de colisão (k^{col}) e kerma de radiação (k^{rad}): $k = k^{col} + k^{rad}$.

3.1.3 Dose Absorvida

A dose absorvida (D) envolve a segunda etapa da absorção de energia pela matéria, em que as partículas carregadas (elétrons) transferem parte da energia cinética (*dE*) para um meio de volume de massa *dm*. Matematicamente:

$$D = \frac{dE}{dm} \tag{3.4}$$

Possui a mesma unidade do kerma [J/kg] ou [Gy]

O quociente da dose absorvida *dE* no intervalo de tempo *dt* fornece a taxa de dose:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad \text{[J/kg.s]} \tag{3.5}$$

3.1.4 Relação entre Kerma de colisão e Dose absorvida

A relação entre kerma de colisão e dose absorvida está representada na figura 5. Nela é possível observar o comportamento dessas duas grandezas ao variar a profundidade de um meio.

Desde que o kerma seja a energia transferida dos fótons aos elétrons do meio, é máximo na superfície e decresce com a profundidade. Já a dose absorvida aumenta com a profundidade até atingir um valor máximo. Isso ocorre, pois as partículas ionizantes podem

ter diversos alcances, de acordo com a energia, logo a deposição de energia ao meio (dose) pode apresentar uma certa distância entre a interação inicial (onde é transferida a energia do fóton a partícula ionizante em forma de energia cinética).

A região entre a superfície irradiada e a profundidade, na qual se dá o máximo de ionizações (onde a dose é máxima), é chamada de região de *buildup*, sendo a espessura dessa região denominada espessura de equilíbrio eletrônico. [2] A dose absorvida cresce até um valor máximo e depois decresce com o kerma.

Os fatores responsáveis pela diminuição da intensidade de um feixe de radiação são: atenuação pelo meio absorvedor e distância, sendo essa descrita pela lei do inverso do quadrado da distância, que garante que a intensidade de um feixe de raios X ou gama decresce proporcionalmente ao quadrado da distância da fonte.

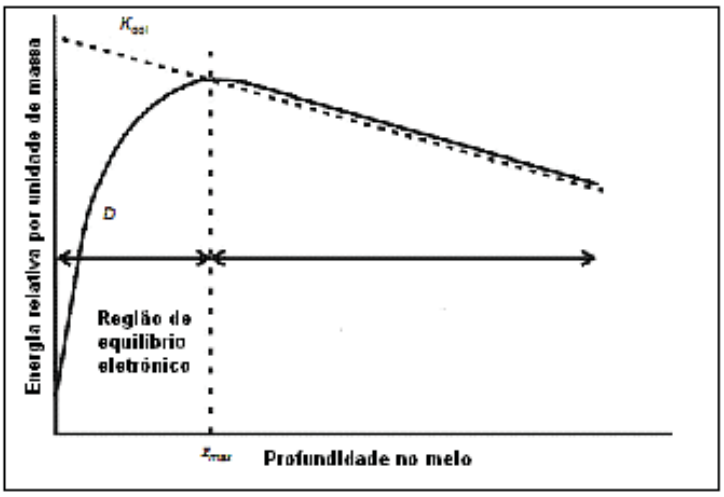

Figura 5: Relação entre kerma de colisão, representado pela linha tracejada, e dose absorvida, de acordo com a variação da energia relativa por unidade de massa e com a profundidade do meio. (Fonte: Saw, C.B. 2002[9])

A tabela 1 apresenta os valores de profundidades de equilíbrio eletrônico no tecido, em função da energia da radiação.

Tabela 1 - Valores da profundidade de equilíbrio eletrônico em função da energia de radiação [2]

Radiação	**Dm (cm)**
γ-^{60}Co	0,5
4MV	1,0
6MV	1,5
8MV	2,0
10MV	2,5
16MV	3,0
22MV	4,0

Quanto maior a energia, maior é a profundidade de dose máxima.

3.2 SISTEMAS DE DOSIMETRIA

Dosímetro é um dispositivo, instrumento ou sistema que mede ou quantifica, de forma direta ou indireta, as quantidades: kerma, exposição, dose absorvida, taxas ou quantidades relacionadas à radiação ionizante [7]. Um sistema dosimétrico é formado pelo dosímetro juntamente com um aparato de leitura que fornecerá um valor numérico. A quantidade dosimétrica deve ser expressa como o produto deste valor numérico e uma unidade apropriada.

As características esperadas de um dosímetro são: acurácia e precisão, linearidade, dependência da dose ou taxa de dose, resposta com a energia, dependência direcional e resolução espacial. No entanto, nem todos os dosímetros apresentam essas características e a escolha do dosímetro ideal depende da situação em que será aplicado.

3.2.1 Câmaras de Ionização

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

As câmaras de ionização podem apresentar formas e tamanhos diferentes, de acordo com o uso, no entanto algumas propriedades são gerais para todas elas.

A 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.

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.

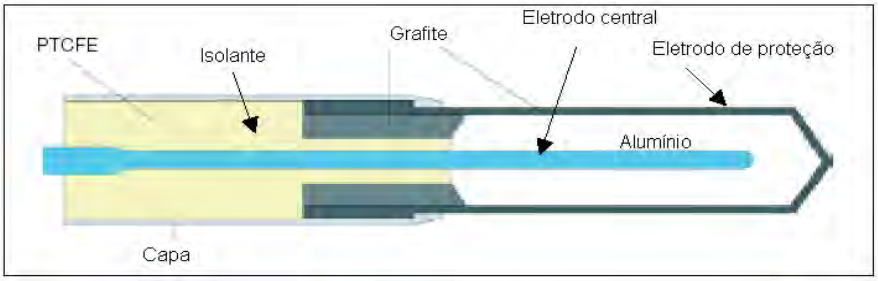

Figura 6: Exemplo de uma câmara de ionização cilíndrica ilustrando seus principais componentes. (Fonte: Podogorsak, E.B. et al. 2005[7])

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 um impedância de entrada bem grande ($>10^4\Omega$). [2]

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: um, que marca a carga total (integrador), e outro, que 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 I obtidos, são relacionados com a dose no ar D_{ar}, pela seguinte relação:

$$D_{ar} = \frac{Q}{m_{ar}} \cdot \frac{W_{ar}}{e} \tag{3.6}$$

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. [7]

As câmaras de ionização utilizadas no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp são do tipo cilíndrica, e de placas paralelas. A figura 7 ilustra essas duas câmaras.

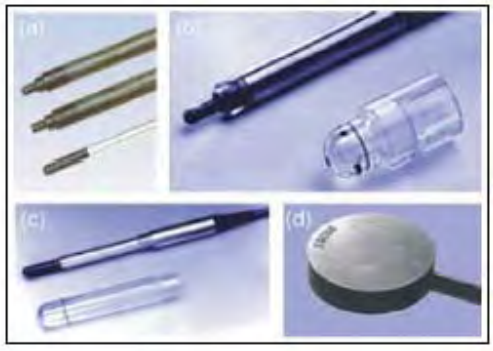

Figura 7: Exemplos de câmaras de ionização típicas utilizadas em radioterapia: (a) câmara cilíndrica; (b) micro câmara e uma capa de *buildup* para ^{60}Co; (c) câmara de ionização tipo *Farmer* e capa de *buildup* para ^{60}Co; (d) câmara de ionização de placas paralelas. (Fonte: Podogorsak, E.B. et al. 2005[7])

As câmaras de ionização cilíndricas são utilizadas para calibração de feixes de raios X de ortovoltagem e megavoltagem e na calibração de feixes de elétrons de 10 MeV, enquanto as câmaras de ionização de placas paralelas são utilizadas para raios X superficiais, em calibrações de elétrons de baixas energias e medidas de dose na superfície bem como medidas na região de *buildup* para fótons de megavoltagem.

3.2.2 Dosímetros Termoluminescentes

Materiais termoluminescentes são aqueles que quando aquecidos, após receberem uma exposição à radiação ionizante, são capazes de emitir luz.

A termoluminescência é explicada através do modelo de bandas para os níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Os materiais termoluminescentes são, em geral, cristais iônicos nos quais a banda de valência se encontra repleta de elétrons e a banda de condução vazia, ambas separadas por uma faixa larga de estados energéticos não permitidos aos elétrons, conhecida como a banda proibida.[11]

Quando o cristal é exposto à radiação ionizante, são produzidos pares de elétrons e buracos, que migram através do mesmo, até que se recombinem ou que sejam capturadas em estados metaestáveis de energia, localizados na banda proibida, denominados armadilhas. Aquecendo-se o material, os elétrons, ou os buracos, conforme o tipo de armadilha, absorvendo energia térmica, escapam das armadilhas, indo os elétrons para a banda de condução e os buracos para a banda de valência. Sendo as armadilhas dos elétrons mais rasas, estes escapam antes que os buracos adquiram energia suficiente para se libertarem de suas armadilhas. Os elétrons vão, então, para a banda de condução e podem se movimentar livremente no cristal até se recombinarem com os buracos armadilhados, eventualmente havendo a emissão de luz. [11]

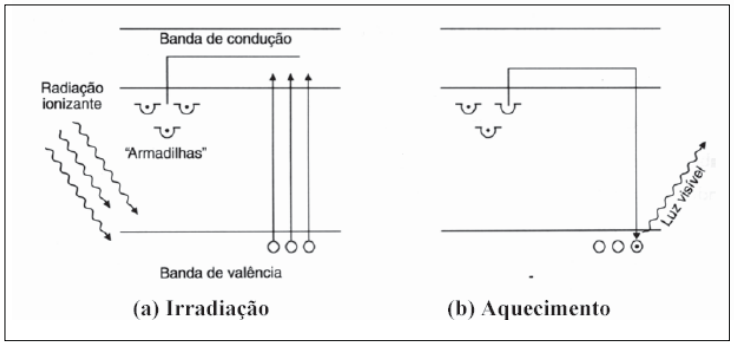

Figura 8: Representação do fenômeno de termoluminescência nas etapas de (a) irradiação e (b) aquecimento. (Fonte: Barsanelli, C. 2003[11])

A quantidade de luz emitida é mensurável, aumentando a intensidade com a população de elétrons armadilhados, conforme o tipo de armadilha. Ela cresce com a exposição até atingir um máximo. Desta forma, a luz medida na emissão termoluminescente depende da população de elétrons, ou buracos, que por sua vez depende da exposição recebida pelo cristal.

A leitora é o instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida. É composta de um sistema que faz um aquecimento controlado, de uma válvula fotomultiplicadora, que transforma sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação do sinal.

Os dosímetros termoluminescentes (TLD) são utilizados em radioterapia principalmente na dosimetria *in vivo.* As aplicações típicas de um TLD são a avaliação da dose em órgãos críticos assim como medidas em geometrias difíceis. As maiores vantagens do TLD para dosimetria *in vivo* são o tamanho pequeno dos detectores, sua característica única de medida, e o fato de que os materiais termoluminescentes consistem basicamente de um único material (fluoreto de lítio, por exemplo). Desta forma, a leitura do TLD geralmente é independente da distribuição angular da radiação, fator importante para medidas em geometrias complicadas onde se torna difícil estimar em qual direção a radiação está incidindo. A maior desvantagem do TLD é a demora na leitura bem como a perda do sinal após o processo de leitura.

3.2.3 Dosimetria Através de Filme

O filme radiográfico apresenta importantes funções para radiodiagnóstico, radioterapia e proteção radiológica. Ele pode ser usado como detector de radiação, como dosímetro, além de ser um meio de arquivo.

O filme não exposto é formado por uma base plástica recoberta por uma emulsão sensível a radiação (grãos de brometo de prata, AgBr, suspensos em uma gelatina) distribuída uniformemente nos dois lados da base.

A ionização dos grãos de AgBr, como resultado da interação com a radiação, forma uma imagem latente no filme. Essa imagem se torna visível e permanente após o processamento do mesmo, nesta etapa os cristais que foram expostos à radiação se reduzem a pequenos grãos de prata.

As regiões expostas aparecem enegrecidas, proporcionalmente a quantidade de radiação recebida. O enegrecimento de um filme corresponde, pois, à densidade de prata metálica e o estudo é feito de acordo com as características de transmissão de luz. O grau de enegrecimento de uma região do filme é descrito pela densidade óptica (DO) que ela apresenta.

Sendo I_0 a intensidade de luz que incide em um filme e I a quantidade de luz que consegue ultrapassá-lo, é possível definir um coeficiente de transmissão T pelo quociente I/I_0. A densidade óptica é o logaritmo na base 10 do inverso do coeficiente de transmissão.

$$DO = \log_{10} \frac{1}{T} = \log_{10} \frac{I_0}{I} \tag{3.7}$$

A DO é medida em um aparelho denominado densitômetro. Como o enegrecimento de um filme depende da dose recebida, as medidas obtidas pelo densitômetro podem ser utilizadas para construir uma curva *dose x DO*, conhecida como curva sensitométrica, curva característica ou ainda curva H&D (Hurter & Driffield).

Um exemplo típico de curva característica obtida em equipamentos radioterápicos está apresentado na figura 9. Em condições ideais, a relação entre DO e dose deveria ser linear, no entanto nem todos os filmes fornecem essa propriedade, sendo necessário atribuir correções que permitam relacionar de forma correta densidade óptica e dose. [3]

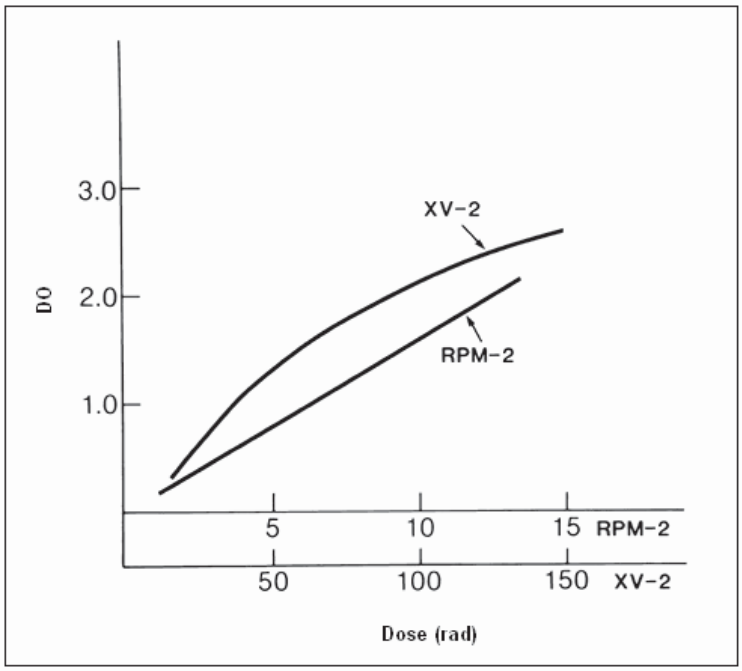

Figura 9: Curva sensitométrica para um filme Kodak XV-2 e para um filme Kodak PM-2 (tipo M). (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

O uso do filme para dosimetria de fótons é bastante limitado. A prata, material absorvedor neste caso, apresenta número atômico Z = 45. O efeito fotoelétrico depende do cubo do número atômico, sendo assim fótons com energia abaixo de 150 keV, uma energia intermediária, são facilmente absorvidos pela prata.

Como os feixes clínicos apresentam uma componente de fótons espalhados de baixa energia, eles também serão absorvidos pelo filme colaborando para o enegrecimento do mesmo e prejudicando com isso a análise de dose com relação à densidade óptica. Alterações nas condições de processamento, emulsões diferentes e artefatos causados por bolhas de ar adjacentes ao filme durante o posicionamento, também podem afetar os resultados.

Apesar de apresentarem uma limitação para uso na dosimetria, os filmes radiográficos são muito utilizados para controles qualitativos, que checam, por exemplo, a coincidência entre os campos de luz e de radiação, planura e simetria do feixe além de fornecer uma boa noção da distribuição de dose.

4 DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA

Em 2001 a *Agência Internacional de Energia Atômica* (IAEA) publicou um protocolo, *Technical Reports Series No. 398*, que apresenta a determinação de dose absorvida em feixes de radioterapia. O que difere o TRS 398 de publicações anteriores é o fato da determinação de dose absorvida ser na água, os protocolos antigos apresentavam os procedimentos para medidas no ar.

A dose absorvida na água é um parâmetro mais interessante para feixes de radioterapia, pois essa quantidade permite uma relação maior com os efeitos da radiação nos tecidos biológicos.

4.1 FATOR DE CALIBRAÇÃO PARA DOSE ABSORVIDA NA ÁGUA ($N_{D,W}$)

A dose absorvida na água em uma profundidade de referência (z_{ref}) para um feixe de qualidade Q_0 é dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} \cdot N_{D,W,Q_0} \tag{4.1}$$

em que: M_{Q_0} é a leitura do dosímetro sob as condições de referência e N_{D,W,Q_0} é o fator de calibração em termos de dose absorvida na água para o dosímetro, obtidos em um laboratório padrão.

O fator de calibração permite que a leitura obtida pelo eletrômetro, em corrente elétrica ou carga, seja transformada em unidade de dose absorvida. No entanto esse fator é obtido em condições de referência, ou seja, quando o sistema de dosimetria é calibrado em um laboratório que obedece a padrões internacionais de medida. A calibração é realizada a uma determinada temperatura, pressão e qualidade de feixe. Ao fazer uma dosimetria no hospital, dificilmente têm-se as mesmas condições na qual o equipamento foi calibrado, sendo necessário acrescentar na equação 4.1 fatores de correção que relacionem as condições de calibração com as condições do ambiente de medida.

Os equipamentos de dosimetria do Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp são calibrados no IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares).

Segundo a norma 3.01 da CNEN (2005), a cada dois anos o serviço de Radioterapia deve enviar um sistema de dosimetria para ser calibrado em um laboratório padrão. Esse sistema será utilizado como referência para o serviço.

4.1.1 Fator de Correção para a Qualidade do feixe de radiação (k_{Q,Q_0})

Quando um dosímetro é utilizado para medidas em um feixe de qualidade Q diferente da utilizada na calibração, Q_0, a dose absorvida na água é dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{QQ_0} \tag{4.2}$$

em que o fator k_{Q,Q_0} é definido como a razão, para as qualidades Q e Q_0, dos fatores de calibração da câmara de ionização em termos de dose absorvida na água.

$$k_{QQ_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q} / M_Q}{D_{w,Q_0} / M_{Q_0}} \tag{4.3}$$

Geralmente a qualidade Q_0 utilizada para a calibração das câmaras de ionização é referente à radiação gama do ^{60}Co.

