

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DO PIAUÍ-IFPI
CAMPUS PARNAÍBA**

FRANCISCO JOSÉ SALVINO ROCHA

**A UTILIZAÇÃO DE RAIOS X EM DIAGNÓSTICO POR
IMAGEM**

**PARNAÍBA-PI
2018**

FRANCISCO JOSÉ SALVINO ROCHA

A UTILIZAÇÃO DE RAIOS X EM DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Trabalho de Conclusão de Curso (monografia) apresentado ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí, como parte dos requisitos necessários para a conclusão do curso de Licenciatura Plena em Física.

Orientador: Prof. Msc. Marcos Antonio Matos Souza

Parnaíba-PI
2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Sistema de Bibliotecas

Gerada automaticamente com dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Rocha, Francisco José Salvino

R672u A utilização de raios X em diagnóstico por imagem / Francisco José Salvino Rocha-2018.

64 f. : il. color.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí, Campus Parnaíba, Licenciatura em Física, 2018.

Orientador : Prof Me. Marcos Antonio Matos Souza.

1. Raios X. 2. Imagem radiográfica. 3. Diagnosticar doenças. I.Título.

CDD 530

A UTILIZAÇÃO DE RAIOS X EM DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

FRANCISCO JOSÉ SALVINO ROCHA

Aprovado em ____/____/____

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado junto ao Curso de Licenciatura em Física do
IFPI/*Campus* Parnaíba, aprovado pela Banca Examinadora:

Prof.MSc. Marcos Antonio Matos Souza - (Orientador) - Presidente
IFPI/ *Campus* Parnaíba-PI

Prof.MSc. Alexandro das Chagas de Sousa Nascimento- Examinador
IFPI/*Campus* Parnaíba-PI

Médica Esp. Raizza Pinheiro Luz - Examinadora
IFPI/*Campus* Parnaíba-PI

Parnaíba-PI
2018

Dedico esta monografia a todos os meus familiares, a todos os meus amigos e a Deus por me presentear com tudo que necessito para ser uma pessoa feliz.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por está comigo em todos momentos de minha vida. Aos meus pais Raimundo Rocha e Luzia Salvino por acreditarem em mim e por nunca deixar nada me faltar, tanto ao que se refere às coisas materiais como sentimentais. Aos meus irmãos Paulo Eudes e Francilene Rocha.

A todos os professores do IFPI, especialmente ao professor Marcos Souza por me acompanhar durante todo esse processo, sou imensamente grato por tudo que você fez por mim. Aos professores Venâncio de Deus Leão, Alexandro Nascimento, Bruno Sombra, Itamar Vieira, Jeová Calisto, Diego Prudêncio, Janete César, Vilma, Roselany Torres. Sou grato por todo o aprendizado que vocês proporcionaram. Muito obrigado.

Aos meus amigos de infância: Rafael Monteiro, Emanuel Souza e Rafaela Monteiro. Aos meus amigos e amigas do curso de Física: Heryson Carvalho, Damião Costa, Samantha Rocha, Emanuel Felipe, Raynara Fonseca, Bruna Reis, Maria Cardoso, Jailda Costa, Ociel Ferreira, João Vitor Marques, Everton Lins, Francisco Angelo, Rafael Magalhães, Alberto Sena, Sther, Gabriela de Assis Araújo, Charliane Melo, Renata Yarima, Vinícios, Aline e Daniele.

Aos meus amigos e amigas do curso de Química: Nielson Furtado, Michele Brito, Angelina Aguiar, Naiane Sousa, Pillar Vieira, Nathany Carvalho, Felipe Santos, Fernando (Kenay), Luciane Pereira e Tomaz Xavier.

Às minhas amigas de outras áreas Geórgia Braga, Fátima Veras, Larissa Veras e Pâmela Reis.

Para finalizar, Gostaria de agradecer a toda equipe das Clínicas SOS Trauma, Sorriso e Diagnóstico da cidade de Parnaíba, por terem cedido imagens dos equipamentos, especialmente aos técnicos radiologistas por terem prestado gentilmente informações a respeito dos procedimentos radiológicos de maneira eficiente e satisfatória.

“Nada na vida deve ser temido, somente compreendido. Agora é hora de compreender mais para temer menos”.

