

Caio Victor Gonçalves

**Comissionamento dos parâmetros físicos
dosimétricos em aceleradores lineares clínicos**

Rio Grande

2017

Caio Victor Gonçalves

**Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em
aceleradores lineares clínicos**

Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos

Universidade Federal do Rio Grande
Instituto de Matemática Estatística e Física
Trabalho de Conclusão de Curso

Orientador: Evamberto Garcia de Góes

Rio Grande
2017

Caio Victor Gonçalves

Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos

Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos

Rio Grande, 18 de dezembro de 2017:

Evamberto Garcia de Góes
Orientador

Aline Guerra Dytz
Convidado 1

Cristiano Brenner Mariotti
Convidado 2

Rio Grande
2017

Dedico este trabalho à minha família e aos professores que sempre me apoiaram.

Agradecimentos

Agradeço à minha família pelo apoio, aos meus amigos pelos momentos de descontração e a todos que tiveram a paciência de me ensinar.

*Mesmo desacreditado e ignorado por todos,
não posso desistir,
pois para mim,
vencer é nunca desistir.
(Albert Einstein)*

Resumo

O tratamento do câncer pode ser realizado através da cirurgia, da quimioterapia ou da radioterapia. Normalmente, a radioterapia é usada em combinação com a cirurgia, com a quimioterapia ou com estas duas técnicas. Em alguns casos, é usado somente a técnica radioterápica no combate ao câncer. Nessa modalidade de tratamento, pode-se utilizar feixes de fótons de raios X e partículas carregadas, como elétrons e prótons, por exemplo. A maior parte dos tratamentos de câncer são realizados através do uso de feixes de raios X gerados por aceleradores lineares (AL) de uso clínico. Assim, considerando-se a importância desse tipo de feixe em radioterapia, realizou-se um estudo relacionado ao comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos associados ao uso desses AL no tratamento do câncer. Esses parâmetros foram determinados através da realização de uma pesquisa bibliográfica, que indicou a determinação da percentagem de dose profunda, perfis de campos abertos e filtrados, fatores de espalhamento total e fatores de transmissão.

Palavras-chaves: Comissionamento, Feixe, Fótons.

Abstract

Cancer treatment can be done through surgery, chemotherapy or radiation therapy. Radiation therapy is usually used in combination with surgery, chemotherapy, or both. In some cases, only the radiotherapy technique is used in the fight against cancer. In this modality of treatment, one can use beams of X-ray photons and charged particles, like electrons and protons, for example. Most cancer treatments are performed through the use of X-ray beams generated by linear accelerators (LA) for clinical use. Thus, considering the importance of this type of beam in radiotherapy, a study was carried out related to the commissioning of the dosimetric physical parameters associated with the use of these LAs in the treatment of cancer. These parameters were determined through a bibliographic search, which indicated the determination of the percentage of deep dose, open and filtered field profiles, total spreading factors and transmission factors.

Key-words: Commissioning, Beam, Photons.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Equipamento de radioterapia da Siemens e Halske 1904. Fonte: Leder- man, 1981.	26
Figura 2 – Ação direta e indireta da radiação ionizante no DNA. Fonte: Hall, 2009.	28
Figura 3 – Ilustração de um AL clínico no modo de irradiação com raios X, cons- tituído das partes: (a) magnetron para geração das micro-ondas; (b) canhão de elétrons para gerar os pulsos de elétrons; (c) transformador e modulador de pulso de alta tensão para estímulo pulsado da tensão para o magnetron e canhão de elétrons; (d) tubo acelerador; (e) cabeça magnética para defletir os elétrons; (f) alvo para produzir os raios X; (g) filtro achatador onde o feixe de fótons é uniformizado; (h) espelho e lâm- pada para projetar o campo que será irradiado; (i) colimadores primários (backjaws) e (j) colimadores multi lâminas (MLC) para conformar o feixe de radiação. Fonte: PETCHEVIST, 2015.	31
Figura 4 – Coeficientes de atenuação mássicos ($\frac{\mu}{\rho}$) em função da energia do feixe de fótons para diversos materiais. Fonte: PETCHEVIST, 2015.	35
Figura 5 – Geometria para a definição de PDD. Adaptado de: PODGORSK, E.B., 2003	39
Figura 6 – Valores de PDD para fótons de diversas energias, a partir da energia do Cobalto-60 até fótons produzidos com um potencial acelerador de 25MV. Adaptado de: PETCHEVIST, 2015	40
Figura 7 – Variação das PDDs para duas SSDs distintas com campos em um mesmo campo A e campos distintos em uma profundidade z no OS. Adaptado de: PETCHEVIST, 2015	41
Figura 8 – Diferença de dose em dois pontos paralelos em mesma profundidade, e ob- tenção da Off Axis Relation (OAR). Adaptado de: http://fisicamedica.webnode.com.br/fun- dosimetricas	42

Lista de tabelas

Tabela 1 – Tamanho dos campos para os respectivos filtros. Fonte: PETCHEVIST, 2015.	32
------------------------------------------------------------------------------------------------	----

Lista de abreviaturas e siglas

AAPM	Associação Americana de Física Médica.
AL	Acelerador linear.
DNA	Ácido Desoxirribonucleico.
D_S	Dose superficial.
F_B	Fator bandeja.
F_F	Fatores filtro.
$F_{MLC,inter}$	Fator de fuga inter lâminas do MLC.
$F_{MLC,intra}$	Fator de transmissão intra lâminas do MLC.
F_T	Fator de Transmissão.
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação.
keV	kilo eletrovoltagem.
kV	kilovoltagem.
MeV	Mega eletrovoltagem.
MLC	Colimador multi lâminas.
MV	Megavoltagem.
OAR	Fator de relação fora do eixo.
off-axis	Fora do eixo.
OS	Objeto simulador.
PDD	Porcentagem de Dose em Profundidade.
PMMA	Poli-metil-meta-acrilato
RT	Radioterapia.
S_{cp}	Fator Espalhamento Total.
SSD	Distância Fonte-Superfície.

Lista de símbolos

γ	Letra grega minúscula gama
Z	Número atômico
ρ	Densidade

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
2	OBJETIVO GERAL	23
2.1	Objetivos específicos	23
3	INÍCIO DA RADIOTERAPIA	25
4	EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES	27
5	ACELERADORES LINEARES CLÍNICOS	31
6	TÉCNICAS RADIOTERÁPICAS E CONTROLE DA QUALIDADE .	33
6.1	Comissionamento	34
6.2	Dosimetria do feixe	34
6.2.1	Medida da dose com câmaras de ionização	35
6.2.2	Porcentagem de dose em profundidade e fatores off-axis $F_{off-axis}$	38
6.2.3	Fatores de espalhamento total S_{cp}	43
6.2.4	Fatores de transmissão F_T	43
7	BIBLIOGRAFIA	47

1 Introdução

A radioterapia é uma das modalidades mais utilizadas no tratamento contra o câncer, ela pode ser utilizada sozinha ou associada à quimioterapia ou a uma cirurgia. Dês de a descoberta dos raios x, as aplicações médicas para este tipo de radiação foram bem recebidas na medicina. A partir de então, organizações responsáveis pela prevenção de danos colaterais associados à exposição a radiação vem desenvolvendo protocolos para prevenir que isto ocorra.

Hoje um dos tratamentos mais utilizados na radioterapia é a utilização de aceleradores lineares com feixe de ftons. Neste tipo de tratamento, utiliza-se radiação de altas energias para impedir que as células cancerosas se multipliquem. Neste contexto, o conhecimento do processo de formação do câncer e de como a radiação pode interagir com a célula foi e ainda é indispensável para o avanço desta técnica.

