

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
INSTITUTO DE FÍSICA

LUCAS MARTINS DUARTE DE OLIVEIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA
GERENCIAMENTO DE TESTES DE CONTROLE DE
QUALIDADE DE ACELERADORES LINEARES
USADOS EM RADIOTERAPIA**

BRASÍLIA

5 DE MAIO DE 2022

Lucas Martins Duarte de Oliveira

**Desenvolvimento de uma ferramenta para gerenciamento
de testes de controle de qualidade de aceleradores
lineares usados em radioterapia**

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentada ao Instituto de Física da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física.

Orientador: Antônio Carlos Pedroza
Coorientador: Samuel Ramalho Avelino

Universidade de Brasília – UnB
Instituto de Física

Brasília
5 de maio de 2022

Lucas Martins Duarte de Oliveira

Desenvolvimento de uma ferramenta para gerenciamento de testes de controle de qualidade de aceleradores lineares usados em radioterapia/ Lucas Martins Duarte de Oliveira. – Brasília, 5 de maio de 2022-

86 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Antônio Carlos Pedroza

Coorientador: Samuel Ramalho Avelino

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Instituto de Física, 5 de maio de 2022.

1. Teste de controle de qualidade 2. Acelerador linear 3. Radioterapia 4. Física nuclear 5. Dosimetria I. Antônio Carlos Pedroza. II. Universidade de Brasília. III. Instituto de Física. IV. Título.

CDU 02:141:005.7

Lucas Martins Duarte de Oliveira

Desenvolvimento de uma ferramenta para gerenciamento de testes de controle de qualidade de aceleradores lineares usados em radioterapia

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentada ao Instituto de Física da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física.

Trabalho de conclusão de curso aprovado. Brasília, 5 de maio de 2022:

Antônio Carlos Pedroza
Orientador

Samuel Ramalho Avelino
Coorientador

Examinador
Júnio Márcio Rosa Cruz

Examinador
Araken dos Santos Werneck Rodrigues

Brasília
5 de maio de 2022

Agradecimentos

Serei breve ao citar minhas principais influências.

Acima de tudo, agradeço à Deus pela vida, por guiar meus passos e iluminar minhas ideias, permitindo ultrapassar todos os obstáculos encontrados.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Antônio Carlos Pedroza e ao Coorientador Samuel Ramalho Avelino pela paciência, disponibilidade e compreensão, durante a realização do TCC e o desenvolvimento do Projeto de TCC, principalmente aos ensinamentos proporcionados.

Agradeço ao Instituto de Física e a Universidade de Brasília, pelas oportunidades e experiências ofertadas, no percurso da realização do curso de Física.

Agradeço a minha família, por todo apoio emocional e financeiro durante o curso. Em especial a minha mãe, Zélia Martins; ao meu pai, Fábio Duarte; as minhas tias Deusa dos Santos e Tânia Maria. *In memoriam*, agradeço saudosamente a minha amada avó. Maria do Socorro.

Agradeço aos meus amigos Lucas L., Bruno S., André A., Raul A., Emanuel B., Calebe A. e Hugo T. - por estarem sempre comigo nas disciplinas do curso, dando forças para continuar e contribuindo com meu aprendizado.

Agradeço aos meus amigos Guilherme A, Izabella M., Michielle R., Marcella R., Andressa F. e Clarisse R. por estarem sempre ao meu lado durante toda a minha jornada acadêmica, me apoiando sempre a permanecer e dar o máximo de mim.

Agradeço ao meu querido amigo Luiz Oliveira pelas dicas e ajudas relacionadas a programação, pois sem ele não conseguiria otimizar tão bem meu programa.

Enfim agradeço a todos amigos que contribuíram para o alcance dessa jornada, no sentido humano ou acadêmico, mesmo que de longe, ajudando em momentos de angústia e frustração, animando e motivando a obter meu diploma.

Agradeço também a você leitor, interessado pelo meu trabalho, dispondo de um pouco do seu tempo para ver o que tenho à dizer.

*"Se eu vi mais longe,
foi por estar sobre ombros de gigantes."*

(Isaac Newton)

"O caminho para o progresso não é rápido nem fácil."

(Marie Curie)

Resumo

O presente trabalho consiste na elaboração de uma ferramenta de gerenciamento de testes de controle de qualidade, para aceleradores lineares que são utilizados na radioterapia. Abordamos, inicialmente, aspectos físicos que se referem às radiações, os tipos de radiações e como elas podem interagir com a matéria. Assim, é construído um suporte teórico baseado na Física Nuclear. Logo em seguida, são introduzidos conceitos de dosimetria, que são necessários para compreensão dos testes de controle de qualidade, e a caracterização dos dosímetros que medem as grandezas físicas. No capítulo seguinte, faremos um estudo sobre a radioterapia, no que consiste o trabalho do físico médico e falamos sobre os testes de controle de qualidade que precisam ser executados, especialmente, em um acelerador linear. Em seguida apresentamos a nossa ferramenta de gerenciamento, que é um software online disponível para ser utilizado pelos integrantes do Hospital Universitário de Brasília (HUB). Os testes de controle de qualidade são baseados no seguinte documento ([KLEIN et al., 2009](#)), o qual é a referência mundial para testes de controle de qualidade em aceleradores lineares. Buscamos também apoio na legislação vigente, o que inclui: segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia, baseada na norma ([BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Agosto de 2021](#)) ; e nas diretrizes de proteção radiológica que são baseadas no documento ([BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Março de 2014](#)). E por final, no capítulo relacionado à ferramenta, mostramos como foi desenvolvida, suas funcionalidade e propósitos.

Palavras-chaves: Teste de controle de qualidade, acelerador linear, radioterapia, física nuclear e dosimetria.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Energia necessária para ionização de átomos em função do seu número atômico (Z), retirado do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003) .	24
Figura 2 – Processo de formação Raio X de freamento	25
Figura 3 – Espectro de raio X de freamento com raios X característico para voltagem de pico de 60, 90 e 120 KV. Imagem retirada do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)	26
Figura 4 – Modelo de barreira de Coulomb para o decaimento alfa, retirado do livro (BREHM; MULLIN, 1989)	33
Figura 5 – Exemplo de decaimento alfa. Imagem retirada do livro (BREHM; MULLIN, 1989)	33
Figura 6 – Exemplo de decaimento β^- e β^+ . Imagem retirada do livro (BREHM; MULLIN, 1989)	34
Figura 7 – Exemplo de decaimento γ . Imagem retirada do livro (BREHM; MULLIN, 1989)	37
Figura 8 – Experimento de Hertz para o efeito fotoelétrico	38
Figura 9 – Regiões de relativa predominância das três principais formas de interação dos fótons com a matéria. Imagem retirada do livro (PODGORSK, 2005)	39
Figura 10 – Valores da seção de choque para o efeito fotoelétrico em função da energia da radiação para o material chumbo. Imagem retirada do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)	40
Figura 11 – Processo efeito fotoelétrico	41
Figura 12 – Processo do efeito compton	41
Figura 13 – Processo formação de Par elétron-pósitron	44
Figura 14 – espectro de fluência para o caso polienergético, que é gerado por uma unidade de voltagem de raios X com um valor kVp de 250 kV e uma filtração adicional de 1 mm Al e 1,8 mm Cu. Imagem retirada do livro (PODGORSK, 2005)	47
Figura 15 – Energia relativa por unidade de massa versus profundidade do meio, sem consideração de atenuação - Imagem retirada do livro (PODGORSK, 2005)	51
Figura 16 – Energia relativa por unidade de massa versus profundidade do meio, com consideração de atenuação - Imagem retirada do livro (PODGORSK, 2005)	52
Figura 17 – Característica de resposta de dois sistemas de dosimetria. Imagem retirada do livro (PODGORSK, 2005)	54

Figura 18 – Sinal recebido em função da diferença de potencial aplicada com zonas de funcionamento de detectores para dois tipos de radiações (a) radiação beta 1MeV e (b) radiação beta 100KeV. Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)	55
Figura 19 – Fotocorrente gerada no diodo EPI em função da taxa de dose para os fótons de 6MV. Acelerador Novalis TX®. Imagem retirada da dissertação de mestrado (BIZETTO, 2013).	57
Figura 20 – Emissão da onda eletromagnética, com estimulação térmica. Imagem retirada do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)	58
Figura 21 – Acelerador linear e produção do feixe de radiação. Imagem retirada do livro (KHAN; GIBBONS, 2014)	65
Figura 22 – MLC (<i>Multileaf collimator</i>) de um acelerador linear	67
Figura 23 – Painel de controle do acelerador linear	67
Figura 24 – Testes de controle de qualidade retirados do <i>Task Group 142</i> (KLEIN et al., 2009). Exemplo de testes diários.	69
Figura 25 – Testes de controle de qualidade retirados do <i>Task Group 142</i> (KLEIN et al., 2009). Exemplo de parte dos testes mensal.	69
Figura 26 – Arranjo experimental explicativo sobre coincidência do campo radioativo e do campo luminoso	71
Figura 27 – Resultado da radiografia com pontos de referência do campo luminoso destacados.	71
Figura 28 – Daily QA 3™, model 1093	72
Figura 29 – Arranjo experimental para fator de calibração (output) de elétrons	72
Figura 30 – Arranjo experimental para fator de calibração (output) de fótons	73
Figura 31 – Fluxograma das entidades do programa	75
Figura 32 – Página de login. Esta página tem função de garantir que só entre em nosso software usuários ativados pelos administradores, além de direcionar para que novos usuários faça o cadastro.	77
Figura 33 – <i>Header</i> de todas as páginas após efetuado o login, contendo a barra de navegação, usuário logado e botão de <i>logout</i> . Para usuários ativos as páginas "Máquinas", "Testes" e "usuários" não aparecem na barra de navegação.	78
Figura 34 – Cadastro de um novo teste. Este formulário é responsável por adicionar novos testes no banco de dados. O formulário para criar máquina é semelhante, assim como a listagem de máquinas.	78
Figura 35 – Testes já cadastrados no sistema. Nesta listagem encontra-se todos os testes de controle de qualidade cadastrados no banco de dados	78

Figura 36 – Cadastro de planejamentos de testes de controle de qualidade em um acelerador linear. Neste formulário o usuário irá escolher quais testes de controle de qualidade ira fazer em uma máquina específica e setar a data em que este teste foi feito pela última vez. Tendo estes 4 parâmetros escolhidos, deve setar a frequência ao qual quer fazer o teste e quantas vezes irá faze-lo.	79
Figura 37 – Exemplo de filtro que pode ser utilizado na listagem de planejamentos. Este filtro é capaz de mostrar somente os testes que precisam ser feitos dentro de um período desejado.	79
Figura 38 – Listagem de planejamentos após serem cadastrados. O usuário, com esta listagem, tem a possibilidade de utilizar os filtros de usuários, máquinas, testes e de um período de dados. Além disso, o usuário tem a possibilidade alterar o status para "teste feito" clicando no <i>check box</i>	80
Figura 39 – As informações dos testes aparecem assim que o usuário coloca o cursor do mouse sobre o nome do teste.	80
Figura 40 – Ativar e deletar usuário. Esta página tem função de ativar um usuário para possibilitar que ele tenha acesso ao programa ao fazer login.	81

Lista de tabelas

Tabela 1 – Energia de ligação do elétron da primeira camada e da última camada (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)	24
Tabela 2 – Competências relacionadas a cada tipo de usuário do software	77

Sumário

	Introdução	19
	Metodologia	21
1	RADIAÇÃO E FÍSICA NUCLEAR	23
1.1	Radiações Ionizantes e Energia de Ionização	23
1.2	Raios X	24
1.2.1	Raios X de freamento	25
1.2.2	Raios X característico	26
1.2.3	Atenuação de Raio X	27
1.2.3.1	Atenuação de um feixe monoenergético	28
1.2.3.2	Atenuação de um feixe polienergético	28
1.3	Radioisótopos e a Desintegração Nuclear	29
1.4	Tipos de Decaimento	31
1.4.1	Decaimento Alfa α	31
1.4.2	Decaimento Beta β	34
1.4.2.1	Decaimento β^-	35
1.4.2.2	Decaimento β^+	35
1.4.2.3	Captura eletrônica	36
1.4.3	Decaimento Gama γ	37
1.5	Efeito Fotoelétrico	38
1.5.1	Pico de absorção K para o efeito fotoelétrico	40
1.6	Efeito Compton	41
1.7	Formação de Par Elétron Póstron	43
1.8	Física Nuclear aplicada à Física Médica	44
2	DOSIMETRIA	45
2.1	Grandezas e Unidades	45
2.1.1	Exposição	45
2.1.2	Fluência	46
2.1.3	Kerma	48
2.1.4	Dose absorvida	48
2.1.5	Relação entre as grandezas	49
2.1.5.1	Kerma e fluência de energia	49
2.1.5.2	Kerma e dose absorvida	50
2.2	Detectores de Radiação	52

2.2.1	Propriedades Físicas dos Detectores	53
2.2.2	Detectores a gás	54
2.2.2.1	Câmara de Ionização	55
2.2.2.2	Geiger-Muller	56
2.2.3	Diodo	56
2.2.4	Dosímetros TLD e OSL	58
3	RADIOTERAPIA	61
3.1	Visão geral da Radioterapia	61
3.2	Legislação	62
3.3	Acelerador Linear - LINAC	64
3.4	Teste de Controle de Qualidade de um Acelerador Linear	68
4	A FERRAMENTA	75
5	CONCLUSÃO	83
	REFERÊNCIAS	85

Introdução

A radiação, tal como apresentada neste trabalho, refere-se a produção e propagação de energia através do vácuo, ar ou meios materiais. O poder de penetração da radiação e a propagação em cada meio material, como por exemplo, o corpo humano, o qual será nosso principal meio material, serão abordados nos capítulos a seguir.

As radiações podem ser classificadas em duas categorias: eletromagnética e corpuscular. As duas podem ser geradas por meio de processos que ocorrem dentro do núcleo, no entanto, também podem ser geradas na eletrosfera dos átomos, que é o caso dos elétrons ionizados e raios X característicos.

Neste trabalho, as radiações corpusculares consideradas são partículas subatômicas ou atômicas, como as partículas alfa (α), beta (β), pósitrons, nêutrons e prótons. As radiações eletromagnéticas têm carácter ondulatório, correspondendo a uma composição da vibração do campo magnético e do campo elétrico, os quais são perpendiculares entre si e perpendiculares à direção de propagação da correspondente onda. Para o presente estudo, as radiações que nos interessam são as de altas frequências, como radiação gama (γ) e Raio X, contudo, vale destacar que essa separação entre radiação corpuscular e eletromagnética, torna-se uma relação de equivalência dentro da física moderna.

Durante o trabalho de um Físico Médico, o funcionário e o paciente lidam com radiações de alto poder de penetração e ionização ao longo do seu tratamento. Neste trabalho, entre as áreas que envolvem a radiação, procuramos dar foco na radioterapia, que faz uso de radiação para tratamento de tumores com uso de radiações controladas. Para isso, é necessário se ter a compreensão dos tipos de feixes anteriormente citados e como os mesmos interagem com o corpo humano.

Dessa maneira, para o tratamento de radioterapia é feito um plano que define a quantidade de dose absorvida que deve ser aplicada sobre o tumor e como será atingido durante um intervalo de tempo, a fim de que o mesmo seja eliminado. É estipulada uma dosagem máxima para evitar que haja maiores danos no paciente, e além disso, são estabelecidas diversas normas para que haja uma proteção radiológica. Seguimos, para o desenvolvimento do presente trabalho, as diretrizes desenvolvidas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear ([BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Março de 2014](#)). Em radioterapia, o tratamento pode seguir dois ramos, o ramo da braquiterapia, em que a fonte de radiação está próxima ao tumor, e o da teleterapia, em que a fonte de radiação está longe do tumor, isto é, fora do corpo do paciente, estaremos dando foco neste trabalho na teleterapia.

Nessa profissão, todos os que trabalham num centro de radioterapia devem fazer

uso de dosímetros para saber a quantidade de dose absorvida a qual está sendo exposto. Dessa maneira, um controle é feito para evitar danos nocivos ao pessoal envolvido no serviço de radioterapia, evitando, que fiquem expostos mais que o necessário. O serviço também requer calibração dos equipamentos que são utilizados nos tratamentos, a fim de que seja entregue ao paciente a dosagem correta prescrita pelo médico. Para calibração dos equipamentos são feitos testes de controle de qualidade (QA) para verificar a precisão, exatidão e se o valor encontrado está dentro de um intervalo de tolerância estipulado pelos órgãos reguladores.

No Brasil, não existem normas que determinam, explicitamente, quais são os QA's que devem ser feitos no equipamento, no entanto, determinam somente de que os QA's devem ser feitos. Portanto, é necessário notificar, por meio do plano de radioproteção, quais serão os testes de controle a serem feitos e submetê-lo à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), a fim de que a instituição governamental aprove ou desaprove a prática. Além da enumeração dos testes de controle de qualidade, o profissional deve citar qual será a fonte bibliográfica em que os testes se encontram, e a partir disso, todos os testes de controle citados no documento redigido pelo Físico Médico devem ser cumpridos. Neste trabalho, estudamos os testes feitos no acelerador linear e nossa fonte bibliográfica foi (KLEIN et al., 2009).

No mundo, existem diversos documentos relacionados a testes de controle de qualidade e cada nação possui o seu. O Ministério da Saúde do Brasil, por meio do Instituto Nacional de Câncer (INCA), desenvolveu o seu, baseado no documento da Agência Internacional de Energia Atômica, denominando-o *TEC DOC-1151* (BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE; INCA, 2000). Não utilizaremos este em específico, uma vez que estes documentos são, em tese, semelhantes ao *Task Group 142* (KLEIN et al., 2009) e por ser um documento amplamente utilizado no mundo, terá nossa preferência.

Dessa maneira, o físico médico se encontra à frente de documentos extensos sobre testes de controle de qualidade. No entanto, as normas legais não o obrigam a realizá-los em sua totalidade. Dessa forma, propomos a formulação de uma ferramenta de gerenciamento, com a qual o Físico Médico poderá escolher os testes de controle de qualidade que se adéquem à sua realidade de trabalho, e que estejam dentro plano de radioproteção que foi anteriormente enviado a CNEN. Nossa ferramenta é um programa na web que facilitará o gerenciamento, atribuindo tarefas aos profissionais conforme suas competências e, com isso, facilitando a execução do serviço.

Metodologia

Como parte do TCC, foi feita uma revisão teórica em Física Nuclear baseada nas seguintes obras: (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), (MEYERHOF, 1967), (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003), (BREHM; MULLIN, 1989) e (EISBERG ROBERT; RESNICK, 1979). Nosso objetivo nesse estudo as radiações ionizantes, como os raios X e as provindas de radioisótopos naturais e artificiais, pois estes são os feixes usados dentro da radioterapia. O estudo em Física Nuclear é fundamental para compreender os fenômenos físicos que acontecem nos tratamentos usados na radioterapia. Assim, foi feita uma análise da interação dos feixes com a matéria, que resultam nos seguintes efeitos: efeito fotoelétrico, efeito compton e formação de par elétron-pósitron.

Em uma segunda fase, foi desenvolvido um estudo sobre as grandezas físicas dosimétricas e os detectores de radiação utilizando os seguintes referências: (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), (PODGORSK, 2005) bem como as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica (BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Março de 2014). Nesse estudo, vinculam-se os conceitos aprendidos na Física Nuclear às grandezas físicas usadas na área de física-médica, além de trazer uma análise sobre as propriedades gerais de detectores e as características de detectores específicos, como, câmera de ionização, Geiger Muller, TLD, OSL e diodo.

Na terceira fase, foi feito um estudo sobre a radioterapia, tendo como referência os livros (PEREZ; BRADY, 1999), (BOGART JEFFREY A.; GUNDERSON, 2016) e (KHAN; GIBBONS, 2014). Logo em seguida, o estudante teve a oportunidade de operar a máquina, para realização dos testes de controle de qualidade, juntamente com a presença do orientador e coorientador. Foi feito um estudo sobre alguns dos teste de controle de qualidade através do documento (KLEIN et al., 2009) e também da norma que regula os mesmos, NN. 6.10 (BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Agosto de 2021).

Como objetivo final do trabalho, construímos a ferramenta como um software online e, para isso, foi preciso um estudo sistematizado envolvendo a arquitetura web para o desenvolvimento. Além disso, foi necessário um estudo sobre *HTML*, *CSS*, *JavaScript*, ambiente *Node.js*, biblioteca *React*. Na produção da ferramenta, fizemos um grande esforço para tornar o programa mais adequado possível e seguro.

