

2

Radioterapia



Figura 1 - Wilhelm K. Roentgen[12].

O histórico da radioterapia se inicia em 1895, quando Wilhelm Konrad Roentgen descobriu os raios X e um ano depois Antoine Henri Becquerel descobriu os raios γ .

Já em 1904, madame Curie descreveu em sua tese de doutorado um experimento biológico, no qual ela aplicava uma cápsula contendo o elemento rádio sobre a pele do seu

marido, que produzia uma ferida que necessitava de um mês para sarar.

Após o experimento da Marie Curie, quase que imediatamente foi reconhecida a possibilidade de utilizar o rádio para destruir câncer, neoplasias malignas.



Figura 2 - Pierre Curie e Marie Curie [12].

Estudos para aplicar radiações ionizantes na medicina foram logo iniciados. Diversos equipamentos foram desenvolvidos como, por exemplo, o Cíclotron em 1932, o acelerador Van de Graaff em 1933 e o Bétatron em 1940.

Em 1951, H. E. Johns desenvolveu no Canadá a primeira unidade de terapia com o elemento ^{60}Co . Essas unidades ficaram conhecidas como “bombas” de ^{60}Co , produzindo feixes de radiação ionizante com energia média de 1,25 MeV.

A primeira utilização do acelerador linear de elétrons foi em 1953, quando surgiu então a necessidade de estudos sobre o funcionamento do equipamento e controle das radiações ionizantes emitidas.

Durante os últimos 40 anos, os aceleradores lineares passaram por cinco gerações distintas, como pode ser observado no Quadro 1, tornando as máquinas contemporâneas extremamente sofisticadas em comparação com as máquinas da década de 1960.

As cinco gerações são: aceleradores que produzem fótons de baixa energia, utilizando tensões elétricas de 4 MV a 8 MV; aceleradores que produzem fótons de média energia, utilizando tensões elétricas de 10MV a 15 MV e elétrons; aceleradores que produzem fótons de alta energia, utilizando tensões elétricas de 18 MV a 25 MV e elétrons; aceleradores que produzem fótons e elétrons de alta energia com operação controlada por computador; e finalmente aceleradores que produzem fótons e elétrons de alta energia com modulação de intensidade do feixe.

Vários tipos de aceleradores lineares estão disponíveis para uso clínico. Alguns fornecem raios X somente na faixa de baixa megavoltagem (4 MV ou 6 MV), enquanto outros fornecem raios X e elétrons em diferentes energias. Os aceleradores lineares modernos fornecem até duas energias de fótons, utilizando tensões elétricas de 6MV a 18 MV, e diversas energias de elétrons (por exemplo, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV e 22 MeV).

Geração	Tipo de feixe e Tensões elétricas	Tecnologias introduzidas	Características específicas
1ª	Fótons (4 – 8 MV)	- Montagem isocêntrica - Filtro aplanador fixo - Calços externos - Travas simétricas - 1 câmara de transmissão iônica	Feixes que percorrem trajetória reta
2ª	- Fótons (10-15 MV) - Elétrons	- Alvo de raios X e filtro aplanador móveis - Folhas de espalhamento - 2 câmaras de transmissão iônica - Cones de elétrons	Feixes que percorrem trajetória curva
3ª	- Fótons (alta energia 18–25 MV) - Elétrons	- Fótons de 2 energias - Elétrons de várias energias - Magneto curvo acromático - Folhas de espalhamento duplas ou feixe de e ⁻ de varredura - Calços motorizados - Garras colimadoras assimétricas ou independentes.	-
4ª	- Fótons (alta energia) - Elétrons	- Controle de operação computacional - Calços dinâmicos - Dispositivos eletrônicos de aquisição de imagem – EPID - Colimador multifolhas (MLC).	-
5ª	- Fótons (alta energia) - Elétrons	- Fótons de intensidade modulada por MLC - Completo ajuste dinâmico de liberação de dose	Feixes de intensidades moduladas produzidos com MLC.

Quadro 1 – Evolução dos aceleradores lineares para radioterapia.

No Brasil, só 18 anos depois do primeiro uso do acelerador linear de elétrons, foi instalado em 1971 em São Paulo o primeiro acelerador linear

[13]. Uma breve ilustração do histórico descrito pode ser observada na Figura 3.