Os aceleradores lineares clínicos foram um grande avanço para a radioterapia, que antes dependia-se de fontes advindas de materiais radioativos para o tratamento. Isto ocasionava em um rigoroso controle da fonte de radiação, desde sua aquisição pelo estabelecimento responsável, sua manutenção e por fim seu descarte. Como os aceleradores lineares só emitem radiação enquanto ligados, estas complicações foram superadas, no entanto ainda deve haver um controle para que áreas externas à sala de tratamento não recebam radiação acima do tolerado, como previstos pela Comissão internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (ICRP, 2008).

Na radioterapia a precisão do planejamento está diretamente ligada aos seus resultados, e isto depende do conhecimento da dose de radiação entregue ao paciente. Para isto, é recomendado que haja um comissionamento do equipamento afim de se obter os dados necessários para o planejamento do tratamento. A Associação Americana de Física Médica (AAPM) trouxe os parâmetros mínimos necessários a serem comissionados para feixes de ftons: Porcentagem de Dose em Profundidade (PDD), Perfis de Campos abertos e filtrados, Fatores de Espalhamento Total (S_{cp}) e de Transmissão (de Filtros em cunha F_F , Bandeja F_B , e de Transmissão intra $F_{MLC,intra}$ e de fuga inter lâminas $F_{MLC,inter}$), sendo que o erro total com relação à estes parâmetros não deve ultrapassar 1% (AAPM TG 106, 2008).

Este trabalho teve como objetivo realizar uma pesquisa bibliográfica afim de estudar estes parâmetros.

2 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é estudar o comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos associados ao uso de feixes de raios X gerados pelos AL no tratamento do câncer.

2.1 Objetivos específicos

De acordo com o objetivo geral estabelecido, estudou-se os seguintes parâmetros:

- Porcentagem de dose em profundidade (PDD) e perfís fora do eixo, em várias profundidades, para campos abertos e filtrados.
- fatores de espalhamento total (S_{cp})
- fatores de transmissão (F_T)

3 Início da radioterapia

A radioterapia é um tratamento relativamente recente, visto que em 1895 Roentgen descobria o raio X. Em um experimento com o tubo de Crookes. Roentgen notou a ação de algo que primeiramente pensou ser raios catódicos ou 'feixe de elétrons', que causou a fluorescência de certos materiais em seu laboratório. Em um experimento, ele escureceu seu laboratório e cobriu o tubo com uma caixa de papelão, como anteparo aos raios ele utilizou cristais de platinocianeto de bário. Ao posicionar sua própria mão entre o tubo e os cristais, a sombra formada fora dos ossos de sua mão. Com o auxílio de placas fotográficas, Roentgen conseguiu fotografar através da mão de sua esposa, a aplicação médica para tal experimento foi praticamente imediata (LEDERMAN, 1981).

Ainda há dúvidas sobre quem foi a primeira pessoa a realmente utilizar os raios X terapêuticamente. O proprietário de uma fábrica de lâmpadas incandescente e tubos de Crookes, e também estudante do segundo ano do curso de medicina da Universidade de Hahnemann, havia contraído uma dermatite ao posicionar sua mão esquerda entre o tubo e uma placa fluorescente. Antes mesmo de entender as propriedades físicas dos raios X, Emil Herman Grubbe já em 1896 começara a utilizá-los em pacientes com a indicação de um de seus chefes Dr. Gilman. Dois pacientes foram dispostos a seus cuidados, um com câncer de mama e outro com lupus vulgaris, o tratamento do primeiro começou em 29 de janeiro de 1896, onde o tubo de raios X fora posto próximo a lesão durante o período de exposição uma hora. Para proteger os tecidos sadios Grubbe utilizou um tecido a base de chumbo realizando assim o primeiro tratamento de radioterapia (LEDERMAN, 1981).

Em 1898, com base em seus estudos no então descoberto elemento rádio, Marie Sklodowska Curie, Pierre Curie e também Antoine Henri Becquerel reportavam sobre os efeitos biológicos dos raios de rádio. É importante salientar que no início do século XX a radioterapia foi utilizada para diversas infecções piogênicas. Atualmente medicamentos são utilizados para estes males ao invés da radioterapia (LEDERMAN, 1981).

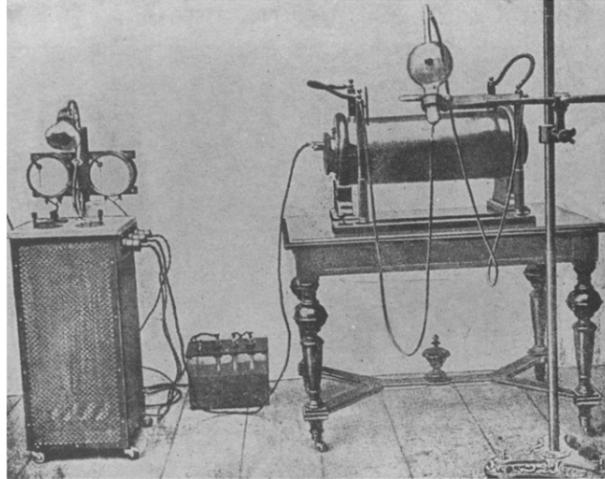


Figura 1 – Equipamento de radioterapia da Siemens e Halske 1904. Fonte: Lederman, 1981.

Devido a falta de conhecimento para a radioterapia na época, os efeitos colaterais da radioterapia começaram a se sobressair, com relação aos efeitos benéficos do então novo tratamento. Em 1925 houve o primeiro congresso internacional de radiologia, onde foi criada o Comitê Internacional de Unidade de Raio-x, posteriormente Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (ICRP, 2008).

No período de 1930 à 1950 houve um grande avanço nos tratamentos em pacientes com cânceres em regiões profundas, utilizando braquiterapia e com o desenvolvimento de raios X de supervoltagem, com potenciais aceleradores de 50kV à 200kV este último levou ao tratamento com elétrons (Gianfaldoni et al., 2017). Nas três décadas seguintes, houve a introdução de tratamentos utilizando megavoltagem, com a introdução da Cobaltoterapia e por fim dos aceleradores lineares (Gianfaldoni et al., 2017).

4 Efeitos biológicos das radiações

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes estão diretamente relacionados a quantidade de energia (J) por unidade de massa (kg). Esta medida é denominada dose absorvida e é definida pelo Sistema Internacional de Unidades (SI) como gray (Gy).

De acordo com a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) há dois tipos de radiações ionizantes, diretamente e indiretamente ionizante (ICRU 24, 1974; ICRU 50, 1993; ICRU 62, 1999). Partículas carregadas, tais como elétrons, partículas Alfa ou Beta podem produzir íons através de colisões. Já radiações eletromagnéticas tais como raios X ou gama, transferem inteira ou parcialmente suas energias, para as energias aplicadas na medicina que vão de quilo elétrons volt (keV) a 20 mega elétrons volt (20 MeV), através dos efeitos fotoelétrico, Compton ou produção de pares (TURNER, 2008).

No efeito Compton o fóton poderá transmitir parte de sua energia para um elétron considerado livre, por sua energia de ligação ser muito menor do que a do fóton incidente, ambos elétron e fóton espalhado poderão interagir e ceder energia para o meio. (EISBERG e RESNICK, 1979) No efeito fotoelétrico, o fóton pode transmitir toda sua energia para um elétron através de uma única interação. Um fóton com ao menos o dobro da energia da massa de repouso de um elétron, 1022 keV, ao interagir com o núcleo atômico, pode ser convertido em um par elétron-pósitron, este último efeito sendo conhecido como produção de pares. (OKUNO e YOSCHIMURA, 2010)

Feixe de elétrons também são utilizados na medicina, são classificados como radiação ionizante por transferir sua energia diretamente aos átomos da matéria, seu intervalo de energia está entre os raios X e gama (TURNER, 2008).