O programa é capaz de incluir os vários testes de controle de qualidade do acelerador linear, juntamente com suas características, e de atribuir a tarefa de realização do teste em uma máquina a um usuário em uma data específica. Com isso, temos um usuário capaz de acessar todos estes dados através de uma única plataforma de trabalho

e disponível para aparelhos conectados a internet.

O presente projeto está escrito de acordo com as normas da ABNT expressas no documento ([ARAÚJO, 2015](#)).

1 Radiação e Física nuclear

1.1 Radiações Ionizantes e Energia de Ionização

Ao incidir uma radiação em um átomo, um elétron desse átomo poderá absorver essa energia e passar para uma camada de energia mais exterior ao núcleo, se e somente se, a energia da radiação for equivalente a $E_f - E_i$, onde E_f representa a energia do estado final do elétron e E_i representa a energia do estado inicial do mesmo elétron. Após a excitação do elétron para uma camada mais externa, depois de um tempo muito curto, ele volta para uma camada de mais baixa energia emitindo uma onda eletromagnética no processo. No entanto, pode acontecer casos, como veremos mais a frente, nos quais um elétron mais interno ao átomo sai da eletrosfera, gerando a vacância de um nível mais profundo. O átomo, para estabilizar-se, tem um dos seus elétrons realizando uma transição para esse nível profundo, conseqüentemente, emitindo um fóton de grande energia.

Uma radiação é considerada ionizante se for capaz de arrancar um elétron de um átomo ou molécula, caso contrário, ela é considerada não ionizante. As partículas que são carregadas são classificadas como diretamente ionizantes e as não carregadas como indiretamente ionizantes.

A energia que os elétrons possuem dentro da eletrosfera sempre será negativa, uma vez que, o sinal indica a ligação entre a partícula e o núcleo. A Energia de Ionização é a energia mínima necessária para fazer um elétron escapar do átomo. Por sua vez, o termo Energia de Ligação é usado com o mesmo significado de retirada de elétrons, nos casos de átomos com mais de 3 elétrons (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Nesses casos, os elétrons ocupam níveis de energia diferentes, logo, teremos energias de ligações diferentes para cada camada.

Podemos visualizar também o elétron da última camada de energia em relação ao número atômico dos átomos da tabela periódica e, assim, observar a energia necessária para a ionização desse elétron. Abaixo temos uma figura que mostra a energia de ionização da última camada para cada átomo.

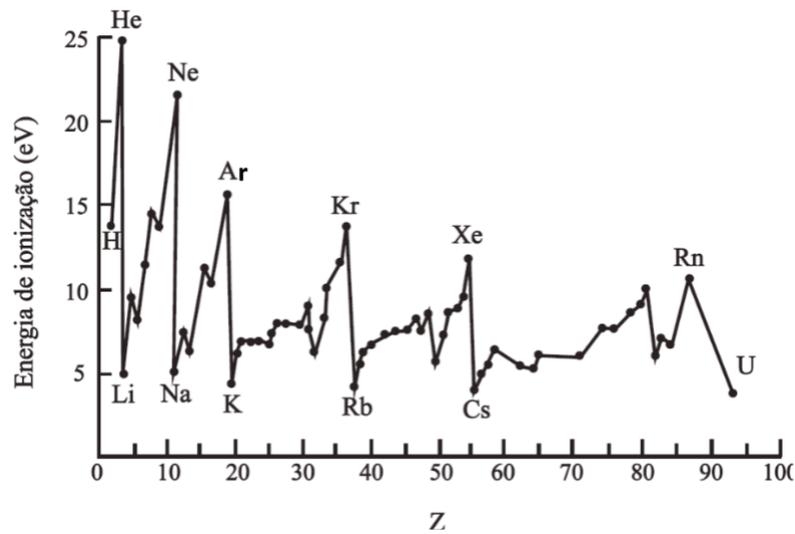


Figura 1 – Energia necessária para ionização de átomos em função do seu número atômico (Z), retirado do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)

No entanto, é necessário muito mais energia para a retirada de elétrons de camadas mais internas, o que pode ocorrer com radiações ionizantes de maior energia, as quais são da ordem de KeV. Abaixo temos a energia necessária para se retirar um elétron da camada K e do nível de valência de alguns átomos:

Elemento Químico	Número Atômico	Energia de ligação camada K (KeV)	Energia de Ionização última camada (eV)
C	6	0,29	11,3
Al	13	1,56	6,0
Cu	29	8,99	7,7
Mo	42	20,0	7,1
Rh	45	23,2	7,4
Ag	47	25,5	7,6
W	74	69,5	7,9
Pb	82	88,0	7,4

Tabela 1 – Energia de ligação do elétron da primeira camada e da última camada (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

1.2 Raios X

Os raios X foram descobertos pelo físico Wilhelm Conrad Röntgen, no ano de 1895, fazendo um experimento com o tubo de Crookes e analisando os raios catódicos. A partir desse experimento ele percebeu que uma luminescência no anteparo persistia a grandes distâncias. Fazendo os seus estudos, percebeu que a luminescência não era consequência dos raios catódicos, e que havia raios dentro do tubo com caráter muito mais penetrante

que os próprios raios catódicos, os quais não sofriam efeito do campo magnético, além de serem capazes de atravessar diversos materiais. Röntgen percebeu que ao colocar materiais entre o raio e o anteparo na placa do anteparo formavam-se imagens como, por exemplo, os ossos da mão. Nesse momento vemos nascer uma ferramenta de extrema importância para a medicina que conhecemos hoje. Em seu artigo, Röntgen batiza estes raios de **Raios X**, e afirma que esses raios se originavam do vidro justamente onde os raios catódicos incidiam. Somente em 1912 foi feita a verificação de que o raio X possui característica de onda eletromagnética com uma alta frequência.(OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os raios X podem ser produzidos de duas maneiras: pelo freamento do elétron incidente no anteparo, conhecido como raio X de freamento; e como consequência da ionização do elétron de camada mais interna do átomo do anteparo, fazendo com que elétrons da eletrosfera decaiam para uma camada mais interna e por consequência liberam uma onda eletromagnética no processo, conhecido como raio X característico, num processo a ser explicado mais adiante.

1.2.1 Raios X de freamento

Os raios X de freamento são criados a partir da desaceleração brusca de um elétron, devido à atração causada pelo campo coulombiano do núcleo. Isso ocorre quando o elétron interage com o campo elétrico de um núcleo com número atômico elevado, reduzindo sua energia cinética, mudando de direção e emitindo a diferença de energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, que são denominadas como raios X de freamento ou "bremsstrahlung"(TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003). Abaixo, temos a representação desse fenômeno.

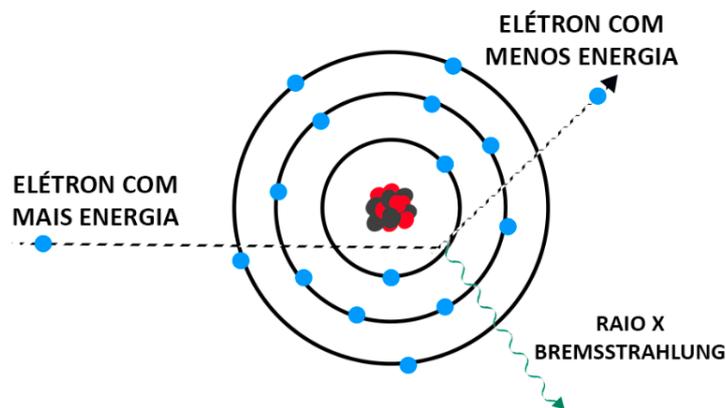


Figura 2 – Processo de formação Raio X de freamento

Estes raios podem ter qualquer energia, dependendo assim da aproximação entre o elétron e o núcleo. Portanto, o espectro da radiação de freamento é contínuo, ou seja, os

fótons de Raios X produzidos podem ter qualquer energia, desde valores próximos de zero até um valor máximo $E_{máx}$, que corresponde à energia cinética K do elétron ao atingir o alvo. A expressão que resulta na frequência do fóton de raio X é dada pela Lei de Duane e Hunt (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$K_{elétron} = eV = E_{máx \text{ do fóton}} = h\nu_{máx} = \frac{h \cdot c}{\lambda_{mín}} \quad (1.1)$$

Onde, "e", é a carga do elétron; V, a diferença de potencial aplicada entre o cátodo e o ânodo; ν e λ são, respectivamente, a frequência e o comprimento de onda do Raio X.

Veremos no próximo tópico os raios X característico, no entanto, já podemos deixar aqui a informação de que na produção dos raios X, além dos raios X de freamento, também é produzido os raios X característico. Abaixo teremos um gráfico que representa a intensidade da radiação com a energia dos raios X emitido do processo em função da diferença de potencial a que os elétrons são submetidos.

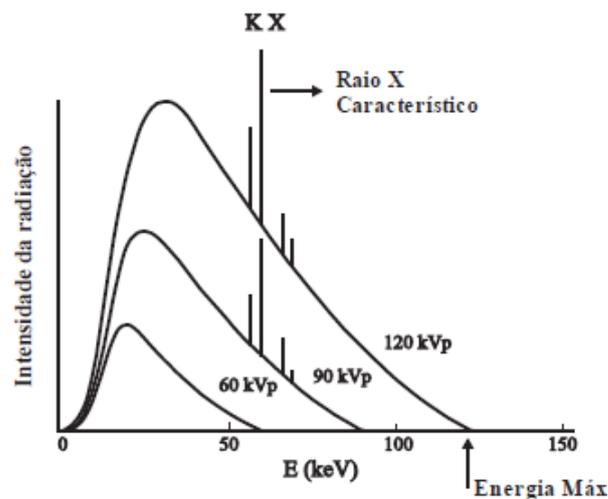


Figura 3 – Espectro de raio X de freamento com raios X característico para voltagem de pico de 60, 90 e 120 KV. Imagem retirada do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)

1.2.2 Raios X característico

A obtenção dos raios X característico envolve a ionização do elétron mais próximo do núcleo. Com essa ionização a eletrosfera, que possui um "buraco", precisa se estabilizar e para isso um elétron de uma camada mais externa toma o lugar que precisa ser preenchido. Nessa passagem de uma camada de maior energia para uma de menor energia há a produção de uma onda eletromagnética que é chamada de raios X característico, que possuem fótons com energia da ordem de KeV. Este tipo de radiação mostra uma assinatura do material e tem espectro de energia discreto.

Para se arrancar um elétron da camada K, é necessário que o elétron incidente tenha no mínimo a energia de ligação desta camada. Na transição de um elétron da camada L para a camada K, a energia é liberada sob a forma de um fóton, cuja a energia $E_{fóton}$ corresponde à diferença de energia entre os níveis, assim temos a seguinte expressão para a energia dos fótons de raios X característico:

$$E_{fóton} = E_L - E_K \quad (1.2)$$

Os fótons de raio X que constituem esses espectro de linha são produzidos simultaneamente com os fótons do raio X de freamento. No entanto, uma outra forma de termos raios X característicos é aplicando sobre o material uma onda eletromagnética de alta energia, a qual terá maior probabilidade de retirar um elétron de camada mais interna e o efeito de um elétron da eletrosfera completar um buraco será o mesmo. Para estas situações estaremos observando apenas o espectro característico dos átomos.

Na figura 3, temos uma curva contínua com picos, que demonstram as transições que acontecem para a formação do raios X característico. Logo, temos que o espectro do material se dará pela soma do espectro contínuo de raio X de freamento mais o de linhas de raios X característicos, como as chamadas de K_α e K_β , que são emitidas quando os elétrons sofrem transição da camada L para K e de M para K, respectivamente, gerando dois picos bem estreitos.(OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

1.2.3 Atenuação de Raio X

Como vimos no início deste tópico sobre raio X, Röntgen percebeu que ao se colocar a mão entre o anteparo e os raios provenientes do tubo de Crookes, aparecia no anteparo, que chamaremos aqui de filme radiográfico, o contorno dos seus ossos. Isso se deve à diferença na absorção do raio pelos ossos, músculos, ligamentos, vasos de sua mão, ou seja, o feixe que atravessa tecidos mais absorvedores terá menor intensidade ao se incidir no filme, enquanto, o feixe que atravessa tecidos menos absorvedores terá maior intensidade ao se incidir no filme.

"As características dos raios X são expressas em função do que chama-se de quantidade e qualidade de um feixe. A quantidade se refere ao número de fótons de um feixe e a qualidade à energia dos fótons. A qualidade pode ser entendida como a dureza do feixe, isto é, sua capacidade de penetração. Logo, quanto maior a dureza de um feixe maior a sua penetração"(OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A intensidade de um feixe terá a ver com sua capacidade de penetração e com os números de fótons que passam por um determinado meio de comprimento X. O meio possui um coeficiente de atenuação $\mu(E)$ que diz respeito a redução na intensidade de um feixe de energia E ao atravessar um meio específico.

1.2.3.1 Atenuação de um feixe monoenergético

A atenuação para feixe monoenergético se dá somente pela diminuição do número de fótons, logo, é tratado somente pelo termo quantidade, definido anteriormente. A atenuação obedece uma lei de exponencial.

$$I(x, E) = I_0 \cdot \exp(-\mu(E) \cdot x) \quad \text{ou} \quad N(x, E) = N_0 \cdot \exp(-\mu(E) \cdot x), \quad (1.3)$$

tal que $I(x, E)$ e I_0 representam respectivamente a intensidade numa posição x e a intensidade inicial, assim como, $N(x, E)$ e N_0 a quantidade de fótons do feixe na mesma posição e a quantidade de fótons do feixe inicial e $\mu(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do meio.

É de interesse prático saber qual é o espaço necessário para que esse feixe possua metade da intensidade que possuía, chamamos essa distância de $X_{1/2}$, camada semirreduzora (CSR). Conhecendo a CSR conseguimos projetar barreiras capazes de diminuir a intensidade feixes que chegam em operadores de raio-x e gama.

Para facilidade em relação às grandezas, ao invés de usar o coeficiente de atenuação em m^{-1} que depende da densidade do material ρ em kg/m^3 , usamos o coeficiente de atenuação mássico, que é μ/ρ que independe do estado físico do material (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

1.2.3.2 Atenuação de um feixe polienergético

Nos efeitos tratados anteriormente e obtidos por raios X de freamento, temos feixes com diferentes valores de energia, variando desde de 0 até uma energia máxima, ou seja, feixes polienergéticos ou policromáticos. Nesses casos, a segunda CSR não coincide com a primeira uma vez que possuímos feixes de diferentes energias e a intensidade depende da qualidade e quantidade.

"Uma completa especificação da qualidade de um feixe de raio X requer a medida de diversos parâmetros, sendo um deles a determinação da CRS de um material padrão para um dado feixe. Uma vez determinado a CRS, é possível conhecer a energia efetiva do feixe por meio da correlação entre essas duas grandezas, que são conhecidas. A energia efetiva de um feixe com espectro contínuo equivale a energia de um feixe monoenergético que tem igual valor de CRS. Assim, para um feixe policromático, defini-se a CRS como a quantidade de material que reduza a exposição (ou o kerma) à metade do valor inicial" (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

1.3 Radioisótopos e a Desintegração Nuclear

Antes mesmo de falar o que são os radioisótopos precisamos aqui esclarecer a notação que iremos utilizar para representar os elementos com a sua massa e número atômico. Dizemos que nuclídeo é um átomo caracterizado por um número atômico Z e um número de massa A , sua notação é representada da seguinte forma A_ZX .

Isótopos, por definição, são nuclídeos que possuem o mesmo número atômico, isto é, o mesmo número de prótons, mas variando o número da massa. Existem diversos isótopos na natureza, como: 1_1H , 2_1H e 3_1H ; ${}^{12}_6C$ e ${}^{14}_6C$. Alguns desses isótopos possuem núcleos instáveis, os quais são chamados de radioisótopos, emitem radiação alfa, beta ou gama para tornar o seu núcleo estável, como veremos mais à frente. Os isótopos não podem ser separados quimicamente, uma vez que, possuem a mesma estrutura eletrônica.

A produção de radioisótopos pode se dar de diversas maneiras, por exemplo, quando há bombardeamento de átomos com partículas leves, como partículas alfa, dêutrons e prótons, que são provenientes de aceleradores de partículas. Outra maneira comum na atualidade é usar como projéteis os nêutrons de reatores nucleares de fissão e de aceleradores ciclotrons. (OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

Como falamos anteriormente, os nuclídeos instáveis emitem radiação para se tornarem mais estáveis e nesse processo, que veremos mais detalhadamente na próxima seção, o nuclídeo pode se transformar em um outro átomo, diferente do anterior, que pode ter menor número de massa e menor número atômico, ou, simplesmente, aumentar ou diminuir o seu número atômico. Os chamamos de nuclídeo pai e nuclídeo filho. Nesse processo podemos relacionar a quantidade de átomos do nuclídeo pai que se tornará, em um determinado tempo, metade do que era antes. Chamamos isto de meia vida física e esse processo de desintegração nuclear ou decaimento radioativo. No processo ocorre a emissão de radiação, que surge do interior do núcleo, sendo algo espontâneo, uma vez que, o núcleo para se estabilizar precisa fazer esta emissão.

A lei fundamental do decaimento radioativo foi primeiramente apresentada por Ernest Rutherford e Frederick Soddy, a partir de uma análise experimental, é dada pela seguinte expressão:

$$N(t) = N_0 \cdot \exp(-\lambda t) \quad (1.4)$$

Em 1905, Ergon von Schweidler fez a seguinte hipótese estatística: cada radionuclídeo tem uma probabilidade λ , constante, de decair por unidade de tempo, independente do tempo. Em consequência, o número dN decaindo no tempo dt é dado por:

$$dN = -\lambda N(t) dt \quad (1.5)$$

Ao se integrar dos dois lados da equação 1.5 separando a variável $N(t)$ para esquerda e estipulando os limites da integração entre N_0 e N no intervalo entre t_0 e t , encontramos a 1.4.(OKUNO; YOSHIMURA, 2010)

Dado que a meia vida física é o tempo necessário para que $N = \frac{N_0}{2}$ podemos encontrar uma relação com a constante de probabilidade de decaimento λ .

$$\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot \exp(-\lambda\tau_{1/2}) \rightarrow -\ln 2 = -\lambda\tau_{1/2} \rightarrow \lambda = \frac{\ln 2}{\tau_{1/2}} \quad (1.6)$$

De forma que podemos reescrever a equação 1.4 como:

$$N(t) = N_0 \cdot 2^{-\frac{t}{\tau_{1/2}}} \quad (1.7)$$

Em Física Médica, além da meia vida física, temos a meia vida biológica que é o tempo necessário para que metade da quantidade inicial de um nuclídeo seja removida de um órgão, o qual pode ser retirado através do sangue, urina ou das fezes. Dessa maneira definimos a meia vida efetiva, que é dada pela fórmula:

$$\frac{1}{\tau_{1/2e \text{ efetiva}}} = \frac{1}{\tau_{1/2 \text{ biológica}}} + \frac{1}{\tau_{1/2 \text{ física}}} \quad (1.8)$$

Por sua vez, a atividade de uma amostra radioativa é a taxa de decaimento da mesma, sendo o número de decaimentos por unidade de tempo (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003), sendo expressa da seguinte maneira:

$$A(t) = \left| \frac{dN}{dt} \right| = \lambda N(t) = A_0 \exp(-\lambda t) \quad (1.9)$$

Onde, $A_0 = N_0\lambda$, é a atividade inicial da amostra. Aplicando o resultado da equação 1.6, podemos escrever a atividade de uma amostra em relação a meia vida física de um determinado nuclídeo.

$$A(t) = A_0 \cdot 2^{-\frac{t}{\tau_{1/2}}} \quad (1.10)$$

Como não é possível medir diretamente o número de átomos de uma amostra ou substância radioativa, mede-se sua taxa de decaimento, que é por definição a atividade de uma amostra. Utiliza-se para essa medida, por exemplo, um detector Geiger-Müller (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), que será visto no próximo capítulo.

1.4 Tipos de Decaimento

Para se estabilizar, o núcleo dos átomos podem sofrer processos que fazem com que eles emitam um tipo de radiação. Esse processo pode estar vinculado a excesso de prótons, excesso de nêutrons dentro do núcleo, ou até mesmo pelo núcleo estar com partículas em estados excitados. Com o estudo dos decaimentos podemos compreender quais são as características dessas radiações, tais como a energia e o poder de penetração, e quais são suas origens.