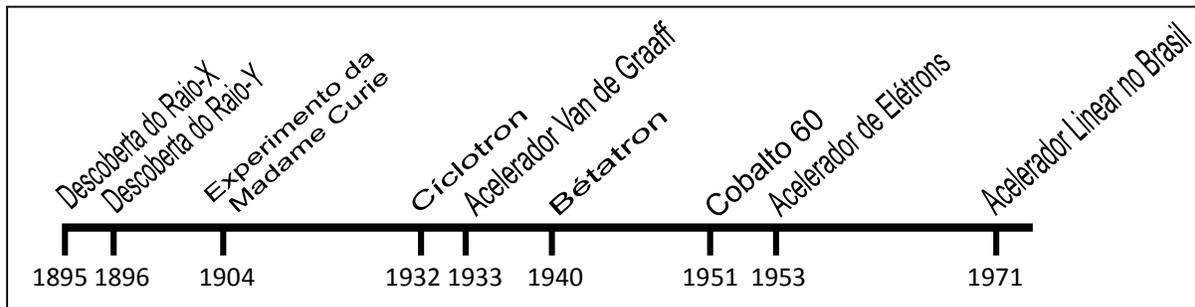


FIGURA 3 – Datas importantes na história da Radioterapia

2.1.

Radiações Ionizantes

A radiação pode ser definida como a designação genérica da energia que se propaga de um ponto a outro do espaço, no vácuo ou em um meio material mediante um campo periódico ou um conjunto de partículas subatômicas. Segundo a sua natureza, a radiação pode ser classificada como: mecânica, eletromagnética ou de partículas materiais [14, 15].

Dependendo do tipo de interação da radiação com a matéria, podem ocorrer dois tipos de efeitos na matéria: excitação e ionização. Se a radiação possui energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos, tornando-os íons (átomos ou moléculas que se tornam eletricamente carregados pelo ganho ou perda de elétrons) é chamada ionizante. Se a radiação não possui a energia suficiente para arrancar elétrons dos átomos, mas tem capacidade de passar um elétron de um nível fundamental para outro mais energético é chamada radiação de excitação ou radiação não-ionizante [15].

A radiação ionizante pode ser ainda classificada em:

- ✓ Diretamente ionizante, gerada por partículas carregadas como elétrons, prótons, partículas alfa, íons pesados;
- ✓ Indiretamente ionizante, gerada por emissões de fótons, raios X, raios gama e nêutrons (Figura 4) [16].

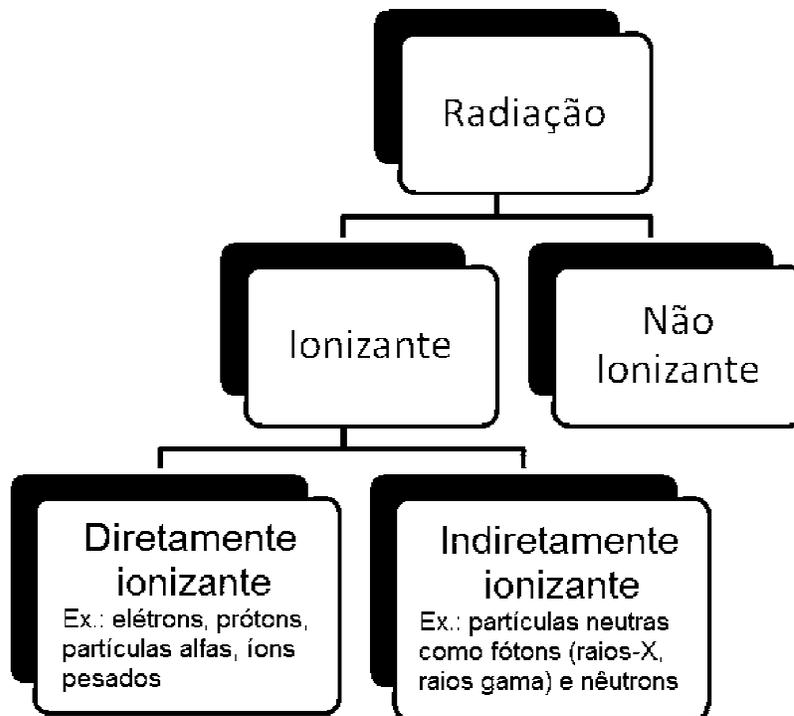


FIGURA 4 – Classificação das radiações em função da interação com a matéria.

As radiações de natureza eletromagnética são classificadas em não ionizantes e ionizantes, dentro de uma extensa faixa de frequências denominada "Espectro Eletromagnético". Entre as radiações eletromagnéticas tem-se a luz visível, os raios X e ondas de rádio, que possuem propriedades muito diferentes, porém são resultados de vibrações de campos elétricos e magnéticos que se propagam no espaço à velocidade da luz. As frequências destas radiações assumem valores que cobrem vinte ordens de grandeza, gerando uma variedade de fenômenos em função da frequência de oscilação (Figura 5).