Aberrações cromossômicas, mutações genéticas e morte celular são efeitos geralmente atribuídos a mudanças irreversíveis no DNA. Estas mudanças podem ser causadas por radiações ionizantes, de forma direta ou indireta, que cedem energia à átomos do meio biológico, excitando e os ionizando. (HALL, 2009)

A figura 2 mostra como a radiação pode agir direta e indiretamente no DNA. Ao ionizar uma molécula de água ao redor do DNA, podem surgir radicais livres que podem interagir com o material genético ou inativar mecanismos celulares. As radiações ionizantes podem depositar suas energias de forma aleatória, causando danos em qualquer estrutura da célula. (LEHNERT e IYER, 2002; SPITZ et al., 2004) Há mecanismos de defesa que podem prevenir reproduções nos erros causados à fita dupla de DNA. Mecanismos de controle, os checkpoints, são ativados no processo de divisão celular em uma das fases, G_1 ou G_2 , com a ativação de proteínas p_{53} especializadas na localização de danos e ativação das vias de reparo do DNA (Machado, 2017). Quebra na fita dupla também podem ser reparadas

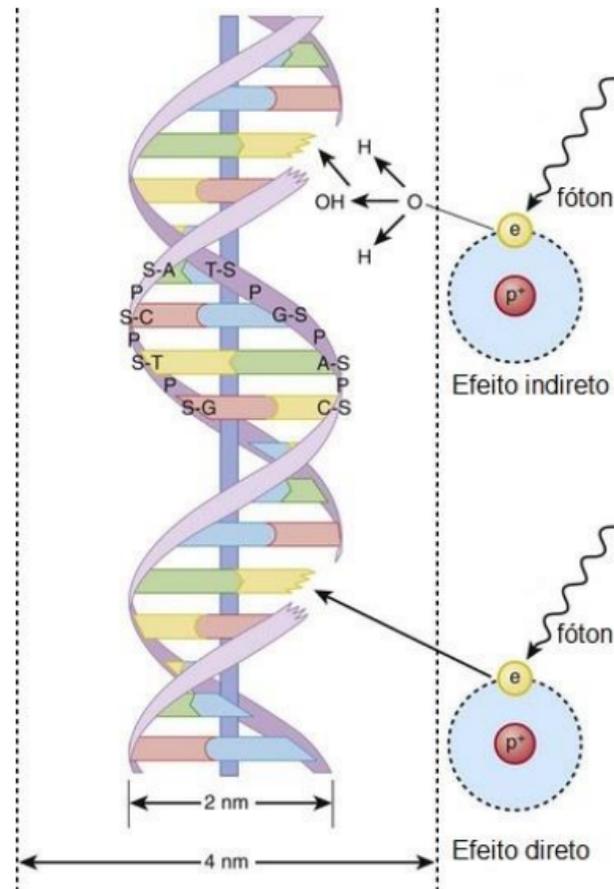


Figura 2 – Ação direta e indireta da radiação ionizante no DNA. Fonte: Hall, 2009.

através do processo de recombinação de extremidades, havendo perda de informação gênica nos processos envolvendo extremidades não-homólogas (ALBERTIS, 2010). Já no caso de extremidades homólogas há a possibilidade de reparo, com o cromossomo homólogo realizando uma cópia da sequência de nucleotídeos perdida e transferindo para o sítio de quebra do cromossomo lesado. Garantindo assim a estabilidade gênica (ZAHA, 2003). Como último recurso a célula pode entrar em processo de morte programada, apoptose, caso estas vias de reparo venham a falhar, assegurando assim a estabilidade gênica. A apoptose também pode ser induzida pelo calor ou hipoxia, mas em caso de lesões elevadas causadas por qualquer um destes três processos, a célula pode entrar em processo de necrose, caracterizada por: perda da integridade da membrana, digestão enzimática das células e inflamação (MACHADO, 2017).

Estes fatores podem ativar o mecanismo de defesa da célula que limita o processo de divisão celular, a senescência. Naturalmente este estado é alcançado pelo envelhecimento, mas também pode ocorrer em consequência da deterioração dos telômeros (KAHLEM et al., 2004). Com a capacidade de causar danos ao DNA, as radiações ionizantes utilizadas na radioterapia podem limitar a capacidade de reprodução de células cancerosas, levando-as ao estado de senescência (BROWN et al., 2014). Withers definiu os cinco R's da radioterapia:

- reparação - refere-se à capacidade de reparo de um tecido quando houver a quebra nas fitas duplas de DNA. Tecidos não tumorais tem maior capacidade de reparo, uma vez que as células tumorais realizam mais divisões celulares, ou seja, passam mais vezes nos processos de checkpoints. O fracionamento das doses de radiação oferece condições para otimização do tratamento, ao possibilitar o reparo dos tecidos normais
- redistribuição - imediatamente após irradiação, as células “congelam” a progressão do ciclo celular e ativam os checkpoints para reparo, onde não havendo a possibilidade de reparo, ocorrerá a morte celular. As células nas fases de divisão celular, como por exemplo as tumorais, terão uma maior sensibilidade. Em um novo fracionamento da dose, o mesmo ocorrerá com as células que entram no ciclo de divisão. Dessa forma, com o fracionamento da dose, consegue-se um ganho terapêutico, ao se permitir redistribuição no ciclo celular das células malignas sobreviventes que possuem potencial proliferativo e menor capacidade de reparo em relação ao tecido normal.
- repovoamento - diz respeito a capacidade de crescimento das células tumorais que não sofreram morte celular induzida pela radiação. Ao respeitar a dose e o tempo de tratamento, novos fracionamentos de radiação previnem a repopulação de células tumorais.
- reoxigenação - estima-se que cerca de 30% células tumorais apresentam a característica de serem pouca oxigenadas (células hipóxicas). A presença do oxigênio (elemento químico altamente reativo) "fixa" os danos promovidos pela radiação através da radiólise da água na macromolécula do DNA. Com isso, ao fracionar a dose de tratamento (i) primeiramente promove a morte celular das células tumorais mais oxigenadas e (ii) permite o reparo dos vasos sanguíneos, os quais irão vascularizar melhor o tumor, ofertando assim mais oxigênio para as células tumorais hipóxicas
- radiosensibilidade - refere-se as características celulares de cada tipo de célula, onde temos: capacidade de reparo, programação genética e a expressão de genes e proteínas, por exemplo. Cada tipo de tecido no corpo humano apresenta uma resposta diferente as radiações, seja para o processo de formação da imagem ou tratamento radioterápico.

Estes fatores definem a resposta do tecido biológico à múltiplas doses de radiação (STEEL et al., 1989).

5 Aceleradores lineares clínicos

Tem-se como acelerador linear clínico, o equipamento responsável pela criação das radiações ionizantes para a radioterapia. A figura 3 mostra os principais componentes deste equipamento para a criação das radiações ionizantes.