1.4.1 Decaimento Alfa α

A emissão de partículas alfa está associada com a instabilidade do núcleo e acontece com átomos mais pesados, com $Z \geq 82$ (BREHM; MULLIN, 1989). Esta partícula emitida possui uma massa 4 vezes maior que a massa do próton, sendo considerada também como um fragmento do núcleo emissor. Considera-se essa partícula como ${}^4_2\text{He}$, um átomo com 2 prótons e 2 nêutrons. Ao se ter o decaimento alfa obtemos um novo elemento que chamamos de elemento filho, e aquele que emitiu a partícula α é denominado como elemento pai. A reação de decaimento alfa é dada pela seguinte equação:



mostrando que a emissão de radiação alfa fará com que o número atômico reduza em duas unidades e a massa do atômica reduza em 4, obtendo assim uma lei de conservação. Além disso, é necessário que haja conservação da energia e de momento. A conservação de momento requer que a emissão de partícula alfa e o recuo do núcleo filho sejam opostos, e com módulos iguais. Por sua vez, para a conservação da energia leva-se em conta a energia relativística, a qual é dada pela expressão:

$$M_X c^2 = M_Y c^2 + K_Y + M_\alpha c^2 + K_\alpha \quad (1.12)$$

Onde M_X é a massa do núcleo do átomo pai, M_Y a massa do núcleo do filho, M_α a massa da partícula alfa, K_Y a energia cinética do recuo do núcleo filho e K_α a energia cinética da partícula alfa. Podemos adicionar Z -vezes a massa do elétron nos dois lados da equação e obter assim as massas dos átomos envolvidos no processo (BREHM; MULLIN, 1989).

$$M(A^X) c^2 = [M({}^{A-4}_{z-2} Y) + M_\alpha] \cdot c^2 + K_Y + K_\alpha \quad (1.13)$$

No entanto, para facilitar as notações que aqui irei apresentar, considere $M_X \equiv M(A^X)$ e $M_Y \equiv M({}^{A-4}_{z-2} Y)$. Logo, temos a equação da conservação de energia para o

processo de decaimento alfa dada por

$$[M_X - M_Y - M_\alpha]c^2 = K_\alpha + K_Y \quad (1.14)$$

Onde, definimos a partir da equação 1.14 a energia de desintegração Q , que também é chamada de Q -value para o decaimento.

$$Q = [M_X - M_Y - M_\alpha]c^2 = K_\alpha + K_Y \quad (1.15)$$

Esta energia representa a quantidade total de energia liberada a ser compartilhada pelas duas partículas finais (BREHM; MULLIN, 1989). Para que ocorra uma emissão alfa, o valor Q da reação deve ser positivo.

Podemos reescrever estas energias cinéticas da seguinte forma:

$$Q = \frac{p_\alpha^2}{2 \cdot M_\alpha} + \frac{p_Y^2}{2 \cdot M_Y} \quad (1.16)$$

de forma que p_α é o momento da partícula alfa e p_Y o momento do núcleo pai. Com a conservação de momento teremos que $p_\alpha = p_Y$.

Colocando a energia da partícula alfa em evidência, ou seja, o elemento central da equação, obtemos a seguinte possível expressão para a energia de desintegração:

$$Q = K_\alpha \left[1 + \frac{M_\alpha}{M_Y} \right] \quad (1.17)$$

Uma vez que, A é a massa do núcleo pai, podemos escrever $M_Y = (A - 4)u$ e $M_\alpha = 4u$, onde u representa a unidade de massa atômica, substituindo na equação 1.17 e isolando a energia cinética da partícula alfa temos a seguinte expressão:

$$K_\alpha = \left(\frac{A - 4}{A} \right) Q \quad (1.18)$$

Que representa a energia cinética da partícula alfa, em função da energia de desintegração Q e da massa do núcleo pai.

A partícula alfa e o núcleo filho estão unidos dentro do núcleo instável pela força nuclear forte, que possui curto alcance e atua no núcleo, mas também estão sob a ação de repulsão coulombiana, contribuindo para a probabilidade de desintegração nuclear. Para pequenas distâncias o potencial da força nuclear forte será mais significativo e, uma vez que, a partícula se encontra fora do núcleo o potencial coulombiano será o único considerado, como visto na figura abaixo:

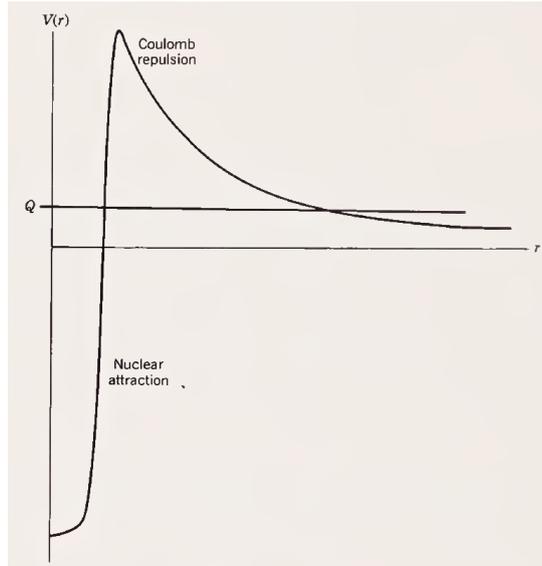


Figura 4 – Modelo de barreira de Coulomb para o decaimento alfa, retirado do livro (BREHM; MULLIN, 1989)

Estes efeitos combinados produzem o efeito da *barreira de coulomb*, que mostra que quanto mais pesado o núcleo, maior esta barreira, chegando a 20-30 MeV para uma separação de 10 fm considerando núcleos pesados (BREHM; MULLIN, 1989). A primeira explicação foi feita por George Gamow usando mecânica quântica nos núcleos.

Apesar de Q ser positivo, dentro de uma visão clássica, o sistema Y_α não poderia separar-se por conta da grande barreira de potencial coulombiano. Esse aprisionamento do sistema, a curto alcance, corresponde a existência de uma configuração temporariamente ligada X. A instabilidade de X é atribuída à probabilidade finita de o sistema quântico penetrar na barreira de coulomb e entrar no regime de decaimento de um r grande. Logo, podemos sugerir para o decaimento de partículas alfa relacionado com o problema de um tunelamento quântico (BREHM; MULLIN, 1989).

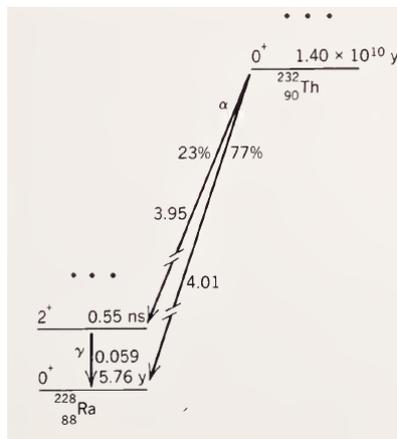


Figura 5 – Exemplo de decaimento alfa. Imagem retirada do livro (BREHM; MULLIN, 1989)

1.4.2 Decaimento Beta β

O decaimento do tipo beta é vinculado com a instabilidade do núcleo, devido à diferença entre o número de prótons e de nêutrons, ele pode se dar pela emissão de um elétron (e^-) e um antineutrino ($\tilde{\nu}_e$) ou por um pósitron (e^+) e um neutrino ($\tilde{\nu}_e$). O pósitron possui a mesma massa de um elétron, no entanto, a sua carga é do mesmo valor em módulo do elétron, ou seja, positiva, sendo o pósitron a antipartícula do elétron. Já o neutrino é uma partícula com massa extremamente pequena que não possui carga, sua antipartícula é o antineutrino.

Dentro do núcleo temos duas opções de transformações:

$$n \rightarrow p + e^- + \tilde{\nu}_e \quad (1.19)$$

$$p \rightarrow n + e^+ + \nu_e \quad (1.20)$$

A primeira é a equação que representa o decaimento do nêutron em um próton, um elétron e um antineutrino através de um nêutron. Esta transformação acontece no chamado decaimento β^- . A segunda representa o decaimento do próton em um nêutron, um pósitron e um neutrino através de um próton. Esta transformação acontece no chamado decaimento β^+ .

Em ambos os casos, o número de massa A do núcleo do pai permanece igual ao do filho, no entanto, o seu número atômico muda dependendo do tipo de emissão.

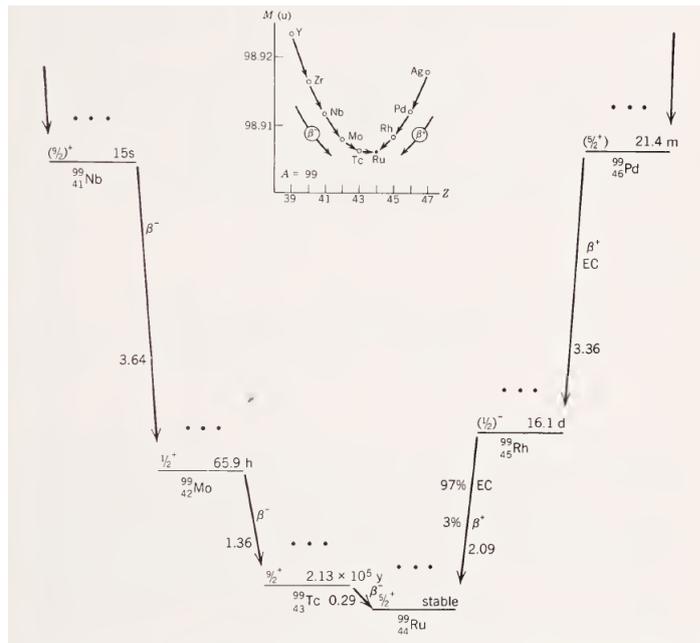


Figura 6 – Exemplo de decaimento β^- e β^+ . Imagem retirada do livro (BREHM; MULLIN, 1989)

1.4.2.1 Decaimento β^-

O decaimento β^- ocorre com núcleos que possuem excesso de nêutrons em relação ao número de prótons, para a sua estabilização ocorre um decaimento de nêutron em um próton, um elétron e um antineutrino como demonstra a equação 1.19 (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Após o decaimento do nêutron, o elétron é ejetado do núcleo junto com o neutrino, fazendo com que o núcleo filho fique com um próton a mais.



Assim como no decaimento alfa temos uma conservação de energia no decaimento beta, que será dado pela equação:

$$M_X c^2 = M_Y c^2 + M_\beta c^2 + M_\nu c^2 + K_Y + K_\beta + E_\nu \quad (1.22)$$

Em termos das massas dos núcleos. Assim conseguimos definir o *Q-value*, ou energia de desintegração como:

$$Q = [M_X - M_Y - M_\beta - M_\nu] c^2 = K_Y + K_\beta + E_\nu \quad (1.23)$$

Nunca sabemos ao certo quanto será a energia cinética de cada partícula, no entanto, sabemos o seu valor máximo $E_{máx}$, que será equivalente à energia de desintegração.

Além dos aspectos físicos é interessante entendermos a interação com o corpo humano. Na interação com a emissão de β^- , o que interessa é a energia média $\langle E \rangle$, que equivale a $\frac{1}{3} E_{máx}$ e vai oferecer a quantidade de energia depositada no corpo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

1.4.2.2 Decaimento β^+

Este decaimento decorre para a estabilização de um núcleo que possui falta de nêutrons em relação ao número de prótons. O próton é convertido em um pósitron, um neutrino e um nêutron, assim como mostra a equação 1.20. Ao se emitir um pósitron e um neutrino o núcleo fica com uma carga positiva a menos, então seu número atômico passa a ser $Z \rightarrow Z - 1$. Assim a equação do decaimento dada por:



A equação de conservação da energia se dá pela equação:

$$(M_{\text{massa atômica pai}} - Z \cdot m_e)c^2 = (M_{\text{massa atômica filho}} - (Z-1) \cdot m_e)c^2 + K_Y + K_\beta + E_\nu + m_e c^2, \quad (1.25)$$

em termos das massas dos núcleos. Assim conseguimos definir o *Q-value*, ou energia de desintegração como:

$$Q = [M_X - M_Y - 2m_e]c^2 = K_Y + K_\beta + E_\nu \quad (1.26)$$

Logo, a massa do átomo pai deve ser maior do que a soma da massa do átomo filho mais a massa de repouso de dois elétrons.

Após a emissão do pósitron ele se aniquila ao encontrar um elétron na vizinhança. Após o desaparecimento da partícula e sua antipartícula há o surgimento de 2 fótons que saem em direções opostas. Esse tipo de técnica é utilizada para exames como PET, Tomografia por Emissão de Pósitron. Neste exame, o equipamento detecta os fótons que são gerados após a aniquilação e a partir disso consegue-se saber os locais mais prováveis de se encontrar a origem da criação do par de fótons. Isto é, usado para, por exemplo, localizar a presença de um tumor.

1.4.2.3 Captura eletrônica

A captura eletrônica compete com o decaimento β^+ , e o seu processo também se dá para que haja estabilização do núcleo. Seu processo envolve o núcleo capturar um elétron das camadas internas da eletrosfera para a estabilização, com maior probabilidade para um elétron da camada K e com menor probabilidade para o da camada L. Ao capturar o elétron, surge um buraco na eletrosfera que é preenchido com outro elétron dela. Durante essa desexcitação é emitido uma onda eletromagnética, chamada de raios X característico. O elétron capturado interage com um próton e forma um nêutron (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A equação da captura eletrônica, para a camada K, é dada por:



O neutrino surge da interação entre o próton e o elétron.



1.4.3 Decaimento Gama γ

Diferentemente dos decaimentos citados anteriormente, o decaimento gama advém de um núcleo excitado, que é instável e que, para se estabilizar, sofre um processo de desexcitação. Conseqüentemente, há a produção de uma onda eletromagnética de alta energia que chamamos de radiação γ . No processo de decaimento gama não há perda de massa, nem ganho de prótons e nem perda de prótons, simplesmente o núcleo não sofre transmutação e seu estado final é, em sua maioria das vezes, o estado fundamental. Por estarmos falando de desexcitação de um estado de maior energia para um de menor energia, o espectro de energia da radiação gama será discreto. Utilizamos a notação X^* para um núcleo que se encontra em estado excitado, chamado de metaestável. Temos, então, a equação do decaimento gama dada por:



Os decaimentos alfa e beta nem sempre decaem para o estado em que o núcleo está mais estável, podendo decair para um estado em que o núcleo está metaestável. Dessa forma, após os decaimentos alfa e beta, pode ocorrer a emissão de uma radiação gama para que entrem em regime de estabilidade. Temos um exemplo disto na figura 5 e na figura 7 abaixo:

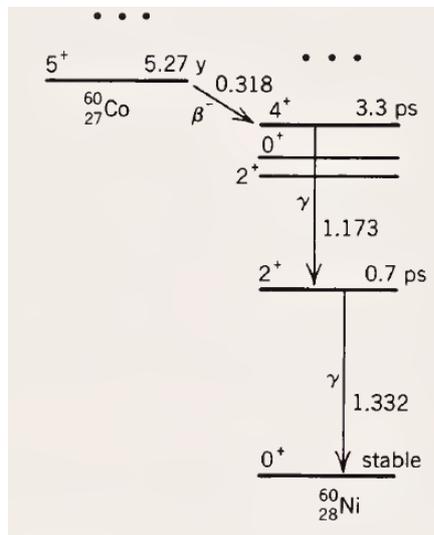


Figura 7 – Exemplo de decaimento γ . Imagem retirada do livro (BREHM; MULLIN, 1989)

Nos processos de decaimento vistos acima, sempre houve emissão de uma radiação que pode possuir energia suficiente para ionizar um outro átomo. No entanto, essa mesma radiação pode ionizar o próprio átomo no qual ela surge, fazendo com que um elétron escape da sua eletrosfera. Esse tipo de emissão de elétrons é conhecido como emissão

de elétrons Auger, este é um processo de redistribuição de energia entre os elétrons. Além dos decaimentos gama poderem provocar esse tipo de efeito, radiações como raios X característico, também podem ocasionar a ionização do próprio átomo, uma vez que, todas essas radiações possuem energias superiores a energia de ligação do elétron Auger.

1.5 Efeito Fotoelétrico

O processo de emissão de um elétron por uma placa metálica era um assunto em aberto em 1887, de forma que se tentava explicar o experimento de Heinrich Rudolf Hertz (LIMA, 2014). Este experimento consistia em um cátodo, que seria um emissor de cargas negativas, e um ânodo, que recebia as cargas negativas vindas do cátodo, sendo este sistema mantido a uma diferença de potencial de alguns volts no vácuo. Ao se incidir uma luz ultravioleta no cátodo, observava-se um fluxo de corrente no anodo, como representa a figura abaixo:

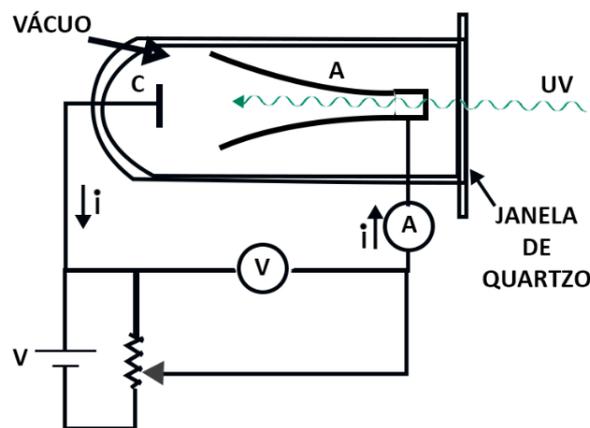


Figura 8 – Experimento de Hertz para o efeito fotoelétrico

Na época, não se sabia se essa emissão de fato era de elétrons. Dessa maneira, Philipp Van Lenard, em 1900, mediu a razão carga massa das partículas fotoelétricas e dessa forma comparou com a medida por Joseph John Thompson, em 1879, verificando assim, que se tratava das mesmas partículas. (LIMA, 2014)

Nesse sistema, a onda eletromagnética transfere energia para retirar o elétron, logo, esta energia deve ser, no mínimo, equivalente a energia de ligação do elétron. A energia sobressalente resulta na energia cinética K , que é dada ao elétron após a saída do mesmo da eletrosfera e energia cinética do átomo (reco). No sistema, temos uma conservação da energia incidente, $E_i = h\nu$, sendo convertida em: energia do cinética do átomo, $K_{\text{átomo}}$, energia de ligação para retirada do elétron, E_B , e a energia cinética do elétron $K_{\text{elétron}}$. Além da conservação de energia teremos também, a conservação dos momentos, onde, o

átomo terá um momento de recuo, disso retiramos as equações:

$$h\nu = K_{el\acute{e}tron} + E_B + K_{\acute{a}tomo} \quad (1.30)$$

$$\vec{P}_{F\acute{o}ton} = \vec{P}_{el\acute{e}tron} + \vec{P}_{\acute{a}tomo} \quad (1.31)$$

A energia E_B é nomeada como Função Trabalho, sendo a energia necessária para se retirar o elétron de um átomo. Podemos ainda fazer uma análise da energia referente ao átomo na equação 1.30, e concluir que a energia cinética de recuo possui uma ordem de grandeza muito pequena, ou seja, $\frac{m}{M}K_e$, onde m representa a massa do elétron e M representa a massa do átomo. Desde que $\frac{m}{M} \approx 10^{-4}$ (MEYERHOF, 1967) podemos desconsiderá-la. Logo, a equação 1.30 torna-se:

$$h\nu = K_{el\acute{e}tron} + E_B \quad (1.32)$$

Voltando às placas do experimento de Hertz, conseguimos explicar que ao se incidir um onda eletromagnética de maior frequência na placa teremos elétrons com maior energia cinética e ao aumentarmos a intensidade da onda eletromagnética, aumentamos a quantidade de fótons que saem da fonte, ou seja, teremos mais elétrons saindo da placa.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z comparados aos outros efeitos. Abaixo temos um gráfico que mostra a predominância dos efeitos quanto a energia do feixe incidente.