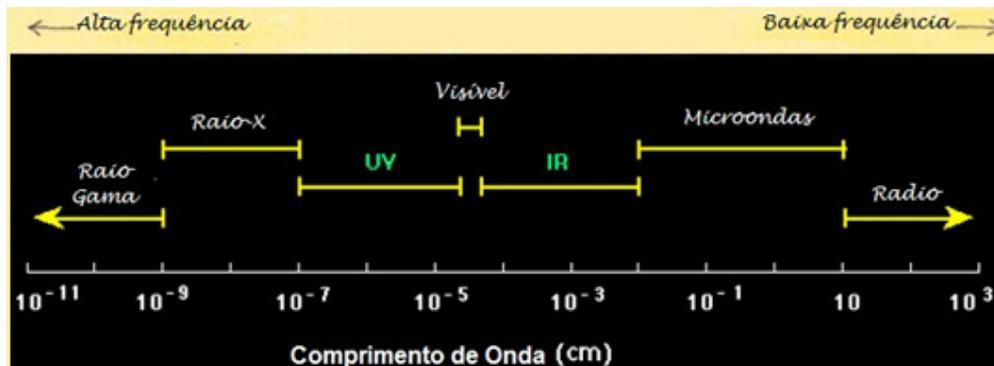


FIGURA 5 – Espectro Eletromagnético.

Quanto maior a frequência, menor é o comprimento de onda da radiação e maior a energia que a onda transporta. Para os altos valores de frequência correspondentes aos menores comprimentos de onda do espectro ultravioleta (UV), as radiações passam a ser ionizantes, isto é, possuem energia suficiente (~ 10 eV) para produzir pares de íons no meio e modificar a estrutura molecular.

As radiações ionizantes são amplamente utilizadas na agricultura, na indústria e na medicina para tratamentos e diagnósticos de doenças [16].

2.1.1.

Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes

As radiações ionizantes, ao interagirem com os tecidos do corpo humano, dão origem a elétrons que ionizam o meio e criam efeitos químicos como a hidrólise da água e a ruptura das cadeias de Ácido Desoxirribonucléico (ADN ou DNA, por sua sigla em inglês, *deoxyribonucleic acid*). Podem resultar em efeitos que vão desde a incapacidade de reprodução da célula até sua morte por inativação de sistemas vitais.

A sensibilidade da célula é proporcional à quantidade de conteúdo de DNA, quanto maior o conteúdo de DNA em uma população celular (atividade mitótica) maior será sua sensibilidade à radiação.

A radiosensibilidade dos órgãos do corpo humano é determinada por múltiplos fatores, como morfologia tumoral, histogênese, vascularização, aporte de oxigênio, entre outros, podendo sofrer a interferência de agentes químicos, físicos e biológicos [17].

Os efeitos que a radiação causa quando interage com o corpo humano podem ser classificados em:

Efeitos determinísticos - A severidade do dano produzido aumenta com a dose a partir de um limiar; se o tecido atingido é vital e o dano suficientemente grande, pode ocorrer a morte do indivíduo. Quando o dano é menos severo, alguns efeitos determinísticos são de ordem funcional e podem ser reversíveis. (Ex.: Catarata, eritema de pele devido à radiação).

Efeitos estocásticos - Podem ocorrer a partir do dano produzido em uma única célula. A probabilidade de a radiação provocar câncer aumenta com a dose, provavelmente sem nenhum limiar inferior; outro efeito estocástico que deve ser considerado é o dano produzido pela radiação em uma célula germinativa, que pode ser transmitido e manifestar-se como uma desordem hereditária nos descendentes do indivíduo exposto. (Ex.: Câncer) [17].

2.2.

Conceitos de radioterapia

A radioterapia é um método de aplicação de radiação ionizante que permite destruir ou impedir o crescimento de células tumorais.

O tratamento consiste basicamente em aplicar uma dose (previamente calculada) de radiação em um volume de tecido que englobe o tumor, por um período de tempo determinado. Deve-se

considerar a relação entre o dano e o benefício do tratamento, causando o menor dano possível às células normais circunvizinhas ao tumor.

A radioterapia pode contribuir para a cura ou controle do câncer além de reduzir hemorragias, dores e outros sintomas, proporcionando alívio aos pacientes [4].

A radioterapia pode se classificar em:

- ❖ Teleterapia ou Externa, quando a fonte emissora de radiação fica afastada do paciente;
- ❖ Braquiterapia ou Radioterapia de Contato, quando a fonte emissora de radiação fica em contato com o tecido tumoral do paciente.

Na teleterapia, dirige-se a radiação emitida por um aparelho para a região do corpo a ser tratada, com o paciente deitado, sendo as aplicações diárias. Os equipamentos utilizados são unidades de ^{60}Co , aceleradores lineares e aparelhos de raios X superficial e de média energia.

Na braquiterapia os aplicadores são colocados pelo médico, próximos ou em contato com o tumor a ser tratado em poucas aplicações. Esse tratamento é feito no ambulatório e pode necessitar de anestesia [4].