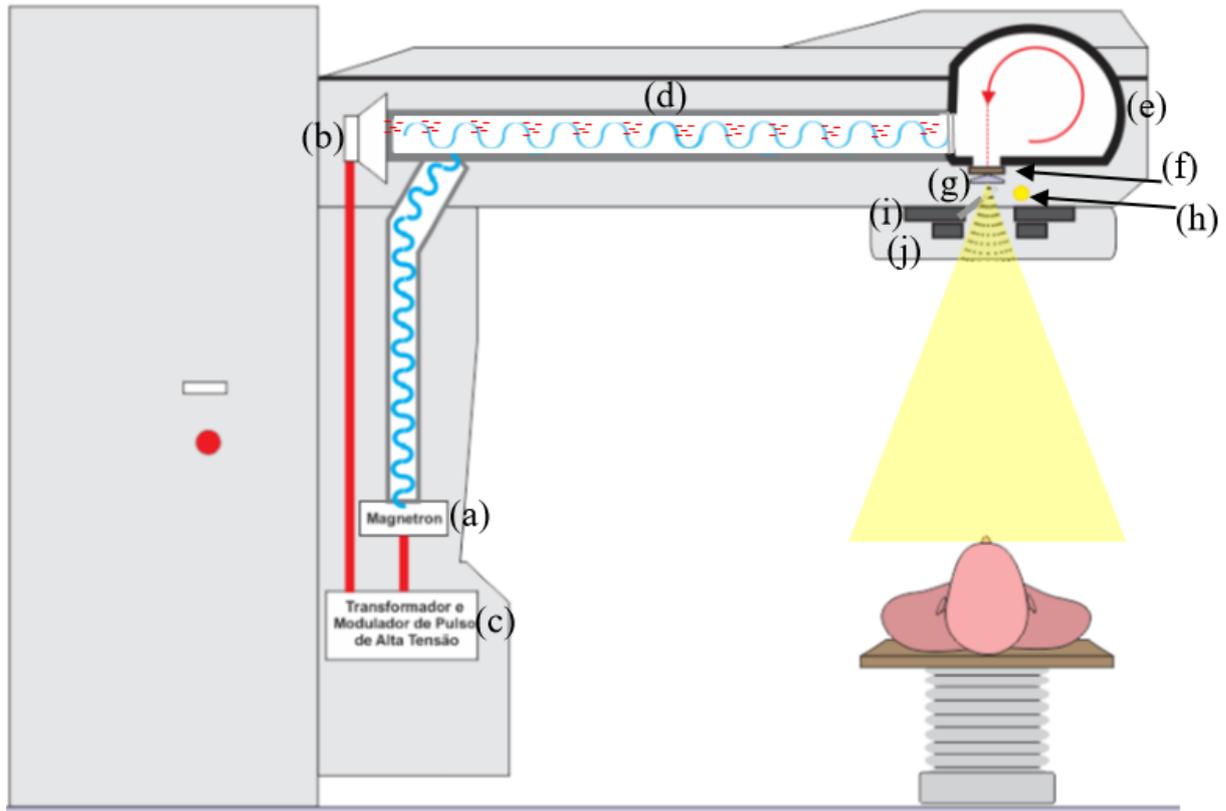


Figura 3 – Ilustração de um AL clínico no modo de irradiação com raios X, constituído das partes: (a) magnetron para geração das micro-ondas; (b) canhão de elétrons para gerar os pulsos de elétrons; (c) transformador e modulador de pulso de alta tensão para estímulo pulsado da tensão para o magnetron e canhão de elétrons; (d) tubo acelerador; (e) cabeça magnética para defletir os elétrons; (f) alvo para produzir os raios X; (g) filtro achatador onde o feixe de fótons é uniformizado; (h) espelho e lâmpada para projetar o campo que será irradiado; (i) colimadores primários (backjaws) e (j) colimadores multi lâminas (MLC) para conformar o feixe de radiação. Fonte: PETCHEVIST, 2015.

Elétrons são produzidos termiõnicamente pelo canhão de elétrons, através do estímulo do transformador e o modulador de pulso com uma tensão de aproximadamente 50 kV. Assim são formados pacotes de elétrons que são injetados no tubo acelerador. O magnetron, também estimulado pelo transformador, gera ondas de radiofrequência (aproximadamente 3 GHz), em fase com o canhão de elétrons, que irão acelerar os elétrons em uma energia

proporcional à amplitude do campo elétrico das micro-ondas de radiofrequência (GREENE D., 1997; PETCHEVIST, 2015). Assim os elétrons serão acelerados à região de maior energia, onde haverá a cabeça magnética defletindo-os em direção ao alvo final. Durante todo o percurso dos elétrons há vácuo para não haver perda de energia por colisão.

Afim de priorizar a produção de raios X por freamento ou *bremmstrahlung* com altas energias, o alvo deverá ter Z e ρ altos. O sistema de focalização magnética produz um feixe de elétrons de aproximadamente 3 mm, mas sem o filtro achatador (item g da Figura 3) o feixe de raios X seria inomogêneo, ou seja maior intensidade de radiação em seu centro e menor na periferia do campo (GREENE D., 1997). Espelho e lâmpada são posicionados afim de projetar o campo do feixe sobre o paciente ou objeto simulador (OS). Logo após, o feixe é definido pelos colimadores primários e caso existirem, colimadores multi lâminas (MLC).

Filtros em forma de cunha podem ser inseridos no caminho do feixe, afim de produzir uma distribuição não homogênea de dose absorvida, por conta das limitações dos fabricantes que restringe a abertura dos tamanhos de campo, a Tabela 1 mostra uma lista dos tamanhos dos campos máximos para cada filtro físico.

Tabela 1 – Tamanho dos campos para os respectivos filtros. Fonte: PETCHEVIST, 2015.

Filtro físico	Tamanho do campo cm^2
0° (Campo não filtrado)	40 × 40 (Campo aberto)
15°	25 × 25
30°	25 × 25
45°	25 × 25
60°	20 × 20

6 Técnicas radioterápicas e controle da qualidade

A radioterapia é dividida em duas categorias: a teleterapia e a braquiterapia. No primeiro caso a fonte de radiação se encontra a muitos centímetros da região de tratamento e utiliza-se fontes de raio x, γ , elétrons, nêutrons e prótons. No segundo caso a fonte se encontra próxima à região de interesse, em contato ou até mesmo implantada, sendo esta fonte núclídeos radioativos (SCAFF, 1997).

A ICRU, recomenda que a incerteza total em um tratamento de radioterapia não deva ultrapassar um valor de 5%, ou seja, a administração da dose absorvida ao paciente deverá ser menor ou igual à esse valor (ICRU 24, 1974; ICRU 50, 1993; ICRU 62, 1999; AAPMTG 142, 2009). Com a chegada de um novo equipamento ou a implementação de um novo procedimento, ocorrem os testes de aceitação, onde se assegura que os denominados testes no manual do fabricante sejam cumpridos. Através de testes de comissionamento obtém-se dados que se tornarão referência para futuros testes de controle de qualidade. Estes testes servirão como base para uma análise do desempenho dos equipamentos, afim de assegurar que os dispositivos e processos estão dentro de seus valores de referência ou respeitando as devidas tolerâncias (FUNARI, 2009).

Neste contexto a AAPM em sua publicação nº106, trouxe um protocolo de comissionamento de AL clínicos para fótons e elétrons tratando sobre seleções de objetos simuladores, arranjos experimentais e procedimentos para aquisição de parâmetros dosimétricos, reduzindo os erros de medidas para menos de 1% (AAPM TG 106, 2008). Os parâmetros obtidos durante o comissionamento são considerados padrão para a rotina clínica, onde serão verificados periodicamente pelo físico médico, assegurando que estes parâmetros não variam além da tolerância permitida, estes parâmetros são descritos a seguir (AAPM TG 142, 2009).