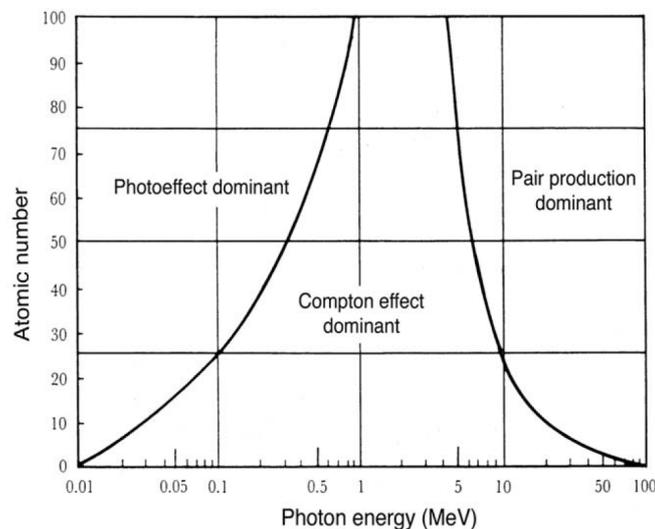


Figura 9 – Regiões de relativa predominância das três principais formas de interação dos fótons com a matéria. Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)

1.5.1 Pico de absorção K para o efeito fotoelétrico

Como dito anteriormente, a radiação ionizante é aquela capaz de arrancar um elétron que possui uma energia de ligação E_B , ou seja, $h\nu > E_B$, permitindo que o elétron saia com uma energia cinética K . De acordo com (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003), para fótons com energia maior que E_B , a probabilidade decresce à medida que cresce essa energia e a probabilidade de interação é máxima quando a energia do fóton for igual a energia de ligação E_B .

Não sendo, em geral, possível obter uma expressão analítica para a seção de choque do efeito fotoelétrico, usam-se aproximações, visto que, são úteis as soluções numéricas com auxílio de resultados experimentais, aos quais são válidas para determinadas regiões de energia, como aponta (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Ainda, assim, o autor anterior nos elucida que as seções de choque atômicas são fortemente dependentes do número atômico Z do material.

Com isso, temos como pico de absorção o momento "quando a energia do fóton atinge a energia de ligação da camada K, surge então uma descontinuidade na curva que descreve a probabilidade de interação em função da energia, chamada então de pico de absorção K" (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003), ou seja, a probabilidade de interação que outrora vinha decrescendo sofre um aumento quando a energia do fóton incidente é igual a energia de ligação da camada. Como exemplo, o gráfico abaixo mostra os picos de absorção do chumbo para as camadas K e L:

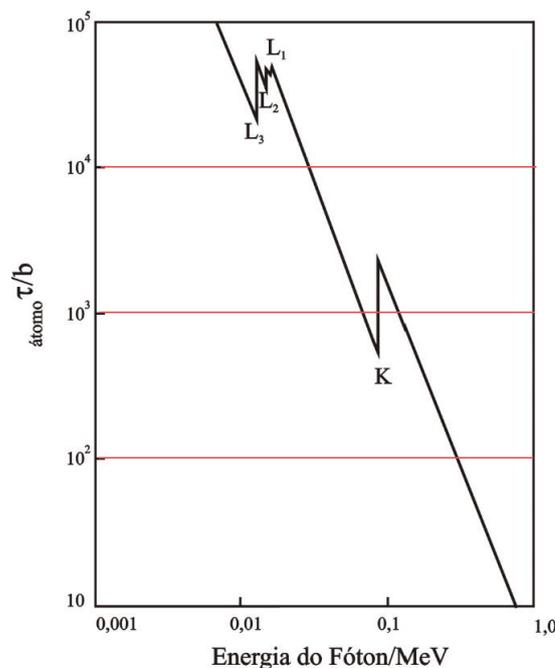


Figura 10 – Valores da seção de choque para o efeito fotoelétrico em função da energia da radiação para o material chumbo. Imagem retirada do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)

Abaixo temos o processo no qual ocorre o efeito fotoelétrico, nele apresentamos que o elétron da camada K foi ionizado, nesse processo pode haver a emissão de um raio X característico ou um elétron Auger, além do elétron ao qual a radiação incidente atingiu.

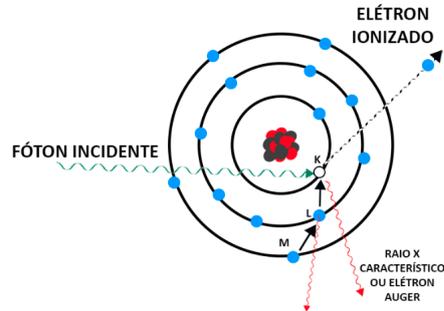


Figura 11 – Processo efeito fotoelétrico

1.6 Efeito Compton

O efeito Compton tem uma enorme importância para a verificação da natureza corpuscular da radiação eletromagnética. Ao incidir uma radiação com um grande poder de ionização em um átomo mais pesado, verifica-se um espalhamento do feixe e, ao mesmo tempo, a emissão do elétron que foi ionizado pela radiação incidente. Para, então, analisar os efeitos desse espalhamento, precisamos considerar a radiação eletromagnética de maneira corpuscular e o efeito como o resultado de uma colisão em que os momentos e as energias irão se conservar.

O efeito Compton é mais provável de acontecer para maiores energias de radiação incidente e/ou, se temos para o elétron uma baixa energia de ligação, quando, então, pode-se desconsiderar essa probabilidade com relação à radiação incidente.

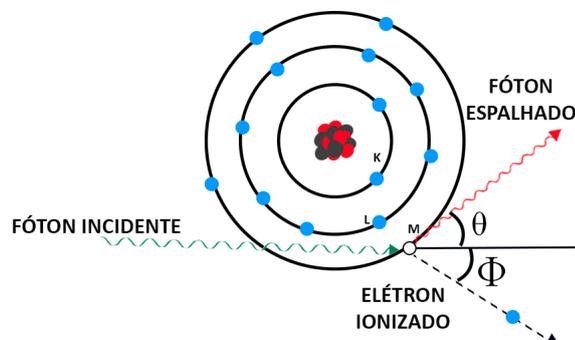


Figura 12 – Processo do efeito compton

Para resolver as equações de conservação da energia e do momento, precisaremos considerar a equação relativística abaixo, levando em conta a massa de repouso do elétron,

ou seja,

$$E^2 = (pc)^2 + (m_0c^2)^2 \quad (1.33)$$

$$E = K + m_0c^2 \quad (1.34)$$

Fazendo a junção das equações 1.33 e 1.34 podemos relacionar o momento de uma partícula com sua energia cinética da seguinte maneira:

$$(K + m_0c^2)^2 = (pc)^2 + (m_0c^2)^2 \longrightarrow \left(\frac{K}{c}\right)^2 + 2Km_0 = P^2 \quad (1.35)$$

Levando em consideração as equações acima, temos as seguintes equações de conservação de momento e de energia:

$$\vec{P}_{Fóton\ incidente(1)} = \vec{P}_{Fóton\ espalhado(2)} + \vec{P}_{elétron} \quad (1.36)$$

$$E_1 + E_{Repouso\ elétron} = E_2 + E_{Elétron} \quad (1.37)$$

Que podem ser reescritas da seguinte forma:

$$P_1 = P_2 \cos \theta + P_e \cos \phi \longrightarrow P_1 - P_2 \cos \theta = P_e \cos \phi \quad (1.38)$$

$$P_2 \sin \theta = P_e \sin \phi \quad (1.39)$$

Uma vez que, a energia do fóton é dada pela expressão $E = Pc$ e a energia do elétron pela equação 1.34, poderemos reescrever a conservação da energia da seguinte maneira:

$$E_1 - E_2 = K \longrightarrow c(P_1 - P_2) = K \quad (1.40)$$

Além disso, podemos elevar ao quadrado os dois lados da equação 1.38 obtendo o seguinte resultado:

$$P_1^2 - 2P_1P_2 \cos \theta + P_2^2 = P_e^2 \quad (1.41)$$

Ora, uma vez que, conseguimos descrever o momento do elétron pela equação 1.41 e sua energia cinética pela equação 1.40 podemos inserir esses resultados na equação 1.35, que vincula a energia cinética do elétron com o seu momento. Disso obtemos:

$$\left(\frac{c(P_1 - P_2)}{c}\right)^2 + 2(c(P_1 - P_2))m_0 = (P_1^2 - 2P_1P_2 \cos \theta + P_2^2)^2 \quad (1.42)$$

Que pode ser simplificada para:

$$\frac{1}{P_2} - \frac{1}{P_1} = \frac{1}{m_0c} \cdot (1 - \cos \theta) \quad (1.43)$$

Como o momento é dado por $P = \frac{h}{\lambda}$ a equação 1.43 fica:

$$\Delta\lambda = \lambda_2 - \lambda_1 = \lambda_c \cdot (1 - \cos \theta) \quad (1.44)$$

Onde, $\lambda_c = \frac{h}{m_0c}$ é o comprimento de Compton para o elétron que possui o valor igual a 0,2426Å (MEYERHOF, 1967).

1.7 Formação de Par Elétron Pósitron

A formação de um par elétron pósitron pode ser dominante para a incidência de fótons com maior energia, pois é o único processo de interação de fótons com o meio cuja seção de choque cresce continuamente com a energia do fóton (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Nesse processo temos que toda a energia do fóton é absorvida e convertida em massa de repouso e a energia cinética do par elétron e pósitron. O processo ocorre depositando sua energia no núcleo, no entanto, pode ocorrer que no meio do caminho o fóton incidente, além de fazer com que saia um elétron e um pósitron do núcleo, seja ionizado um elétron da eletrosfera. O processo de reação, a conservação de energia e a conservação do momento se dão pela seguintes equações:

$$\gamma \rightarrow e^- + e^+ + K \quad (1.45)$$

Onde K é a energia cinética do pósitron e do elétron, além da energia de recuo do átomo, em cujo núcleo a conversão ocorre.

$$E_{fóton} = K_+ + K_- + K_{átomo} + 2m_e c^2 \rightarrow E_{fóton} - 2m_e c^2 = K_+ + K_- + K_{átomo} \quad (1.46)$$

$$\vec{P}_{fóton} = \vec{P}_+ + \vec{P}_- + \vec{P}_{átomo} \quad (1.47)$$

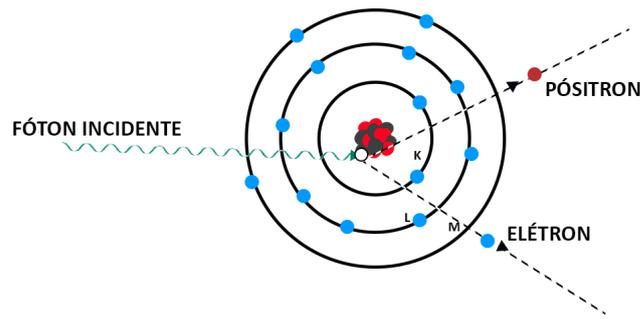


Figura 13 – Processo formação de Par elétron-pósitron

Vemos, então, que para acontecer o efeito de formação de pares é necessário que a energia do fóton incidente seja maior que duas vezes a energia da massa de repouso do elétron, ou seja, $h\nu \geq 2m_e c^2 = 1022\text{KeV}$ (MEYERHOF, 1967).

As energias cinéticas das duas partículas não são as mesmas, uma vez que, o pósitron e o elétron possuem interações diferentes com os núcleos por conta de sua carga, no entanto, na média são bem parecidas e podem ser calculadas da seguinte maneira:

$$K_+ = K_- = \frac{h\nu - 2m_e c^2}{2} \quad (1.48)$$

A distribuição da energia cinética do par pode ser analisada a partir da seção de choque diferencial em energia.

1.8 Física Nuclear aplicada à Física Médica

A Física Nuclear utiliza a Mecânica Quântica para a explicação de seus fenômenos e é uma área cujas aplicações extrapolam o domínio da Física como as áreas de tecnologia, Medicina etc. O estudo deste capítulo traz a visão da Física Nuclear que é utilizada dentro do trabalho da Física Médica, o que nos permite compreender as grandezas, os fenômenos e os detectores de radiação que são utilizados nessa área.

Na área da Medicina, o alvo é o corpo humano, que possui diversas peculiaridades a serem estudadas. Na radioterapia, em particular, o que queremos é eliminar tumores usando radiações ionizantes. É necessário ter cuidado para que a dose de radiação não seja nociva a tecidos saudáveis ao redor do tumor, nem insuficiente para erradicar o tumor. Fazemos então, o estudo sobre as doses absorvidas no corpo, delimitando a quantidade que se pode receber de radiação em determinado tempo, a fim de que não seja nociva além do ponto para o paciente. O mesmo cuidado também se aplica aos funcionários que estão trabalhando próximos aos equipamentos de radioterapia. Os dosímetros, que veremos no próximo capítulo, são importantes para medir as doses absorvidas, garantindo a segurança e qualidade dos procedimentos que utilizam radiação ionizante na área da Física Médica.

2 Dosimetria

2.1 Grandezas e Unidades

A partir da descoberta da radiação de raios X e da radiação proveniente de radioisótopo, percebeu-se que elas causavam danos ao tecido humano e que uma exposição contínua a essas radiações poderia causar até a morte. Logo, fez-se necessário a criação de uma comissão para tratar de assuntos como protocolos de segurança, de equipamentos, de determinações formais de grandezas etc. Visando, principalmente, correlacionar a ionização de um meio com os possíveis danos biológicos que as radiações poderiam causar.

Essas grandezas podem ser divididas em três grupos: grandezas físicas, grandezas operacionais e grandezas de proteção. As grandezas físicas estão inteiramente ligadas com aspectos físicos da radiação incidente, sendo mais fáceis de serem medidas quando comparadas às outras. As grandezas de proteção são específicas para o corpo humano e são introduzidas para o estabelecimento de limites de exposição à radiação. Elas não podem ser medidas diretamente, mas correlacionadas com as grandezas operacionais, as quais são capazes de estipular limites superiores e inferiores para as grandezas de proteção dos tecidos ou órgãos no corpo humano quando exposto a uma radiação que lhe seja externa. Essas grandezas servem também para a monitoração de área e monitoração individual (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A seguir, vamos apresentar a definição de cada grandeza. Após a definição, há uma subseção com o objetivo de correlacionar tais grandezas. As grandezas listadas abaixo são definidas de acordo com as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica (BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Março de 2014).

2.1.1 Exposição

A grandeza de exposição é definida somente para fótons (raios X e gama), é representada pela letra X. Por definição é a medida da capacidade de fótons ionizarem o ar e para isso mede-se a quantidade de carga elétrica, com o mesmo sinal, produzido no ar por unidade de massa do ar. Sua expressão é dada pela equação abaixo:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

A ionização do ar pode ocorrer pelos efeitos citados no capítulo anterior, são estes: efeito fotoelétrico, efeito compton e formação de par elétron-pósitron. Em todos esses processos há depósito de elétrons no meio e dessa maneira, pegamos a quantidade de

carga, a qual será um múltiplo da carga do elétron, e dividimos pela unidade de massa de ar correspondente. Dessa forma a unidade de exposição é, no Sistema Internacional de Unidades (SI), C/Kg_{ar} . O meio ar foi escolhido por uma série de vantagens, como (OKUNO; YOSHIMURA, 2010):

- Maior facilidade de coletar íons produzidos em gases do que em meio líquido ou sólidos;
- Conveniência de usar o ar como gás em uma câmara de ionização;
- O ar pode ser considerado equivalente a água e ao tecido mole do corpo humano em termos de absorção de energia da radiação, uma vez que os números atômicos efetivos do ar, da água, do tecido mole e do músculo estriado são próximos, podendo, assim, fazer uma relação entre exposição à radiação e os efeitos biológicos.

A exposição é definida, como dito anteriormente, para radiações tipo gama e raios X. No entanto, especificamente para os raios gama, podemos relacionar a exposição X de uma amostra com uma fonte emissora de raios gama, ou seja, uma fonte radioativa (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), da seguinte forma:

$$X = \frac{\Gamma At}{r^2} \quad (2.2)$$

De forma que Γ é a constante de taxa de exposição de um radionuclídeo, específica para cada amostra, A a atividade da fonte, t o tempo de exposição e r a distância da fonte.

2.1.2 Fluência

No que se refere a Fluência podemos definir dois tipos: Fluência de partículas e Fluência de energia. Estas duas quantidades são usadas para descrever um feixe de radiação ionizante monoenergética, um feixe de fótons, podendo, também, ser usado para feixes de partículas carregadas. O primeiro tipo de fluência listado é dado pela razão dN por dA , onde dN é o número de partículas incidentes em uma esfera de área transversal dA . Considera-se essa simetria esférica, pois conseguimos assim assumir mais facilmente que a área dA será perpendicular à direção do feixe. A fluência de partículas é basicamente a quantidade de partículas que chegam em uma região por unidade de área, tendo como unidade, no SI, m^{-2} . O segundo tipo listado é dado pela energia transportada por um feixe por unidade de área, sua unidade, no SI, é dada por $J \cdot m^{-2}$. Temos, respectivamente, como expressão matemática para essas duas grandezas as seguintes equações:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.3)$$

$$\Psi = \frac{dN}{dA} \cdot E = \Phi E \quad (2.4)$$

No entanto, em uma situação mais realista os feixes de radiação, em sua maioria, não são monoenergéticos e sim polienergéticos. Assim, os conceitos de espectro de fluência de partículas e espectro de fluência de energia substituem a fluência de partículas e a fluência de energia, respectivamente. Eles são definidos respectivamente como (PODGORSAK, 2005):

$$\Phi_E(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E) \quad (2.5)$$

$$\Psi_E(E) = \frac{d\Psi}{dE}(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E)E \quad (2.6)$$

Os símbolos $\Phi_E(E)$ e $\Psi_E(E)$ são as notações abreviadas para o espectro de fluência de partículas e o diferencial de espectro de fluência de energia na energia E, respectivamente. Abaixo teremos o espectro de fluência em função da energia para o caso polienergético, que é gerado por uma unidade de voltagem de raios X com um valor kVp de 250 kV e uma filtração adicional de 1 mm Al e 1,8 mm Cu (PODGORSAK, 2005).

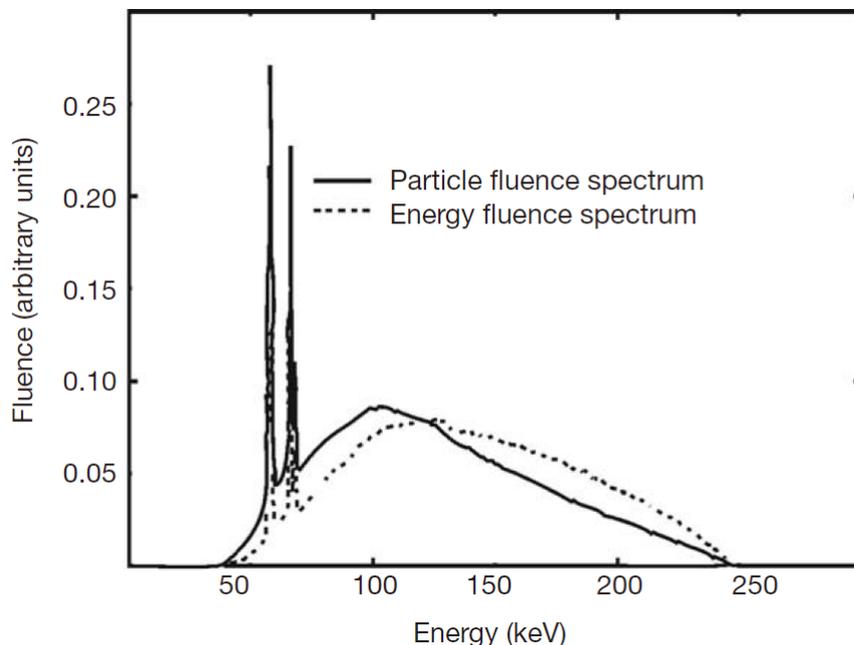


Figura 14 – espectro de fluência para o caso polienergético, que é gerado por uma unidade de voltagem de raios X com um valor kVp de 250 kV e uma filtração adicional de 1 mm Al e 1,8 mm Cu. Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)

Vemos no gráfico da figura 14 a presença de dois picos nas curvas de fluência, esses picos estão relacionados à emissão de fótons dos raios X característico. Com a emissão de mais fótons por unidade de área é notório o aumento da fluência.