Em muitos casos o fator de correção k_{Q,Q_0} pode ser calculado teoricamente, aplicando-se a teoria de Bragg-Gray, que relaciona a dose absorvida no ar ou no gás com a dose absorvida em um determinado meio, levando em consideração razões como poder de freamento (*stopping power*) dos elétrons secundários no ar e no meio, fatores de perturbação da câmara devido ao material utilizado para construção da mesma, espessura da parede da câmara, tamanho da cavidade, entre outros fatores.[7]

A dosimetria de feixe de elétrons é realizada com uma câmara de ionização de placas paralelas, no entanto apenas a CI cilíndrica é calibrada, sendo necessário relacionar o fator de qualidade do feixe para essas duas câmaras. Para isso faz-se a chamada calibração cruzada, obtendo um fator conhecido como $k_{Q,Qcros.}$

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{k_{Q,Q_{\text{int}}}}{k_{Q_{cross},Q_{\text{int}}}} \tag{4.4}$$

Q_{int} representa a qualidade do feixe para um valor intermediário entre a qualidade do feixe de calibração Q_{cross} e a qualidade do feixe utilizado para dosimetria Q.[4]

4.1.2 Fator de Correção para Variações de temperatura e pressão ($k_{T,P}$)

A câmara de ionização apresenta uma massa de ar no volume da cavidade que está sujeita a variações atmosféricas. Dessa forma deve ser aplicado um fator de correção que leva em consideração os valores de pressão e temperatura no momento da dosimetria.

$$k_{TP} = \frac{(273{,}2 + T)}{(273{,}2 + T_0)} \frac{P_0}{P} \tag{4.5}$$

P e T são, respectivamente, a pressão e a temperatura na cavidade de ar no momento da medida, enquanto P_0 e T_0 representam os valores de referência (geralmente 760 mmHg e 20ºC). A temperatura do ar na cavidade da câmara é considerada igual a temperatura da água onde é realizada a dosimetria.

4.1.3 Fator de Calibração do Eletrômetro (k_{elec})

Quando a câmara e 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.

4.1.4 Constante para Correção do Efeito de Polaridade (k_{pol})

O fator de correção para polaridade (k_{pol}) deve ser aplicado caso ocorra uma variação na leitura da câmara ao mudar a polaridade do eletrômetro. Geralmente esse fator é insignificante para feixes de fótons, mas para elétrons e partículas carregadas ele deve ser levado em consideração.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \tag{4.6}$$

A leitura real é obtida fazendo a média absoluta das leituras para as duas polaridades. Para uso na rotina, geralmente uma polaridade fixa é adotada, a média das leituras obtidas com essa polarização representa M na equação 4.6.

4.1.5 Constante para Correção do Efeito de Recombinação Iônica (k_s)

Aumentando-se a voltagem entre os eletrodos de uma câmara de ionização, o valor da carga coletada aumenta até um valor de saturação, figura 10. [7]

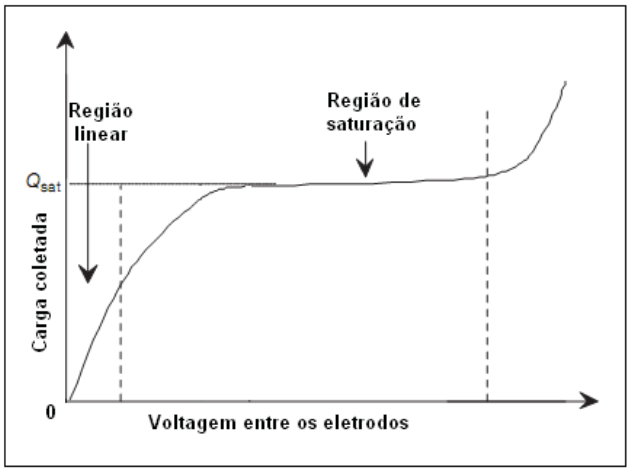

Figura 10: Ilustração de uma curva de saturação típica para medidas com uma câmara de ionização. A carga de saturação é representada por Q_{sat}. (Fonte: Podogorsak, E. B. et al. 2005[7])

O aumento inicial da carga coletada se deve à coleção incompleta da carga produzida provocada pela recombinação dos íons. A recombinação diminui com o aumento da voltagem apresentando para um certo valor da voltagem a corrente de saturação.

Ao aumentar a voltagem para valores acima da saturação, os íons terão energia suficiente para produzir novas ionizações por colisão e a corrente aumentará, voltando a ter dependência com a voltagem.

A câmara deve ser utilizada na região de saturação, pois desta forma pequenas alterações na voltagem não acarretarão mudanças na corrente.

Recomenda-se o método de correção chamado de “duas voltagens”, encontrado no TRS 277[12]. Esse método é baseado em duas medidas da carga coletada: M_1 para uma voltagem V_1 e M_2 para uma voltagem V_2.

$$k_s = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \qquad (4.7)$$

V_1 é a voltagem utilizada para as medidas de rotina e V_2 a menor voltagem. As constantes a_i são encontradas na tabela 4.VII da página 51 do TRS 398, para feixes de aceleradores lineares.

Para radiação continua, como é o caso do ^{60}Co, esse fator de correção é obtido pela seguinte relação:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \tag{4.8}$$

4.2 DISTRIBUIÇÃO DA DOSE

Conforme o feixe incide no paciente (ou em um objeto simulador), a dose absorvida varia com a profundidade. Essa variação depende de alguns fatores: energia do feixe, profundidade, tamanho de campo, distância da fonte, e sistema de colimação do feixe.

4.2.1 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A porcentagem de dose profunda é definida como o quociente, expresso em termos de porcentagem, da dose absorvida em uma profundidade *d* com a dose absorvida em uma profundidade de referência d_0, ao longo do eixo central do feixe. [3]

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \tag{4.9}$$

4.2.1.1 Fatores que alteram a PDP

A) Qualidade do feixe: a porcentagem de dose profunda aumenta com a energia do feixe, isso porque feixes mais energéticos têm um maior poder de penetração.

B) Profundidade: a PDP decresce com o aumento da profundidade devido à atenuação sofrida pela radiação e pela lei do inverso do quadrado da distância, com exceção da região do *buildup*, que é a região onde as radiações aumentam com a profundidade até atingir um valor máximo.

C) Tamanho de campo: ao aumentar o tamanho de campo, a porcentagem de dose profunda se eleva, pois com o aumento do volume irradiado ocorre uma maior quantidade de radiação espalhada.

D) Distância fonte-superfície (DFS ou SSD): O fator de "Mayneord" (F_f) relaciona a variação de PDP para um mesmo campo, profundidade e qualidade de radiação, quando a distância fonte-superfície é modificada. [3]

$$F_f = \left(\frac{F_2 + d_m}{F_2 + d} \right)^2 \cdot \left(\frac{F_1 + d}{F_1 + d_m} \right)^2 \qquad (4.10)$$

Na equação 4.10 d_m representa a profundidade onde a dose é máxima e d a profundidade de tratamento. F_1 é a distância fonte-superfície de referência e F_2 é a distância modificada. Desta forma se $F_2 > F_1$, então $PDP_2 > PDP_1$.

Uma das grandes vantagens de se usar um feixe de elétrons para tratamentos em teleterapia, é a configuração da curva de porcentagem de dose profunda. Ela permanece mais ou menos uniforme e cai rapidamente com a profundidade.

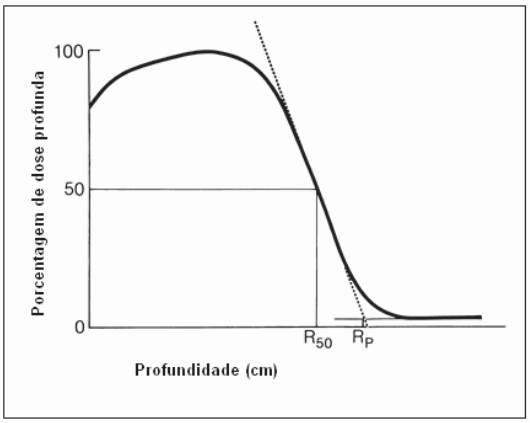

Figura 11: Curva de dose profunda para feixe de elétrons ilustrando R_p e R_{50}.
(Fonte: Podogorsak, E. B. et al. 2005[7])

R_{50} e R_p representam a profundidade na qual a dose atinge 50% do valor máximo e o alcance prático do feixe de elétrons, respectivamente. Depois do alcance prático a dose é praticamente em decorrência da contaminação por raios X.

A profundidade em centímetros na qual os elétrons têm 80 a 90% da dose máxima é cerca de ⅓ a ¼ da energia dos elétrons.[3]

A porcentagem de dose na superfície para feixes de elétrons aumenta com a energia, ao contrário do que ocorre para os feixes de fótons.

4.2.2 Curvas de Isodose

Tabelas de doses profundas (PDP), fornecem a variação da dose somente no eixo central do feixe, no entanto na prática clínica deseja-se saber a distribuição da dose no volume irradiado. Este tipo de informação pode ser obtido com a utilização das chamadas cartas de isodoses.

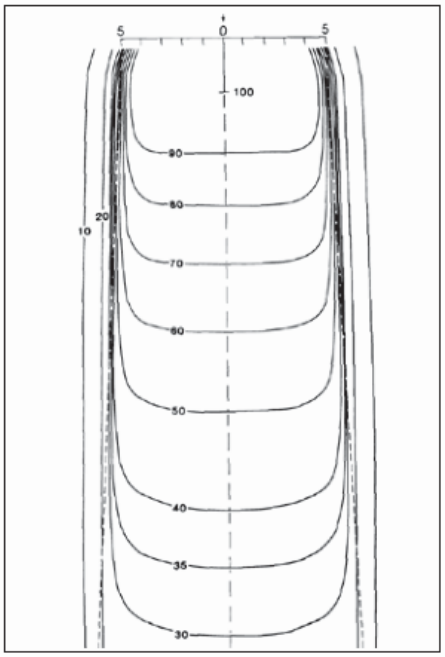

Figura 12: Ilustração de uma carta de isodose para um feixe de fótons de 10MV.
(Fonte: Scaff, L. M. 1997[2])

Estas cartas são mapas de distribuição da dose na profundidade e são formadas por curvas de isodose, que são linhas que passam por pontos de mesma dose. [2]

Da mesma forma que a PDP as cartas de isodose são função da forma e da área do campo de irradiação, da distância fonte-superfície e da qualidade do feixe.

5 TELETERAPIA

A Teleterapia é uma modalidade da Radioterapia na qual as fontes de radiação utilizadas para tratamento ficam a uma distância relativamente grande da região a ser tratada. Os principais equipamentos utilizados atualmente em teleterapia as fontes de cobalto-60 e os aceleradores lineares.

Os tratamentos acompanhados no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp são realizados em uma fonte de ^{60}Co (Alcyon II) e em um acelerador linear da Varian (modelo Clinac 2100C).

5.1 UNIDADES DE COBALTO-60

5.1.1 A Fonte de ^{60}Co

A fonte de cobalto-60 é produzida artificialmente em um reator nuclear através do isótopo estável ^{59}Co. As principais características do ^{60}Co que permitem seu uso em teleterapia são: a produção de raios γ de alta energia (em média 1,25 MeV), meia-vida física razoavelmente longa (aproximadamente 5,3 anos) e alta atividade especifica.

A fonte de ^{60}Co fica alojada na extremidade do braço do aparelho, dentro de uma cápsula de aço inoxidável com forma cilíndrica de aproximadamente 2cm de diâmetro. A cápsula é revestida de chumbo e urânio para evitar a emissão de radiação em todas as direções. Para uso no tratamento, existe um mecanismo que movimenta a fonte e permite que se utilize o feixe de radiação apenas quando desejado.

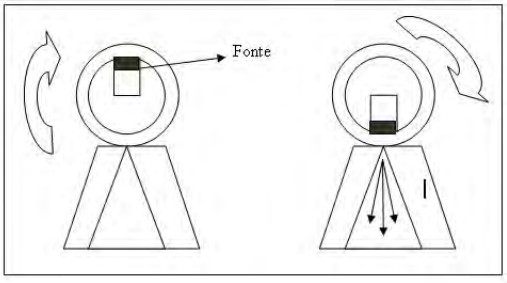

Figura 13: Mecanismo de exposição da fonte de ^{60}Co.

Como conseqüência do decaimento radioativo, as fontes de alta atividade dos aparelhos de cobalto-60 diminuem de intensidade na taxa de 1,1% ao mês. Depois de 5,3 anos, que é o valor de uma meia-vida, a exposição do paciente ao feixe demora o dobro do tempo em relação ao inicial para que seja atingida a mesma dose, desta forma além do tratamento ficar mais demorado, aumenta a possibilidade de erros relacionados, por exemplo, à movimentação do paciente. De acordo com a norma *RDC 20* da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), fica vedada a utilização de fontes de ^{60}Co com taxa de dose absorvida inferior a 50 cGy/min [13], desse modo uma fonte de cobalto-60 de radioterapia deve ser trocada pelo menos a cada 8 anos.

Atualmente, a fonte de ^{60}Co utilizada no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp, apresenta rendimento de 74,82 cGy/min.

5.1.2 Colimação do Feixe e Penumbra

Um sistema de colimação é designado para variar tamanho e forma do campo de acordo com as necessidades de cada tratamento. Este sistema consiste de dois pares de blocos de metal ajustáveis. Cada par pode se mover independentemente para obter um campo quadrado ou retangular. Para verificar o tamanho de campo, o técnico conta com um dispositivo de iluminação. O campo de luz visível representa o campo de radiação que será formado pela exposição da fonte.

A superfície interna dos blocos de colimação fica paralela ao eixo central do feixe, dessa forma, a radiação irá passar através das bordas dos blocos resultando no que é conhecido por penumbra de transmissão.

O termo penumbra, de um modo geral, é a região na borda do campo de radiação em que a taxa de dose cai rapidamente em função da distância do eixo central do feixe. A penumbra de transmissão, mencionada acima, é a região irradiada por fótons que foram transmitidos através da borda do bloco de colimação. Outro tipo de penumbra, conhecido por penumbra geométrica está ilustrado na figura 14.

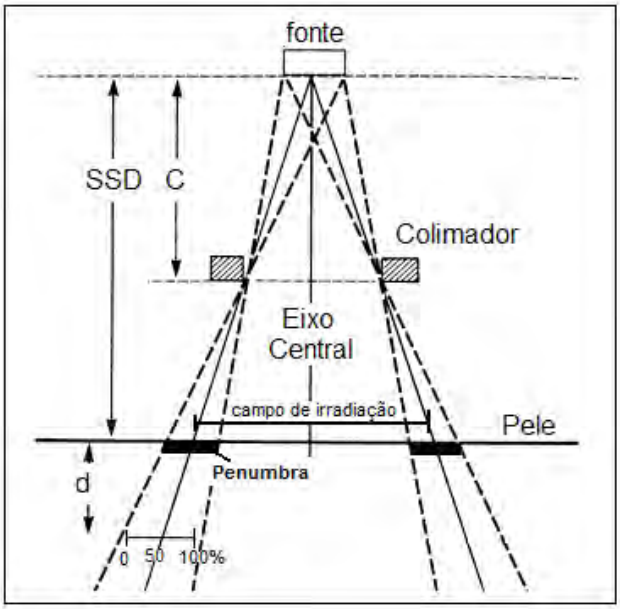

Figura 14: Esquema representando o conceito de penumbra, no qual, C representa a distância da fonte ao colimador, SSD a distância fonte-superfície e d a profundidade de tratamento. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

A penumbra física é então, a soma desses dois efeitos (penumbra geométrica + penumbra de transmissão). Geralmente é avaliada na região do campo que fica entre as isodoses de 50 e 20% e não deve ser maior do que 1cm.

A largura da penumbra aumenta com o diâmetro da fonte, com a distância fonte-superfície (SSD) e com a profundidade, mas pode ser minimizada com o aumento da distância *C* (fonte-colimador). Isto pode ser feito por meio de um acessório, um colimador auxiliar acoplado no fim do colimador principal, próximo do paciente, os chamados "cortadores de penumbra" ou *trimers*.

5.1.3 Acessórios

Além dos colimadores do aparelho, para evitar que tecidos sadios muito próximos da lesão tumoral sejam irradiados, blocos de chumbo ou de *cerrobend* (uma liga metálica) são devidamente confeccionados e posicionados na direção do feixe. Esses blocos são construídos com base nas imagens de raios X ou de tomografia computadorizada, obtidas durante o planejamento do tratamento.

Para sustentar os blocos de colimação uma bandeja é acoplada ao cabeçote do equipamento.

Além dos blocos, um acessório comumente utilizado é o filtro compensador, que consiste em um absorvedor colocado no caminho do feixe de radiação, cuja espessura é variada para compensar o aumento da dose profunda, devido a falta de tecido no contorno do paciente. Esses filtros são utilizados quando a forma do paciente no campo de tratamento não é homogênea.

5.1.4 Sala de Tratamento

A sala de tratamento é composta basicamente do aparelho que contém a fonte e da mesa onde será posicionado o paciente. A mesa possibilita movimentos verticais, horizontais, laterais, além da angulação com relação ao braço (*gantry*). Este por sua vez é capaz de rotacionar 360º ao redor do paciente.

Um sistema de três lasers, alinhado com o isocentro da máquina, facilita o trabalho dos técnicos no posicionamento do paciente. A sala também apresenta dispositivos de segurança, como câmaras e sistema de áudio, para visualização e comunicação com o paciente.

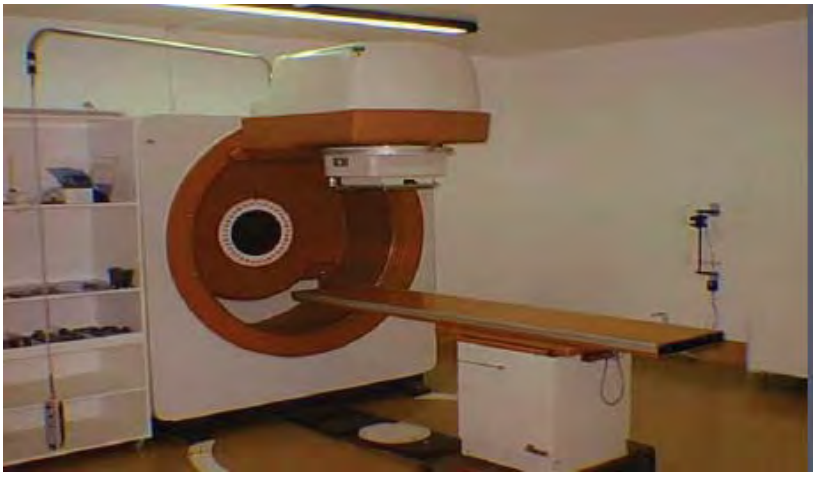

Figura 15: Sala de tratamento de cobaltoterapia. Observa-se além do equipamento e da mesa, o *hand control*, dispositivo que permite controlar as luzes da sala e de campo e um dos lasers laterais, que alinhado com o isocentro do equipamento auxilia no posicionamento do paciente. (Fonte: Rocha, J.R.O. 2008[20])

5.1.5 Sala de Controle

É na sala de controle que o técnico programa o tempo de tratamento para o paciente. O painel de controle também apresenta botões de emergência que permitem a interrupção do tratamento e recolhimento da fonte caso seja necessário. É muito importante uma verificação diária dos sistemas de segurança e dos botões do painel, para garantir o funcionamento adequado em situações de emergência.

5.2 ACELERADORES LINEARES

Nos equipamentos de raios X convencionais, os elétrons são acelerados por meio de uma diferença de potencial aplicada diretamente entre o filamento e o alvo. Devido a problemas de isolação e geração de alta voltagem, este processo de produção de raios X é limitado, não permitindo energias muito altas (até cerca de 2000kV). [2]

Para obter raios X de energias maiores, é necessária uma técnica diferente de aceleração de elétrons, que não precise de altas diferenças de potencial entre dois eletrodos.