- PDD e fatores *off-axis* ($F_{off-axis}$)
- transmissão intra e fuga inter lâminas do MLC ($F_{MLC,intra}$ e $F_{MLC,inter}$)
- fator de espalhamento total (S_{cp})
- fator bandeja (F_B)
- fatores filtro (F_F)

6.1 Comissionamento

Os dados obtidos no comissionamento podem ser divididos em dois tipos, de varredura e os pontuais. Os primeiros devem necessariamente ser inferidos num tanque de acrílico preenchido com água (OS), assim são tomadas as leituras de PDDs com até 40 *cm* de profundidade (e até 5 *cm* adicionais no fundo), com abertura de campo de ao menos 40 *cm*². Embora também possam ser descritos com o mesmo OS já descrito, os dados pontuais também podem ser obtidos com OSs de poli-metil-meta-acrilato (PMMA) ou de poliestireno, respeitando as diferenças em termos de variação de densidade eletrônica, coeficiente de absorção mássico e poder de freamento (AAPM TG 106, 2008).

6.2 Dosimetria do feixe

Um feixe de fótons é regido pela lei do inverso do quadrado da distância, além de ser atenuado e espalhado pelo material em do OS (PODGORSAK, EB, 2003). Para as energias utilizadas em radioterapia com fótons, as interações destes com a matéria ocorrem principalmente através dos efeitos Compton e produção de pares (KHAN F., 2014) A probabilidade de ocorrência do efeito Compton cresce junto com o aumento de energia e não depende do *Z* do material, mas sim de sua densidade eletrônica (nº de elétrons/*cm*³). A produção de pares ocorre quando o campo eletromagnético de um fóton com energia igual ou superior à 1022 keV, interage com o campo do núcleo de um átomo alvo produzindo um par pósitron-elétron ao custo de toda a energia do fóton. A energia cinética destas partículas serão dadas pela diferença da energia do fóton incidente e a energia limiar para a ocorrência do efeito. A probabilidade de ocorrência deste efeito aumenta logarithmicamente para energias acima do seu limiar de ocorrência e com *Z*² (ATTIX, F. H, 2004; KHAN F., 2014; PETCHEVIST, 2015). O coeficiente de atenuação mássico ($\frac{\mu}{\rho}$) representa a soma das probabilidades de ocorrências dos efeitos de interação de fótons com o material, a Figura 4 representa este coeficiente em função da energia.

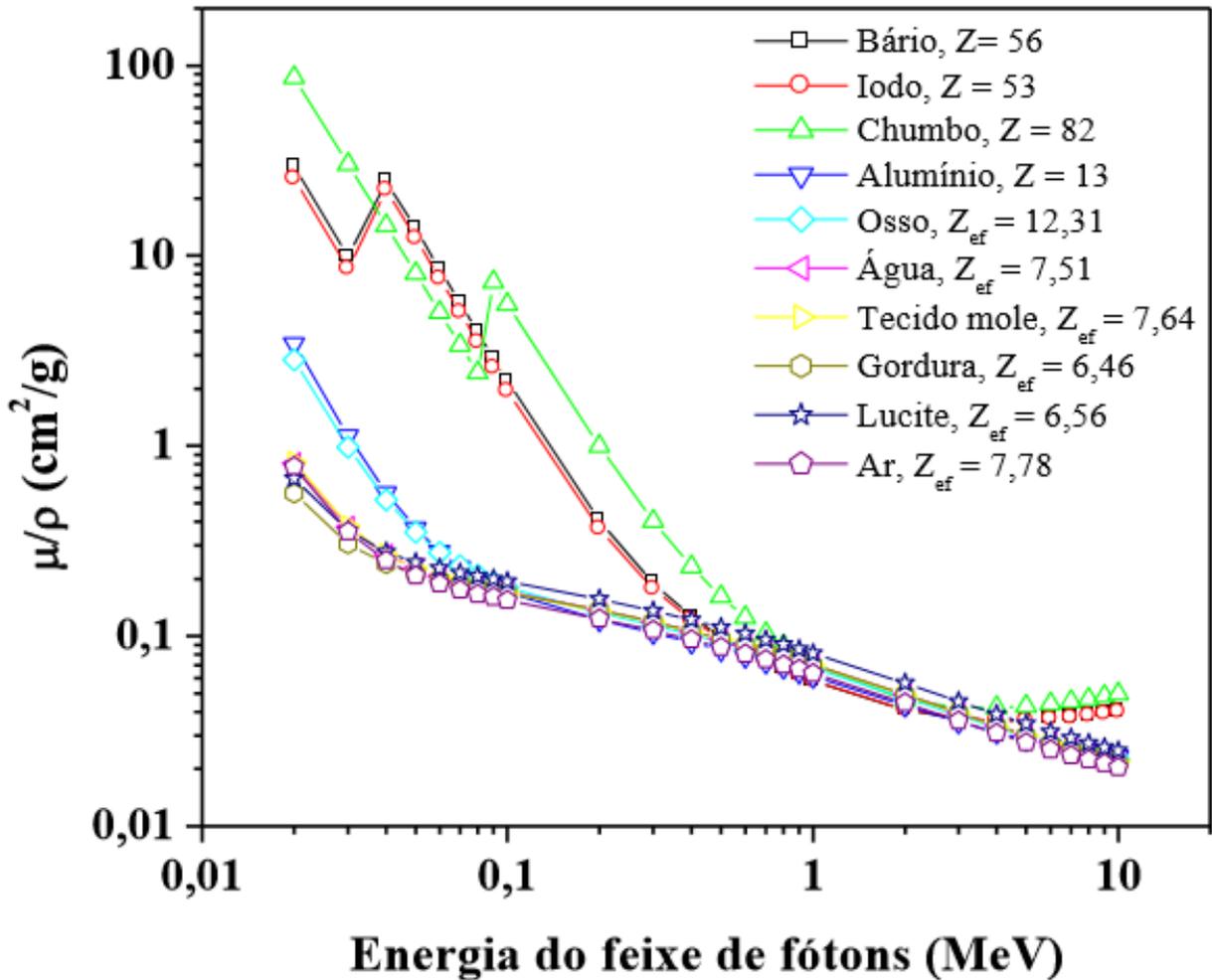


Figura 4 – Coeficientes de atenuação mássicos ($\frac{\mu}{\rho}$) em função da energia do feixe de fótons para diversos materiais. Fonte: PETCHEVIST, 2015.