2.1.3 Kerma

Kerma é a grandeza que relaciona a energia transferida ao meio, correspondendo à soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pela radiação indiretamente ionizantes, por unidade de massa. Não há preocupação com o que acontece após os efeitos primários de ionização. Sua unidade de medida é J/kg , a qual é chamada de gray (Gy). Sua expressão é dada da seguinte maneira:

$$K = \frac{d\bar{E}_{Tr}}{dm} \quad (2.7)$$

A energia cinética está relacionada com os efeitos de ionização citados no capítulo anterior, são: efeito fotoelétrico, efeito compton e formação de par elétron-pósitron, uma vez que, parte da energia é convertida em energia cinética para a radiação secundária. Logo, a fração média da energia do fóton incidente que é transferidas ao meio é composta pelos três efeitos, sendo ponderados pelas probabilidades de cada interação, sendo dada pela expressão:

$$\bar{E}_{Tr} = \frac{1}{\mu/\rho} \left[\frac{\alpha}{\rho} \cdot (E_{Tr})_{compton} + \frac{\tau}{\rho} \cdot (E_{Tr})_{fotoelétrico} + \frac{\kappa}{\rho} \cdot (E_{Tr})_{Par} \right] \quad (2.8)$$

Em que μ/ρ é o coeficiente de atenuação mássico e α/ρ , τ/ρ e κ/ρ são os coeficientes de atenuação mássico de cada efeito.

$$\frac{\mu_{Tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{\bar{E}_{Tr}}{h\nu} \quad (2.9)$$

2.1.4 Dose absorvida

A dose absorvida é uma das grandezas dosimétricas fundamentais, sendo dada pela razão da energia média depositada pela radiação por um volume elementar de matéria de massa dm . A dose absorvida está bem relacionada com a grandeza anterior, sendo resultado de dois processos: o primeiro, que corresponde ao kerma, resulta do depósito de energia no meio através de uma radiação indiretamente ionizante. O segundo ocorre após este acontecimento quando as partículas formadas ganham energia cinética tornando-se radiações diretamente ionizantes as quais, uma vez no meio, depositam nesse meio sua energia cinética e perdem parte de sua energia na forma de perdas radiativas. Esta grandeza vale para qualquer meio, para qualquer tipo de radiação e qualquer geometria de radiação. A relação, como dita anteriormente, se dá pela equação abaixo:

$$D = \frac{d\bar{E}_{Ab}}{dm} \quad (2.10)$$

Sua unidade de medida é a mesma do kerma, sendo, no Sistema Internacional, J/Kg , que é equivalente a gray (Gy).

Vale enfatizar que a absorção de energia não ocorre na mesma localidade que a energia transferida descrita pela grandeza kerma, pois os elétrons saem de sua localidade natal, viajam pelo meio e acabam depositando sua energia em outra região.

A energia de absorção média do meio será dada pela a energia de absorção de cada efeito, assim como aconteceu no kerma.

$$\bar{E}_{Ab} = \frac{1}{\mu/\rho} \left[\frac{\alpha}{\rho} \cdot (E_{Ab})_{compton} + \frac{\tau}{\rho} \cdot (E_{Ab})_{fotoelétrico} + \frac{\kappa}{\rho} \cdot (E_{Ab})_{Par} \right] \quad (2.11)$$

Assim podemos definir o coeficiente mássico de absorção de energia, que será dado pela expressão:

$$\frac{\mu_{Ab}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{\bar{E}_{Ab}}{h\nu} \quad (2.12)$$

Como a partir dos efeitos pode não haver ionização do meio pela radiação direta, temos que, a energia média transferida ao meio (\bar{E}_{Tr}) será maior que a energia média absorvida por interação (\bar{E}_{Ab}). Podemos, ainda assim, correlacionar os coeficiente mássico de transferência de energia e o coeficiente mássico de absorção de energia pela seguinte equação:

$$\frac{\mu_{Ab}}{\rho} = (1 - g) \frac{\mu_{Tr}}{\rho} \quad (2.13)$$

Onde, o fator g representa a fração média da energia transferida aos elétrons que é perdida por processos radiativos, este fator depende ainda do meio ao qual está contido (PODGORSAK, 2005).

2.1.5 Relação entre as grandezas

2.1.5.1 Kerma e fluência de energia

Dado que, a fluência de energia é a energia transportada por um feixe por unidade de área, então, podemos relacionar a fluência com o coeficiente mássico de transferência de energia, uma vez que o kerma está relacionado com a transferência de energia no meio. Sua relação matemática fica da seguinte maneira:

$$K_{meio} = \left(\frac{\mu_{Tr}}{\rho} \right)_{meio} \Psi \quad (2.14)$$

A energia pode ser transferida de duas maneiras: por meio de colisões ou por meio de interações radiativas. Dessa forma, o kerma total será dado pela soma do kerma de

colisão (K_{col}) e kerma radiativo (K_{rad}). O primeiro, está relacionado com a produção de elétrons que dissipam sua energia como ionização, logo, está correlacionado com o coeficiente mássico de absorção de energia, já que é o valor esperado da energia líquida transferida para as partículas carregadas, por unidade de massa, é subtraído da parte que é perdida pela energia radiativa. O segundo, é a energia do fóton resultante do freamento da partícula, processo de bremsstrahlung, descrito no capítulo anterior. Com esses esclarecimentos, podemos escrever as seguintes equações:

$$K_{meio} = K_{col} + K_{rad} \quad (2.15)$$

$$K_{col} = \frac{\mu_{Ab}}{\rho} \quad (2.16)$$

Multiplicando pela fluência os dois lados da equação 2.13 teremos a relação entre o K_{meio} e K_{col} .

$$K_{col} = (1 - g)K_{meio} \quad (2.17)$$

2.1.5.2 Kerma e dose absorvida

Como dito anteriormente, a medida feita de kerma e de dose absorvida não é realizada na mesma região, uma vez que, a radiação indiretamente ionizante ioniza o meio e a energia com que os elétrons saem é absorvida em outra região distinta. No entanto, quanto mais profundo se torna o meio acaba-se por ter um equilíbrio eletrônico. Nesses casos, a dose absorvida torna-se numericamente igual à medida do kerma.

Assim é possível relacionar a grandeza dose absorvida e kerma de colisão por um parâmetro que chamaremos de β ; ele será definido pela razão entre as duas grandezas. Logo, se temos que os fótons referentes ao kerma radiativo escapando, beta será aproximadamente igual a 1. No gráfico abaixo, figura 15, temos duas regiões importantes, a primeira chamada de região de Buildup, em que não há equilíbrio eletrônico, e a segunda região chamada de CPE (*Charged Particle Equilibrium*), em que há equilíbrio eletrônico.

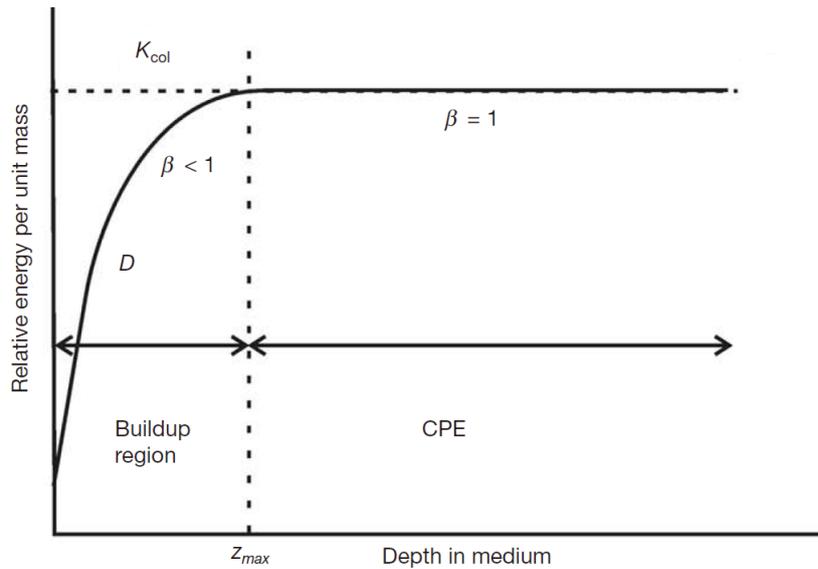


Figura 15 – Energia relativa por unidade de massa versus profundidade do meio, sem consideração de atenuação - Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)

Para uma profundidade além de $Z_{m\acute{a}x}$ a dose absorvida se torna igual ao kerma de colisão (K_{col}). Dessa forma, poderíamos escrever a seguinte equação:

$$D = K_{col} = (1 - g)K_{meio} \quad (2.18)$$

Fazendo com que tenhamos uma relação direta entre o kerma do meio e a dose absorvida. No entanto, podemos ter uma situação mais realista em que haja atenuação de fótons e espalhamento no meio e, então, teremos aqui uma outra região, denominada de TCPE (Transient Charged Particle Equilibrium) em que haverá uma relação constante entre kerma de colisão e dose absorvida (PODGORSAK, 2005), como mostra a figura abaixo:

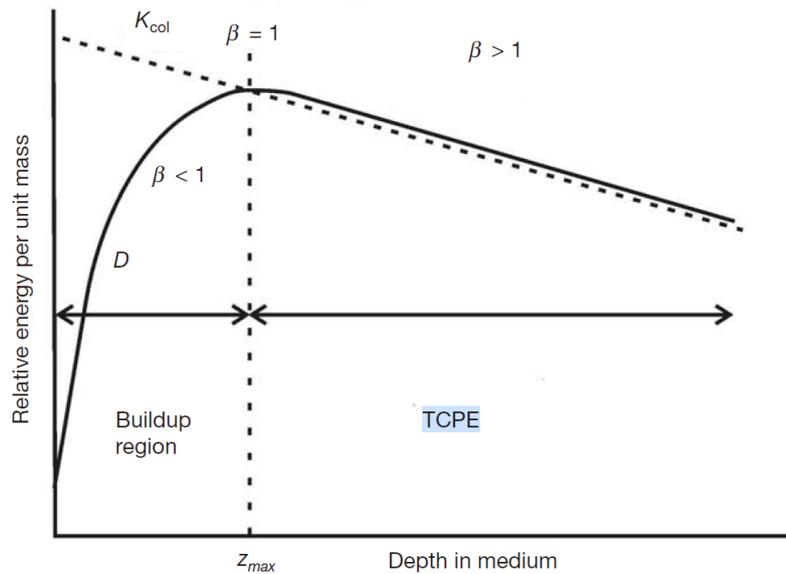


Figura 16 – Energia relativa por unidade de massa versus profundidade do meio, com consideração de atenuação - Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)

A imagem da figura 16 tem esse decaimento por conta da diminuição da fluência, uma vez que, agora temos no meio a consideração da atenuação. Ainda assim, há uma aproximação entre dose e kerma de colisão.

2.2 Detectores de Radiação

Os detectores de radiação são, em sua essência, transdutores que transformam a energia da radiação em um sinal que pode ser medido. Dessa forma, temos uma gama de aparelhos que podem nos propiciar a medição das grandezas anteriormente descritas, as quais são de extrema importância para a proteção radiológica. O sinal resultante da interação da radiação com detector é originado de uma região do detector chamado de volume sensível, ou seja, o volume sensível é a parte do detector que interage com a radiação fazendo com que seja possível a produção do sinal.

Os detectores podem ser classificados quanto a sua função de detectar a presença de radiação, de medir a radiação depositada e de indicar o espectro dessa radiação. São denominados de contador, dosímetro e espectrômetro, respectivamente. Além desse tipo de classificação, é possível defini-los quanto a detectores que dão a resposta instantaneamente e aqueles cuja a resposta é dada após serem irradiados, por necessidade de processamento após a irradiação. Estaremos neste trabalho lidando com os dois tipos, caracterizando-os quanto ao seu funcionamento.

2.2.1 Propriedades Físicas dos Detectores

As características dos detectores geram fatores estatísticos que determinam sua precisão e exatidão. Além disso, possuem propriedades relacionadas à sensibilidade, repetibilidade etc. Vamos nesta seção definir o que cada uma dessas características significam, de forma a conectá-las com o que pode ser medido. Essas definições estão baseadas nas três seguintes referências (PODGORSAK, 2005), (TAYLOR, 2009) e (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A precisão é o grau de variação de resultados de uma medição, tendo conexão com a reprodutibilidade, ou seja, com a obtenção de resultados diferentes num processo de repetição em condições semelhantes. A precisão é verificada fazendo a análise dos dados medidos repetidamente, sendo que quanto mais estreito for o intervalo dos valores medidos, maior a precisão das medidas feitas.

A exatidão é a proximidade dos valores obtidos com o valor esperado, ou seja, o quão a medida dosimétrica está perto de seu "valor verdadeiro".

Os detectores possuem duas características que são importantes a serem ressaltadas, a sensibilidade e o tempo de resposta. A primeira, está associada à menor quantidade possível de detecção pelo equipamento e a segunda determina a capacidade de processamento de dois sinais independentes e não simultâneos durante um intervalo curto de tempo. O tempo de resposta é utilizado em equipamentos que exibem a resposta instantaneamente.

Assim, como é visto na teoria de análise de erros, temos que as medidas possuem incertezas envolvidas e, no caso das medidas dosimétricas existem dois tipos de erros associados. O primeiro tipo, que chamaremos de u_A , é avaliado estatisticamente, o segundo tipo, que chamaremos de u_B , é uma incerteza que não pode ser estimada usando os dados das medições; eles são baseadas em trabalhos científicos ou na experiência dos que realizam as medidas que resultam na aplicação de fatores de correção.

A linearidade de um dosímetro é uma importante característica, de forma que a leitura do sinal seja proporcional à grandeza medida. No entanto, na prática, os dosímetros possuem um regime de funcionamento que é linear e outro em que ocorre uma saturação, que depende das características dos dosímetros e do tipo de dosímetro, veja o gráfico da figura 17.

Na figura 17 temos um gráfico que relaciona a dose depositada com a leitura do dosímetro. Claramente, no início há linearidade, seguida de uma região de saturação ao final. Na saturação, temos que, seja qual for o aumento de dose, não haverá interferência na leitura do dosímetro. Dessa maneira, temos que, quando a radiação atinge o volume sensível, ionizamos o mesmo. No entanto, na região de saturação, quando aumentamos a taxa de dose acabamos por não ter como ionizar novamente o volume sensível para se

obter uma resposta, pois este já se encontra ionizado. Neste caso, é necessário a diminuição para que o volume se encontre em um estado que possa ser ionizado novamente, ou seja, a faixa dinâmica acaba por ficar limitada. Definimos faixa dinâmica como sendo o intervalo para a produção de uma resposta.

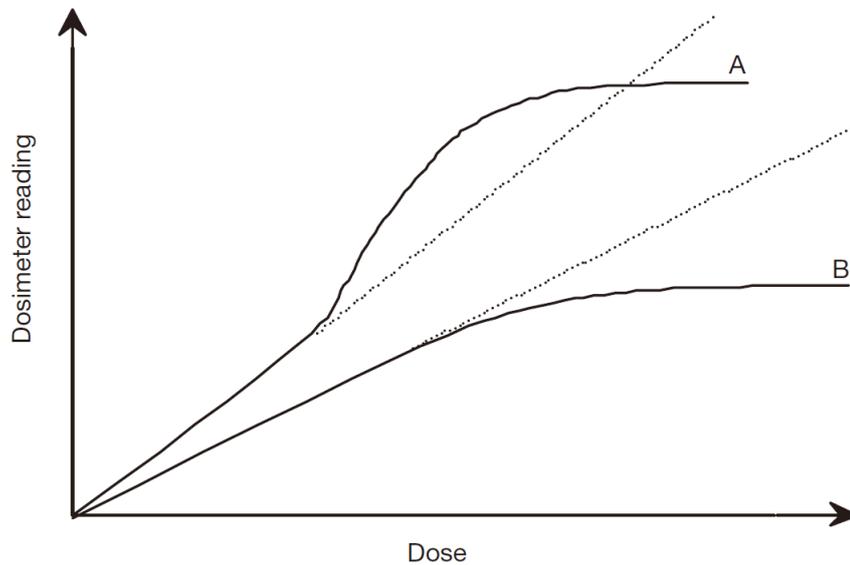


Figura 17 – Característica de resposta de dois sistemas de dosimetria. Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)

2.2.2 Detectores a gás

Os detectores a gás possuem princípios comuns aos outros detectores quanto à captura da carga ionizada pela radiação incidente a fim de se obter um sinal correspondente a essa radiação. O volume sensível fica em uma região onde há um campo elétrico, fazendo com que as cargas sejam direcionadas a eletrodos de sinal contrário a essas cargas, conseqüentemente, detectando o que foi anteriormente ionizado. Os detectores a gás podem possuir uma câmara selada contendo um gás específico ou serem abertos, fazendo uso do ar atmosférico. No entanto, para esse último é preciso sempre regular as condições de temperatura e pressão do ambiente, uma vez que, para condições de pressão e temperatura diferentes, o volume sensível será desigual.

Para a captação de carga, como dito anteriormente, é necessário colocar um campo elétrico. Desta forma, instaura-se uma diferença de potencial (ddp) no mesmo. Essa escolha de potencial é uma importante tarefa para que se colham as cargas de maneira que não haja rompimento da constante dielétrica do gás, causando uma corrente descontrolada, mas, por outro lado, é necessário que seja suficiente para recolher as cargas antes que o volume sensível se equilibre novamente. Temos o seguinte gráfico que avalia o sinal recebido em função da diferença de potencial aplicada.

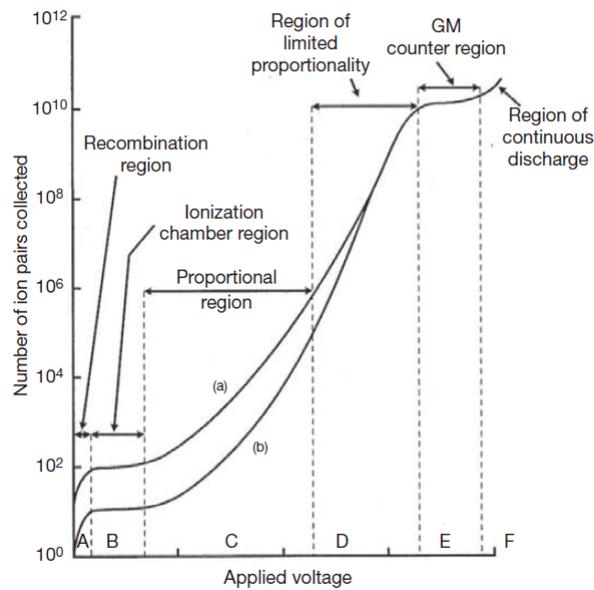


Figura 18 – Sinal recebido em função da diferença de potencial aplicada com zonas de funcionamento de detectores para dois tipos de radiações (a) radiação beta 1MeV e (b) radiação beta 100KeV. Imagem retirada do livro (PODGORSAK, 2005)

No gráfico da figura 18, temos que, a relação da ddp com o sinal é consequência da coleta de cargas. As regiões A, D e F são regiões nas quais não se usa detectores: a primeira por conta de ter recombinação de íons, portanto, não há a captação total daquilo que foi realmente ionizado; a segunda, possui uma proporcionalidade limitada do sinal com o estímulo; a terceira acaba por romper a constante dielétrica do gás ocasionando uma corrente descontrolada. Nas regiões B, C e E temos as regiões de trabalho de três detectores, a primeira é a câmara de ionização, a segunda é o detector proporcional e a terceira é o contador Geiger Muller (GM). Neste trabalho, estaremos elucidando as características somente da câmara de ionização e do contador Geiger Muller.

2.2.2.1 Câmara de Ionização

Existem dois tipos de câmaras de ionização, as abertas e as seladas. Como dito anteriormente, a primeira faz a utilização do ar atmosférico como volume sensível e necessita estar sempre sendo ajustada às condições de temperatura e pressão do ambiente no qual irá ser feita a medida, a segunda possui seu volume sensível com um gás específico que fica contido dentro do detector de maneira selada.

Tecnicamente, este último tipo de detector é utilizado na radioterapia e na radioterapia diagnóstica, fazendo a determinação da dose de radiação que será irradiada no paciente. Como visto na figura 18, as câmaras de ionização se encontram na região B, que é conhecida como região de ionização. Nesta região há a coleta da carga produzida no

volume após a irradiação. Por conta da variação da ddp não afetar o aumento de sinal, esse intervalo se torna muito oportuno e não há multiplicação da carga proveniente do volume sensível.

A câmara de ionização é um dosímetro bem prático, possui uma medição muito precisa, é recomendado para calibração de feixes e possui uma leitura instantânea. No entanto, precisa de muitas correções na dosimetria para feixes de alta energia, além da necessidade de cabos.

2.2.2.2 Geiger-Muller

Vimos no gráfico da figura 18, que a região na qual o contador Geiger-Muller trabalha possui uma ddp bastante alta. Esta ddp faz com que ela seja alta o suficiente para que a amplificação dos íons acelerados faça com que todo o gás no detector seja ionizado toda vez que há a incidência de um fóton (BOGART JEFFREY A.; GUNDERSON, 2016). Dessa maneira, temos que o contador vai gerar sinais pontuais que dão a possibilidade da contagem de fótons incidentes no gás, e, por isso, damos o nome do aparelho de contador.