O acelerador linear (AL) é um dispositivo que utiliza ondas eletromagnéticas de alta freqüência para acelerar partículas carregadas como elétrons a altas energias através de um tubo linear. O feixe de elétrons de alta energia pode ser utilizado para tratamento de lesões superficiais, ou pode ser direcionado a um alvo onde irá colidir produzindo raios X, para tratamentos em regiões mais profundas. [3]

Com relação às fontes de ^{60}Co os aceleradores lineares apresentam algumas vantagens, como o fato de a fonte não emitir radiação constantemente e não sofrer decaimento com o tempo e apresentar diversas opções de energia tanto para fótons quanto para elétrons, possibilitando variados tipos de tratamento. Os aceleradores mais modernos permitem que ajustes no tamanho de campo e nas angulações do *gantry* e do colimador sejam feitos de dentro da sala de controle e alguns aceleradores apresentam o sistema de colimação de campo *multileaf* (MLC), este sistema substitui os blocos convencionais para maioria dos tratamentos.

5.2.1 Componentes de um Acelerador Linear

A figura 16 ilustra os principais componentes de um AL. As salas de tratamento e de controle são semelhantes as do cobalto-60.

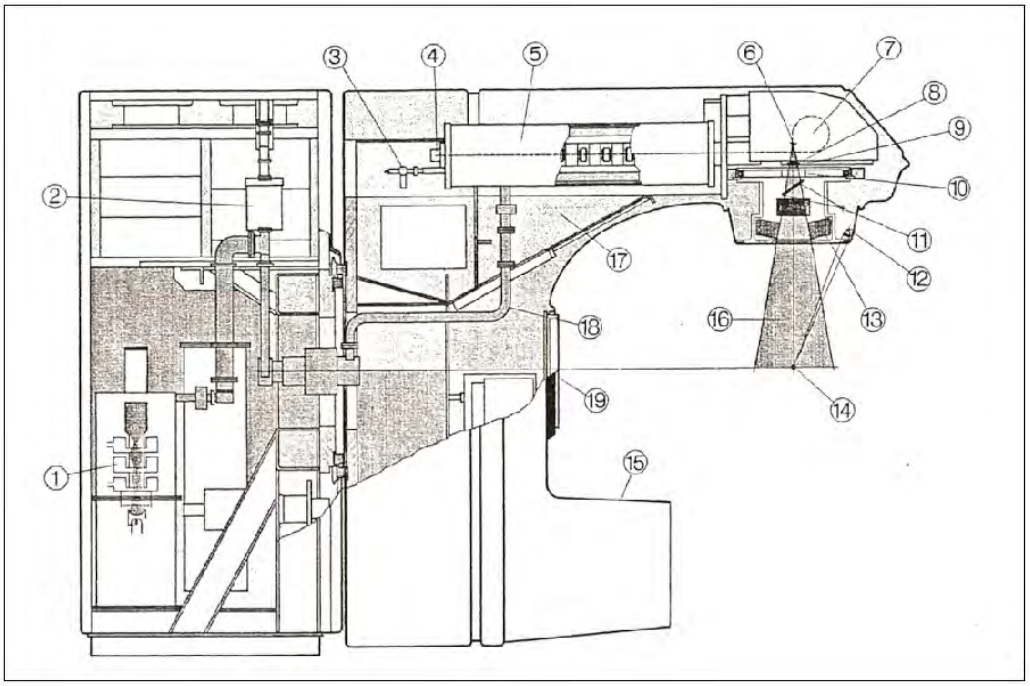

Figura 16: Principais componentes de um acelerador linear. (Fonte: Scaff, L.M. 1997)

1) *Magnetron* ou *klystron*: fonte de microondas para a aceleração dos elétrons.
2) Circulador: isola a magnetron ou a klystron das microondas refletidas.
3) Bomba de vácuo: permite vácuo no acelerador.
4) Fonte de elétrons: fornece elétrons que são ejetados na estrutura aceleradora.
5) Tubo linear: estrutura onde os elétrons são acelerados.
6) Alvo: local onde os elétrons vão colidir para produção de raios X; pode ser retrátil para feixes de elétrons.
7) Magneto: defletem os elétrons que saem do tubo acelerador para que colidam com o alvo ou nas lâminas espalhadoras para feixes de elétrons.
8) Filtro achatador: cone metálico para modificar a isodose.
9) Lâminas espalhadoras: para feixes de elétrons.
10) Câmaras de ionização: medem os parâmetros do feixe que sai do acelerador.

11) Sistema óptico: para produção de um campo luminoso coincidente com o campo de radiação.
12) Indicador óptico: fornece a distancia fonte-superfície.
13) Colimadores: blocos de tungstênio que se movem por meio de motores para fornecer o tamanho do campo de irradiação.
14) Isocentro: o eixo central do campo e o eixo de rotação do braço em um determinado ponto virtual. Um retículo em forma de X indica o ponto central.
15) Contrapeso: para equilibrar a distribuição de massa do acelerador.
16) Campo de radiação: feixe de fótons ou elétrons.
17) Braço (*gantry*): estrutura que pode girar 360°.
18) Guia de onda: carrega a microonda da *magnetron* ou *klystron* ao tubo acelerador.
19) Indicadores digitais: indicam a angulação do *gantry*, dimensões do campo no isocentro, ângulo de rotação da coluna, etc.

5.3 SISTEMA DE COLIMAÇÃO *MULTILEAF*

O sistema de colimação de um acelerador linear, assim como para as fontes de cobalto-60, permite a definição de um campo quadrado ou retangular (ver figura 17).

Para proteger regiões adjacentes ao campo que não devem receber radiação, são utilizados os blocos de chumbo ou de *cerrobend*. Apesar de ser uma técnica de colimação eficiente apresenta várias desvantagens, como o tempo de confecção dos blocos (de 1 a 2 dias), o espaço físico necessário para todo o aparato utilizado e a exposição do trabalhador a fumaças tóxicas durante o processo de derretimento da liga (*cerrobend*). Além disso, na prática clínica o tratamento se torna muito demorado, pois para cada campo do paciente o técnico precisa entrar na sala de tratamento para posicionar a bandeja e os blocos.

Com a finalidade de tornar o tratamento mais rápido e eficaz, foi desenvolvido colimador *multileaf* (multi-lâminas ou MLC). O MLC apresenta lâminas móveis que podem bloquear apenas uma fração do feixe de radiação. Através de sistemas computadorizados campos arbitrários podem ser gerados do arranjo dessas lâminas. O objetivo é ter um campo que conforme todo o tumor.

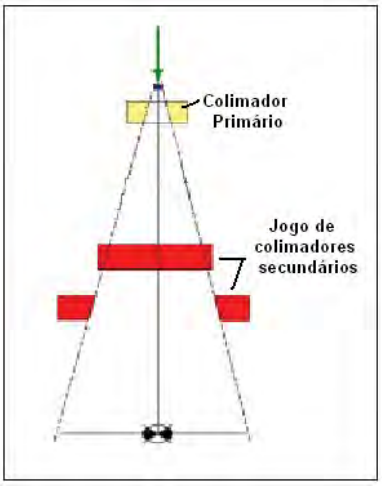

Figura 17: Esquema do sistema de colimação de um acelerador linear. O colimador primário estabelece o máximo ângulo de dispersão do feixe, confinando-o num cone de 30°. Em seguida os colimadores secundários que determinam o tamanho do campo. (Fonte: Sallemme, F. 2005[21])

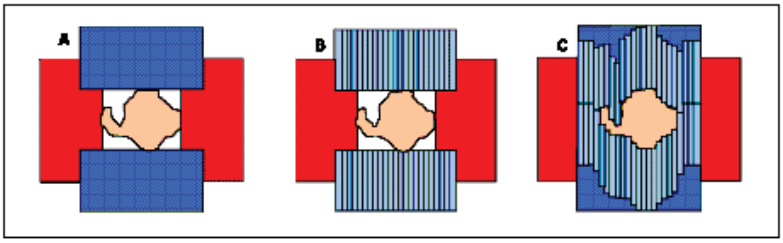

Figura 18: Exemplo de colimação com o MLC: (A) campo definido pelos colimadores intrínsecos do aparelho, (B) adição do *multileaf* no sistema de colimação e (C) campo colimado com o MLC. (Fonte: Sallemme, F. 2005[21])

A primeira etapa da figura 18 ilustra a região do campo formado pelos colimadores intrínsecos do acelerador. Como o tumor apresenta formas bem irregulares ficaria difícil a colimação com blocos de chumbo por exemplo, já com o sistema *multileaf* é possível contornar todo o tumor protegendo bem as áreas de tecido sadio que não devem receber dose.

As principais aplicações do MLC são:

1) Substituir os blocos convencionais. As lâminas do MLC podem ser movimentadas pela sala de controle, fato que diminui significativamente o tempo de tratamento.
2) Concentrar a dose no volume de interesse, preservando o máximo de tecido sadio ao redor da lesão.
3) Utilização do MLC para IMRT (Radioterapia de Intensidade Modulada). A técnica de IMRT tem como objetivo modular a intensidade do feixe, para isso é interessante que as lâminas possam ser movimentadas durante a aplicação do feixe.

O sistema de colimação (MLC + colimadores intrínsecos) pode assumir diversas configurações, dependendo de como estão dispostos no equipamento. No sistema da Varian, utilizado no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp, o MLC fica posicionado abaixo dos colimadores secundários, atuando como um colimador terciário.

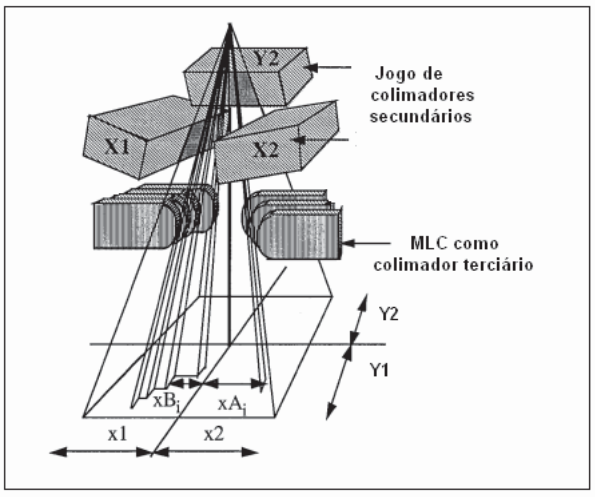

Figura 19: Esquema de um sistema de colimação com MLC atuando como colimador terciário. (Fonte: AAPM TG-50, 2001[17])

A principal vantagem desta configuração do MLC no equipamento é em caso de manutenção. O sistema fica de fácil acesso e permite a remoção das lâminas do campo manualmente, sem necessidade de parar o equipamento e interromper a rotina do serviço.

Depois de remover as lâminas do campo, os tratamentos podem ser realizados com blocos convencionais, até que o problema seja reparado.

A maior desvantagem dessa configuração é o espaço que o MLC ocupa no cabeçote, por estar mais distante da fonte o sistema deve ser grande para permitir a incorporação da divergência do feixe, no entanto, devido ao espaço ocupado pelo *multileaf* alguns tratamentos que necessitam de acessórios ficam limitados, alem disso a área livre de colisão diminui, sendo necessário estar sempre atento na movimentação do *gantry* para evitar choques com a mesa e com o paciente.

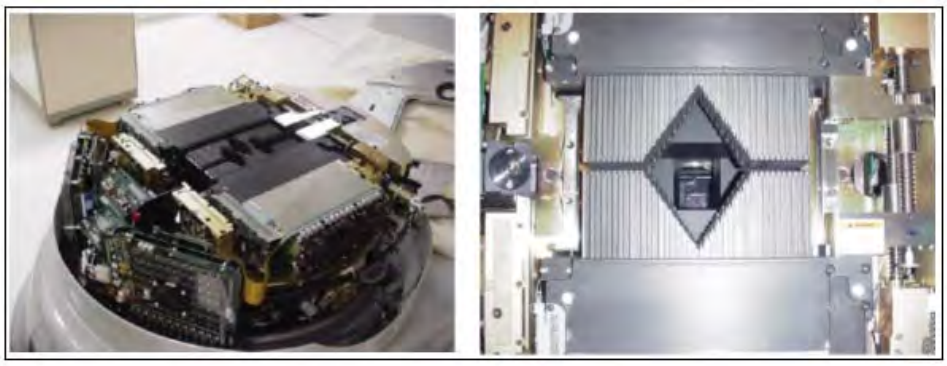

Figura 20: Ilustração de um sistema de colimação *multileaf* da Varian.
(Fonte: Sallemme, F. 2005[21])

O material utilizado para a construção das lâminas é a liga de tungstênio. O tungstênio puro é quebrável e difícil de trabalhar. A liga apresenta como vantagens alta densidade, maleabilidade, além de apresentar um custo relativamente baixo.

As lâminas do MLC podem ser caracterizadas de acordo com sua geometria.A figura 21 ilustra o formato de uma lâmina utilizada no sistema da Varian.

A altura da lâmina é que determina a propriedade de atenuação do feixe. A lateral é a superfície em contato com as lâminas adjacentes; a largura é a menor dimensão, no sistema da Varian apresenta 1,0 cm projetada no isocentro. O comprimento corresponde à dimensão paralela a direção de movimento da lâmina e a face interna é a superfície que será inserida ao longo da dimensão do campo.

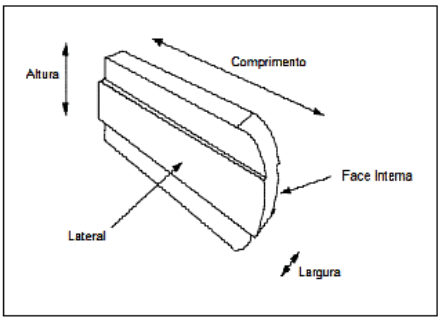

Figura 21:Ilustração das dimensões de uma única lâmina de um sistema MLC. (Fonte: AAPM TG-50, 2001[17])

Devido ao formato e arranjo das lâminas, o perfil de dose de um campo colimado pelo *multileaf* apresenta algumas características especificas, que serão discutidas nesta seção.

5.3.1 Efeitos de Transmissão

Assim como os blocos convencionais o MLC não atenua o 100% da radiação, sendo que podem ocorrer diferentes processos de transmissão, como ilustra a figura 22.

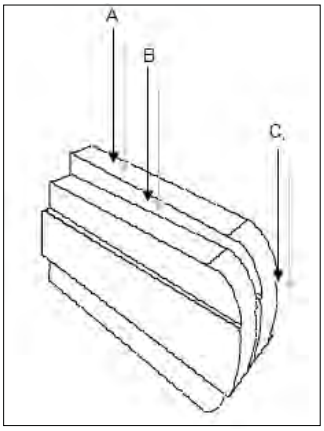

Figura 22: Esquema ilustrando os efeitos de transmissão: (A) através das lâminas; (B) entre as lâminas (C) ao final das lâminas.

Esses efeitos de transmissão podem ser facilmente medidos através de um filme de controle, bloqueando totalmente o campo com o MLC e aplicando uma dose relativamente alta.

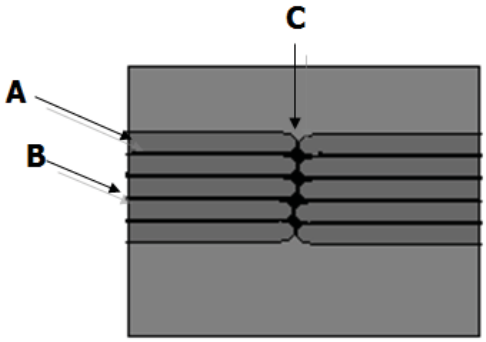

Figura 23: Esquema de um filme representando: (A) Transmissão através da lâmina, (B) transmissão entre as lâminas e (C) transmissão no final das lâminas.

5.3.2 Penumbra

A penumbra nas margens de um campo colimado com o MLC é ligeiramente maior se comparada com a colimação dos blocos convencionais e ainda maior em relação aos colimadores intrínsecos do aparelho. Esse efeito ocorre devido ao formato arredondado da face interna das lâminas e do arranjo delas para formação do campo.

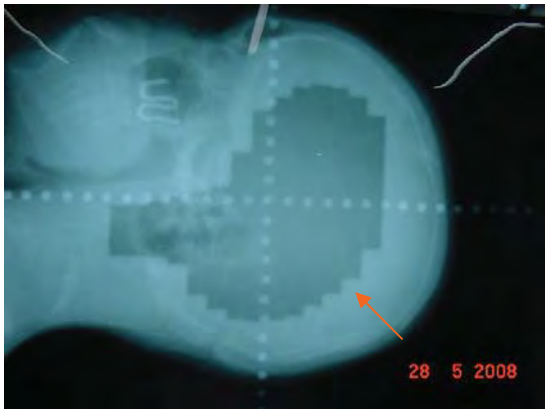

Figura 24: Foto de um filme de verificação do campo de tratamento de um paciente (portal). Pode-se observar o efeito “step” formado nas margens do campo blindado pelo MLC, em decorrência desse efeito a penumbra do *multileaf* é ligeiramente maior do que a penumbra de um campo blindado pelos colimadores intrínsecos ou por *cerrobend*.

5.3.3 Efeito "*Tongue and Groove*"

Devido ao mecanismo de encaixe das lâminas (ranhura e saliência), uma pequena fração do feixe que passa entre duas lâminas adjacentes será mais atenuada, apresentando um efeito de sub-dosagem nessa região. Durante a aceitação do equipamento esse efeito é verificado para garantir que essa queda de dose não influencie de forme significativa no tratamento.

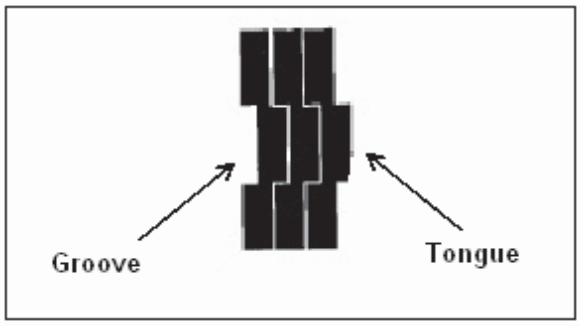

Figura 25: Esquema de encaixe das lâminas para um MLC da Varian, responsável pelo efeito *tongue and groove*.

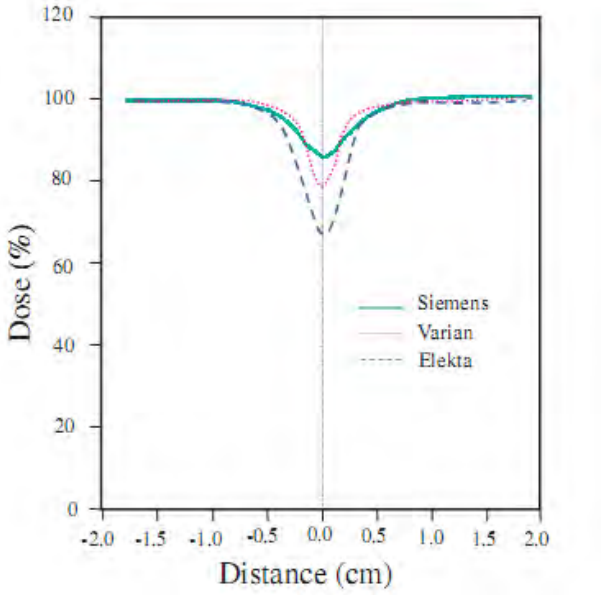

Figura 26: Ilustração do efeito *tongue and groove* para diferentes fabricantes de MLC. (Fonte: Galvin, J.M. et al., *A dosimetric comparison of various multileaf collimators* 2002)

6 CONTROLE DE QUALIDADE EM TELETERAPIA

6.1 GARANTIA DA QUALIDADE

Durante os últimos anos tem sido evidente a necessidade de empregar ações sistemáticas para garantir a qualidade dos tratamentos de radioterapia, e esta necessidade tem como justificativa proporcionar aos pacientes o melhor tratamento possível.