O tratamento de radioterapia pode ser dividido em quatro etapas:

- ❖ Consulta Médica – Definição da conduta radioterápica.
- ❖ Programação do Tratamento – A região a ser tratada é delimitada pelo médico com o auxílio de um simulador ou um tomógrafo.
- ❖ Cálculo de dose – O físico médico faz o planejamento do tratamento e calcula a dose a ser irradiada no paciente.
- ❖ Irradiação do paciente – O técnico em radioterapia trata o paciente por meio da aplicação das doses calculadas e prescritas [4].

2.3. Aceleradores de Partículas

Para a pesquisa básica em Física Nuclear e em Física de Altas Energias foram construídos diversos tipos de aceleradores, e muitos deles foram modificados para uso em radioterapia. Independente do tipo de acelerador, para acelerar partículas deve-se aplicar um campo elétrico na direção de aceleração das partículas e as mesmas devem possuir carga elétrica.

Os aceleradores diferem na maneira de produzir o campo acelerador e em como o campo age sobre as partículas. Em relação ao campo acelerador, existem duas classes principais de aceleradores: eletrostáticos ou cíclicos.

Os aceleradores eletrostáticos utilizam um campo eletrostático criado por uma diferença de potencial (ddp), constante no tempo, cujo valor determina a energia cinética final das partículas aceleradas. Como os campos eletrostáticos são conservativos, a energia cinética que as partículas podem ganhar depende apenas do ponto de partida e do ponto de chegada e, portanto, não pode ser maior do que a energia potencial correspondente à ddp máxima existente na máquina. A energia que um acelerador eletrostático pode alcançar é limitada pelas descargas que ocorrem entre o terminal de alta tensão e as paredes da câmara do acelerador quando a queda de tensão excede a um valor crítico (da ordem de alguns MV).

Os aceleradores cíclicos utilizam campos elétricos variáveis e não conservativos associados com um campo magnético variável, resultando em caminhos fechados ao longo dos quais as partículas ganham energia cinética. Se as partículas forem forçadas a seguir um caminho fechado muitas vezes repetidamente, obtém-se um processo de aceleração gradual que não é limitado à ddp máxima existente no acelerador. Assim, a alta energia cinética final das partículas é obtida ao submetê-las várias

vezes a uma mesma diferença de potencial, relativamente pequena: cada ciclo adiciona uma pequena quantidade de energia.

Exemplos de aceleradores eletrostáticos utilizados em medicina são os tubos de raios X superficiais e de ortovoltagem e os emissores de nêutrons. Para aceleradores cíclicos, em que o elétron percorre uma trajetória cíclica, o melhor exemplo é o acelerador linear; outros exemplos são microtrons, betatrons e cíclotrons [18].

Os feixes de raios X para uso clínico são produzidos quando elétrons são acelerados em tubos que possuem diferenças de potencial que variam tipicamente entre 10 kV e 50 MV e alcançam energias cinéticas entre 10 keV e 50 MeV, sendo desacelerados ao baterem em alvos metálicos especiais.

Na interação com o alvo, a maior parte da energia cinética dos elétrons é transformada em calor e uma fração pequena é emitida na forma de fótons de raios X, que são divididos em dois grupos em função de como são formados: raios X característicos e raios X de freamento (*bremstrahlung*) [18].

Os raios X de freamento resultam diretamente de interações coulombianas entre os elétrons incidentes e os núcleos dos átomos do material do alvo. Durante estas interações, os elétrons incidentes são desacelerados e perdem parte da sua energia cinética na forma de fótons de *bremstrahlung* (perda radiativa) [18]. Deve-se lembrar que partículas carregadas irradiam quando são aceleradas ou desaceleradas.

Os raios X utilizados para diagnosticar e para tratar doenças podem ser classificados em função das energias cinéticas dos elétrons que os produzem (Quadro 2).

Quadro 2 – Classificação dos Raios X em função das energias cinéticas.

Energia cinética dos elétrons	Nome	Classificação da Energia	Produzidos por
10 a 100 keV	Raios X superficiais	Baixa	Tubos de raios X
100 a 500 keV	Raios X de ortovoltagem	Média	Tubos de raios X
> 1 MeV	Raios X de megavoltagem	Alta	Aceleradores lineares, betatrons e microtrons

2.3.1.

Aceleradores lineares utilizados em Radioterapia

Os aceleradores lineares são equipamentos que utilizam microondas com frequências de até aproximadamente 3 GHz para acelerar elétrons até atingirem energias cinéticas entre 4 MeV e 25 MeV em um tubo linear. Os elétrons acelerados podem formar feixes de elétrons de alta energia para tratar tumores superficiais, ou podem atingir um alvo, ser por ele freados e gerar feixes de fótons (*bremstrahlung*) para tratar tumores profundos. A Figura 6 ilustra um acelerador linear utilizado em radioterapia [18].