6.2.1 Medida da dose com câmaras de ionização

A determinação da dose de radiação em um meio é uma etapa importante no processo de planejamento e tratamento com radioterapia. O equipamento padrão utilizado é a câmara de ionização, que afere a ionização ocorrida em um pequena cavidade cheia de gás em um volume determinado. (SCAFF, 1997). A câmara de ionização padrão mede a exposição:

$$X = \frac{Q}{\rho V} \quad (6.1)$$

Onde a exposição X é dado em Roentgen R

$$1R = \frac{2,58 \times 10^{-4} C}{kg}$$

A energia média gasta no ar para produzir um par de íons é de $33,97 \frac{J}{C}$, então a energia associada a 1R será:

$$E = \frac{2,58 \times 10^{-4} C}{kg} \times 33,97 \frac{J}{C} = 87,6 \times 10^{-4} \frac{J}{kg}$$

ou seja

$$1R = 87,6 \times 10^{-4} Gy$$

A partir da teoria de Bragg-Gray, em uma pequena cavidade, comparada ao alcance dos elétrons produzidos pela ionização do gás presente na cavidade devido à radiação, a energia absorvida por um material irradiado por raios X ou γ pode ser descrita conhecendo-se os seguintes fatores:

- Número de pares de íons produzidos por grama do gás na cavidade (J_g)
- Energia média dissipada por par de íon (W_g)
- A razão do poder de freamento "stopping power" por grama do meio, pelo poder de freamento por grama do gás, para os elétrons secundários (S_g^m)

A energia E_g cedida por unidade de massa no gás pelos elétrons pode ser escrita sendo:

$$E_g = J_g \times W_g, \quad (6.2)$$

Caso o gás presente na câmara e o material do meio sólido tenham o mesmo número atômico e a mesma quantidade de elétrons por grama, a razão da energia cedida pelo mesmo fluxo de elétrons é dada por:

$$\frac{E_m}{E_g} \cong 1,00, \quad (6.3)$$

Na prática este valor não é 1,00, e esta razão é chamada de poder de freamento de massa S_g^m , utilizando a equação (6.2) pode-se escrever:

$$E_m = S_g^m \times J_g \times W_g, \quad (6.4)$$

Sendo esta a formula de Bragg-Gray (SCAFF, 1997). Segundo a AAPM (AAPM TG 21, 1983; AAPM TG 25, 1988), os fatores dependentes da câmara que podem caracterizar sua resposta são descritos pelo parâmetro N_{gas} , sendo este definido por:

$$N_{gas} = \frac{D_{gas}}{M}, \quad (6.5)$$

sendo:

- D_{gas} = dose absorvida na cavidade do gás (geralmente ar) da câmara

- \bar{M} = leitura média do eletrômetro (Coulomb ou divisões) corrigida para pressão e temperatura, e não corrigida para recombinação de íons

Quando D_{gas} conhecido, a câmara se torna uma cavidade de Bragg-Gray. Quando a parede da câmara e a capa de equilíbrio eletrônico ou região de "build-up", região entre a superfície irradiada e a profundidade na qual se dá o máximo de ionizações ou dose máxima, são do mesmo material pode-se escrever N_{gas} como:

$$N_{gas} = N_x \frac{k \left(\frac{W}{e}\right) A_{rad} A_{parede}}{\left(\frac{L}{\rho}\right)_{gas}^{parede} \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{parede}^{ar}}, \quad (6.6)$$

Se a região de "build-up" e a parede da câmara forem de materiais diferentes:

$$N_{gas} = N_x \frac{k \left(\frac{W}{e}\right) A_{rad} A_{parede}}{\left[\alpha \left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{parede} \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{parede}^{ar} + (1 - \alpha) \left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{cap} \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{cap}^{ar}\right] k_{hum}}, \quad (6.7)$$

sendo:

- N_{gas} = fator de calibração cavidade-gás (Gy/C ou Gy/divisão)
- N_x = fator de calibração de exposição para as radiações γ do cobalto-60 fornecido pelo laboratório padrão em R/C ou R/divisão, normalmente não corrigido para a combinação de íons $k =$ carga produzida no ar por unidade de massa e de exposição ($2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{kgR}$)
- $\frac{W}{e}$ = energia média gasta no ar por unidade de carga
- A_{rad} eficiência na coleção de íons fornecidos pelo laboratório padrão que determina nas condições de calibração para as radiações
- A_{parede} = correção para a atenuação e o espalhamento na parede e na capa da câmara quando exposta no ar pela radiação
- α = fração de ionização devida a elétrons da parede da câmara irradiada.
- $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{parede}$, $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{cap}$ = poder de freamento restrito de colisão mássico
- $\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{parede}^{ar}$, $\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{cap}^{ar}$ = coeficiente de absorção mássico
- K_{hum} = correção devida a umidade = 0,997 (em umidade relativa de 50%)
- L = distância entre as paredes da câmara

O valor da dose no meio é o valor desejado, para isto é preciso realizar uma conversão com relação ao valor obtido pela câmara.

$$\frac{D_m}{UM} = \frac{\bar{M}}{UM} N_{gas} \left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{meio} P_{parede} P_{ion} P_{repl} \quad (6.8)$$

- UM significa que ambas as irradiações devem ser feitas com o mesmo tempo de irradiação (ou mesma unidade monitora UM).
- $\frac{D_m}{UM}$ = dose no meio por unidade monitor em $\frac{Gy}{UM}$
- $\frac{\bar{M}}{UM}$ = leitura do dosímetro por unidade monitor ($\frac{divisões}{UM}$) corrigida para temperatura e pressão
- $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{meio}$ razão do poder de freamento
- P_{parede} fator de correção da parede da câmara
- P_{ion} correção para a recombinação dos íons dentro da câmara
- P_{repl} correção para a perturbação do material do simulador pela câmara de ionização

Assim a dose no meio pode ser calculada com base nos fatores que definem a câmara $\frac{\bar{M}}{UM}$, $\left(\frac{L}{\rho}\right)_{ar}^{meio}$, N_{gas} e fatores devido a presença da câmara no OS P_{parede} , P_{ion} e P_{repl} .

6.2.2 Porcentagem de dose em profundidade e fatores off-axis $F_{off-axis}$

Para caracterizar a distribuição de dose absorvida num eixo central do feixe, é preciso normalizar em uma dada profundidade (z), em uma profundidade de dose máxima ($z_{máx}$), defini-se então PDD como:

$$PDD = 100\% \frac{D_Q}{D_P} = 100\% \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P}, \quad (6.9)$$

Onde D_Q e \dot{D}_Q são, respectivamente, a dose e a taxa de dose em um ponto Q em uma profundidade z do eixo central no OS, e D_P e \dot{D}_P são as dose e taxa de dose no ponto P em uma profundidade $z_{máx}$ no mesmo eixo central do OS (PODGORSAK, E.B., 2003). A geometria para a PDD pode ser observada na Figura 5, onde o ponto Q é um ponto arbitrário em uma profundidade z e o ponto P representa a dose de referência na profundidade $z = z_{máx}$ em um feixe no eixo central. O PDD depende de quatro parâmetros, tamanho do campo A , profundidade z no OS, Source Surface Distance (SSD) ou Distância Fonte Superfície, e a energia do feixe de fótons hf (PODGORSAK, E.B., 2003).