A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu Garantia da Qualidade em Radioterapia como "todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do tratamento". [14]

Existem numerosas publicações que com maior ou menor grau de profundidade discutem diferentes aspectos da garantia da qualidade em radioterapia, entre elas destaca-se o TG-40 (*Task Group No.40*) [15], organizado pela Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), intitulado como "Programa Geral de Garantia da Qualidade em Radioterapia". Recentemente, como parte do projeto de cooperação técnica regional ARCAL XXX, patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA), foi elaborado um protocolo de garantia da qualidade em radioterapia para uso na América Latina, o Tec Doc -1151 [14] que tem como base as recomendações dadas pela AAPM TG-40, e publicações mais recentes tais como o AAPM TG-45 e AAPM TG-56.

Durante o período de estágio no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp, participei ativamente das atividades de controle de qualidade para os equipamentos de tratamento de teleterapia (^{60}Co e Acelerador Linear). O Programa de Garantia da Qualidade do serviço tem como base os procedimentos descritos pelo Tec Doc -1151 da AIEA. Ele especifica as freqüências e tolerâncias para os testes de garantia da qualidade em Radioterapia desde o planejamento até a sala de tratamento para as duas modalidades de radioterapia, a teleterapia e a braquiterapia. No entanto, neste trabalho ficarão limitados os procedimentos envolvidos no controle de qualidade dos equipamentos de teleterapia.

6.2 A EQUIPE DA RADIOTERAPIA

A base para o bom funcionamento de um Serviço de Radioterapia é o trabalho em equipe. Cada profissional deve desempenhar suas responsabilidades e qualificações requeridas.

O radioterapeuta é o médico especialista responsável pela consulta, onde será feita avaliação clínica do paciente; é quem estabelece o plano e aplicação do tratamento acompanhando e orientando o paciente no decorrer das seções de radioterapia.

As etapas do planejamento que incluem os procedimentos de localização, simulação e irradiação têm a participação do dosimetrista. Este profissional trabalha sob a supervisão direta do físico médico. Também participa das atividades de calibração do feixe e controle da qualidade das unidades de tratamento, realiza cálculos manuais ou computadorizados de dose, gera o plano de tratamento, devendo apresentar os planos para aprovação do físico médico e do radioterapeuta.

O papel desenvolvido pelo profissional de física médica envolve componentes clínicos, de investigação e de educação. As responsabilidades principais do físico médico na radioterapia são:

(a) Calibração de todas as unidades de tratamento e verificação da atividade das fontes radioativas de acordo com os protocolos adotados.

(b) Definir as especificações de compra de unidades de tratamentos, além de se envolver no desenho das instalações e assegurar que todos os requisitos de segurança sejam cumpridos.

(c) O físico médico certifica que as unidades de terapia, simulação, imagens e planejamento de tratamento funcionam de acordo com as especificações de compra, realizando os testes de aceite.

(d) Avaliar todos os parâmetros dosimétricos dos feixes de tratamento na etapa de comissionamento.

(e) Elaborar um Programa de Garantia da Qualidade. É o físico médico quem adapta ou desenvolve os procedimentos de aceitação e comissionamento, e estabelece e realiza controles da qualidade periódicos que verifiquem se os valores de referência estão dentro das margens especificadas.

(f) Na área de ensino o físico médico deve prover educação e treinamento em Física Médica a médicos, técnicos em radioterapia, assistentes, enfermeiros, assim como estudantes e pessoal técnico.

O técnico em radioterapia é o profissional que administra o tratamento ao paciente de acordo com a prescrição clínica e com o planejamento, com isso observa a evolução clínica do paciente e detecta sinais iniciais de complicação. Na área de controle da qualidade o técnico auxilia o físico, geralmente realiza os testes diários e deve reportar ao supervisor qualquer problema ou variação do equipamento.

6.3 TESTES DE ACEITAÇÃO

Durante a etapa de aceitação o usuário irá verificar se a máquina está de acordo com as especificações do fabricante e dentro dos padrões de qualidade para que possa ser utilizado no tratamento. Na aceitação são verificados aspectos de segurança, mecânicos e elétricos. Uma análise detalhada da dosimetria é realizada no comissionamento.

6.3.1 Simetria dos Colimadores

É importante garantir que os colimadores estejam simétricos, para isso pode ser feita uma análise para diversos tamanhos de campo e verificar se as bordas dos campos e o centro coincidem para várias angulações do *gantry*. Isso pode ser feito com o auxilio de um papel milimetrado e com um aparelho chamado "*front pointer*" que consiste em um indicador mecânico do raio central. [2]

6.3.2 Coincidência entre Eixos do Colimador e de Luz com o Centro do Retículo

Inicialmente os colimadores devem ser ajustados de forma a fornecer um campo retangular. Com um papel milimetrado em cima da mesa do equipamento e com o *gantry* vertical, é ligada a luz de campo. No papel marcam-se as bordas do campo de luz, a intersecção das diagonais e a posição da imagem do retículo. Em seguida rotaciona-se o colimador a 180° e verifica-se a coincidência de todas as linhas marcadas. Caso exista algum desalinhamento, o campo de luz e o retículo devem ser ajustados.

6.3.3 Coincidência entre os Campos de Luz e de Radiação

A coincidência entre os campos de luz e de radiação pode ser verificada através de um filme radiográfico. Para isso, o filme é colocado em um envelope que deve bloquear qualquer passagem de luz, o envelope com o filme é posicionado na mesa na distância de tratamento (SSD).

Um material de acrílico com espessura igual à de equilíbrio eletrônico deve ser posicionado em cima do filme, esse procedimento evita que os elétrons que contaminam o feixe de radiação influenciem na imagem.

Com o colimador a 0° define-se um campo. As bordas do campo devem ser marcadas no envelope com um material radiopaco para possibilitar a comparação entre os campos de luz e de radiação após o processamento do filme. É feita uma exposição de forma que a DO do filme fique na região linear da curva sensitométrica, permitindo uma posterior leitura do mesmo.

O limite do campo é definido na região de 50% de dose com relação a dose no eixo central. Na etapa de aceitação do equipamento esse teste deve ser repetido com o *gantry* a 0°, 90°, 180° e 270°.

6.3.4 Isocentro Mecânico

O isocentro mecânico é o ponto de intersecção do eixo de rotação do colimador, da mesa e do *gantry*. A figura 27 ilustra a capacidade de movimento de rotação de todo o sistema. Devido ao peso, a estrutura do *gantry* pode flexionar durante a rotação, isso pode criar uma incerteza na posição do isocentro.

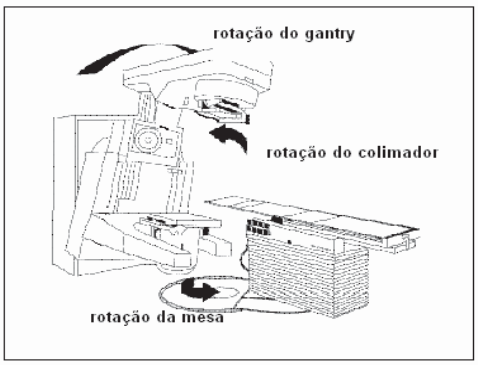

Figura 27: Esquema que ilustra a capacidade de rotação do gantry, do colimador e da mesa. O centro de rotação para esses três sistemas determina o isocentro mecânico.

6.3.4.1 Isocentro de rotação do colimador

Inicialmente é necessário encontrar o ponto central do eixo de rotação do colimador, para isso é posicionado no suporte de acessórios do aparelho um indicador mecânico do raio central (ou telêmetro mecânico), como está ilustrado na figura 28. Ele é posicionado de forma que a ponta fique no centro de um papel milimetrado colocado sobre a mesa. O colimador deve ser rotacionado de 45° em 45° e o eixo central deve permanecer estacionado.

A recomendação do TG-40 é de que os pontos do eixo central estejam contidos dentro de um círculo com diâmetro ≤ 2mm quando o colimador gira 360°.

Figura 28: Esquema de montagem para determinação do isocentro mecânico de acordo com a rotação do colimador. O telêmetro mecânico é posicionado no suporte de acessórios do cabeçote do equipamento. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

6.3.4.2 Isocentro de rotação da mesa

Para verificar se há deslocamento do isocentro mecânico com a rotação da mesa, segue-se o mesmo procedimento do item anterior, rotacionando a mesa de 45° em 45°, e observando sempre se o telêmetro mecânico permanece apontando o mesmo ponto, este ponto deve permanecer dentro de um circulo de diâmetro ≤ 2mm quando a mesa girar de 90° a 270°.

6.3.4.3 Isocentro de rotação do *gantry*

Com o mesmo aparato utilizado nos itens anteriores, é acrescentada agora, presa ao fim da mesa uma ponteira coincidindo com a extremidade do indicador mecânico do raio

central. Quando o *gantry* é rotacionado a ponta deste indicador mecânico deve permanecer em um mesmo ponto, sendo que para uma rotação do *gantry* de 360° este ponto deve permanecer dentro de uma esfera com diâmetro ≤2mm.

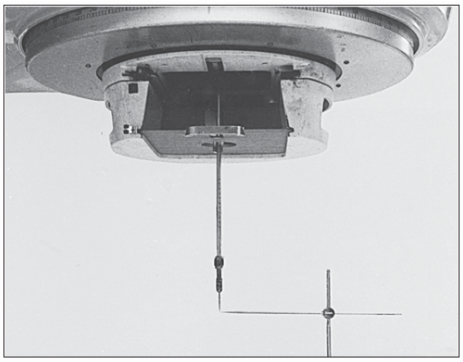

Figura 29: Determinação do isocentro mecânico com a rotação do *gantry*.
(Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

6.3.5 Isocentro do Campo de Radiação

O centro do campo de radiação deve coincidir com o isocentro mecânico, independente da rotação do colimador, do *gantry* ou da mesa. Para fazer essa verificação é utilizado um filme radiográfico, seguindo os procedimentos descritos a seguir.

6.3.5.1 Rotação do colimador

Com o *gantry* vertical, posiciona-se um filme radiológico perpendicularmente ao eixo central do feixe. Um dos conjuntos dos colimadores secundários (X ou Y) deve ser fechado a quase zero (0,25 mm, por exemplo) e o outro conjunto totalmente aberto, obtendo com isso uma pequena fresta que será o campo de radiação. É realizada uma série de exposições para vários ângulos de rotação do colimador, obtendo uma imagem com segmentos de reta que devem se cruzar em um único ponto (ver figura 30).

Este procedimento deve ser repetido abrindo o conjunto de colimadores que foi fechado, e fechando o que foi aberto.

6.3.5.2 Rotação da mesa

Segue o mesmo arranjo do item anterior, no entanto agora a mesa será angulada em intervalos de 30°.

6.3.5.3 Rotação do *gantry*

O filme radiográfico deve ser posicionado verticalmente em relação à mesa, pode ser utilizado um suporte de acrílico para mantê-lo nessa posição. Novamente os colimadores são ajustados para formar uma pequena fresta onde passará o feixe de radiação. Devem ser realizadas exposições para várias angulações do *gantry*, espaçadas de 30° cada uma.

Para todas as variações o ponto de cruzamento dos segmentos de reta deve estar contido dentro de um círculo com diâmetro ≤2mm.

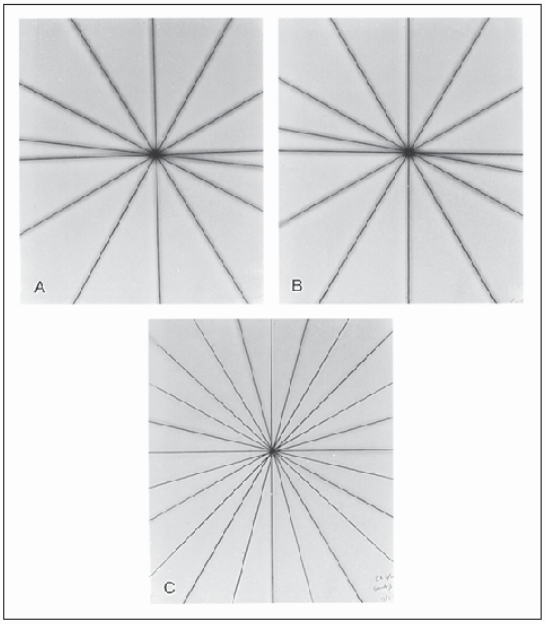

Figura 30: Determinação do isocentro de radiação com: (A) rotação do colimador, (B) rotação da mesa e (C) rotação do *gantry*. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

6.3.6 Verificação de Alinhamento dos Campos

Quando um paciente é tratado com mais de um campo, um desalinhamento pode ocorrer devido aos fatores discutidos anteriormente. Para verificar se os campos estão alinhados em tratamentos paralelo - opostos utiliza-se a técnica de dupla exposição do filme, esse método consiste em irradiar um filme com um campo quadrado, sendo que na primeira exposição apenas metade do campo estará aberta, depois o *gantry* é rotacionado em 180° e é realizada outra exposição irradiando a outra parte do filme.

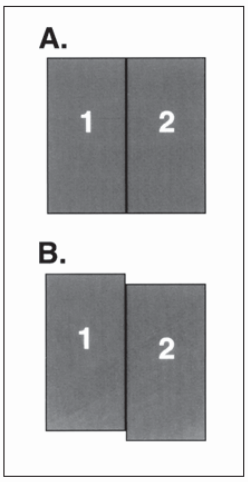

Figura 31: Método de determinação do alinhamento entre campos opostos: (A) campos perfeitamente alinhados e (B) campos desalinhados. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

6.3.7 Verificações Importantes

Ainda na etapa de testes de aceitação do equipamento, devem ser feitas as seguintes verificações:

1. A variação da posição do isocentro com movimentos verticais da mesa.
2. Os indicadores ópticos de distância.
3. Indicadores de tamanho de campo.
4. Angulação do *gantry* e do colimador.
5. Alinhamento dos lasers da sala com o isocentro.
6. Outras verificações de acordo com cada equipamento, de forma a garantir que os dados do fabricante estejam de acordo com as características funcionais da máquina.

6.4 COMISSIONAMENTO

No comissionamento são obtidos todos os dados dosimétricos necessários para efetuar o planejamento do tratamento.

6.4.1 Calibração

Equipamentos que produzem radiação de megavoltagem possuem variações no seu rendimento devido a oscilações normais de alguns de seus componentes, neste caso não é

medida a radiação por unidade de tempo, mas sim a quantidade de radiação integrada registrada no equipamento (chamada de "unidade monitor" UM). Durante o comissionamento verifica-se se a relação dose por unidade monitor está de acordo com o protocolo utilizado no serviço, para todas as modalidades de energia da máquina.

6.4.2 Dose Profunda

É necessário obter a distribuição de dose profunda no eixo central para todas as modalidades e energias, para um número suficiente de tamanhos de campo que permita a interpolação de dados para os cálculos.

O tamanho de campo para tratamentos com elétrons é definido por meio da colocação de cones ou *trimmers* móveis. Com este tipo de colimação a variação do espalhamento no colimador torna-se mínima e, portanto, a dependência da dose profunda com o tamanho de campo é quase desprezível. De qualquer forma dever ser obtida uma relação entre a variação da dose profunda com o tamanho de campo para todos os cones de elétrons disponíveis no serviço.

6.4.3 Fatores de Transmissão

Qualquer acessório que seja posicionado entre o feixe de radiação e o paciente irá atenuar de alguma forma esse feixe. Para obter os fatores de transmissão de filtros e bandejas, basta relacionar a medida de dose em condições de referência em um determinado meio, com a medida de dose obtida nas mesmas condições, acrescentando agora o acessório no caminho do feixe.

6.4.4 Posição Virtual da Fonte

Diferente dos feixes de raios X, os feixes de elétrons não provem de uma fonte física no cabeçote do acelerador (alvo). Um feixe de elétrons estreito, após atravessar a janela de vácuo do acelerador, folhas espalhadoras e o sistema de câmaras de ionização é espalhado e parece divergir de um determinado ponto. Esse ponto representa a posição virtual da fonte e está ilustrado na figura 32.

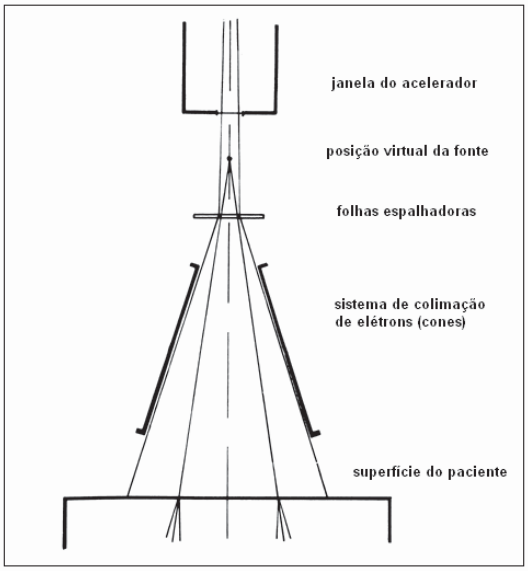

Figura 32: Esquema mostrando a determinação da posição virtual da fonte para os feixes de elétrons, no qual, pode-se observar a janela do acelerador, as folhas espalhadoras e o sistema de colimação de elétrons. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

Para determinar a posição virtual da fonte são realizadas medidas a várias distâncias de uma estimada posição da mesma. Deve ser plotado um gráfico que relaciona o inverso da raiz quadrada dessas medidas em função da distância. A posição virtual da fonte é o ponto onde a reta extrapolada intercepta o eixo das abscissas (ver figura 33). Por meio desse procedimento é possível determinar a distância foco-superfície efetiva.

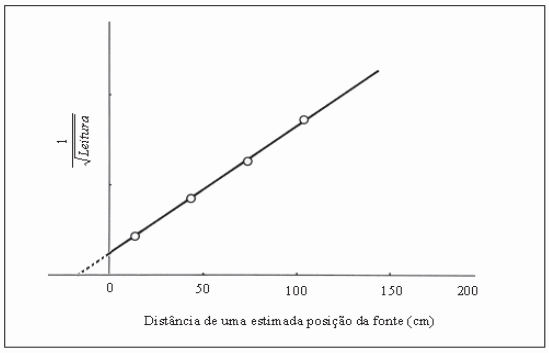

Figura 33: Ilustração do gráfico que possibilita a determinação da posição virtual da fonte para feixes de elétrons. (Fonte: Scaff, L.M. 1997[2])

6.4.5 Profundidade de Dose Máxima

Deve-se verificar, através de uma câmara de ionização calibrada, a profundidade de dose máxima na água para todas as energias de fótons e a dose na superfície para as energias de elétrons.

6.4.6 Razão Tecido *Phantom*

A penetração de um feixe através do ar ou no vácuo é governada pela lei do inverso do quadrado da distância. No entanto, um feixe propagando dentro de um *phantom* (fantoma) ou do paciente também sofre influências em sua intensidade pela atenuação e pelo espalhamento do feixe em uma espessura de material ou de tecido.