FIGURA 6 – Ilustração de um acelerador linear Varian usado em radioterapia [19].

Como pode ser observado na Figura 7, o Estado do Rio de Janeiro é o terceiro maior em número de Serviços de Radioterapia com aceleradores lineares.

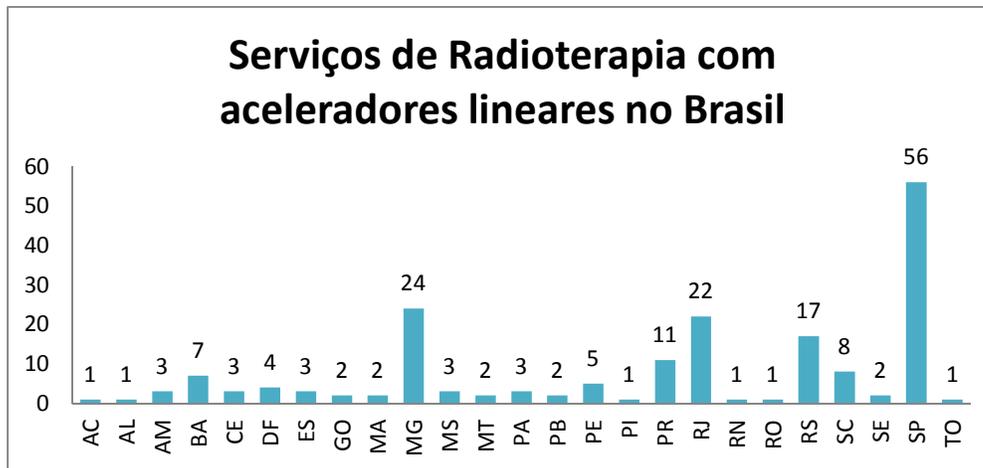


FIGURA 7 – Histograma de Serviços de Radioterapia com Aceleradores Lineares distribuídos por Estado [20].

O acelerador linear é composto basicamente de: estrutura estacionária, braço (*gantry*), *magnetron ou klystron*, gabinete modulador, colimadores, mesa de tratamento, console de controle, suporte de energia e arrefecimento, e *software* de gerenciamento [18].

A Figura 8 apresenta de forma geral os componentes de um acelerador linear, havendo no entanto variações significativas de uma máquina comercial para outra, dependendo do feixe de elétrons de energia cinética final, bem como da concepção particular utilizada pelo fabricante.

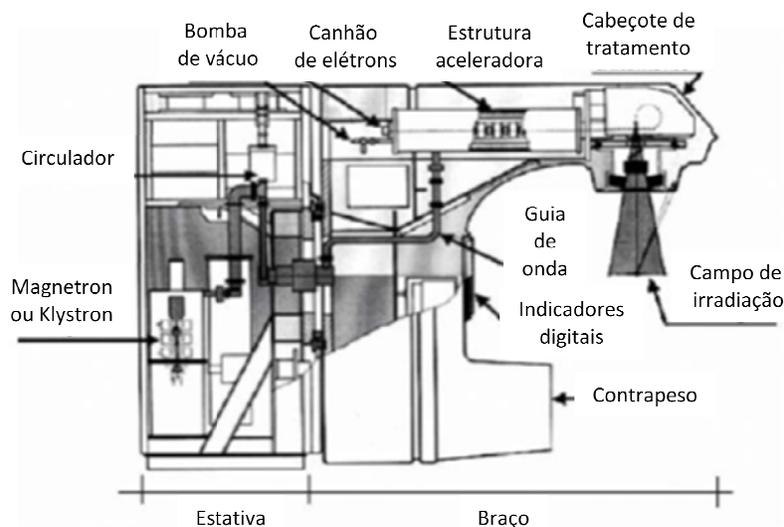


FIGURA 8 – Diagrama de um acelerador linear [19].

Os principais componentes para a formação do feixe no acelerador linear moderno são geralmente agrupados em seis classes:

1. Sistema de injeção de elétrons,
2. Sistema de geração da radiofrequência,
3. Guia de onda,
4. Sistema auxiliar,
5. Sistema de transporte do feixe e
6. Sistema de monitoramento e colimação do feixe [18].

O sistema de injeção é a fonte de elétrons, essencialmente um acelerador eletrostático simples chamado de canhão de elétrons. Em aceleradores lineares de uso clínico são usados dois tipos de canhão de elétrons, o tipo diodo e o tipo triodo.

O sistema de geração de radiofrequência gera a radiação de microondas usada na guia de ondas e consiste em dois componentes principais: uma fonte de energia de radiofrequência (*magnetron* ou *klystron*) e um modulador de pulso [18].

O *magnetron* é necessário para a aceleração de elétrons, enquanto um *klystron* é necessário para amplificar a baixa potência de radiofrequência gerada por um oscilador de radiofrequência.