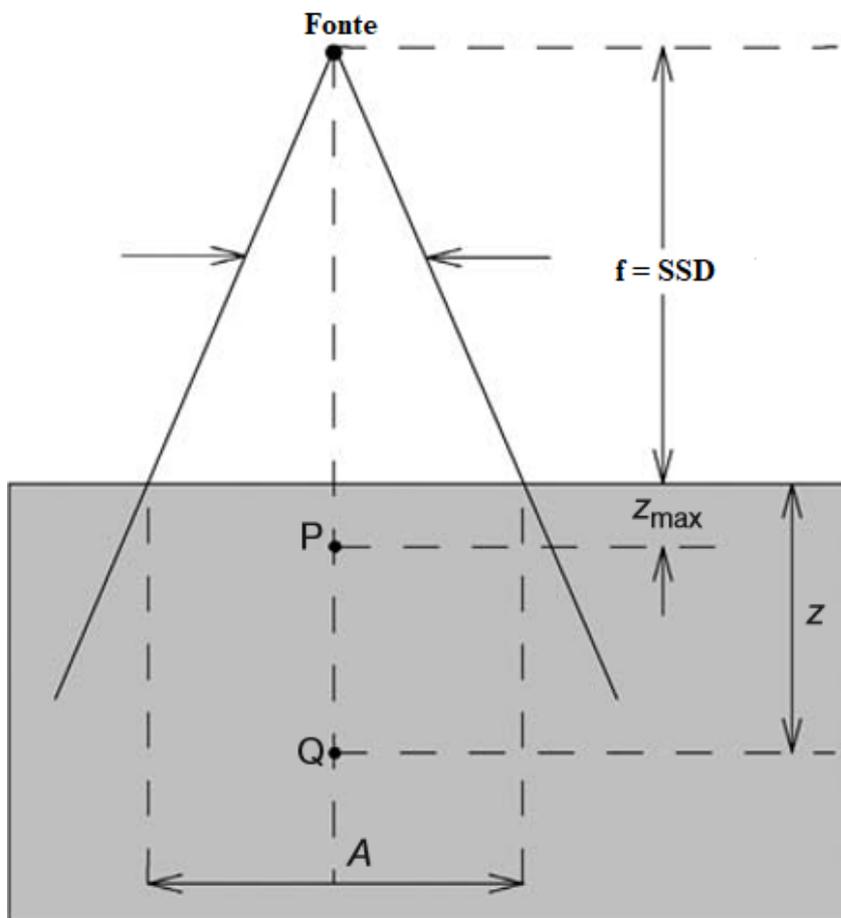


Figura 5 – Geometria para a definição de PDD. Adaptado de: PODGORSK, E.B., 2003

Desta maneira é possível medir desde a dose superficial (D_S) até a região de interesse. Contribuem para a dose na superfície as interações de: fótons espalhados pelos colimadores, filtro achatador e pelo ar, espalhados no paciente e elétrons de altas energias criados em interações dos fótons com o ar na vizinhança do paciente (PODGORSK, E.B., 2003). A Figura 6 mostra a PDD para fótons de várias energias.

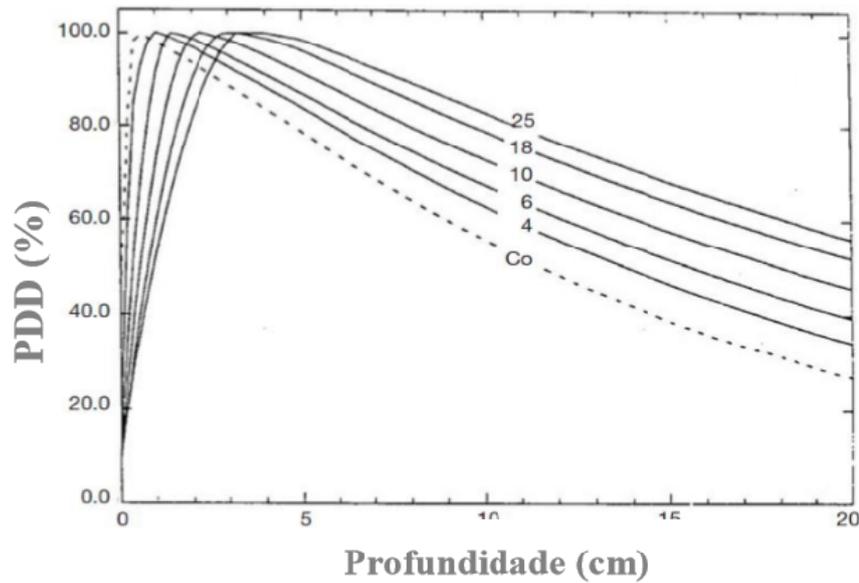


Figura 6 – Valores de PDD para fótons de diversas energias, a partir da energia do Cobalto-60 até fótons produzidos com um potencial acelerador de 25MV. Adaptado de: PETCHEVIST, 2015

no mesmo contexto, pela lei do inverso do quadrado da distância, tem-se que quanto maior o SSD, maior será a PDD como pode ser visto pela Figura 7. A razão:

$$\frac{PDD_2}{PDD_1} = \frac{\frac{SSD_2+z_{máx}}{SSD_2+z}}{\frac{SSD_1+z_{máx}}{SSD_1+z}} \quad (6.10)$$

nos dá o fator de Mayneord ou fator F, que compara a dose profunda para duas SSDs distintas mantendo fixos todos os outros parâmetros, este fator é importante para tratamentos que necessitam de uma SSD diferente do convencional (100cm).

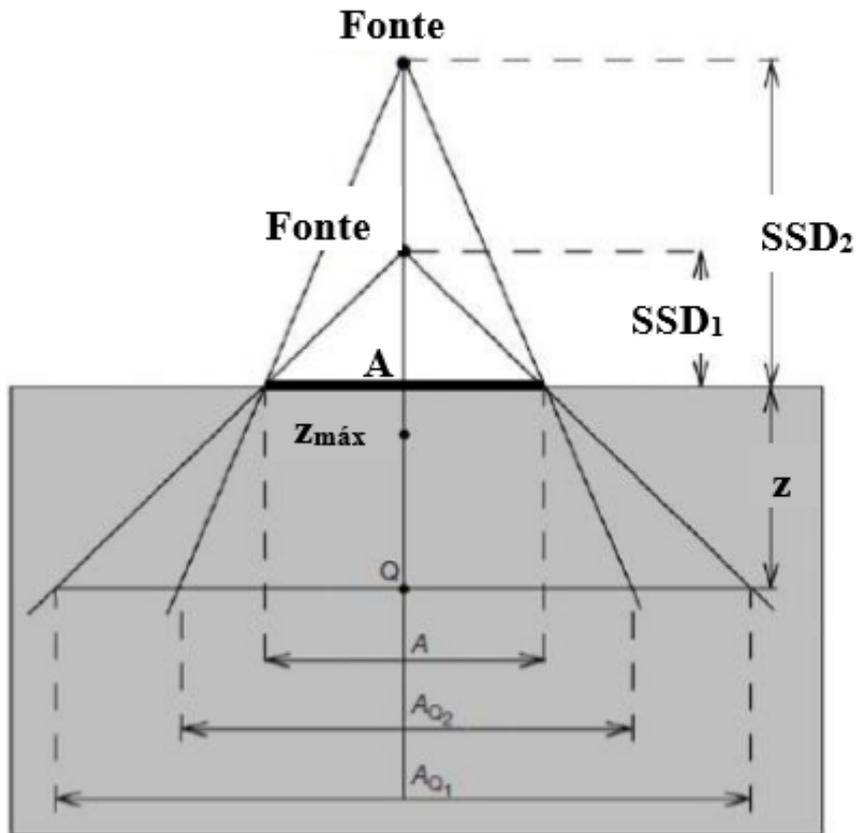


Figura 7 – Variação das PDDs para duas SSDs distintas com campos em um mesmo campo A e campos distintos em uma profundidade z no OS. Adaptado de: PETCHEVIST, 2015

A radiação pode se distribuir em uma área a certa profundidade de maneira não homogênea, o fator off-axis traz a razão entre a dose em um ponto P' no eixo central, com relação à um ponto Q paralelo na mesma profundidade como mostra a Figura 8.