A medida direta da distribuição de dose dentro do paciente é impossível, porem deve ser analisada para conhecimento preciso e acurado da distribuição no volume irradiado. Para isso usam-se várias funções que relacionam a dose em qualquer ponto arbitrário dentro do paciente com um ponto de referência (calibração) no fantoma. A dose ou taxa de dose no ponto é determinada em fantomas para um conjunto especifico de condições de referência, como profundidade, tamanho de campo e distância fonte-superfície.

O fator que relaciona a dose medida no *phantom* com a dose no tecido é chamado de TPR (razão tecido *phantom*) e deve ser analisado no comissionamento para todas as energias disponíveis.

Quando a profundidade de referência utilizada para as medidas é a profundidade de dose máxima, esse fator passa a ser chamado de TMR (razão tecido máximo).

6.4.7 Planura do campo

A planura pode ser definida como a variação percentual máxima de dose dentro de 80% do *FWHM do perfil do campo em um plano transversal ao eixo do feixe a uma profundidade definida (10cm, por exemplo) [14]. Geralmente se escolhem os planos principais que contem o eixo do colimador (*in plane, cross plane*), como mostra a figura 34.

Matematicamente a planura pode ser definida como:

$$P = \frac{(D_{máx} - D_{\min})}{(D_{máx} + D_{\min})} \cdot 100\% \qquad (6.1)$$

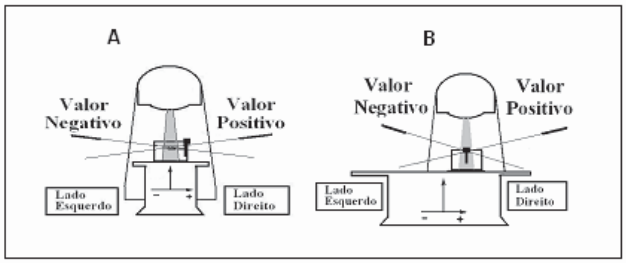

Figura 34: Posicionamento da câmara de ionização para medidas: (A) *in plane* e (B) *cross plane*.

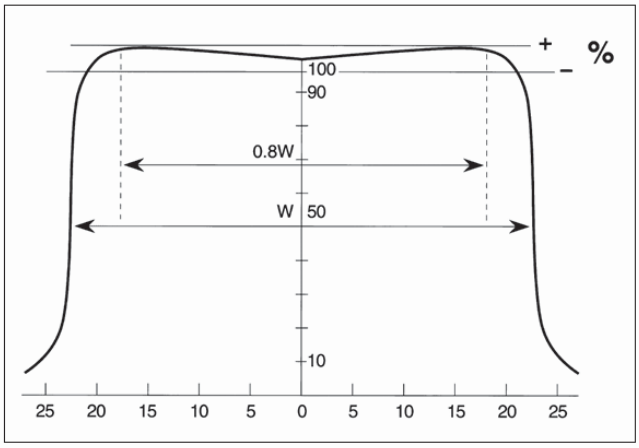

Figura 35: Perfil de campo ilustrando a região em que deve ser analisada a planura. (Fonte: Kahn, F. M. 2003[3])

*FWHM = largura total à metade da altura do perfil de dose (W 50)

6.4.8 Simetria do campo

Os resultados do item anterior podem ser utilizados na determinação da simetria do feixe, que geralmente é definida como o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80% de sua largura total, ou seja:

$$S = \frac{(D^{e}_{80\%} - D^{d}_{80\%})}{D_{centro}} \cdot 100\% \qquad (6.2)$$

em que $D^{e}_{80\%}$ e $D^{d}_{80\%}$ são as doses no lado esquerdo e direito a 80% da largura total, respectivamente, e D_{centro} representa a dose no eixo central. [14]

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%. [14]

6.5 CONTROLE DE QUALIDADE PERIÓDICO

Um controle de qualidade periódico nos equipamentos de radioterapia é necessário para garantir a constância de todos os fatores obtidos na aceitação e comissionamento, além de avaliar aspectos de segurança e mecânicos que podem ser afetados devido a falhas nos circuitos eletrônicos, quebras mecânicas ou até mesmo a deterioração temporal destes itens.

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

Os testes diários incluem aqueles que podem afetar seriamente o posicionamento do paciente e também o posicionamento do campo de radiação e dos volumes-alvo; bem como a dose aplicada ao paciente. Geralmente os testes diários são realizados pelos técnicos em radioterapia, e anotados em um livro de registros para que possam ser checados pelo físico médico.

Testes mensais verificam parâmetros cujas variações produzam efeitos menores no paciente ou que tenham menor probabilidade de variação ao longo do mês. Durante essas revisões mensais o físico deverá comprovar com maior nível de exatidão alguns dos aspectos verificados diariamente pelo técnico.

Anualmente são realizadas verificações da constância de parâmetros determinados durante o comissionamento, assim como a verificação mais detalhada dos testes mensais.

6.5.1 Acelerador Linear

A tabela 2 apresenta as freqüências e tolerâncias recomendadas para os testes periódicos de um acelerador linear, seguindo as recomendações do TG-40 da AAPM.

Tabela 2 - Controle de Qualidade Periódico dos Aceleradores Lineares

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
DIÁRIO	**Aspectos de Segurança**	
	Luzes ON/OFF	
	Luzes no painel de controle	
	Luzes de irradiação	
	Sistemas de visualização e de comunicação com o paciente	
	Sistemas anti-colisão	
	Interruptor de radiação no acesso à sala de radiação	Funcionando
	Interruptor de radiação no painel de controle	
	Interrupção por UM	
	Verificação de câmaras monitoras	
	Aspectos Mecânicos	
	Lasers	2 mm
	Telêmetro	2 mm a DFI
	Tamanho de campo (10x10 cm²)	2 mm
	Centro do reticulado	2 mm diâmetro
	Centro do campo luminoso	2 mm
	Aspectos Dosimétricos	
	Constância da dose de referência (fótons e elétrons)	3%
MENSAL	**Aspectos de Segurança**	
	Verificar topo de mesa	
	Verificação de travas e códigos de acessórios	
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Funcionando
	Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	
	Campos permitidos para filtros	
	Aspectos Mecânicos	
	Indicadores angulares da estativa	1 grau
	Indicadores angulares do colimador	1 grau
	Telêmetro	2 mm
	Centro do Reticulado	2 mm diâmetro
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso	2 mm

(continuação)

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
MENSAL	Indicadores de tamanho de campos	2 mm
	Isocentro Mecânico	2 mm de diâmetro
	Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm
	Posição de filtro	2 mm (ou 2% no fator de transmissão)
	Horizontalidade da mesa	2 mm
	Posição de bandeja	2 mm
	Trava de filtros e bandejas	Funcionando
	Centralização dos cones	2 mm
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm
	Escalas da mesa	2 mm / 1 grau
	Intensidade do campo de luz	Funcionando
	Aspectos Dosimétricos	
	Constância da dose de referência (fótons e elétrons)	2 %
	Constância do monitor secundário	2 %
	Constância de qualidade do feixe:	
	- Fótons ($PDP_{20,10}$ ou $TPR_{20,10}$)	2 %
	- PDP de elétrons	2 mm (4%), região terapêutica
	Constância de Planura do feixe	
	- Fótons	2 %
	- Elétrons	3 %
	Simetria (fótons e elétrons)	3 %
ANUAL	**Aspectos de Segurança**	
	Comprovação de todas as travas (segundo especificações do fabricante)	Funcionando
	Aspectos Mecânicos	
	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm
	Aspectos Dosimétricos	
	Constância da dose de referência	2 %
	Reprodutibilidade da dose de referência	1 %
	Constância de fatores de campo	2 %

(continuação)

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
ANUAL	Constância de parâmetros sobre o eixo central (PDP, TMR, etc.)	2 %
	Constância de fatores fora do eixo central	2 %
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2 %
	Constância dos fatores de transmissão dos filtros	2 %
	Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1 %
	Dependência da dose de referência com a taxa de dose	2 %
	Constância da dose de referência com a angulação da estativa	2 %
	Constância dos fatores fora do eixo central com a angulação da estativa	2 %
	Modo rotacional	Funcionando

Os dados obtidos durante controle de qualidade devem ser anotados em um livro próprio, pois além permitir a análise do comportamento da máquina num período de tempo serve como um documento legal do período de funcionamento do equipamento.

A freqüência dos testes de controle e garantia de qualidade é variável para cada caso: se um mau funcionamento ocorrer, a freqüência de determinado teste aumenta.

6.5.2 Unidades de cobalto-60

Os procedimentos para avaliar a garantia da qualidade de uma unidade de ^{60}Co são semelhantes aos realizados para o acelerador linear, no entanto alguns testes são acrescentados devido ao decaimento da fonte e ao mecanismo de exposição da mesma. A tabela 3 apresenta os testes periódicos recomendados pela AAPM TG-40.

Tabela 3 - Controle de Qualidade Periódico para as Unidades de Cobalto-60

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
DIÁRIO	**Aspectos de Segurança**	
	Indicadores de Posição da Fonte:	
	- Console	
	- Porta	Funcionando
	- Equipamento	
	- Monitor (alarme) de radiações	
	Sistema de visualização do paciente	Funcionando
	Sistema de áudio	Funcionando
	Sistemas de recolhimento de emergência da fonte	Funcionando
	Sistema de retorno manual da fonte	Disponível
	Reprodutibilidade do temporizador	1 %
	Aspectos Mecânicos	
	Lasers	2 mm
	Telêmetro	2 mm
	Tamanho de campo (10x10 cm²)	2 mm
	Centro do reticulado	2 mm diâmetro
SEMANAL	Verificação de Posição da Fonte	3 mm
MENSAL	**Aspectos de Segurança**	
	Verificação de travas e códigos de acessórios (filtros, bandejas, etc.)	
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Funcionando
	Verificar topo de mesa	
	Campos permitidos para filtros	
	Aspectos Mecânicos	
	Indicadores angulares da estativa	1 grau
	Indicadores angulares do colimador	1 grau
	Telêmetro	3 mm
	Centro do Reticulado	2 mm diâmetro
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade de campo luminoso	2 mm
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm
	Indicadores de tamanhos de campos	2 mm
	Isocentro mecânico	2 mm diâmetro
	Horizontalidade da mesa	2 mm
	Coincidência de campos de luz-radiação	3 mm

(continuação)

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
MENSAL	Posição de filtro	2 mm (ou 2 % no fator de transmissão
	Posição de bandeja	2 mm
	Trava de filtros e bandejas	Funcionando
	Escalas da mesa	2 mm / 1 grau
	Intensidade do campo de luz	Funcionando
	Posição efetiva (virtual) da fonte	3 mm
	Aspectos Dosimétricos	
	Constância da dose de referência	2 %
	Constância de planura e simetria	2 %
ANUAL	**Aspectos de Segurança**	
	Comprovação de todas as travas	Funcionando
	Radiação de fuga e contaminação:	
	-Taxa de Kerma no ar a 5 cm da fonte	200 μGy/h
	-Taxa de Kerma no ar a 1 m da fonte	20 μGy/h
	-Contaminação do colimador	18,5 Bq
	Aspectos Mecânicos	
	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm
	Aspectos Dosimétricos	
	Constância da dose de referência	2 %
	Reprodutibilidade da dose de referência	2 %
	Coincidência de isocentro mecânico e de radiação	2 mm
	Constância de fatores de campo	2 %
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2 %
	Temporizador	
	- Reprodutibilidade	0,5%
	- Linearidade	1%
	- Correção tempo efetivo de radiação	2 seg. (ou 2%)

(continuação)

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
ANUAL	Constância da dose de referência com a angulação da estativa	2 %
	Uniformidade do feixe com a rotação da estativa	3 %
	Modo rotacional	Funcionando

Semanalmente deve ser analisada a verificação da posição da fonte, pode ocorrer algum deslocamento devido ao mecanismo de exposição. Uma forma rápida e simples de realizar este teste é mediante uma radiografia de controle, verificando se as bordas do campo de radiação (W 50) se mantêm simétricas em relação ao centro do reticulado, dentro da tolerância especificada para este teste.

Outro fator que deve ser analisado devido ao mecanismo de exposição da fonte é o erro na medida da taxa de dose absorvida nas unidades de ^{60}Co devido ao efeito de entrada e saída da fonte (temporizador). Para sua determinação pode ser empregado o seguinte método: é realizada uma leitura M_1 para um único tempo t_1; mantendo a câmara de ionização na mesma posição, são feitas n leituras para um tempo t_n tal que $t_1 = n \, . t_n$ (por exemplo, se t_1 = 1 minuto e n = 3 minutos, temos que t_n = 20 segundos), sendo então M_n a soma das n leituras. Pode ser demonstrado que o erro de entrada e saída da fonte se obtém por:

$$\varepsilon = \frac{t_1 (M_1 - M_n)}{nM_1 - M_n} \tag{6.3}$$

Um procedimento para determinar a não linearidade do temporizador está baseada na coleta de uma série de leituras M_i para diferentes tempos de maquina ($t_{maq,i}$) no intervalo de uso clínico. O tempo efetivo de irradiação em cada caso é determinado por:

$$t_{ef,i} = t_{maq,i} - \varepsilon \tag{6.4}$$

6.6 CONTROLE DE QUALIDADE EM MLC

O MLC pode ser visto como um colimador padrão dividido em diversos segmentos (as lâminas), desta forma, cada lâmina deve ser tratada como uma unidade independente e testada separadamente.

Em 2001 a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) publicou o Task Group No. 50, *Basic Applications of Multileaf Collimators*. Nesta publicação estão descritas as principais características de um colimador multi-lâminas, bem como o controle de qualidade que deve ser implementado quando um serviço de radioterapia adquirir esse sistema.

O acelerador linear do Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp apresenta um sistema de colimação *multileaf* da Varian de 52 lâminas, com 1 cm de largura projetada no isocentro. O maior campo que esse sistema permite formar é de 26 x 40 cm^2.

6.6.1 Aceitação e Comissionamento

Nesta etapa inicial o sistema *multileaf* é alinhado com os eixos mecânico, ótico e de radiação. Para verificar o alinhamento pode ser realizada uma série de testes de coincidência entre os campos de luz e de radiação.

Os mecanismos de movimentação das lâminas também devem ser testados, sendo necessário fazer uma calibração da posição das lâminas, ou seja, determinar onde será o ponto “zero” e verificar se elas se movimentam corretamente quando recebem um comando da sala de controle ou do sistema de planejamento.

Todo o sistema de rede que liga o *software* de planejamento, a sala de controle, a sala de tratamento e as lâminas no equipamento, deve ser cuidadosamente analisado. É muito importante verificar se o campo formado pelo *multileaf* está de acordo com o campo planejado, antes de iniciar o tratamento.

A performance do MLC também avalia os efeitos de transmissão, *tongue and groove* e de penumbra, descritos no capítulo 5. Estes devem ser verificados durante o comissionamento e verificados periodicamente, para garantir que todos os padrões estejam dentro dos limites especificados.

6.6.2 Controle de Qualidade Periódico para MLC

De acordo com a literatura [17, 18, 19], os testes de controle de qualidade periódico para o MLC implementados no Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp, são apresentados na tabela 4.

Tabela 4 - Controle de Qualidade Periódico para MLC

Freqüência	**Teste**	**Tolerância**
Para cada paciente	Verificar campo MLC com o campo planejado antes de iniciar o tratamento	2 mm
	Portal antes de realizar a segunda fração	Aprovação do médico
Mensal	Verificação de posição das lâminas e do isocentro	2 mm para posição das lâminas e 1 mm para isocentro
	Alinhamento entre os campos de luz e de radiação para vários tamanhos de campos	2 mm
	Verificação de *interlocks*	De acordo com fabricante
	Transferência de arquivos e variação na forma dos campos	2 mm
Semestral	Variação da largura da penumbra em função da posição das lâminas	Na região de 80 a 20%, a variação máxima entre os valores deve ser de 1,5 mm
	Efeitos de Transmissão	Picos de transmissão entre as lâminas < 3%, transmissão ao final das lâminas < 25%

7 RESULTADOS

7.1 ACELERADOR LINEAR

A seguir serão apresentados os resultados obtidos no CQ mensal do Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp, realizado no acelerador linear da Varian, modelo Clinac 2100 C.

A) Aspectos de Segurança

Os Aspectos de segurança que são verificados mensalmente incluem:

1) Botões de emergência;

2) Controle dos códigos dos filtros;

3) Controle dos códigos dos aplicadores e

4) Travamento de filtros, aplicadores e bandejas.

Todos os parâmetros avaliados funcionaram de forma adequada.

B) Aspectos Mecânicos e Elétricos

B.1) Deslocamento dos Lasers

Verificamos o alinhamento dos lasers de acordo com o retículo, todos os valores encontrados encontram-se dentro dos limites de tolerância especificados na seção anterior.

Tabela 5 - Verificação dos deslocamentos dos lasers do acelerador linear

Laser	Deslocamento (mm)
Lateral (270°)	0,5
Lateral (90°)	0,5
Longitudinal	1,0

B.2) Isocentro Mecânico

O isocentro mecânico não apresentou deslocamento com a rotação do colimador, já para rotação do *gantry* apresentou um pequeno deslocamento de 0,5 mm

B.3) Indicadores Angulares do *Gantry*

O aparelho apresenta um indicador angular luminoso e um mecânico, com o auxilio de um nível posicionamos o *gantry* em vários ângulos e observamos as indicações.

Tabela 6 - Indicadores angulares do *gantry*

Nivel	Indicador Luminoso	Indicador Mecânico
0°	0,2°	0°
90°	90,1°	90,0°
180°	180,0°	180,1°
270°	270,0°	270,0°

B.4) Indicadores Angulares do Colimador

Tabela 7 - Indicadores angulares do colimador

Nivel	Indicador Luminoso	Indicador Mecânico
0°	0°	0°
90°	90,0	90,0°
270°	269,7	270,0°

B.5) Centro do Reticulado

Verificamos se o centro do campo luminoso estava de acordo com o centro do reticulado, para este teste não observamos deslocamento.

B.6) Telêmetro

Foi utilizado um telêmetro mecânico para conferir se o telêmetro luminoso (escala) estava fornecendo as distâncias corretas.

Tabela 8 - Verificação da escala luminosa com o telêmetro mecânico

DFS (cm) – Telêmetro Luminoso	Telêmetro Mecânico
90	89,9
100	100
110	110,2

B.7) Verticalidade da Mesa

Analisamos o deslocamento do isocentro da mesa ao realizar movimentos verticais. Como ponto de referência utilizamos a projeção do retículo, observamos um deslocamento de 3 mm, valor que excede o limite de tolerância especificado para este teste. Com o auxílio de um nível, verificamos que a mesa está levemente inclinada, serão tomadas medidas corretivas para nivelar a mesa e corrigir este erro.

B.8) Tamanhos de Campo (módulo assimétrico)

Observamos se as arestas de cada campos se apresentavam simétricas com relação ao centro.

Tabela 9 - Verificação dos tamanhos de campos

Campo Nominal (cm^2)	**X_1 (cm)**	**X_2 (cm)**	**Y_1 (cm)**	**Y_2 (cm)**
5 x 10	2,5	2,5	5,0	5,0
10 x 12	5,0	5,0	6,0	6,0
20 x 15	10,0	10,0	7,5	7,5
25 x 30	12,5	12,5	14,9	15,0

B.9) Coincidência dos Campos de Luz e de Radiação

Seguimos o procedimento descrito na seção 6.4.4 e traçamos o perfil de um campo 10 x 10 cm^2 para os eixos X e Y, representados nos gráficos a seguir.