A fonte de energia de radiofrequência é um dispositivo que acelera e desacelera elétrons no vácuo para produção de campos de radiofrequência, de alta potência.

O modulador de pulso produz alta tensão (aproximadamente 100 kV), alta corrente (aproximadamente 100 A) e pulsos de curta duração (aproximadamente 1 s) para suprir as necessidades da fonte de radiofrequência e do sistema de injeção de elétrons.

O guia de ondas é uma estrutura retangular metálica ou uma seção circular usada na transmissão de microondas. Existem dois tipos de guia de ondas utilizados nos aceleradores lineares: guia de ondas de

transmissão de energia de radiofrequência e guia de ondas de onda estacionária [18].

A maneira mais simples de se obter um guia de ondas é por meio de um tubo cilíndrico e uniforme que possua uma série de discos com furos circulares no centro, colocados a distâncias iguais ao longo do tubo. Estes discos dividem o tubo em uma série de cavidades cilíndricas formando a estrutura básica em um acelerador linear. As cavidades servem a dois propósitos: distribuir a energia de microondas entre as cavidades adjacentes e fornecer um padrão adequado de campo elétrico para a aceleração dos elétrons. Na Figura 9 as cavidades são claramente visíveis: são cavidades de aceleração no eixo central e cavidades de engate [18].

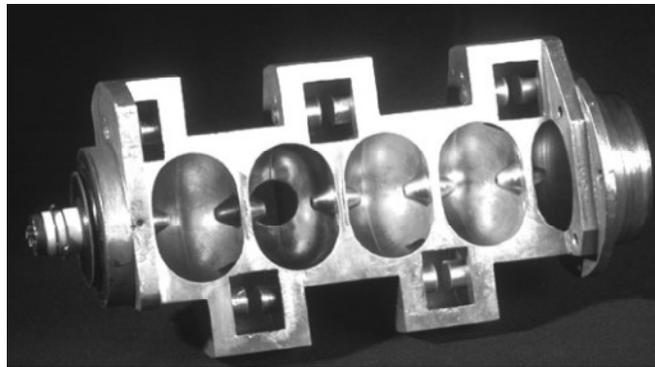


FIGURA 9 - Vista em corte do guia de onda do acelerador linear de 6 MV [18].

O sistema auxiliar tem a função de viabilizar a operação clínica dos aceleradores lineares. Já o sistema de transporte do feixe de elétrons é necessário para aceleradores lineares que operam energias acima de 6 MeV, possuem um guia de ondas longo e demandam a utilização de ímãs de flexão devido ao feixe de elétrons precisar ser defletido para atingir o alvo, formando o feixe de raios X, ou ser capaz de sair pela janela de saída do feixe [18].

O sistema de monitoramento e colimação do feixe é composto por dois ou três dispositivos colimadores: colimador primário; colimador

secundário móvel, que define o tamanho de campo; e colimador de múltiplas folhas (opcional) [18].

No braço, os elétrons acelerados atingem um alvo metálico de tungstênio, quando se deseja produzir um feixe de fótons, ou uma folha espalhadora de alumínio, para obtenção de um feixe de elétrons, como apresenta a Figura 10. Esses feixes, após sua produção, são colimados por sistemas específicos para cada caso [19].

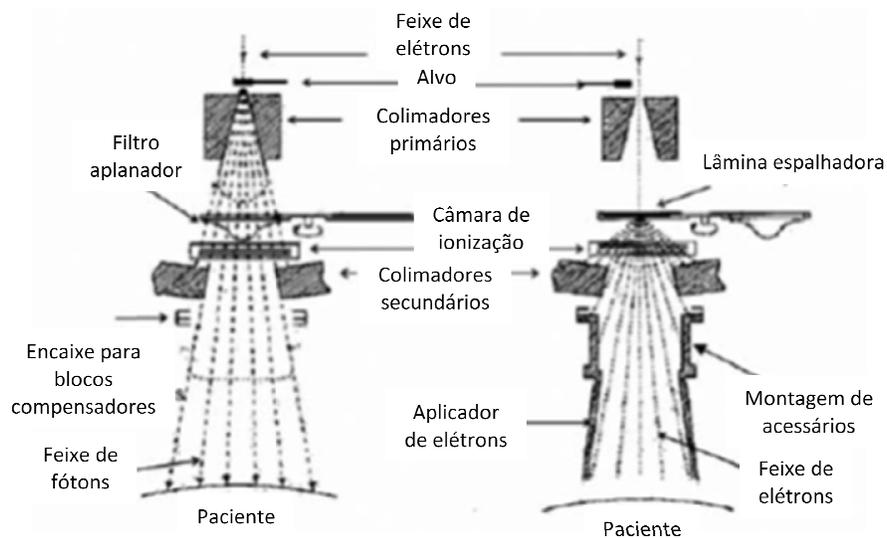


FIGURA 10 - Esquemas do cabeçote de um acelerador para produção de fótons e elétrons [19].