Este detector é utilizado para a proteção radiológica quando se utilizam fontes radioativas e para desastres que envolvem materiais radioativos. Vê-se na região E da figura 18, que não se consegue diferenciar as energias das radiações, sendo isso uma limitação do equipamento. Assim, usa-se mais o aparelho para a detecção de radiação e as câmaras de ionização para medições mais precisas. Apesar de o contador GM não medir nenhuma grandeza radiológica e nem a energia das radiações, ele é capaz de estimar grandezas como dose e exposição, ou suas taxas, mas, para isso, devem ser são calibrados para uma energia específica, com essas grandezas sendo estimadas a partir da fluência.

Na mistura dos gases contidos no detector, há um gás específico que possui a função de extinção dessa "avalanche" de ionizações, sendo o responsável por neutralizar os íons positivos. A implementação desse gás faz com que a descarga não continue a longo prazo, o que levaria à multiplicação de carga. Esse aparelho possui um tempo de resposta longo, logo, não é usado para se obter medições precisas de taxas de contagem de mais de algumas centenas de contagens por segundo (PODGORSAK, 2005).

2.2.3 Diodo

Detectores semicondutores são baseados em uma junção semicondutora, a qual é formada pela junção de dois tipos de semicondutores, os semicondutores tipo P e o tipo N. No há átomos que recebem/aceitam elétrons, denominados de impurezas aceitadoras dentro da rede cristalina do semicondutor. Assim, se essa rede cristalina pura, por exemplo, de silício ou germânio, possuir uma impureza que receba ou aceite elétrons, o denominamos por semicondutor do tipo P. No segundo tipo, se há uma impureza, um

átomo, que fornece/doa elétrons, em uma rede cristalina pura (silício ou germânio) temos um semiconductor do tipo N. Um dosímetro de diodo de silício é a junção P-N, com o diodo sendo formado pelo silício tipo P e tipo N. O Si-P é o mais adequado para a dosimetria dentro da radioterapia, já que possui uma corrente escura muito menor que o Si-N. Corrente escura é a corrente reversa que flui através do dispositivo, como explicaremos a seguir.

Quando a radiação incide sobre o dosímetro de diodo há a produção de buracos e elétrons na rede, incluindo a camada de depleção, que é uma região neutra que fica no centro da junção P-N, os íons liberados ficam depositados na região de depleção, mas movem-se sob a ação do campo elétrico, devido ao potencial intrínseco, gerando assim, uma corrente reversa no diodo.

Os diodos para uso radiológico são utilizados em modo curto-circuito, já que este modo possui uma relação linear entre a carga medida e a dose, sendo operados sem polarização externa para a produção de corrente de fuga. A relação entre taxa de dose e corrente é mostrada no gráfico abaixo, pelo trabalho de (BIZETTO, 2013).

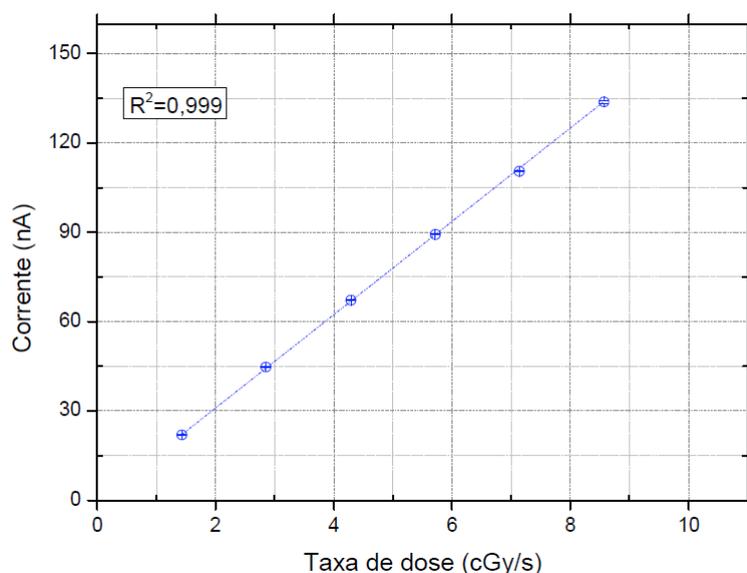


Figura 19 – Fotocorrente gerada no diodo EPI em função da taxa de dose para os fótons de 6MV. Acelerador Novalis TX®. Imagem retirada da dissertação de mestrado (BIZETTO, 2013).

A sensibilidade dos diodos acaba por mudar em usos repetidos, logo, não se utiliza esse equipamento para calibração de feixe, sendo os diodos dosímetros relativos, utilizados para medições de dose de profundidade em feixe de elétrons e medições de dose na bexiga ou no reto.

Estes dosímetros possuem algumas dependências relevantes, são elas: dependência com a temperatura, dependência angular (direcional), dependência do sinal na taxa de

dose e dependência energética para pequenas variações na composição espectral dos feixes de radiação (PODGORSAK, 2005).

2.2.4 Dosímetros TLD e OSL

Os Detectores TLD e OSL fazem parte da dosimetria de luminescência e, antes mesmo de falar de cada um, é importante destacar os tipos de luminescência que existem. O primeiro tipo é a fluorescência que possui um *delay* entre estimulação e emissão de 10^{-10} e 10^{-8} segundos; o segundo é a fosforescência que possui um *delay* maior que 10^{-8} segundos. A luminescência do dosímetro ocorre após a estimulação de uma radiação externa fazendo com que o elétron vá para um nível eletrônico de maior energia, depois acaba desexcitando e emitindo uma onda eletromagnética.

Esses detectores possuem um volume sensível formado por um material cristalino que possui impurezas que causam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: o centro de luminescência (ou centro de recombinação) e as *traps*, do inglês armadilhas, para os elétrons e os buracos. Essas armadilhas acabam por aprisionar os elétrons em níveis excitados e, para que haja a desexcitação, é necessário fornecer energia ao sistema.

Há duas maneiras de fazer esse processo: a primeira, aquecendo o volume sensível, chamado de dosímetro termoluminescente (TLD); e o segundo, usando uma luz para estimular a desexcitação, sendo esse o tipo de dosímetro chamado de OSL (luminescência opticamente estimulada).

Após a liberação dos elétrons e dos buracos, pós estimulação, pode haver recombinação com um portador de carga oposta aprisionado em um centro de recombinação. Com a desexcitação emite-se uma onda eletromagnética, gerando um sinal que será medido pelo detector. Abaixo temos um esquema do processo anteriormente descrito.

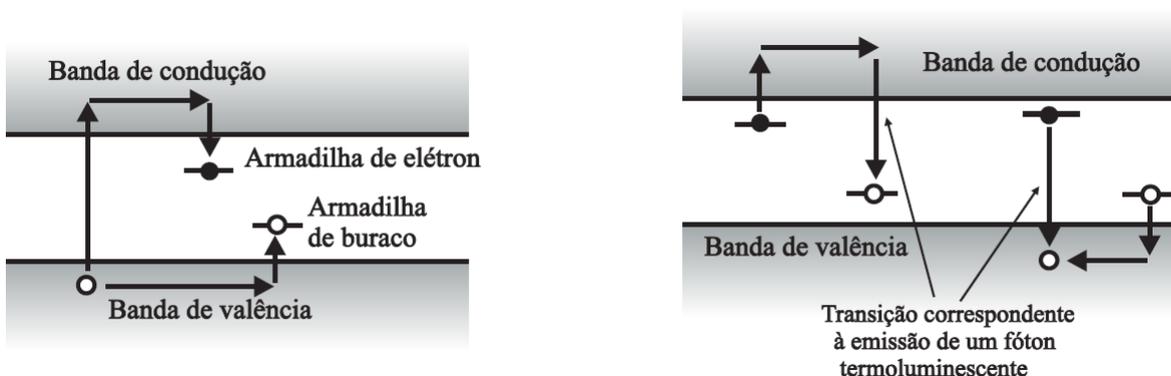


Figura 20 – Emissão da onda eletromagnética, com estimulação térmica. Imagem retirada do livro (TAUHATA; SALATI; PRINZIO, 2003)

As luminescências, dos dois dosímetros, são classificadas como fosforescência, uma

vez que, os elétrons ficam aprisionados e acabam tendo um delay maior que 10^{-8} segundos para o surgimento de uma onda eletromagnética.

O TLD é utilizado para monitoramento de dose durante tratamento ou para monitoramento pessoal de funcionários. A dose é calculada a partir da fluência de fótons, de maneira que a onda eletromagnética proveniente da desexcitação chega a um PMT (Photomultiplier tubes), que é o responsável por essa medição, converte em um sinal linear proporcional para detectar a fluência. A dose absorvida terá assim uma relação linear com a intensidade luminosa relativa.

Diferente do TLD, o OSL utiliza-se de uma onda eletromagnética externa para a estimulação invés do aumento de temperatura, da mesma forma que o TLD. A partir da luminescência provida do material, usa-se um óxido de alumínio dopado com carbono $Al_2O_3 : C$ como volume sensível. O PTM (Photomultiplier tubes) capta a intensidade luminosa que possui relação proporcional com a dose absorvida, podendo o equipamento ser usado para proteção radiológica e para radioterapia diagnóstica.

3 Radioterapia

A profissão de Físico Médico pode ser exercida em diversas áreas, tais como: Medicina Nuclear, Medicina Diagnóstica, Radioterapia, entre outras. Neste trabalho, procuramos focar na Radioterapia e, neste capítulo, reunimos informações a respeito de um dos tipos de tratamento feitos dentro da radioterapia, conhecido como teleterapia.

3.1 Visão geral da Radioterapia

O câncer, também chamado de tumor maligno, acontece com a multiplicação sem controle de células e com a possibilidade de metástase, isto é, a formação de outra lesão tumoral a partir de outra anterior, de forma que não há ligação direta entre as duas. Sendo então, uma doença que requer tratamento, tem-se o objetivo principal de cura, no entanto, em algumas situações é paliativo, no qual o objetivo é amenizar a dor do paciente. (PEREZ; BRADY, 1999)

Alguns tratamentos de câncer poderiam ser feitos exclusivamente pela radioterapia como, por exemplo, o câncer de próstata e o de pulmão, no entanto, o paciente junto com o seu médico podem optar por outras abordagens, como: intervenções cirúrgicas e criocirurgia. A radioterapia faz parte de um dos principais meios de tratamento de câncer, cerca de 60% a 70% do tratamento de tumores, são tratados através de suas técnicas.

O tratamento com radiação tem o objetivo de causar a morte celular do tumor, podendo ser feito com dois tipos de radiações, as diretamente ionizantes e as indiretamente ionizantes. Além disso, temos dois ramos que dividem a radioterapia na forma como a radiação irá incidir sobre o tumor, são elas: a braquiterapia, onde teremos a fonte de radiação dentro do paciente, estando bem próxima do tumor, e a teleterapia, onde a fonte de radiação se encontra distante do tumor, sendo feito de fora do corpo do paciente. Nosso trabalho terá foco na teleterapia, mais especificamente, nos tratamentos que usam aceleradores lineares para emitir a radiação que será usada para eliminar o câncer.

Na radioterapia, o Físico Médico possui atribuições, as quais são imprescindíveis a sua presença durante o processo. Dentre elas destacam-se: o planejamento radioterápico do paciente e a realização de testes de controle de qualidade das máquinas que fazem o tratamento. Cada uma dessas tarefas possui protocolos muito bem definidos para garantir a segurança do paciente e dos profissionais que atuam no setor. Para o físico ser habilitado a atuar amplamente nesta área da Física Médica, é necessário que o mesmo atenda todas exigências publicadas em norma da CNEN.(BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Agosto de 2021).

Durante o planejamento clínico, o Físico Médico participa diretamente de decisões como: qual equipamento de tratamento será usado, qual será o posicionamento e os acessórios para imobilização do paciente, definição das áreas e composição dos campos de tratamento, uso de acessórios modificadores do feixe de tratamento etc..

Para analisar o tratamento e como ele será feito, utilizam-se simulações, com o auxílio das imagens, para verificar como o tratamento será implementado, e assim, finalmente, aplicá-lo ao paciente. Nessa simulação estaremos vendo como a dose estará distribuída de acordo com as conformações que forem planejadas.

Os testes de controle de qualidade são peças fundamentais para garantir que o paciente receba radiação no local adequado e na dose estipulada. Devem ser feitos periodicamente e cada máquina deve ter seu plano de testes. Falaremos mais especificamente em outra seção deste mesmo capítulo.

3.2 Legislação

Tanto o trabalho do Físico Médico, quanto os testes de controle de qualidade das máquinas que possuem fonte de radiação, possuem diretrizes e protocolos que são homologados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e ANVISA.

Uma das documentações mais importantes dentro da radioterapia é a Norma CNEN NN 6.10 ([BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Agosto de 2021](#)), que regulamenta sobre os requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços em radioterapia, mostrando mais aspectos que foram sucintamente citados anteriormente.

Vamos então, nesta sessão do capítulo, mostrar dois detalhes deste documento: requerimentos e funções do Físico Médico; e o programa para garantia da qualidade das fontes de radiação e do planejamento.

Na seção IV da Norma CNEN NN 6.10 ([BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN, Agosto de 2021](#)) temos as especificações necessárias para a atuação do Físico Médico e suas atribuições. Elucidaremos aqui especificamente os Art. 22 e Art. 24.

Art. 22 O especialista em física médica de radioterapia de um Serviço de Radioterapia deve obrigatoriamente possuir:

- I - titulação de especialista em física médica de radioterapia outorgado por instituição ou associação de referência nacional na área de radioterapia; e
- II - registro na CNEN, conforme a Norma CNEN NN 6.01 Requisitos para o Registro de Pessoas Físicas para o Preparo, Uso e Manuseio de Fontes Radioativas, ou outra que vier a substituí-la.

CNEN NN 6.10

Art. 24 O especialista em física médica de radioterapia deve, obrigatoriamente:

I - conduzir:

- a) testes pré-operacionais e de comissionamento das fontes de radiação e de sistemas de planejamento de tratamento;
- b) dosimetria periódica das fontes de radiação segundo protocolos de dosimetria nacionais ou internacionais vigentes, descrito no plano de proteção radiológica;
- c) programa de controle da qualidade dos instrumentos de medição, fontes de radiação, sistemas de planejamento e acessórios de radioterapia;
- d) planejamento de tratamentos terapêuticos, conforme orientação do responsável técnico e equipe médica do Serviço de Radioterapia;
- e) controle da qualidade dos tratamentos terapêuticos; e
- f) programas de treinamento em física médica dos indivíduos ocupacionalmente expostos, com periodicidade máxima de dois anos;

II - manter os sistemas de medição calibrados por laboratório de metrologia acreditado pela Rede Brasileira de Calibração, conforme descrito na seção IV do capítulo IV desta Norma;

[...]

VI - estar presente na sala de tratamento durante os preparativos e entrega da dose terapêutica, no primeiro dia de tratamento.

CNEN NN 6.10

Na seção IV do mesmo documento encontraremos especificamente sobre o assunto tratado no ART. 24 I.c e II, referente ao programa de controle de qualidade que deve ser estabelecido para cada fonte de radiação. Logo, sobre o tema, temos os Art. 34 e Art. 35

Art. 34 Deve ser estabelecido um programa de garantia da qualidade aplicável às fontes de radiação e sistemas de planejamento de tratamento que garanta o atendimento dos requisitos específicos de proteção radiológica e segurança. Esse programa deve:

I - criar mecanismos de controle da qualidade e procedimentos para revisar e avaliar a efetividade geral das medidas de segurança e proteção radiológica;

II - ser estabelecido e aplicado antes do início da operação do Serviço de Radioterapia; e

III - ser realizado periodicamente, conforme descrito no plano de proteção radiológica e imediatamente após a:

a) alteração de blindagens; b) alteração de partes elétricas ou mecânicas de fontes de radiação e sistemas de planejamento; c) alterações de software de sistemas de planejamento e de gerenciamento do tratamento; e d) introdução ou modificação de acessórios ou parâmetros físicos referentes a fontes de radiação.

CNEN NN 6.10

Art. 35 O programa de garantia da qualidade de fontes de radiação deve incluir:

I - testes periódicos relacionados em normas nacionais e recomendações internacionais vigentes.

II - testes diários de verificação do fator de calibração para aceleradores lineares;

III - testes diários de segurança para todas as fontes de radiação;

IV - determinação mensal da dose absorvida na água em condições de referência, para fontes de teleterapia; e

V - determinação da taxa de kerma no ar, para fontes seladas de braquiterapia de alta taxa de dose, antes do uso de uma nova fonte de radiação.

CNEN NN 6.10

3.3 Acelerador Linear - LINAC

Como dito anteriormente, um dos ramos da radioterapia é a teleterapia, que consiste na emissão de radiação longe do tumor, ou seja, fora do corpo. Uma das máquinas que fazem o trabalho de teleterapia é o acelerador linear, que converte a energia elétrica em radiação ionizante. Encontramos hoje no mercado Aceleradores Lineares (*Linear Ac-*

celerators - LINAC's) que possuem radiações de fótons e de elétrons, no entanto, todos os aceleradores lineares devem ter radiações de fótons.

As radiações de fótons tratam a maioria dos tumores, são usadas sempre para tumores mais internos, mas podendo também tratar tumores superficiais, por exemplo, câncer de pele. Já as radiações de elétrons, são comumente usadas para tratamento de tumores superficiais.

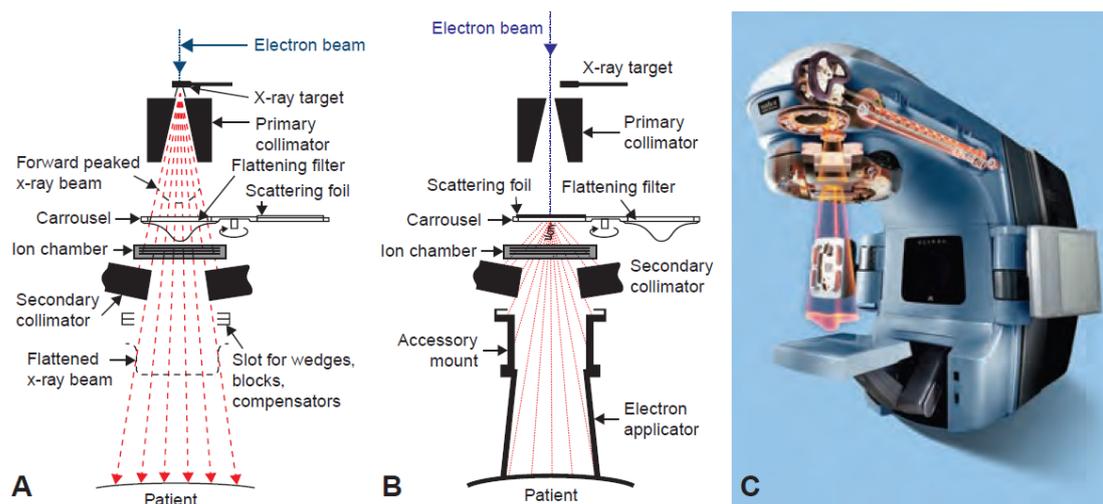


Figura 21 – Acelerador linear e produção do feixe de radiação. Imagem retirada do livro (KHAN; GIBBONS, 2014)

Para a obtenção da radiação o elétron deve ser acelerado, para isso é utilizado em LINAC's ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelera-los em um tubo linear a energias da ordem de MeV. Primeiramente os elétrons chegam através de um filamento quente, chamado de *Electron gun*, ao sair do filamento encontra uma região aonde será acelerado através de micro-ondas. O Magnetron é o responsável pela produção dessas micro-ondas, funciona como um oscilador que possui uma alta potência e produzindo pulsos com duração de milissegundos e sendo repetido diversas vezes. Estes pulsos são injetados na estrutura do tubo, assim como os elétrons também são injetados pelo *Electron gun*, tendo então um interação entre os elétrons e as micro-ondas. Os elétrons, por final, ganham energia do campo elétrico senoidal (KHAN; GIBBONS, 2014), podemos dizer que estes elétrons são acelerados a cada passo que trafega pelo tubo.

Após a aceleração dos elétrons, os mesmos chegam como um fio de pequena espessura e passam por um campo magnético, para que assim sejam direcionados a um alvo. A depender do tipo de alvo, o equipamento pode emitir um feixe de radiação por fótons (Figura 21-A) ou composto pelos próprios elétrons e (Figura 21-B).