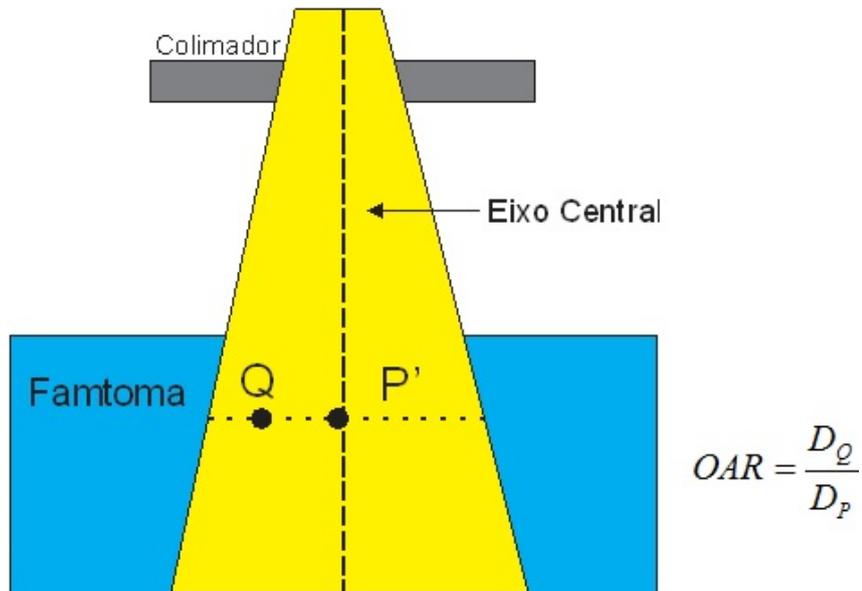


Figura 8 – Diferença de dose em dois pontos paralelos em mesma profundidade, e obtenção da Off Axis Relation (OAR). Adaptado de: <http://fisicamedica.webnode.com.br/funcoes-dosimetricas>

O perfil do campo é dado justamente pela caracterização dessa não homogeneidade ao longo do eixo central. O perfil do campo pode ser afetado também por atenuações ou espalhamentos do feixe de fótons, causados pelo alvo, filtro achatador, câmaras de monitoramento, colimador, ar ou pela divergência do campo (PETCHEVIST, 2015).

6.2.3 Fatores de espalhamento total S_{cp}

Como foi mostrado, o tamanho do campo influencia a PDD. Para contabilizar a dose referente à este espalhamento, utiliza-se o fator espalhamento total (S_{cp}) que é definido pela razão entre a dose em um campo A pela dose em um campo de referência B_{ref} ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) em uma profundidade de referência z_{ref} na água (AAPM TG 106, 2008).

$$S_{cp} = \frac{D(A, z_{ref})}{D(B_{ref}, z_{ref})}. \quad (6.11)$$

6.2.4 Fatores de transmissão F_T

Estes fatores são responsáveis pela determinação da fração do feixe que é transmitido, através de materiais atenuadores presentes no tratamento tais como: filtros em cunha (F_F), bandeja acrílica (F_B) e os fatores referentes ao colimador multi lâminas (MLC. fator de transmissão intra $F_{MLC,intra}$ e fator de fuga inter lâminas $F_{MLC,inter}$).

Estes fatores são inferidos através de leituras dos dosímetros na presença e na ausência dos materiais atenuadores no eixo central do feixe no campo e profundidade de referência ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $z_{máx}$). O cálculo para estes fatores de transmissão é dado pela razão entre o valor da dose na profundidade de referência na presença do material atenuador pela dose na mesma profundidade, mas sem o mesmo.

$$F_T = \frac{D(A, z_{ref})}{D(B_{ref}, z_{ref})}, \quad (6.12)$$

Como citado pela AAPM, estes são os fatores mínimos necessários para um comissionamento com feixe de fótons. E devem ser obtidos por um físico médico qualificado. Este processo de comissionamento deve ser realizado periodicamente para assegurar a qualidade do feixe.

Conclusão

Analisando a evolução da radioterapia é possível notar o seu grande crescimento na últimas décadas. Técnicas estão se tornando obsoletas como a cobaltoterapia e outras estão em ascensão como terapia com feixe de prótons. Mas a utilização dos AL's é a técnica mais utilizada no momento. O conhecimento construído neste trabalho foi essencial para o entendimento dos parâmetros físicos dosimétricos relacionados aos feixes de fótons produzidos pelos AL's, o entendimento destes parâmetros é essencial na formação do físico médico, tal como o processo de comissionamento é essencial para o planejamento do tratamento de radioterapia.

7 Bibliografia

AAPM – Task Group 21 - A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 10 (6). 1983.

AAPM – Task Group 25 - PROTOCOLS FOR THE RADIATION SAFETY SURVEYS OF DIAGNOSTIC RADIOLOGICAL EQUIPMENT. *Med. Phys.* 10 (6). 1988.

AAPM – Task Group 106 – Accelerator beam data commissioning equipment and procedures. *Med. Phys.* 35 (9). 2008.

AAPM – Task Group 142 - Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 36 (9). 2009.

ALBERTS, B. et al. *Biologia Molecular da Célula*. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

BARNES, E. C. Ionizing radiation. US Department of Health and Human Services, ATSDR. CDC, p. 101, 1999.

BROWN, J. M.; CARLSON, D. J.; BRENNER, D. J. “The tumor radiobiology of SRS and SBRT: are more than the 5 Rs involved?”. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 88(2), 254-262, 2014.

EISBERG, R. M., Resnick, R., *Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos e Partículas*, Editora Campus, 1979.

FUNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009;3(1):77-90.

Funções Dosimétricas by Herculis Torres. Disponível em: < <http://fisicamedica.webnode.com.br/dosimetricas/> >. Acesso em: 15 dez. 2017

GIANFALDONI, S. et al. An Overview on Radiotherapy: From Its History to Its Current Applications in Dermatology. *Global Dermatology, Republic of Macedonia Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*. 2017 Jul 25; 5(4):521-525.

GREENE D., WILLIAMS P. C. *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Second edition. Medical Science Series, Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 1997.

HALL, E. J. Radiation biology for pediatric radiologists. *Pediatric radiology*, v. 39, n. 1, p. 57, 2009.

ICRU 24 - Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and gamma rays in radiotherapy procedures. Report No. 24, International Commission on

Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1976.

ICRU 33 - Radiation Quantities and Units. Report No. 33, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD (1980).

ICRU 50 - Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, Rep. 50, ICRU, Bethesda, MD (1993).

ICRU 62 - Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), Rep. 62, ICRU, Bethesda, MD (1999).

KAHLEM, Pascal; DÖRKEN, Bernd; SCHMITT, Clemens A. Cellular senescence in cancer treatment: friend or foe?. *The Journal of clinical investigation*, v. 113, n. 2, p. 169-174, 2004.

LEDERMAN, M.B. THE EARLY HISTORY OF RADIOTHERAPY: 1895-1939. *Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol 7. pp 639-648.

LEHNERT, B. E.; IYER, R. Exposure to low-level chemicals and ionizing radiation: reactive oxygen species and cellular pathways. *Human e experimental toxicology*, v. 21, n. 2, p. 65-69, 2002.

PETCHEVIST, P. C. D. Comissionamento dos Parâmetros Físicos Dosimétricos em Aceleradores Lineares Clínicos usando o dosímetro FXG. 121 p. Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. 2015.

PODGORSAK EB, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Austria, 2003.

RIBEIRO, F.M. Irradiação de sangue usando fonte de ^{137}Cs : determinação da resposta de vias e genes relacionados à superfamília B7-CD28/CTLA4– Rio Grande, 2017. Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Física) – Instituto de Matemática, Estatística e Física da Universidade Federal do Rio Grande.

SCAFF, L. M, Física da radioterapia - São Paulo-: SARVIER, 1997

TURNER, J. E. Atoms, radiation, and radiation protection. John Wiley & Sons, 2008.

ZAHA A, FERREIRA HB, PASSAGLIA LMP. *Biologia Molecular Básica*. 3ª edição, Porto Alegre: Mercado Aberto, 2003.