A Figura 11 apresenta o cabeçote do acelerador onde estão localizados os sistemas de seleção, colimação e monitoração utilizados para se obter um feixe homogêneo de radiação. O conjunto das estruturas que compõem o cabeçote é blindado com chumbo, para reduzir a radiação de fuga a 0,1% da dose que chega ao centro do feixe [19].

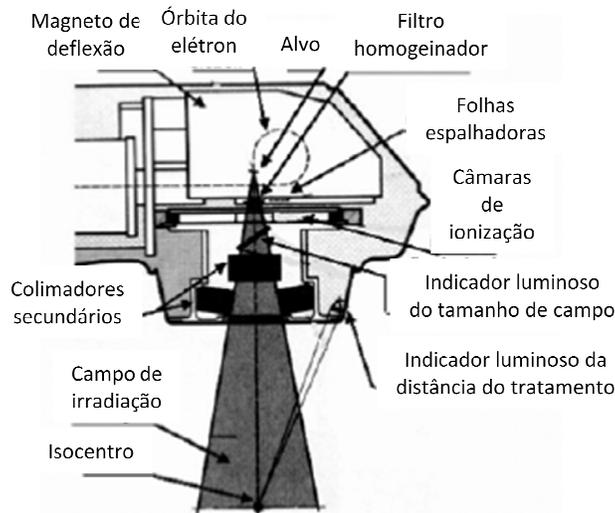


FIGURA 11 - Detalhes dos componentes do cabeçote de um acelerador linear [19].

Para definição do tamanho do campo de irradiação e da homogeneidade do feixe, no cabeçote estão localizados: colimadores primários e secundários, câmaras monitoras, filtro aplanador, folha espalhadora, cones aplicadores e sistema óptico [19].

O colimador primário possui uma abertura cônica usinada em um bloco de tungstênio blindado, com os lados da abertura cônica projetados para as bordas do alvo e para o filtro aplanador. Este colimador define o maior tamanho de campo circular disponível [18].

O colimador secundário é composto por quatro blocos, dois superiores e dois inferiores, formando a mandíbula do colimador. Eles podem fornecer áreas retangulares ou quadradas no isocentro do acelerador linear, formando um campo de até 40 cm x 40 cm (Figura 12).

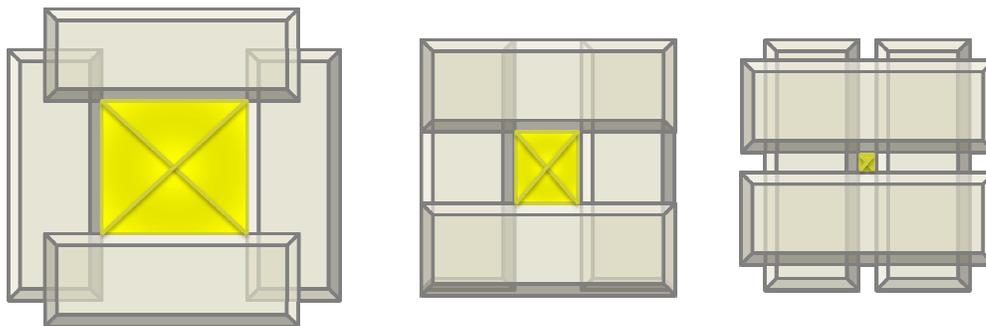


FIGURA 12 – Simulação de tamanhos de campo de radiação com colimador secundário formado por quatro blocos.

O colimador de múltiplas folhas, apresentado na Figura 13, surgiu de uma idéia simples. No entanto, sua construção apresenta um grande desafio tecnológico. Este colimador pode moldar campos assimétricos e é necessário um motor controlado por computador para cada folha, além do circuito de controle. Por exemplo, um modelo com 120 folhas, cobrindo campos de até 40 cm x 40 cm, exige 120 motores individuais [18].

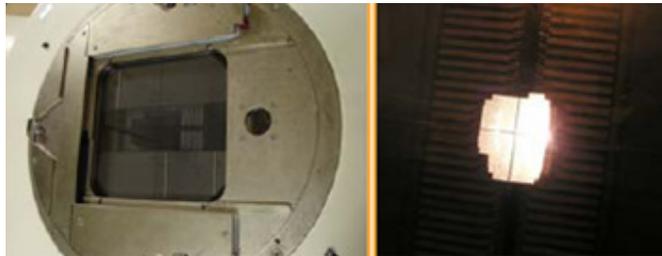


FIGURA 13 – Colimador de múltiplas folhas no lado esquerdo e campo irregular formado pelas lâminas no lado direito [19].