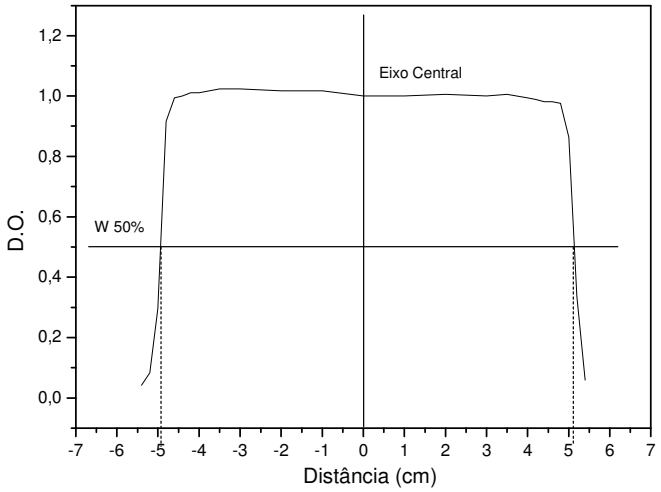

Figura 36: Coincidência entre os campos de luz e radiação para o eixo X (10 MV)

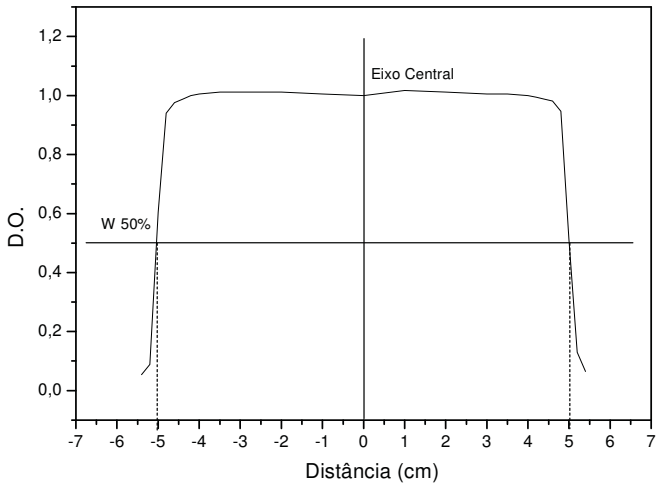

Figura 37: Coincidência entre os campos de luz e radiação para o eixo Y (10 MV)

No eixo X o campo se apresenta um pouco mais deslocado do que no eixo Y. De acordo com o gráfico o centro do campo no eixo X encontra-se 0,09 cm deslocado para direita, enquanto no eixo Y o deslocamento é imperceptível.

C) Aspectos Dosimétricos

Mensalmente é feita uma dosimetria em todos os feixes de fótons e elétrons disponíveis no equipamento, no entanto apresentarei os resultados obtidos para o feixe de fótons de 10 MV e para o feixe de elétrons de 6 MeV.

C.1) Feixe de Fótons – 10 MV

Materiais

- Câmara de ionização cilíndrica – Exradin 010862;
- Eletrômetro – Standard Imaging CDX 2000B;
- Fantoma Med Tec 40cm x 40cm x 40cm.

Condições de Referência

- Profundidade = 10 cm;
- DFS = 100 cm;
- Campo = 10 x 10 cm^2;
- T_0 = 20°C e P_0 = 760 mmHg

C.1.1) Determinação da dose absorvida na água

Foram realizadas 5 medidas na profundidade de referência para três tensões do eletrômetro, com esses valores foi possível calcular todos os fatores de correção e obter a dose absorvida na água para a profundidade de referência e para a profundidade de dose máxima, através da PDP.

Tabela 10 - Medidas na profundidade de referência para fótons de 10 MV

Tensão	**L_1**	**L_2**	**L_3**	**L_4**	**L_5**	**Média**
- 300 V	14,150	14,140	14,140	14,140	14,140	14,142
+ 300 V	14,150	14,140	14,140	14,140	14,140	14,142
-150 V	14,120	14,120	44,110	14,120	14,120	14,118

Sendo P = 764.3 mmHg e T = 24°C:

Tabela 11 - *Fatores de correção para determinação de dose absorvida na água.

$M_- = (M_1)$ =	14,142 nC
M_+ =	14,142 nC
V_1 =	**- 300 V**
V_2 =	**- 150 V**
a_0 =	**2,337**
a_1 =	**-3,636**
a_2 =	**2,299**
K_{ele} =	**1,000**
$k_{T,P}$ =	1,091
k_{pol} =	1,000
k_s =	1,002
N_{D,W,Q_0} =	4,7952 cGy/nC
k_{Q,Q_0} =	0,9866
M_Q =	15,442 nC
% Z_{ref} =	73,6
$D_{W,Q}$ (Z_{ref}) =	73,056 cGy/min
$D_{W,Q}$ ($Z_{máx}$) =	99,3 %

* A definição de cada fator foi apresentada no capítulo 4.

A dose na profundidade de equilíbrio eletrônico ($D_{W,Q,z_{máx}}$) deve ser igual a 100%, portanto observamos uma variação de 0,7 % do valor ideal, no entanto o valor encontrado está dentro dos limites de tolerância (2%).

C.1.2) Simetria e Planura (medidas *in plane*)

De acordo com as equações 6.1 e 6.2, calculamos a simetria e a planura do campo para as duas direções (*in plane* e *cross plane*) e comparamos com os valores de referência.

Tabela 12 - Medidas *in plane* para fótons de 10 MV na profundidade de referência

Deslocamento (cm)	**Leituras**		**Média**
-8	18,890	18,860	18,875
-4	19,050	19,010	19,030
0	18,750	18,730	18,740
4	18,890	18,880	18,885
8	18,730	18,730	18,730

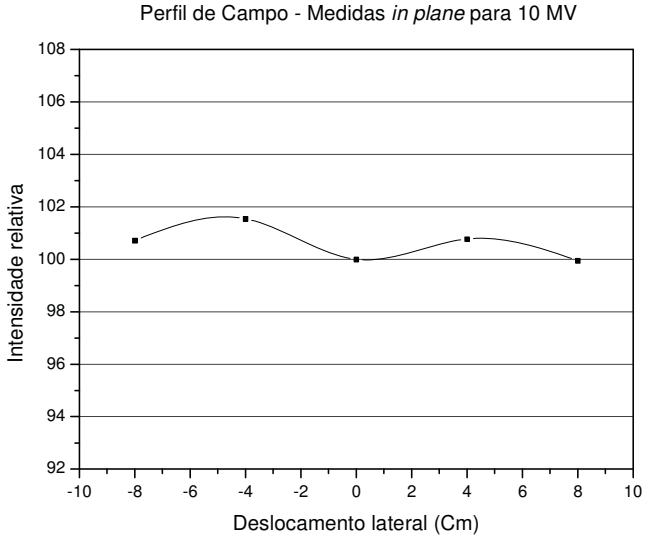

Figura 38: Perfil de campo para medidas *in plane* para fótons de 10 MV

Simetria = -0,8 %

Planura = 0,8 %

Simetria de referência = -1,3 % Desvio = 0,5 %

Planura de referência = 1,0 % Desvio = -0,2 %

C.1.2) Simetria e Planura (medidas *cross plane*)

Tabela 13 - Medidas *cross plane* para fótons de 10 MV na profundidade de referência.

Deslocamento (cm)	**Leituras**		**Média**
-8	19,100	19,100	19,100
-4	19,090	19,080	19,085
0	18,680	18,680	18,680
4	18,850	18,820	18,835
8	18,610	18,600	18,605

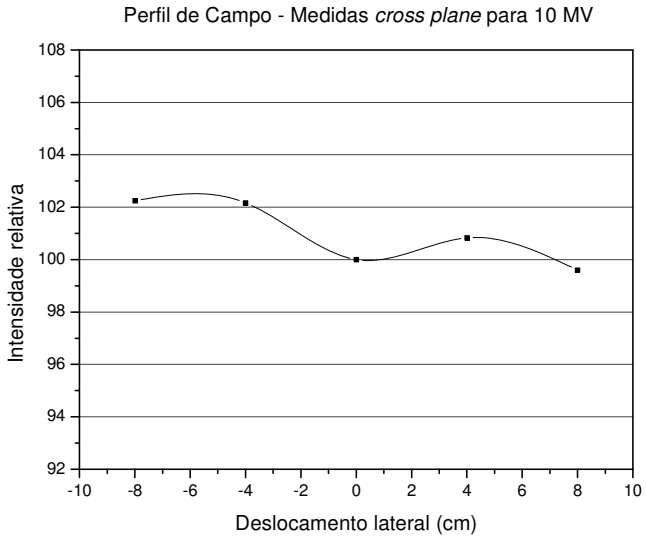

Figura 39: Perfil de campo para medidas *cross plane* para fótons de 10 MV

Simetria = -2,6 %

Planura = 1,3 %

Simetria de referência = -2,1 % Desvio = -0,5 %

Planura de referência = 1,2 % Desvio = 0,1 %

C.2) Feixe de Elétrons – 6 MeV

Materiais

- Câmara de ionização de placas paralelas – Exradin P11 10808;
- Eletrômetro – Standard Imaging CDX 2000B;
- Fantoma Med Tec 40cm x 40cm x 40cm.

Condições de Referência

- Profundidade = 1,30 cm;
- DFS = 100 cm;
- Aplicador (cone) = 15 x 15 cm^2;
- T_0 = 20°C e P_0 = 760 mmHg.

C.2.1) Determinação da dose absorvida na água

Foi realizado o mesmo procedimento para os feixes de fótons, mas levando em consideração os fatores de calibração cruzada para câmara de ionização de placas paralelas. Com as medidas feitas encontramos a dose absorvida na água para as profundidades de referência e de dose máxima.

Tabela 14 - Medidas na profundidade de referência para feixe de elétrons de 6 MeV

Tensão	**L_1**	**L_2**	**L_3**	**L_4**	**L_5**	**Média**
- 300 V	21,580	21,580	21,570	21,580	21,580	21,578
+ 300 V	21,720	21,720	21,720	21,720	21,730	21,722
-150 V	21,480	21,470	21,470	21,480	21,480	21,476

Sendo P = 764.3 mmHg e T = 24°C.

Dessa forma:

Tabela 15 - Fatores de correção para determinação de dose absorvida na água

M- = (M_1) =	21,578 nC
M_+ =	21,722 nC
V_1 =	**- 300 V**
V_2 =	**- 150 V**
a_0 =	**2,337**
a_1 =	**-3,636**
a_2 =	**2,299**
K_{ele} =	**1,000**
$k_{T,P}$ =	1,095
k_{pol} =	1,00334

(continuação)	
k_s =	1,00462
h_{pl} =	**1,000**
$k_{Q,Qint}$ =	**1,0502**
$k_{Qcross,Qint}$ =	**1,0075**
$k_{Q,Qcross}$ =	1,0424
$N_{D,W,Qcross}$ =	**4,033 cGy/nC**
$M_{pp,Q}$ =	23,792
$D_{W,Q(Zref)}$ =	100,018
PDP $_{(Zref)}$ =	99,92
$D_{W,Q}$ ($Z_{máx}$) =	1,001

A dose na profundidade de equilíbrio eletrônico ($D_{W,Q,Z_{máx}}$) deve ser igual a 100%, portanto observamos uma variação de 0,08 % do valor ideal.

C.2.2) Posição Virtual da Fonte

Efetuando uma média de leituras para diferentes DFSs é possível verificar a posição virtual da fonte e comparar com o valor de referência utilizado pelo serviço.

Tabela 16 - Medidas para verificação da posição virtual da fonte

DFS (cm)	**Leituras (nC)**					**Média x k_{TP}**	**SD %**
98	22,750	22,740	22,740	22,740	22,740	24,981	0,02
100	21,720	21,720	21,720	21,720	21,730	23,775	0,02
105	19,510	19,510	19,500	19,510	19,500	21,350	0,03
110	17,720	17,710	17,700	17,700	17,700	19,379	0,05

Sendo $Z_{máx}$ = 1,3 para elétrons de 6 MeV:

Tabela 17 - Dados para verificação da posição virtual da fonte

DFS + $Z_{máx}$	99,3	101,3	106,3	111,3
Raiz (1/Leitura)	0,200	0,205	0,216	0,227

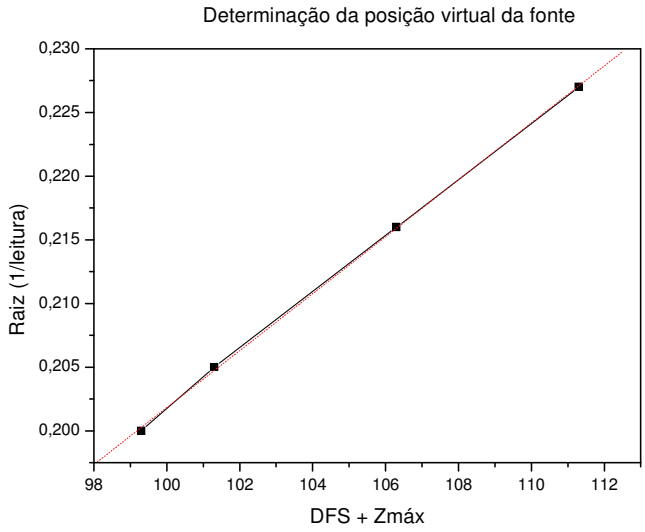

Figura 40: Verificação da posição virtual da fonte para feixe de e^- de 6 MeV

De acordo com o ajuste linear da reta (linha vermelha), a fonte virtual encontra-se a 98,0 cm da profundidade de dose máxima, ou a 96,7 cm da superfície (distância foco-superfície efetiva).

C.2.3) Simetria e Planura (medidas *in plane*)

Novamente, de acordo com as equações 6.1 e 6.2, calculamos a simetria e a planura do campo para as duas direções (*in plane* e *cross plane*) e comparamos com os valores de referência.

Tabela 18 - Medidas *in plane* para elétrons de 6 MeV na profundidade de dose máxima

Deslocamento (cm)	**Leituras**		**Média**
-8	21,430	21,410	21,420
-4	21,840	21,840	21,840
0	21,800	21,810	21,805
4	21,880	21,870	21,875
8	21,240	21,240	21,240

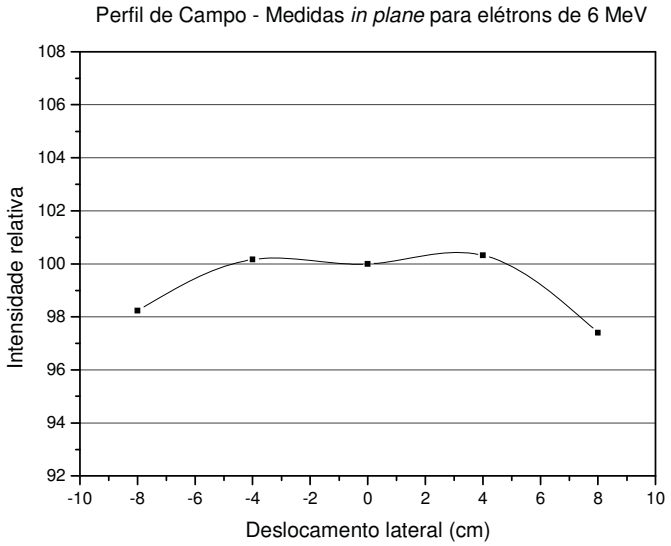

Figura 41: Perfil de campo para medidas *in plane* realizadas com feixes de elétrons de 6 MeV

Simetria = - 0,8 %

Planura = 1,5 %

Simetria de referência = -0,33 % Desvio = -0,47 %

Planura de referência = 1,33 % Desvio = 0,17 %

C.2.4) Simetria e Planura (medidas *cross plane*)

Tabela 19 - Medidas *cross plane* para elétrons de 6 MeV na profundidade de dose máxima

Deslocamento (cm)	**Leituras**		**Média**
-8	21,740	21,720	21,730
-4	22,030	22,020	22,025
0	21,830	21,830	21,830
4	21,850	21,850	21,850
8	21,420	21,400	21,410

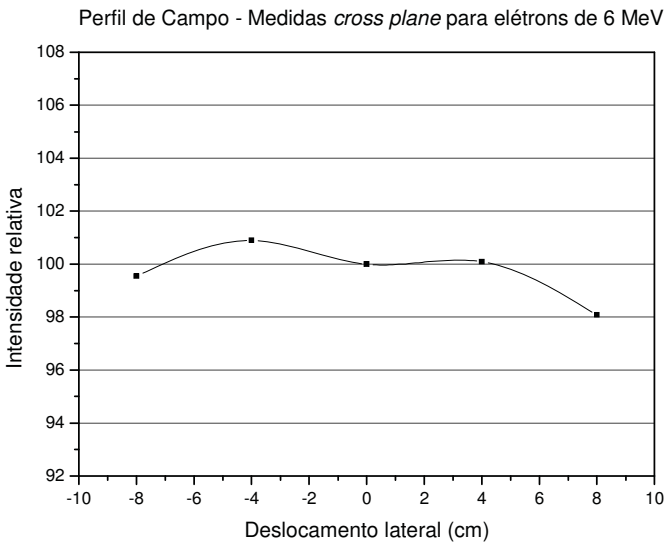

Figura 42: Perfil de campo para medidas *cross plane* realizadas com feixes de elétrons de 6 MeV

Simetria = -1,5 %

Planura = 1,4 %

Simetria de referência = -1,5 % Desvio = 0,0 %

Planura de referência = 1,60 % Desvio = 0,20 %

7.2 COBALTO-60

Os resultados obtidos nos testes mensais do CQ da fonte de ^{60}Co serão apresentados a seguir. Durante a dosimetria avaliamos também alguns aspectos que são vistos anualmente, como fatores de transmissão de filtros e bandejas, correção por tempo efetivo de irradiação e linearidade e reprodutibilidade do temporizador.

A) Aspectos de Segurança

Foram verificados se todos os botões de emergência (da sala e do console) funcionavam adequadamente, nenhum deles apresentou anormalidades.

B) Aspectos Mecânicos

B.1) Deslocamento dos Lasers

Comparamos se houve algum deslocamento de cada laser com relação ao centro do retículo.

Tabela 20 - Verificação do deslocamento dos lasers para fonte de ^{60}Co

Laser	Deslocamento (mm)
Lateral (270°)	1,0
Lateral (90°)	1,0
Longitudinal	4,0 *

* O laser longitudinal apresentou um deslocamento maior do que a tolerância especificada para esse teste, foi feito um ajuste em todos os lasers, de acordo com o isocentro da máquina. No mês seguinte observou-se um deslocamento bem menor, 0.5 mm para os lasers laterais e nenhum deslocamento para o laser longitudinal.

B.2) Isocentro Mecânico

O isocentro mecânico não apresentou deslocamento com a rotação do colimador, já para rotação do *gantry* apresentou um pequeno deslocamento de 1,0 mm.

B.3) Indicador Angular do *Gantry*

O equipamento do cobalto-60 apresenta apenas um indicador mecânico da angulação do *gantry*. Com o auxilio de um nível posicionamos o *gantry* em ângulos diferentes e observamos o valor apontado pelo indicador mecânico.