Em relação a radiação de fótons, o feixe de elétrons que chegam do tubo após ser redirecionado através do campo magnético é interceptados por uma placa, onde haverá

o efeito de formação de raio X, assim como foi apresentado no capítulo 1. Esta placa (tipicamente chamado de alvo), normalmente possui um formato circular e é feita de tungstênio. Por consequência da absorção da energia do feixe de elétrons, o alvo se aquece, necessitando de um sistema de resfriamento próprio. Tendo então o raio X formado, haverá mais fótons no centro do feixe de radiação do que nas bordas, isto é, uma distribuição planar irregular do feixe, logo precisamos de um filtro, como apresentado na figura 21-A como *Flattening filter*, para garantir que a distribuição planar do feixe esteja simétrica e que a dose em toda a área de irradiação seja igual

Diferentemente da radiação de fótons, a radiação por elétrons é feita através do espalhamento do feixe de elétrons pelo *Scattering foil*, apresentado na figura 21-B. Este *Scattering foil* normalmente é feito de alumínio, logo também pode gerar raio X, no entanto o espalhamento dos elétrons é predominante. Com o espalhamento uniforme dos elétrons dentro da área irradiada, temos esta opção de feixe de tratamento clínico, que possui um perfil de dose planar e homogêneo ao interagir com o paciente.

Ambas radiações passam por uma câmera de ionização, para fazer a mensuração de dose do feixe de radiação. Além de que todas devem passar também por colimadores. Os colimadores são capazes de mudar a área de irradiação dos feixes, conformando a radiação da forma que é necessário para o tratamento. O colimador primário, apresentado na figura 21, é estático, formula um feixe de tratamento cônico (quando é produzido feixe de raios X) e possui apenas um orifício longo após passar pelo alvo, fazendo com que aconteça a filtragem do feixe de raio X que é gerado no alvo. O colimador secundário, são pares de placas que se movimentam na direção XY e produzem uma colimação retangular. O colimador terciário é o MLC (*Multileaf collimator*), figura 22, que faz uma colimação por múltiplos pares de pequenas lâminas, sendo capaz de conformar de modo mais específico o feixe de tratamento em função da forma irregular de um tumor.

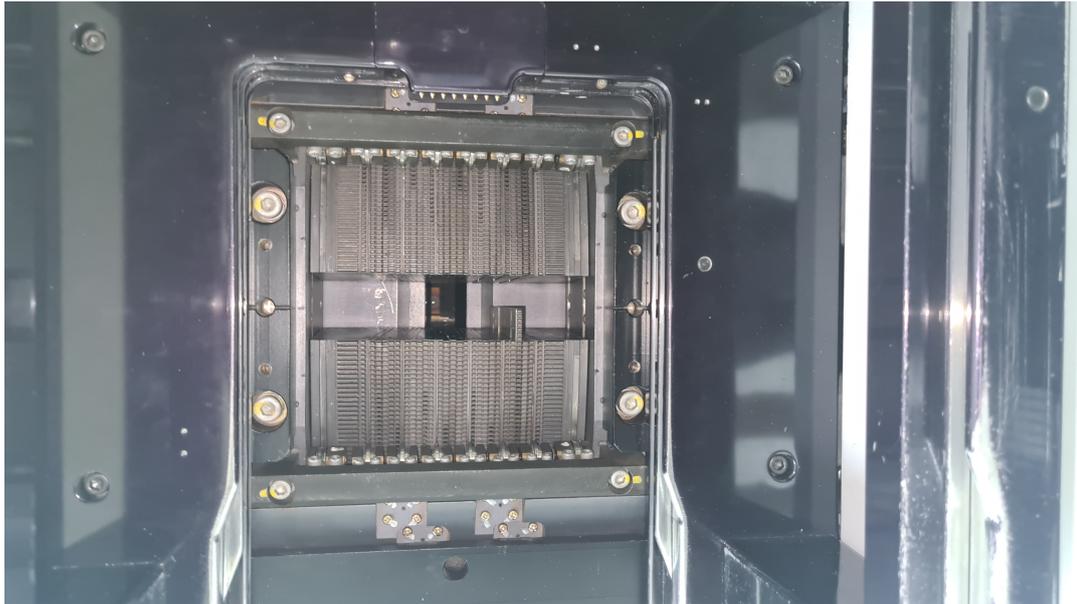


Figura 22 – MLC (*Multileaf collimator*) de um acelerador linear

Além disso, faz parte também do acelerador uma sala de controle, onde serão definidas todas as configurações da máquina necessárias para o tratamento do paciente, como, por exemplo, a abertura do campo de radiação, energia do feixe, configurações de funcionamento, refrigeração etc. Abaixo temos uma dessas telas, mostrando as configurações setadas no acelerador.

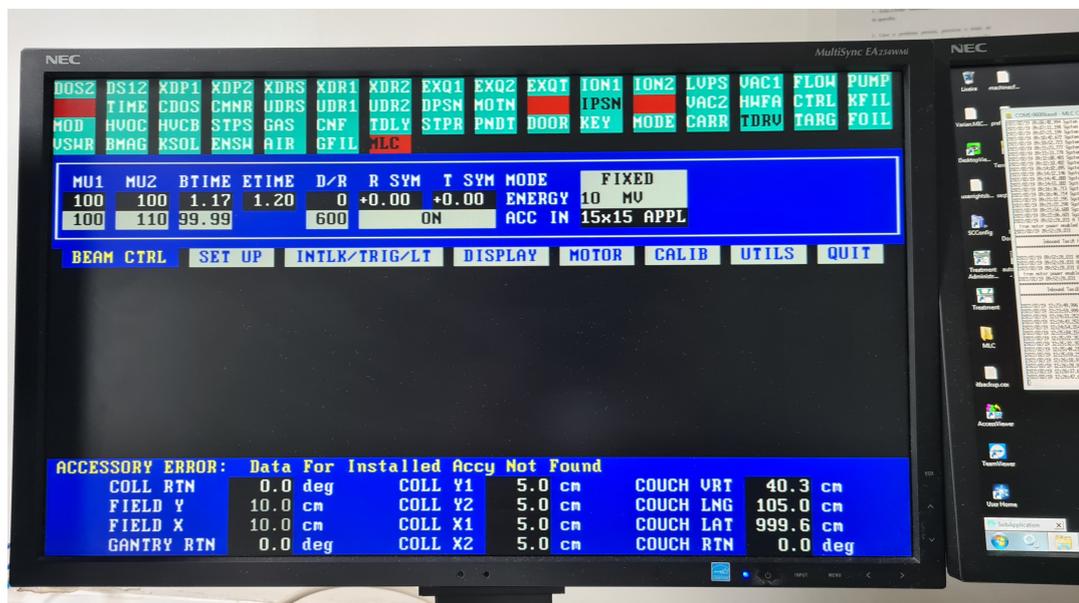


Figura 23 – Painel de controle do acelerador linear

Os LINAC's podem ser ajustados para entregar doses de radiação com diferentes taxas, ou seja, podem ser ajustados para entregar mais ou menos dose dentro de uma mesma unidade de tempo. Isso poderia significar um risco, caso fosse usado diretamente o

tempo como parâmetro de entrada para definir o tempo de exposição para entregar determinada dose prescrita pelo médico. Por isso, os aceleradores lineares utilizam Unidades Monitoras (*Monitor Units* - MU) como parâmetro de entrada para definir o tempo de exposição, de modo que a dose que a máquina entrega em função da UM independa de qual taxa de dose está ajustada no equipamento.

É importante ressaltar que mundialmente são usados protocolos de ajuste de aceleradores lineares de modo que 1 unidade monitora deve equivaler a 1 cGy, numa determinada condição de referência. Esta posição de referência tipicamente é definida na profundidade de dose máxima em um objeto simulador (fantoma) com densidade equivalente a água, com distância da fonte de radiação até a sua superfície igual a 100 cm e com uma abertura de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Logo, se temos que um acelerador, como na figura 23, ajustado a uma taxa de dose de 600 UM/min, e está prescrito uma dose de 100 cGy no ponto de referência, serão necessárias 100 UM e o feixe ficará ligado por um sexto de minuto. Porém, a máquina pode ser ajustada com outra taxa de dose, por exemplo, 300 UM/min. Nesse caso para entregar os mesmos 100 cGy no ponto de referência, serão necessários os mesmos 100 UM, contudo o feixe deverá permanecer ligado o dobro do tempo da situação anterior.

3.4 Teste de Controle de Qualidade de um Acelerador Linear

Os testes de controle de qualidade (*quality assurance* (QA) tests) garantem que a máquina esteja dentro dos conformes para tratamentos de teleterapia.

Como dito anteriormente, todas as máquinas devem ter um plano de testes, este plano de rádio proteção deve ser enviado a CNEN, onde será verificado se aqueles testes contidos no documento são suficientes para garantir a qualidade necessária. Tendo a aprovação da CNEN, o físico médico possui o dever de fazer, periodicamente, todos os testes listados, além de garantir os ajustes da máquina para tal, no entanto, alguns ajustes acabam sendo de responsabilidade do engenheiro, que é o profissional mais capacitado para o serviço.

Neste trabalho estamos seguindo a orientação do documento *Task Group 142* (KLEIN et al., 2009), que é uma referência mundial para testes de controle de qualidade de aceleradores lineares. Neste documento, os testes são divididos em 3 periodicidades: Diários, Mensais e Anuais, possuem 4 classificações: Dosimétricos, Mecânicos, Segurança e *gating* respiratório, além da tolerância ser explicitada para 3 tipos de máquinas: *Non-IMRT* (*Non-intensity-modulated radiotherapy*), *IMRT* (*intensity-modulated radiotherapy*) e *SRS/SBRT* (*stereotactic radiosurgery/stereotactic body radiation therapy*).

A tolerância dos testes de controle de qualidade podem ser afetadas pela periodicidade do mesmo e do tipo de máquina que ele será feito. Abaixo temos um exemplo dos

testes de controle de qualidade que são recomendados de serem aplicados

TABLE I. Daily.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray output constancy (all energies)			
Electron output constancy (weekly, except for machines with unique e-monitoring requiring daily)		3%	
Mechanical			
Laser localization	2 mm	1.5 mm	1 mm
Distance indicator (ODI) @ iso	2 mm	2 mm	2 mm
Collimator size indicator	2 mm	2 mm	1 mm
Safety			
Door interlock (beam off)		Functional	
Door closing safety		Functional	
Audiovisual monitor(s)		Functional	
Stereotactic interlocks (lockout)	NA	NA	Functional
Radiation area monitor (if used)		Functional	
Beam on indicator		Functional	

Figura 24 – Testes de controle de qualidade retirados do *Task Group 142* (KLEIN et al., 2009). Exemplo de testes diários.

TABLE II. Monthly.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray output constancy			
Electron output constancy		2%	
Backup monitor chamber constancy			
Typical dose rate ³ output constancy	NA	2% (@ IMRT dose rate)	2% (@ stereo dose rate, MU)
Photon beam profile constancy		1%	
Electron beam profile constancy		1%	
Electron beam energy constancy		2%/2 mm	
Mechanical			
Light/radiation field coincidence ^b		2 mm or 1% on a side	
Light/radiation field coincidence ^b (asymmetric)		1 mm or 1% on a side	
Distance check device for lasers compared with front pointer		1mm	
Gantry/collimator angle indicators (@ cardinal angles) (digital only)		1.0°	
Accessory trays (i.e., port film graticle tray)		2 mm	
Jaw position indicators (symmetric) ^c		2 mm	
Jaw position indicators (asymmetric) ^d		1 mm	
Cross-hair centering (walkout)		1 mm	
Treatment couch position indicators ^e	2 mm/1°	2 mm/1°	1 mm/0.5°

Figura 25 – Testes de controle de qualidade retirados do *Task Group 142* (KLEIN et al., 2009). Exemplo de parte dos testes mensal.

Os testes diários, apresentados na figura 24, possuem a função de garantir que o equipamento está seguro, dentro do recomendado, e são desenvolvidos para serem feitos

de modo prático, isto é, não possuem um arranjo experimental complexo. Tipicamente os testes diários possuem maiores valores de tolerância para desvios eventualmente encontrados.

Podemos ver essa diferença no valor da tolerância quando comparamos com a tabela dos testes mensais, apresentado na figura 25. Ao compararmos a tolerância, por exemplo, do teste *X-ray output constancy*, conseguimos perceber, pelas tabelas, que o teste mensal possui uma tolerância 1% menor que o diário.

Uma mesma máquina pode ter os 3 tipos de tratamentos disponíveis, que foram citados acima. Logo, para máquinas que fazem radiocirurgia, por exemplo, teremos a necessidade de que todos os testes de controle de qualidade alcancem resultados que respeitem os critérios de tolerâncias menores, uma vez que desvios maiores poderiam ocasionar efeitos clínicos no paciente. Por outra via, as máquinas que são desenvolvidas para tratamentos gerais e não são tão específicas, podem ter tolerâncias um pouco maiores.

Em relação aos tipos de testes de qualidade:

Os testes de segurança são, pelo documento, todos funcionais, garantem que todos os mecanismos de segurança estejam funcionando, como: se a luz externa a porta está ligada quando a máquina está em funcionamento; se quando a porta é aberta, ou está aberta, o LINAC não funciona; se a comunicação pelas câmeras e microfones estão funcionando na sala de controle; e entre outros.

Os testes dosimétricos são responsáveis por: verificar a dose que está sendo aplicada ao paciente; garantir se a energia do feixe está correta; verificar se a planura do feixe está simétrica, isto é, se a distribuição da dose está uniforme em toda área de radiação.

Os testes mecânicos são responsáveis por garantir o funcionamento das partes mecânicas da máquina e garantir que os ajustes de tamanho, rotação, entre outros, estejam em limites toleráveis, são exemplos: garantir que a indicação dos lasers mostram a localidade do isocentro da máquina; garantir que o tamanho do campo de radiação seja do mesmo tamanho do campo luminoso de referência, garantir metricamente o movimento junto e separado dos colimadores etc.

O *gating* respiratório descreve todos os aspectos dos movimento respiratório, este tipo de tratamento tenta relacionar a ativação da radiação com o ciclo respiratório do paciente. Logo, os testes envolvendo o este tipo de técnica tem relação ao tempo em que o feixe estará ligado, de modo que a informação do ciclo respiratório serve como gatilho para ligar e desligar o feixe de radiação durante a respiração do paciente.

Um teste importante a ser explicitado aqui é o que relaciona a coincidência do campo luminoso com o campo de radiação. Para isso, é necessário montar um arranjo experimental como na figura 26, onde se pode colocar nas bordas do campo luminoso esferas de metal, pregos, cliques de papel, entre outros, acima de uma placa radiográfica,

garantindo que os mesmos estejam nas posições corretas. Ao se colocar esses objetos indicando as bordas do campo luminoso, irradiamos o arranjo e obteremos um resultado semelhante ao da figura 27. Os objetos metálicos ficam explícitos na radiografia e podemos compara-la ao feixe luminoso.

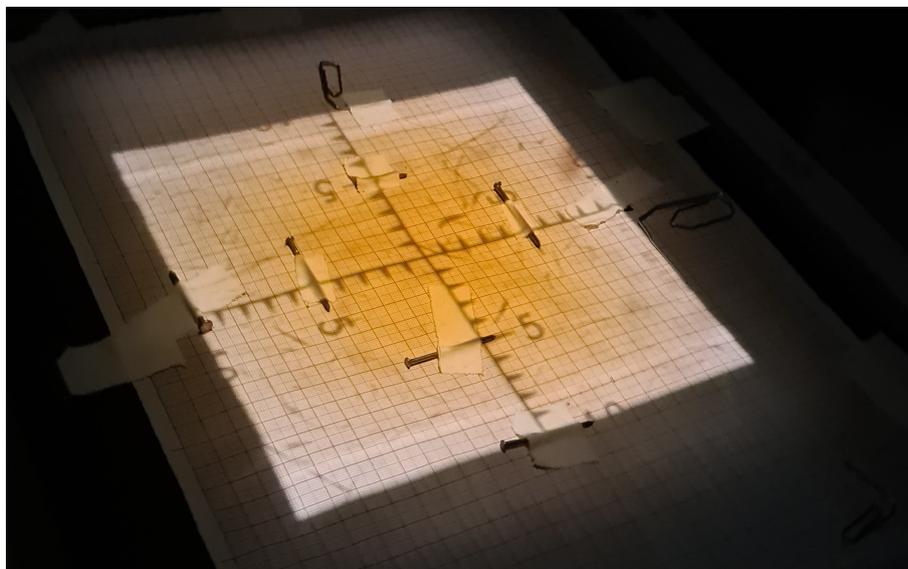


Figura 26 – Arranjo experimental explicativo sobre coincidência do campo radioativo e do campo luminoso

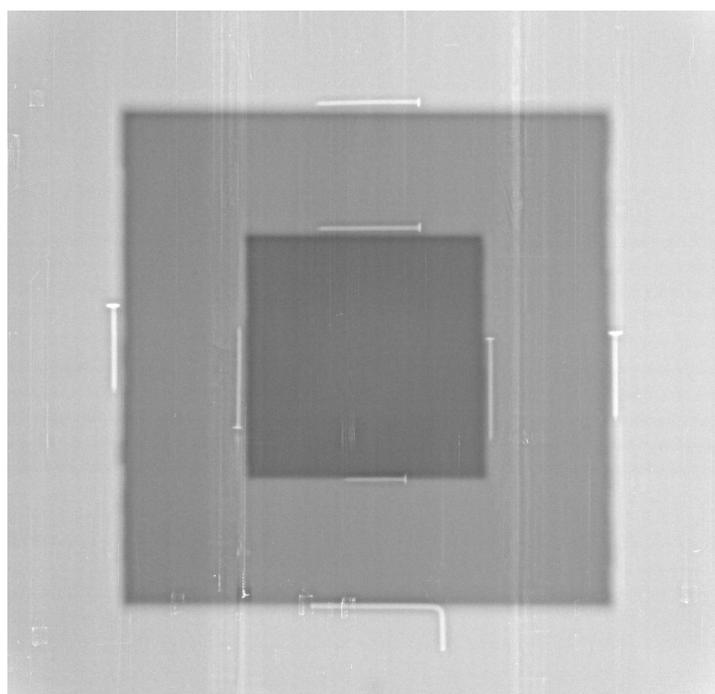


Figura 27 – Resultado da radiografia com pontos de referência do campo luminoso destacados.



Figura 28 – Daily QA 3™, model 1093

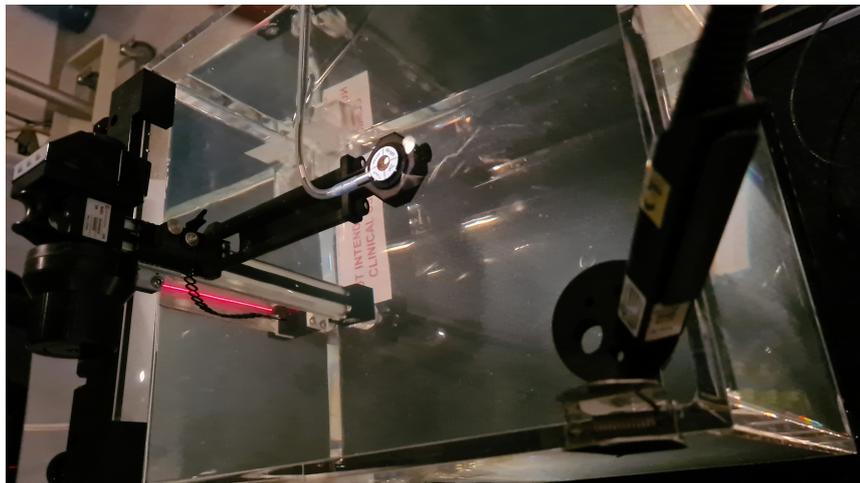


Figura 29 – Arranjo experimental para fator de calibração (output) de elétrons

Dentre os testes do TG 142, a verificação do fator de calibração da máquina aparece explicitamente na Norma CNEN NN 6.10, Art. 35. Conforme dito anteriormente, a CNEN obriga realização de testes de controle de qualidade, porém não define explicitamente todos os testes que devem ser feitos. Portanto, vamos detalhar este teste que é um dos poucos testes que a norma da CNEN diretamente exige.

O fator de calibração do acelerador linear (output) corresponde à relação entre unidades monitoras (MU) e dose (cGy), conforme explicado anteriormente. De acordo com a CNEN e de acordo com o TG-142, o fator de calibração deve ser verificado diariamente. Para isso é usado um arranjo experimental mais prático, como mostrado na Figura 28, em que utiliza um equipamento com vários detectores de radiação acoplados a ele e que pode rapidamente medir as características do feixe de tratamento (output, simetria, planura e energia).