As dimensões do TCI são obtidas, por definição, pela distância perpendicular à incidência de direção do feixe que corresponde à curva de 50% do perfil do feixe irradiado. Conforme apresentado na Figura 14, quando a dose caiu para 50% da inicialmente irradiada, o campo foi formado, de acordo com a marcação laranja ilustrada.

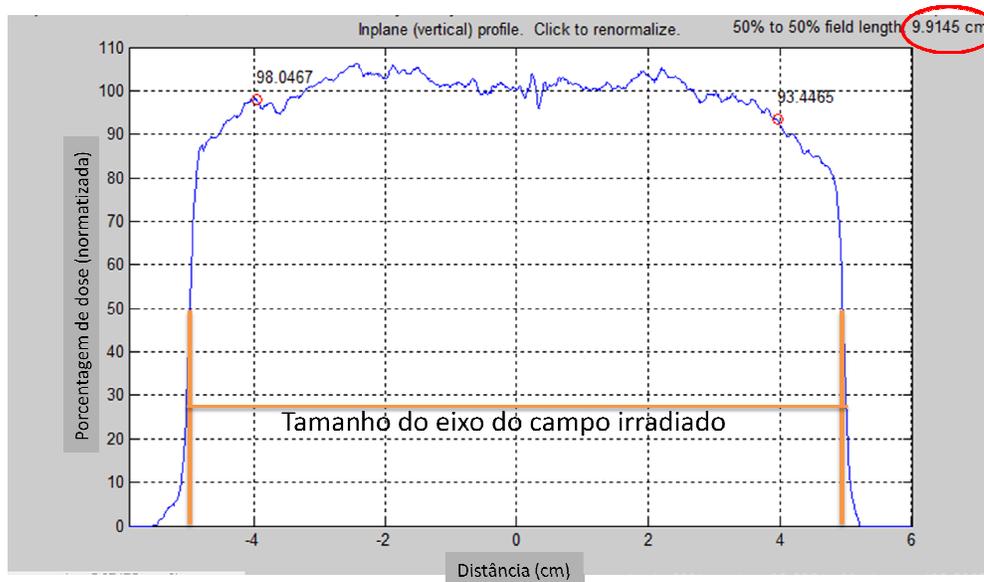


FIGURA 14 – Perfil do feixe utilizado para definição do tamanho de campo a 50% da dose irradiada.

2.3.2.

Sistema de segurança do acelerador linear

Para segurança durante o tratamento com radiação, o Acelerador Linear possui um sistema de monitoramento de dose, constituído por detectores de radiação, monitor de exibição de unidades, monitor de nivelamento do feixe, monitor de taxa de dose e sistema de cessação da radiação.

A norma IEC 60601-2-1 – Equipamento eletromédico - Parte 2-1: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos aceleradores de elétrons na faixa de 1 MeV a 50 MeV – detalha requisitos para cada elemento do sistema de monitoramento de dose [18].

Os monitores de dose utilizados em aceleradores lineares são câmaras de transmissão iônica, permanentemente embutidas no feixe de elétrons ou de fótons para monitorar continuamente a sua saída.

A maioria dos aceleradores lineares utiliza câmaras de transmissão iônica seladas para tornar a resposta independente da temperatura e da pressão ambiente. Normalmente estas câmaras de transmissão iônica se localizam entre o filtro aplanador ou folha de dispersão do feixe de fótons e o colimador secundário do acelerador linear [18].

Para a segurança do paciente, o sistema de monitoramento de dose geralmente consiste em duas câmaras seladas de transmissão iônica e separadas com fontes de alimentação e leitores eletrônicos completamente independentes. Se a câmara primária falhar durante o tratamento do paciente, a câmara secundária termina a medição da radiação.

No caso de uma falha simultânea das câmaras de transmissão iônica primária e secundária, o temporizador do acelerador linear desligará a máquina com uma sobredose mínima para o paciente [18].

Tipicamente, a sensibilidade do circuito eletrônico da câmara é ajustada de tal forma que uma unidade monitora (UM) corresponda a uma dose entregue de 0,01 Gy nas seguintes condições: campo de 10 cm x 10 cm com uma distância entre a fonte e a superfície (DFS) de 100 cm em um fantoma (simulador do corpo humano feito de água e acrílico) na profundidade máxima da dose no eixo central do feixe.

Aceleradores lineares devem estar equipados com um sistema de acompanhamento que exiba continuamente a taxa de dose no isocentro da máquina. Quando a taxa de dose ultrapassa duas vezes a taxa de dose máxima prevista pela descrição técnica da máquina a irradiação é interrompida [18].

Nos aceleradores que produzem tanto feixes de fótons quanto de elétrons, também há uma trava que impede que um novo tratamento se inicie sem que ocorra a seleção do feixe.