Tabela 21 - Indicador angular da estativa para unidade de ^{60}Co

Nível	Indicador Mecânico
0°	0,5°
90°	91°
180°	179,5°
270°	269,5°

B.4) Indicador Angular do Colimador

Tabela 22 - Indicador angular do colimador para unidade de ^{60}Co

Nível	Indicador Mecânico
0°	0,2°
90°	90,0°
180°	180,03°
270°	270,0°

B.5) Centro do Reticulado

Verificamos se o centro do campo luminoso estava de acordo com o centro do reticulado, para este teste não observamos deslocamento.

B.6) Telêmetro

A unidade de cobalto-60 não apresenta um telêmetro mecânico, portanto para realizar esse teste utilizamos uma trena, medindo a distância da mesa até o diafragma e somando o valor encontrado com a distância do diafragma até a fonte. A distância fonte-diafragma é fornecida pelo fabricante. Para o equipamento do serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp essa distância é de 45,0 cm.

Tabela 23 - Verificação da escala luminosa para unidade de ^{60}Co

DFS (cm) – Telêmetro Luminoso	Telêmetro Mecânico (cm)
75	75,2
80	80,1
90	89,9
100	99,7

B.7) Verticalidade da Mesa

Observamos se houve algum deslocamento do centro da mesa ao realizar movimentos verticais. Como ponto de referência utilizamos a projeção do centro do retículo, observamos um deslocamento de 2,0 mm. Depois de uma manutenção corretiva, ao repetir o teste, esse valor diminui para 1,0 mm.

B.8) Tamanhos de Campos

Observamos se as arestas de cada campos se apresentavam simétricas com relação ao centro.

Tabela 24 - Verificação dos tamanhos de campo para unidade de ^{60}Co

Campo Nominal (cm^2)	**X_1 (cm)**	**X_2 (cm)**	**Y_1 (cm)**	**Y_2 (cm)**
5 x 5	2,4	2,3	2,5	2,4
10 x 10	5,1	5,0	5,0	4,9
15 x 15	7,3	7,2*	7,5	7,5
20 x 20	9,8	9,7*	10,0	9,8
30 x 30	18,0*	14,7*	15,0	15,0

* Valores que ultrapassaram os limites de tolerância recomendados.

Durante o teste observamos que muitos valores estavam fora dos limites de tolerância, dessa forma, foi realizada uma manutenção corretiva no equipamento e repetimos as medidas, obtendo resultados bem melhores, como mostra a tabela 25.

Tabela 25 - Verificação dos tamanhos de campo para unidade de ^{60}Co depois dos ajustes

Campo Nominal (cm^2)	**X_1 (cm)**	**X_2 (cm)**	**Y_1 (cm)**	**Y_2 (cm)**
5 x 5	2,5	2,5	2,5	2,6
10 x 10	5,0	4,9	5,0	5,1
15 x 15	7,5	7,5	7,4	7,6
20 x 20	10,1	10,0	10,0	10,1
30 x 30	15,0	14,9	14,9	15,1

B.9) Coincidência dos Campos de Luz e de Radiação

Seguimos o procedimento descrito na seção 6.4.4 e traçamos o perfil de um campo 10 x 10 cm^2 para os eixos X e Y, representados nos gráficos a seguir.

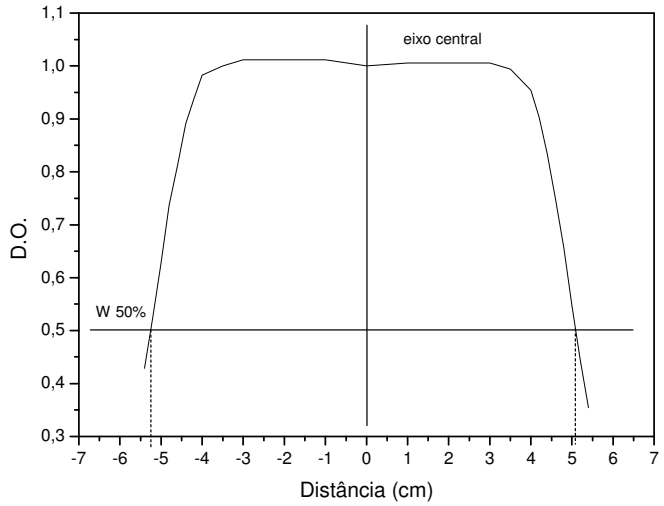

Figura 43: Coincidência entre os campos de luz e radiação para o eixo X do ^{60}Co

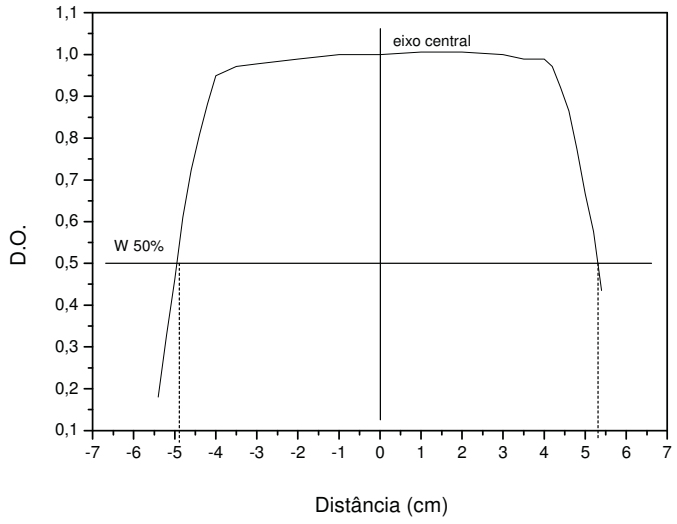

Figura 44: Coincidência entre os campos de luz e radiação para o eixo Y do ^{60}Co

No eixo X o campo se apresenta um pouco mais deslocado do que no eixo Y. De acordo com o gráfico o centro do campo no eixo X encontra-se 2 mm deslocado para esquerda, enquanto no eixo Y o deslocamento é de 1,9 mm para cima. Ao repetir o teste

depois da manutenção no equipamento, os valores encontrados foram: 1,33 mm para esquerda no eixo X e 0,95 mm para baixo no eixo Y.

C) Aspectos Dosimétricos

Os resultados apresentados nesta seção são referentes a dosimetria realizada no dia 28/04/2008, na unidade de cobalto-60 (Alcyon II).

Materiais

- Câmara de ionização cilíndrica – Exradin 010862;
- Eletrômetro – Standard Imaging CDX 2000B;
- Fantoma Med Tec 40 x 40 x 40.

Condições de Referência

- Profundidade = 5,0 cm;
- DFS = 80 cm;
- Campo = 10 x 10 cm^2;
- T_0 = 20°C e P_0 = 760 mmHg.

C.1) Temporizador

Reprodutibilidade

Para avaliar a reprodutibilidade do temporizador foram realizadas três leituras para um mesmo intervalo de tempo.

Leituras: 11,59; 11,60; 11,60 nC

Média = 11,5950 nC, apresentando uma boa reprodutibilidade das leituras.

Correção por tempo efetivo de irradiação

Seguindo o procedimento apresentado na seção 6.6.2, a leitura obtida para um tempo único de 1,5 min. foi 11,410 nC, enquanto que para o mesmo tempo, mas interrompendo a cada 0,5 min., obtivemos uma soma das leituras igual a 17,360 nC. O erro por tempo efetivo de irradiação calculado foi ε = 0,002 min., apresentando-se dentro dos limites de tolerância.

Linearidade

Tabela 26 - Dados para obtenção da linearidade do temporizador

Tempo (min)	**0,5**	**1,0**	**1,50**	**2,0**	**3,0**
L_1 (nC)	5,77	11,60	11,43	23,18	35,07
L_2 (nC)	5,77	11,60	11,41	23,270	35,07
<L/Tef> nC/min	11,59	11,63	11,63	11,63	11,70

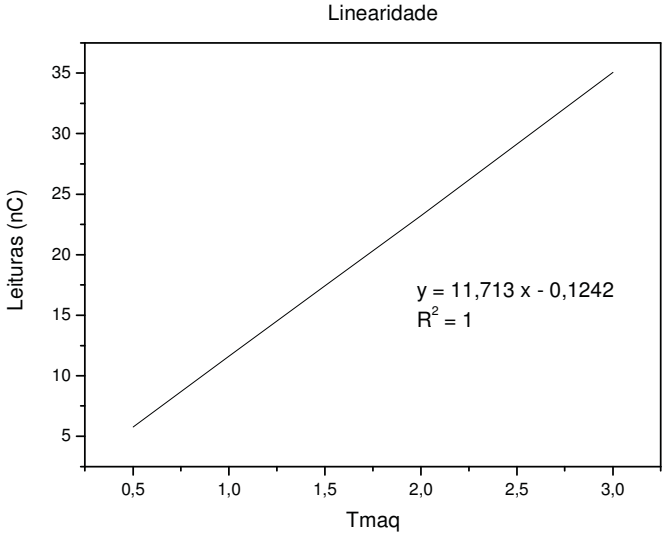

Figura 45: Linearidade do temporizador

De acordo com as leituras obtidas a não linearidade apresentada foi de 0,55%, que se encontra dentro dos limites de tolerância.

C.2) Porcentagem de Dose Profunda

Realizando medidas em várias profundidades, comparamos o valor de PDP medido com o utilizado para os cálculos (valores tabelados).

Tabela 27 - Verificação da PDP

Prof. (cm)	**Leituras (nC)**			**PDP (medida)**	**PDP (tabela)**	**Desvio (%)**
0,5	14,64	14,62	14,61	100 %	100 %	------
5,0	11,66	11,65	11,65	79,7 %	78,8 %	1,1
10,0	8,34	8,34	8,35	57,1 %	56,4 %	1,2
15,0	5,82	5,52	5,82	39,8 %	39,4 %	1,0
20,0	4,02	4,02	4,02	27,5 %	27,4 %	0,3

C.3) Fator de Abertura do Campo

Na profundidade de referência foram efetuadas medidas para diversos tamanhos de campo, tomando como referência o campo 10 x 10 cm^2. Com a relação das medidas obtidas comparamos os fatores de abertura de campo medidos, com os fatores utilizados para cálculo do tempo de tratamento (valores tabelados).

Tabela 28 - Verificação dos fatores de abertura de campo

Campo (cm^2)	**Leituras (nC)**		**Medido**	**Utilizado**	**Desvio (%)**
10 x 10	11,60	11,59	1,000	1,000	------
5 x 5	10,450	10,440	0,944	0,954	1,1
15 x 15	12,480	12,480	1,056	1,036	2,0
20 x 20	13,070	13,050	1,092	1,063	2,7*

* Valor ultrapassou o limite de tolerância.

Depois da manutenção corretiva foi realizada uma nova dosimetria, na qual observamos, de forma geral, uma melhora nos desvios dos fatores de abertura de campo, como mostra a tabela 29.

Tabela 29 – Verificação dos fatores de abertura de campo após manutenção do aparelho

Campo (cm^2)	**Leituras (nC)**		**Medido**	**Utilizado**	**Desvio (%)**
10 x 10	11,64	11,63	1,000	1,000	------
5 x 5	10,450	10,440	0,941	0,954	1,4
15 x 15	12,380	12,380	1,044	1,036	0,8
20 x 20	12,940	12,960	1,079	1,063	1,5

C.4) Fatores de Transmissão dos Filtros

Relacionamos as medidas feitas em condições de referência sem a utilização de acessórios com as leituras obtidas para cada filtro, obtendo dessa forma o fator de filtro. Os resultados obtidos foram comparados com os utilizados (de referência).

A média das leituras obtidas sem filtro foi de 11,60 nC.

Tabela 30 - Verificação dos fatores de transmissão dos filtros

Filtro	Leituras nC (Colimador a 0°)		Leituras nC (Colimador a 180°)		Medido	Utilizado	Desvio (%)
15°	9,37	9,36	9,14	9,32	0,802	0,803	0,2
30°	7,96	7,96	7,91	7,91	0,684	0,693	1,2
45°	6,38	6,39	6,38	6,37	0,550	0,556	1,1
60°	4,52	4,52	4,40	4,40	0,384	0,385	0,1

C.5) Fatores de Transmissão das Bandejas

Seguindo o mesmo procedimento do item anterior, obtivemos os fatores de transmissão para cada tipo de bandeja e comparamos com os valores de referência.

A média das leituras sem bandeja foi igual a 11,60 nC.

Tabela 31 - Verificação dos fatores de transmissão das bandejas

Bandeja	Leituras com bandeja (nC)		Medido	Utilizado	Desvio (%)
Lisa	11,20	11,20	0,966	0,967	0,2
Rasgada	11,32	11,33	0,976	0,985	0,9
Furada	11,41	11,42	0,984	0,985	0,1

C.6) Simetria e Planura (medidas *in plane*)

Tabela 32 - Medidas *in plane* para raios γ do ^{60}Co

Deslocamento (cm)	Leituras (nC)		Média
-8	12,260	12,240	12,250
-4	12,830	12,790	12,810
0	12,970	12,960	12,965
4	12,820	12,820	12,820
8	12,180	12,190	12,185

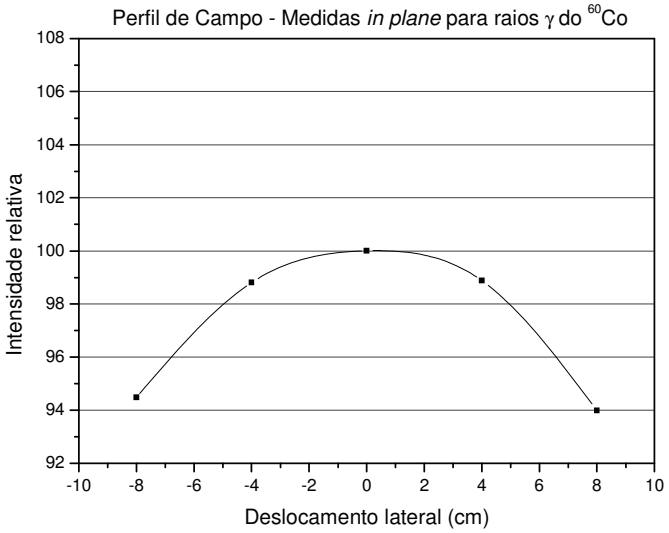

Figura 46: Perfil de campo para medidas *in plane* realizadas com raios γ do ^{60}C

Simetria = -0,5 %

Planura = 3,1 %

Simetria de referência = -0,67 % Desvio = 0,17 %

Planura de referência = 3,1 % Desvio = 0,0 %

C.7) Simetria e Planura (medidas *cross plane*)

Tabela 33 - Medidas *cross plane* para raios γ do ^{60}Co

Deslocamento (cm)	**Leituras**		**Média**
-8	12,310	12,310	12,310
-4	12,840	12,830	12,835
0	12,950	12,940	12,945
4	12,720	12,760	12,740
8	12,010	11,960	11,985

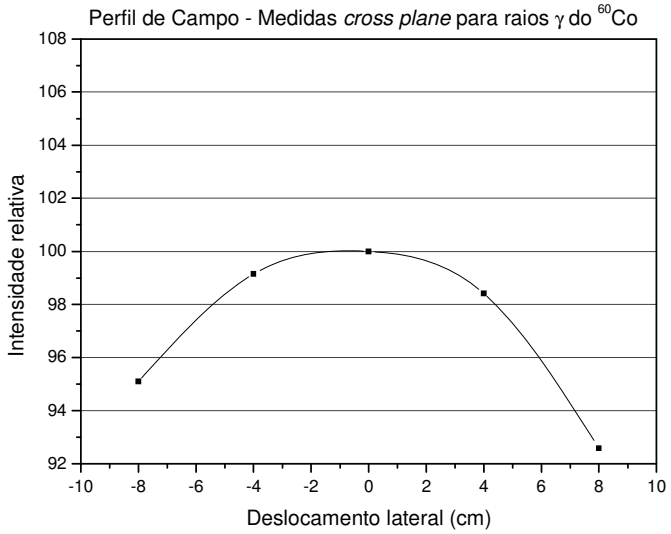

Figura 47: Perfil de campo para medidas *cross plane* realizadas com raios γ do ^{60}Co

Simetria = -2,5 %

Planura = 3,9 %

Simetria de referência = -2,57 % Desvio = -0,07 %

Planura de referência = 4,0 % Desvio = -0,1 %

C.8) Determinação da dose absorvida na água

Foram realizadas 5 medidas na profundidade de referência para três tensões do eletrômetro, com esses valores foi possível calcular todos os fatores de correção e obter a dose absorvida na água para a profundidade de referência e para a profundidade de dose máxima.

Tabela 34 - Medidas na profundidade de referência

Tensão	**L_1**	**L_2**	**L_3**	**L_4**	**L_5**	**Média**
- 300 V	11,57	11,56	11,5	11,57	11,57	11,568
+ 300 V	11,57	11,58	11,60	11,52	11,57	11,568
-150 V	11,58	11,56	11,56	11,58	11,56	11,568

Sendo P = 764.3 mmHg e T = 24°C:

Tabela 35: Fatores de correção para determinação da dose absorvida

M- = (M) =	11,568 nC
M_+ =	11,568 nC
V_1 =	**- 300 V**
V_2 =	**- 150 V**
K_{ele} =	**1,000**
$k_{T,P}$ =	1,073
k_{pol} =	1,000
k_s =	1,000
N_{D,W,Q_0} =	4,7958 cGy/nC
M =	12,474 nC
% Z_{ref} =	78,8
$D_{W,Q}$ (Z_{ref}) =	59,823
$D_{W,Q}$ ($Z_{máx}$) =	75,918 cGy/min*

O rendimento atual da fonte de ^{60}Co utilizada no serviço de Radioterapia do HC da Unicamp, apresenta rendimento de 74,02 cGy/min (valor calculado pelo decaimento radioativo de acordo com as medidas do protocolo antigo – TRS 277). O valor medido foi 75,918 cGy/min, apresentando uma diferença de 2,56 %.

A diferença apresentada aqui está fora do limite de tolerância, que nesse caso é de 2%, no entanto, o valor de referência utilizado foi obtido de acordo protocolo TRS 277, que tem como base a dose absorvida no ar. Sendo assim, novas medidas estão sendo realizadas constantemente, seguindo as especificações do protocolo TRS 398, que é o protocolo adotado pelo serviço. Com a média das novas leituras, teremos uma nova referência para calcular o valor do rendimento da fonte de ^{60}Co.

7.3 CQ PARA COLIMADOR *MULTILEAF*

Semestralmente verificamos os efeitos de transmissão e penumbra para o MLC, os resultados obtidos estão apresentados nas próximas seções.

Materiais

- Filme Radiográfico IBF – Medix, tamanho 35 x 43 cm^2;
- Placas de acrílico de diversas espessuras;
- Densitômetro Victoreen modelo 07-424.

Condições de Referência

- Campo 10 x 10 cm^2;
- SAD = 100 cm
- Feixe de fótons de 6 MV;
- Espessura de equilíbrio eletrônico = 1,5 cm.

A) Penumbra

Para avaliar a variação da largura da penumbra de acordo com a posição das lâminas, definimos um campo 10 x 10 cm^2 com o *multileaf* e variamos o centro do campo com relação a posição inicial (centro igual a zero). Traçamos o perfil do campo, apenas na direção em que ele é colimado pela face interna das lâminas (eixo X), e medimos a largura da penumbra, na região de 80% a 20% da dose.

Posicionamos o campo inicialmente como ilustra a figura 48.