O fator de calibração do acelerador linear também deve ser verificado mensalmente usando uma câmara de ionização calibrada em laboratório credenciado pela CNEN. Nesse caso é necessário um arranjo experimental mais complexo, que leva mais tempo para ser preparado. Porém, os resultados desse teste mensal possui uma incerteza experimental menor e conseqüentemente os valores de tolerância para eventuais desvios encontrados são menores. As Figuras 29 e 30 mostram os arranjos experimentais para verificação de fator de calibração de feixes de elétrons e de fótons, respectivamente.



Figura 30 – Arranjo experimental para fator de calibração (output) de fótons

4 A Ferramenta

Apresentamos agora a formação de nossa ferramenta, que será capaz de gerenciar os testes de controle de qualidade que estão contidos nos documentos anteriormente citados. Demos a ela o nome de *SIGER* (*Sistema Integrado de Gerenciamento em Radioterapia*). Nosso programa conta com quatro entidades, sendo que três são independentes e uma inteiramente vinculada às outras. São elas: *user* (usuários), *test* (testes de controles de qualidade), *machine* (Aceleradores lineares) e *plan* (planejamento dos agendamentos).

Para o gerenciamento, teremos um planejamento de agendamento (*plan*) que reunirá as outras três entidades, demarcando o teste que será feito em uma máquina específica e qual usuário deve fazê-lo. Assim como, em que periodicidade deve acontecer e quantas repetições deste teste, nesta máquina específica, este usuário irá fazer. Segue abaixo, fluxograma de como estas entidades conversam e se relacionam, bem como suas variáveis internas.

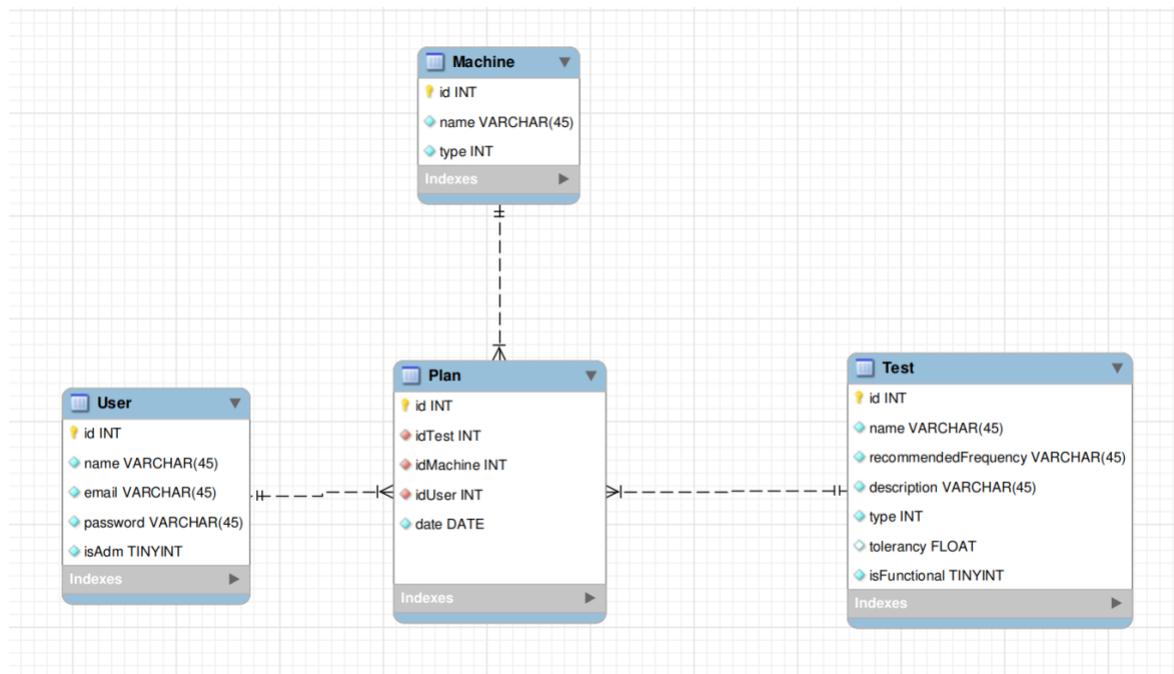


Figura 31 – Fluxograma das entidades do programa

Dessa maneira foi possível criar a base para entendermos como funcionaria a lógica principal de nosso programa e como esta se vincula.

Para o desenvolvimento deste, foi necessário um estudo sistemático sobre uma linguagem de programação diferente da que normalmente é ensinada no curso de física, o JavaScript (JS), além de outras sintaxes como *HTML*, *CSS*, *SQL*, entre outras. No entanto,

a lógica de programação é inteiramente reutilizada nesta linguagem. Nosso programa deve estar disponível na internet, para que o usuário possa usufruir do software sem que ocupe espaço de armazenamento em seu computador, além de poder acessar de qualquer dispositivo conectado à internet.

Para que entreguemos um programa, como mencionado, três principais processos de construção são necessários:

1- Construção do *Front-End*,: responsável pela interface frontal do programa, aonde o usuário terá acesso e verá as informações,. Para este utilizamos o *React*, que é uma biblioteca do JS, capaz de criar interfaces do programa utilizando a sintaxe do *html*, *CSS* e *JavaScript*.

2- Construção do *Back-End*,: responsável por toda a lógica do programa: criar, atualizar, deletar, mostrar, segurança e depositar no banco de dados. Utilizamos como ambiente o *Node.js*.

3- Construção do *Banco de dados*: responsável por guardar todos os dados que são criados, atualizados ou deletados em nosso programa. Possui uma linguagem própria, o *SQL*.

O software se encontra no ar e disponível a todos pela internet ¹, além disso, para conhecer mais as especificações do programa, o mesmo está disponível publicamente no GitHub ². É importante ressaltar que deixar a lógica pública, desta maneira, acaba por diminuir a nossa segurança, uma vez que as lógicas de segurança de autenticação de usuário estão presentes no nosso *Back-End*, o que pode causar risco de invasões por usuários maliciosos. No entanto, informações do nosso banco de dados estão bem guardadas, uma vez que este possuem senhas de segurança que não são subidos para o *GitHub*. Logo, para preservar a segurança de nosso projeto, irei deixar o código do programa disponível apenas por um tempo determinado publicamente. Para que o senhor leitor tenha acesso posteriormente, contacte-me via e-mail ³.

Além disso, vale ressaltar as atribuições, competências e forma de acesso à plataforma. Em resumo, temos três tipos de usuários, os *não ativos*, os *ativos* e os *administradores*, os primeiros não possuem acesso a nenhuma parte do programa, necessitando que aguardem que seus registros sejam aceitos por um usuário administrador, os segundos possuem acesso a parte do programa, podendo ver algumas coisas contidas nas entidades anteriormente mencionadas e os terceiros possuem acesso total a todas as entidades do programa. Deixo abaixo a tabela 2 com as funcionalidades do programa e o que compete a cada tipo de usuário. Como aos *não ativos* não compete a nada, a não ser se cadastrar, não os mencionarei nesta tabela.

¹ <https://siger-client.herokuapp.com/app/login>

² https://github.com/Lusksaa/siger_interface.git

³ e-mail: lucasmartinsunb@gmail.com

		Ativos	Administrador
Testes	Ver testes Criados	x	x
	Deletar Testes		x
	Criar testes		x
Máquinas	Ver Máquinas	x	x
	Deletar Máquinas		x
	Criar Máquinas		x
Usuários	Deletar Usuário		x
	Tornar usuário ativo		x
	Ver todos os usuários	x	x
Planos	Criar plano	Somente o seu	De todos usuários
	Deletar plano	Somente o seu	De todos usuários
	Ver todos os planos	x	x

Tabela 2 – Competências relacionadas a cada tipo de usuário do software

São possíveis atualizações de nosso programa para uma segunda versão (V2):

- Criar uma nova entidade que faça com que seja possível separar todas as entidades mencionadas e aloca-las separadamente por hospitais e possamos assim usar nosso programa além da instituição HUB.
- Receber valores dos testes de controle de qualidade, principalmente dos dosimétricos.
- A partir destes valores mencionados, grava-los a ponto de fazer gráficos de tendência da máquina.

Temos abaixo algumas páginas e funcionalidades do software desenvolvido.

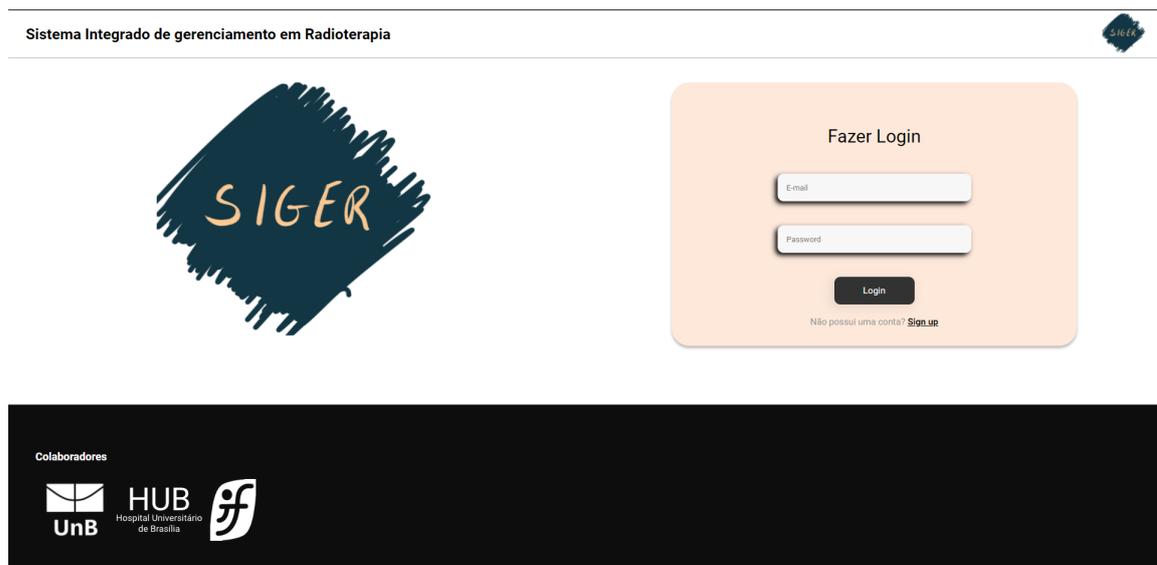


Figura 32 – Página de login. Esta página tem função de garantir que só entre em nosso software usuários ativados pelos administradores, além de direcionar para que novos usuários faça o cadastro.



Figura 33 – *Header* de todas as páginas após efetuado o login, contendo a barra de navegação, usuário logado e botão de *logout*. Para usuários ativos as páginas "Máquinas", "Testes" e "usuários" não aparecem na barra de navegação.

Cadastrar testes de controle de qualidade

Novo Teste

Nome

Tipo

Frequência Recomendada

Máquina recomendada

Tolerância

O teste é funcional? Se sim, coloque no campo tolerância a palavra 'Funcional'

Cadastrar

Figura 34 – Cadastro de um novo teste. Este formulário é responsável por adicionar novos testes no banco de dados. O formulário para criar máquina é semelhante, assim como a listagem de máquinas.

Testes de controle de qualidade cadastrados

Nome	Tipo	Tolerância	Frequência recomendada	Máquina recomendada	Deletar
Laser localization	Mecânico	2 mm	Diário	Non-IMRT	
Door interlock [beam off]	Segurança	Funcional	Diário	Non-IMRT	
Collimator size indicator	Mecânico	1 mm	Diário	SRS/SBRT	
Light/radiation field coincidence	Mecânico	2 mm or 1% on a side	Mensal	Non-IMRT	
Light/radiation field coincidenceb (asymmetric)	Mecânico	1 mm or 1% on a side	Mensal	Non-IMRT	
Localizing lasers	Mecânico	+2 mm	Mensal	Non-IMRT	
Localizing lasers	Mecânico	+1mm	Mensal	IMRT	
Localizing lasers	Mecânico	<+-1mm	Mensal	SRS/SBRT	

Figura 35 – Testes já cadastrados no sistema. Nesta listagem encontra-se todos os testes de controle de qualidade cadastrados no banco de dados

Cadastrar planos

Planejamento de testes

Usuário responsável

Lucas Martins

Máquina selecionada

Acelerador linear sala 1

Teste selecionado

teste 4

Data da última vez que o teste foi feito

05/05/2022

Frequência (dias)

30

Repetições

4

Simular



O teste será planejado para as seguintes datas:

05/05/2022, 04/06/2022, 04/07/2022, 03/08/2022, 02/09/2022

Deseja cadastrá-los?

Cadastrar

Figura 36 – Cadastro de planejamentos de testes de controle de qualidade em um acelerador linear. Neste formulário o usuário irá escolher quais testes de controle de qualidade ira fazer em uma máquina específica e setar a data em que este teste foi feito pela última vez. Tendo estes 4 parâmetros escolhidos, deve setar a frequência ao qual quer fazer o teste e quantas vezes irá fazê-lo.

Filtros

Datas

Usuário

Testes

26/04/2022 → 28/05/2022

▼

<< < Apr 2022 > >>

Su	Mo	Tu	We	Th	Fr	Sa
27	28	29	30	31	1	2
3	4	5	6	7	8	9
10	11	12	13	14	15	16
17	18	19	20	21	22	23
24	25	26	27	28	29	30
1	2	3	4	5	6	7

<< < May 2022 > >>

Su	Mo	Tu	We	Th	Fr	Sa
1	2	3	4	5	6	7
8	9	10	11	12	13	14
15	16	17	18	19	20	21
22	23	24	25	26	27	28
29	30	31	1	2	3	4
5	6	7	8	9	10	11

Figura 37 – Exemplo de filtro que pode ser utilizado na listagem de planejamentos. Este filtro é capaz de mostrar somente os testes que precisam ser feitos dentro de um período desejado.

Ativar e deletar usuários

ID	Nome	E-mail	Opções
2b19094e-8ca1-4d71-9d6e-ce07b94b0881 	Lucas Martins	lucasmartinsunb@gmail.com	 
adb96764-0260-4c09-b7cc-f8938fdb6331 	Fabio D. Oliveira	lucasmegatrom@hotmail.com	 



Caso deseje adicionar um outro usuário administrador envie e-mail para:

lucasmartinsunb@gmail.com 

contendo as seguintes informações:

- Nome do usuário
- id do usuário
- e-mail do usuário

Figura 40 – Ativar e deletar usuário. Esta página tem função de ativar um usuário para possibilitar que ele tenha acesso ao programa ao fazer login.

Dessa maneira, os profissionais que utilizarão o programa terão um software para gerenciar os testes de controle de qualidade dos aceleradores lineares. A tarefa de garantir a qualidade dessas máquinas é de grande importância, uma vez que se o equipamento não se encontra dentro dos parâmetros tolerantes, o paciente poderá sofrer danos irreparáveis, gerando consequências a curto e longo prazo.

Este programa foi desenvolvido pensando, primeiramente, em facilitar o serviço do Físico Médico e dos profissionais competentes que atuam na área de radioterapia. Em vista disso, estaremos disponibilizando o software, após esta apresentação do trabalho de conclusão de curso, para os Físicos Médicos e equipe do Hospital Universitário de Brasília (HUB). Faremos ajustes futuros dependendo da demanda que o hospital necessitar e estarei sempre disponível para aperfeiçoar o programa na medida do possível.

5 Conclusão

Este trabalho foi capaz de se envolver com 3 principais áreas do conhecimento, sendo, em sequência, uma necessária a outra.

Primeiramente, o aporte teórico referente a física nuclear se fez necessário frente aos fenômenos da radiação na matéria que encontraríamos mais a frente. Na física médica, estudamos os equipamentos emissores de radiação, dosímetros e as grandezas que são utilizadas para garantir a proteção radiológica e vincular a teoria física com a biologia. Ainda neste tema, vimos como a radiação poderia afetar os seres humanos e como garantir que tivéssemos um tratamento de teleterapia com qualidade, conhecendo o nosso equipamento e os procedimentos de verificação.

Tendo então todos estes fundamentos, percebemos uma das necessidades dos físicos médicos dentro de uma instituição clínica, sendo esta: a dificuldade de garantir um gerenciamento dos testes de controle de qualidade entre os profissionais capacitados. Logo, propomos um software, que fique disponível na internet, para que eles possam se organizar, se informar sobre os testes, se informar sobre planejamentos gerais de outros servidores e garantir que a máquina esteja dentro de todos os parâmetros para que o tratamento seja o mais eficaz possível.

Além de toda revisão bibliográfica em física, esta monografia possibilitou o aprendizado sobre a área de física médica e a experiência prática de como são os serviços destes profissionais. Além de ter possibilitado o aprendizado sobre programação web, que envolve diversas sintaxes e muitos desafios.

Referências

- ARAUJO, L. C. *Modelo Canônico de Trabalho Acadêmico com abnTeX2*. [S.l.], 2015. Disponível em: <<http://www.abntex.net.br/>>. Citado na página 22.
- BIZETTO, C. A. *Caracterização das propriedades dosimétricas de diodos de silício empregados em radioterapia com feixe de fótons*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 57.
- BOGART JEFFREY A.; GUNDERSON, L. L. T. J. E. *Clinical Radiation Oncology, 4e*. Fourth edition. [S.l.]: Elsevier, 2016. ISBN 0323240984,978-0-323-24098-7,9780323370189,0323370187. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 56.
- BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE; INCA. *TEC DOC-1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. protocolo de controle de qualidade*. [S.l.]: Rio de Janeiro, RJ. Brasil, 2000. Citado na página 20.
- BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN. *Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia*. [S.l.], Agosto de 2021. Norma CNEN NN 6.10 Resolução CNEN 277/21. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/normas.asp?grupo=3>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 21, 61 e 62.
- BRASIL; MINISTÉRIO DA CIÊNCIA E TECNOLOGIA; CNEN. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. [S.l.], Março de 2014. Norma CNEN NN 3.01 Resolução 164/14 Março de 2014. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/normas.asp?grupo=3>>. Citado 4 vezes nas páginas 9, 19, 21 e 45.
- BREHM, J. J.; MULLIN, W. J. *Introduction To The Structure Of Matter A Course In Modern Physics*. 1. ed. [S.l.]: John Wiley Sons, Inc., 1989. ISBN 047160531X. Citado 7 vezes nas páginas 11, 21, 31, 32, 33, 34 e 37.
- EISBERG ROBERT; RESNICK, R. *Física Quântica - Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas*. 1. ed. [S.l.]: Campus, 1979. ISBN 8570013094, 9788570013095. Citado na página 21.
- KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 12, 21 e 65.
- KLEIN, E. E. et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 36, n. 9Part1, p. 4197–4212, 2009. Citado 6 vezes nas páginas 9, 12, 20, 21, 68 e 69.
- LIMA, C. R. A. *Propiedades Corpusculares da Radiação*. UFJF, 2014. Disponível em: <https://www.ufjf.br/carlos_lima/ensino/notas-de-aula/fisica-moderna-2/>. Citado na página 38.
- MEYERHOF, W. E. *Elements of nuclear physics*. [S.l.]: Mcgraw-Hill (Tx), 1967. ISBN 0070417458,9780070417458. Citado 4 vezes nas páginas 21, 39, 43 e 44.

- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. *Física das radiações*. [S.l.]: Oficina de Textos, 2010. ISBN 9788579750052. Citado 17 vezes nas páginas 15, 21, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 35, 36, 40, 43, 45, 46 e 53.
- PEREZ, C.; BRADY, L. Principles and practice of radiation oncology. *Journal of Pediatric Hematology/Oncology*, LWW, v. 21, n. 6, p. 560, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 61.
- PODGORSK, I. A. E. A. E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers And Students*. [S.l.]: International Atomic Energy Agency, 2005. ISBN 9201073046,9789201073044. Citado 13 vezes nas páginas 11, 12, 21, 39, 47, 49, 51, 52, 53, 54, 55, 56 e 58.
- TAUHATA, L.; SALATI, P.; PRINZIO, A. D. *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. CBPF, 2003. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=YVv3cQAACAAJ>>. Citado 9 vezes nas páginas 11, 12, 21, 24, 25, 26, 30, 40 e 58.
- TAYLOR, J. R. *Introdução à análise de erros: o estudo de incertezas em medições físicas*. [S.l.]: Bookman Editora, 2009. Citado na página 53.