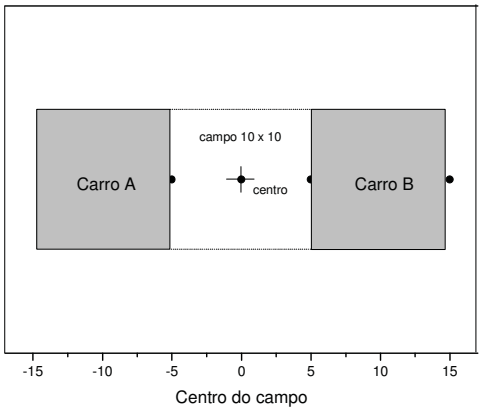

Figura 48: Esquema ilustrando o posicionamento dos carros das lâminas para avaliar a variação da penumbra quando variamos o centro campo

Com o filme posicionado na profundidade de equilíbrio eletrônico (z_{max} = 1,5 cm) realizamos uma exposição. A figura 49 apresenta o perfil do campo no eixo X.

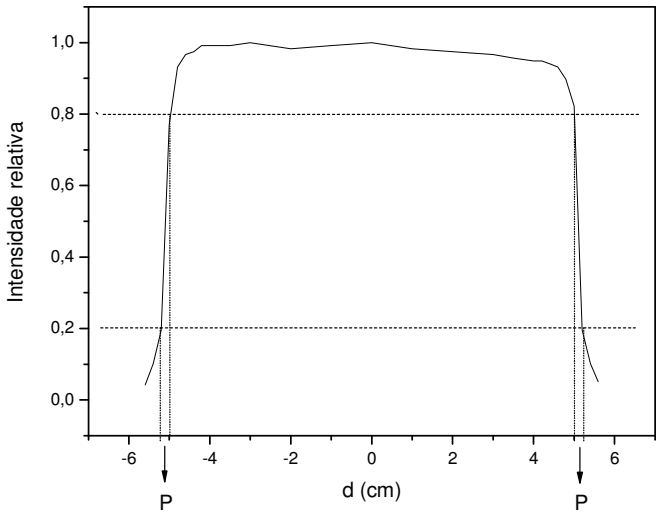

Figura 49: Análise da penumbra com o centro do campo na posição zero

Realizamos este procedimento para as seguintes variações do centro do campo: -10, -5, 0, 5, 10 e 15 cm. Com a média dos valores encontrados para cada campo foi possível traçar o gráfico da variação da penumbra com o deslocamento do campo.

Tabela 36 - Variação da largura da penumbra com o deslocamento do campo.

Centro do Campo	**Penumbra X. (cm)**	**Penumbra X_+ (cm)**	**Média**
-10	0,26	0,21	0,24
-5	0,21	0,33	0,27
0	0,35	0,25	0,3
5	0,22	0,18	0,2
10	0,28	0,3	0,29
15	0,39	0,21	0,3

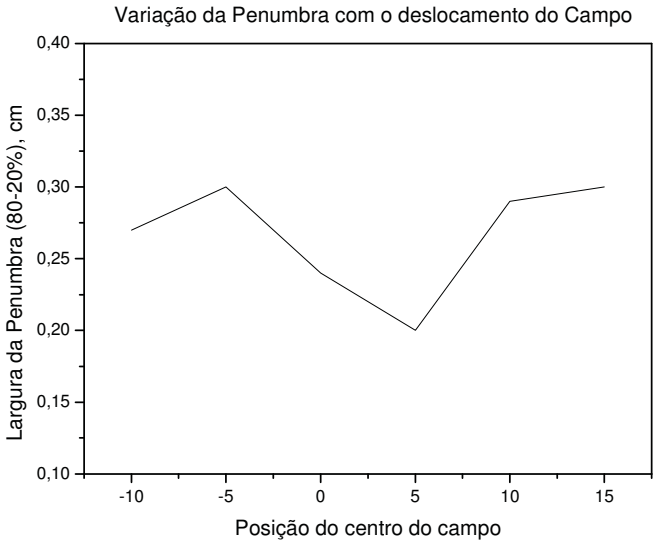

Figura 50: Variação da penumbra com o deslocamento do campo para um campo colimado com MLC

B) Transmissão

Definimos um campo 10 x 10 cm^2 com o MLC e fizemos uma exposição com uma dose alta, aproximadamente 360 cGy (350 UM), de forma que pudéssemos observar com clareza os efeitos de transmissão.

Para avaliar esses efeitos, as medidas foram coletadas transversalmente às lâminas, em intervalos de 0.5cm para diferentes regiões do filme.

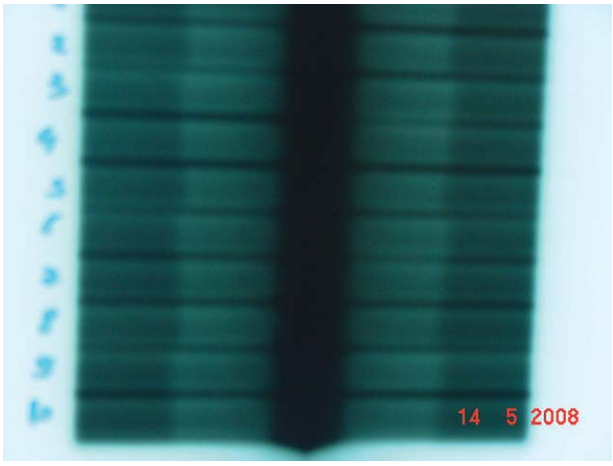

Figura 51: Foto tirada de um filme que foi exposto com 350 UM, para energia de 6MV com um campo totalmente fechado pelo MLC

A tabela a seguir apresenta as leituras obtidas para essas faixas. A figura 52 ilustra a relação obtida entre porcentagem da dose transmitida e distância.

Tabela 37 - Leituras obtidas para o efeito de transmissão. As distâncias de valores inteiros (1, 2, 3 ...) são referentes as medidas realizadas através das lâminas, e os demais referentes a transmissão entre as lâminas.

	Densidade Óptica			
Distância (cm)	**Faixa A**	**Faixa B**	**Faixa C**	**Faixa D**
1	2,07	1,99	1,9	2,09
1,5	2,28	2,13	1,95	2,46
2	2,07	2,02	2,0	2,11
2,5	2,12	2,04	2,31	2,32
3	2,11	2,01	1,97	2,11
3,5	2,59	2,39	2,05	2,3
4	2,12	2,06	2,01	2,12
4,5	2,6	2,47	2,41	2,56
5	2,12	2,03	2,0	2,13
5,5	2,15	2,2	2,23	2,2
6	2,14	2,05	2,02	2,17
6,5	2,44	2,26	2,11	2,38
7	2,15	2,05	2,04	2,19
7,5	2,37	2,29	2,26	2,42
8	2,11	2,04	2,06	2,21
8,5	2,15	2,14	2,2	2,22
9	2,12	2,01	1,97	2,15
9,5	2,5	2,29	2,37	2,45
10	2,05	1,96	1,95	2,12

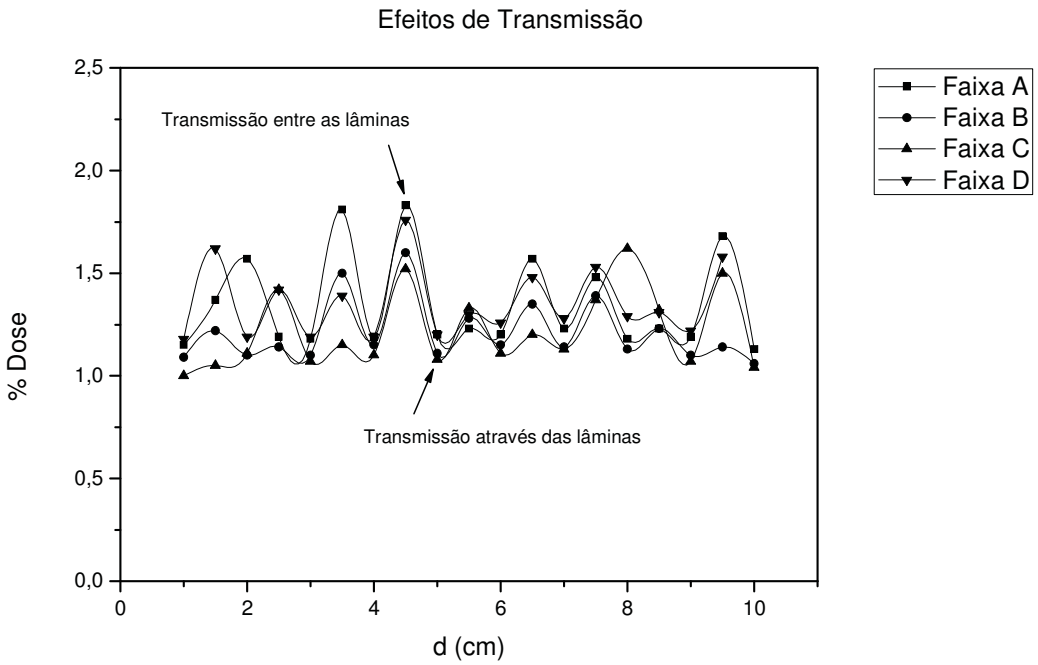

Figura 52: Representação dos efeitos de transmissão através e entres as lâminas do MLC

O maior valor encontrado foi de 1,8 % com relação à dose máxima.

A recomendação para esse teste é que os picos de transmissão entre as lâminas não excedam a transmissão através de um bloco de *cerrobend*, que é confeccionado para bloquear 97% do feixe de radiação. Sendo assim, o MLC avaliado encontra-se dentro dos limites de tolerância.

8 DISCUSSÃO

Após a realização dos testes, foi feita uma discussão com os físicos do serviço para avaliar o motivo de possíveis erros e encontrar a melhor forma de solucioná-los.

O acelerador linear é um equipamento relativamente novo, e apresenta uma ótima performance ao avaliar os aspectos de segurança, mecânicos e elétricos. A dosimetria também apresentou resultados satisfatórios, não apenas para as energias apresentadas neste trabalho, como para todas as energias disponíveis no equipamento. No entanto, o acelerador linear envolve muito mais tecnologia, com isso é mais susceptível a variações eletrônicas, além de poder apresentar erros nos softwares utilizados para o planejamento. Com isso o controle de qualidade para o acelerador exige um número maior de testes, e demanda mais tempo para realizá-los.

Os testes efetuados para o colimador *multileaf* mostraram que este se encontra dentro dos padrões de qualidade esperados, no entanto, diferentemente dos colimadores intrínsecos do aparelho, o MLC pode apresentar variações nos efeitos de transmissão.

As lâminas do MLC são ajustadas de forma que lâminas adjacentes fiquem muito próximas, evitando qualquer vazamento de radiação, no entanto para permitir o movimento, existe uma fina camada de ar entre elas. É por esse espaço que verificamos a transmissão. Essa camada pode apresentar variações, que são visíveis no filme de controle: em alguns locais a linha de transmissão entre elas é mais espessa, em outros mais fina. Portanto deve-se verificar constantemente se houve alguma alteração no arranjo das lâminas (devido aos movimentos constantes) e se todas as linhas de transmissão estão dentro dos limites de tolerância.

Através do filme de controle, representado pela figura 51, observou-se uma faixa central bem escura. Essa faixa ocorre em resposta ao efeito de transmissão ao final das lâminas. Nesse filme não foi possível quantificar de forma adequada o efeito, pois para tal dose, já estávamos na região de saturação da curva sensitométrica do filme. Outras variações de densidade óptica observadas para um mesmo campo (faixas A, B, C e D), ocorrem devido ao formato das lâminas, que em algumas regiões atenua um pouco mais o feixe; no entanto essa variação é muito pequena, não apresentando influência significativa na análise dos resultados.

Ao ligar o equipamento, é feita uma verificação das lâminas do MLC pelo próprio aparelho. Durante essa verificação diária é possível observar o movimento delas, a velocidade e identificar qualquer anormalidade.

Durante o período de estágio, foi presenciada apenas uma falha no sistema de movimentação do MLC, que ocorreu devido a um artefato pequeno encontrado em um dos carros de lâminas. Este pequeno artefato estava impedindo o movimento adequado de uma das lâminas, bloqueando qualquer tratamento com o sistema *multileaf*. Esse erro foi facilmente reparado com o auxilio de um engenheiro da Varian, e o serviço voltou à rotina no mesmo período, sem grande prejuízo aos pacientes.

A unidade de cobalto-60 já é bem mais antiga, apresentando falhas mecânicas com uma freqüência maior do que o acelerador linear. Durante o período de estágio foram acompanhados os testes diários para este equipamento, que apresentou anormalidades nos movimentos da mesa e do *gantry*.

O aparelho possui no cabeçote um indicador de posição da fonte, que também apresentou falha, pois indicava que a fonte estava exposta quando ao fazer uma análise com o detector de radiação verificou-se que não estava, mostrando, portanto que era uma falha mecânica do dispositivo de indicação, e não do mecanismo de exposição da fonte.

Durante os testes mensais foram observadas variações para os tamanhos de campo, alguns valores até ultrapassaram os limites de tolerância, mostrando que os colimadores necessitavam de ajustes.

O serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp conta com o apoio do Centro de Engenharia Biomédica (CEB) para realizar os ajustes necessários no equipamento de cobalto-60. Em todos os momentos que apresentou alguma anormalidade, o CEB foi imediatamente contatado, e os procedimentos de correção foram efetuados o mais rápido possível, para evitar qualquer prejuízo na rotina clínica de tratamento.

Depois dos últimos ajustes não verificamos nenhuma falha mecânica que estivesse fora dos limites de tolerância. Dessa forma fica evidente a importância de um controle de qualidade periódico, principalmente em unidades mais antigas que pela deterioração temporal de alguns itens, é natural que necessite de ajustes com mais freqüência. Com relação a dosimetria do ^{60}Co, observamos que a dose de referência apresentou um desvio

um pouco acima do limite de tolerância, ao comparar esse valor com o rendimento da fonte calculado pelo decaimento.

A causa para esse desvio é a mudança dos protocolos utilizados no serviço. Quando a fonte nova chegou ao serviço os parâmetros dosimétricos estabelecidos para ela foram de acordo com o TRS 277, e a verificação que fazemos hoje segue os parâmetros do TRS 398. Uma variação de constantes e de padrões de referência podem ser as causas do desvio encontrado em nossa dosimetria. Dessa forma estão sendo realizadas novas medidas para estabelecer o rendimento atual da fonte de acordo com o TRS 398, que seguirá então como referência para o cálculo do rendimento nos próximos períodos.

O controle de qualidade é uma forma de evitar que possíveis danos dos equipamentos provoquem algum prejuízo ao tratamento do paciente. Pode ser considerado como uma ação preventiva.

Apesar de divdirmos o CQ de acordo com a freqüência dos testes, vale ressaltar que qualquer defeito que seja notado, independente da freqüência em que se encaixa, deve ser imediatamente reparado, e ainda mais, depois de passar por manutenção ou troca de alguma peça, uma série de testes deve ser realizada para garantir que não houve mudança significativa no funcionamento da máquina.

O PGQ do Serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp apresentou-se muito eficiente, tanto na detecção quanto na solução de problemas. Com relação as testes, recomendaria apenas que fosse realizada semanalmente a verificação da posição da fonte para a unidade de ^{60}Co, este teste é realizado mensalmente, mas devido a sua importância e por ser relativamente simples poderia ser de freqüência semanal, como recomendado pelo TG-40 da AAPM.

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com o intuito de fazer um estudo comparativo dos serviços de Radioterapia do Brasil, o Instituto Nacional do Câncer (INCA) desenvolveu um Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT). Através de um sistema postal de dosimetria utilizando dosímetros termoluminescentes, o PQRT faz uma análise de diversos parâmetros dos feixes de radiação utilizados para tratamento em cada serviço.

Quando todos os parâmetros analisados estão de dentro dos limites de tolerância, o INCA emite um Certificado de Garantia de Qualidade para o serviço.

Desde de 2006 o serviço de Radioterapia do Hospital de Clínicas da Unicamp participa do projeto do INCA, e até agora apresentou resultados ótimos, demonstrando a qualidade do serviço.

O acompanhamento da rotina de trabalho dos profissionais de Física Médica do serviço de Radioterapia do HC da Unicamp foi de extrema importância, pois permitiu que conceitos teóricos adquiridos durante o curso fossem aplicados na prática, além do reconhecimento das diversas funções que o Físico Médico desenvolve nesse setor, que variam desde o planejamento e cálculo de doses para tratamentos, até a implementação de um programa de garantia da qualidade.

10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] JOHNS, H.E., CUNNINGHAN, J.R. *The Physics of Radiology.* Springfield, Illinois, USA: Charles C. Thomas Publisher, Third Edition, 1974.

[2] SCAFF, L.M. *Física da Radioterapia.*São Paulo: Sarvier, 1997.

[3] KHAN, F.M. *The Physics of Radiation Therapy.* Philadelphia, USA: Lippincott Willians & Wilkins, Third Edition, 2003.

[4] RODRIGUES, Laura Natal et al . *Implementation of TRS-398 protocol for electron beams at "Hospital Israelita Albert Einstein"*, São Paulo, Brasil. Radiol Bras , São Paulo, v.39, n.1, 2006. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842006000100010&lng=en&nrm=iso>. Acesso em: 10 maio 2008.

[5] International Comission on Radiological Units and Measurements – ICRU. *Quantities and Units. Report* 33 (ICRU 33.) USA: 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 208414,1980

[6] SALVAJOLI, J.V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S.L.; *Radioterapia em Oncologia;* ed. Medis, 1999.

[7] PODGORSAK, E.B. et al. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*.Vienna: International Atomic Energy Agency,2005.

[8] *Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Radioterapia*, Norma CNEN-NE-3.06 de março de 1990.

[9] SAW, C.B. *Therapeutic Radiological Physics*. Omaha, NE: UNMC, 2002.

[10] Noções Básicas de Proteção Radiológica, São Paulo: IPEN, 2002.

[11] BARSANELLI, C. *Metodologia da calibração de dosímetros termoluminescentes.* 2003. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

[12] International Atomic Energy Agency. Absorbed *dose determination in external beam radiotherapy.* Technical Report Series No. 398. Vienna: IAEA, 2000.

[13] Resolução da Diretoria Colegiada RDC nº 20 de 02 de fevereiro de 2006.

[14] Tec Doc – 1151 – *Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia – Protocolo de controle de qualidade.* Ministério da Saúde – INCA.

[15] American Association of Physicists in Medicine. *Comprehensive QA for Radiation Oncology*. Task Group No. 40. 1994.

[16] *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*, Norma CNEN-NE-3.01 de novembro de 2005.

[17] American Association of Physicists in Medicine. *Basic Aplications of multileaf collimators*. Task Group No. 50. 2001.

[18] Galvin, J. M.*The multileaf collimator – A complete guide.* Philadelphia, PA.

[19] Galvin, J.M., Hahn, K., Cohen, R., A comparsion of multileaf collimator and alloy-block filed shaping. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 40: 721-731, 1998.

[20] ROCHA, J. R. O., Introdução à instrumentação em Radioterapia. Campinas, Brasil. Disponível em: <www.fcm.unicamp.br>. Acesso em 5 março 2008.

[21] SALEMME, F., *Aceleradores lineares*. Congresso Brasileiro de Física Médica, Salvador, Bahia, 2005. Disponível em: < abfm.org.br/c2005/palestras/palestra98.pdf >. Acesso em 31 março 2008.