Marie Curie

RESUMO

A descoberta dos raios X representou o marco inicial na evolução dos conhecimentos científicos, conduziu a descoberta da radioatividade e a sondagem do átomo. A partir desses conhecimentos somados com os de outras ciências como: Química e Biologia, surgiram novos métodos de tratar e diagnosticar doenças, proporcionando a cura de enfermidades tidas anteriormente como incuráveis e a verificação de partes anatômicas localizadas no interior do corpo humano, nunca antes exploradas, de modo não invasivo, deixando de lado as dolorosas cirurgias exploratórias. Os raios X têm grande aplicabilidade na medicina desde sua descoberta, sendo a radiação mais usada na área da saúde. Devido sua grande importância, a imagem radiográfica sofreu muitas mudanças, no entanto o princípio físico ainda é o mesmo. Os aparelhos de raios X foram aprimorados a partir do estudo dos efeitos causados pela interação da radiação ionizante com tecidos biológicos. Apesar do enorme desenvolvimento de novas técnicas de diagnóstico por imagem, a produção de raios X para a formação de imagem nunca perdeu seu espaço nas práticas clínicas. Durante a realização da pesquisa visitou-se o setor de raios X em três diferentes clínicas da cidade de Parnaíba, com o intuito de adquirir conhecimentos práticos na área de radiologia, nestas visitas foram observadas as salas de raios X, onde são feitas radiografias computadorizadas das diferentes partes anatômicas; salas de exames mamográficos e salas de exames odontológicos. O objetivo deste trabalho é explorar e analisar de forma introdutória os princípios físicos envolvidos na formação de imagens radiográficas convencionais e computadorizadas para fins de diagnóstico.

Palavras-chave: Raios X. Imagem radiográfica. Diagnosticar doenças.

ABSTRACT

The discovery of the X-rays represented the initial mark in the evolution of the scientific knowledge, it led to the discovery of the radioactivity and the probing of the atom. From this knowledge together with other sciences such as: Chemistry and Biology, new methods of treating and diagnosing diseases have emerged, providing a cure for diseases considered incurable and the verification of anatomical parts located inside the human body, never before explored, in a noninvasive way, leaving aside the painful exploratory surgeries. X-rays have broad applicability in medicine since its discovery, being the most used radiation in the health area. Due to its great importance, the radiographic image has undergone many changes, nevertheless the physical principle is still the same. The X-ray apparatus has been improved from the study of the effects caused by the interaction of ionizing radiation with biological tissues. Despite the enormous development of new imaging techniques, the production of X-rays for imaging has never lost its place in clinical practice. During the research was visited the X-ray sector in three different clinics in the city of Parnaíba, with the purpose of acquiring practical knowledge in the area of radiology, in these visits were observed the X-ray rooms, where computerized radiographs of the different anatomical parts are made; mammographic examination rooms and dental examination rooms. The objective of this work is to explore and analyze in an introductory way the physical principles involved in the formation of conventional and computerized radiographic images for diagnostic purposes.

Keywords: X-rays: Radiographic image. Diagnose diseases.

Lista de Figuras

2.1	Onda Eletromagnética. Figura retida de Hewitt (2015).	16
2.2	Espectro Eletromagnético. Figura retirada de Hewitt (2015).	17
2.3	Símbolo internacional da radiação ionizante. Retirado de Tauhata (2013). . . .	18
2.4	Símbolo da radiação não-ionizante. Fonte: As radiações eletromagnéticas no ambiente doméstico. < http://www.forumdaconstrucao.com.br/conteudo.php?a=28&Cod=758 >. Acessado em: 19 mar. 2018.	19
3.1	Interação da radiação α com átomos. Adaptado de Heneine (1984).	21
3.2	Interação β^- com elétrons orbitais. Adaptado de Heneine (1984).	22
3.3	Representação do efeito de aniquilação. Adaptado de Heneine (1984).	22
3.4	Efeito Compton: Um fóton com energia $h\nu$ e momento $\vec{p}$, colide com um elétron livre. Após a colisão o fóton é espalhado com ângulo θ e energia $h'\nu'$. Adaptado de Zettili (2009).	24
4.1	Tubo de Crookes.	35
4.2	A incidência dos raios X numa mão projetando a sombra dos ossos em tela coberta com substância fluorescente. Fonte: As Gerações de Raios X < https://ednelsonpires.wordpress.com/as-geracoes-de-raios-x/ >. Acessado em: 9 mar. 2018. . . .	37
4.3	Radiografia de uma mão.	38
4.4	Esquema básico de um tubo de raios X. Figura retirada de Tauhata (2013). . . .	40
4.5	Um fóton de raios X é gerado quando um elétron de energia cinética K_0 passa próximo de um átomo do alvo. Figura tirada de Halliday e Resnick (2014). . . .	41
4.6	Espectro de Raios X. Figura tirada de Halliday e Resnick (2014).	43
4.7	Sala de Exame de Raios X. Foto cedida pela clínica S.O.S Trauma.	48
4.8	<i>Bucky</i>	51
4.9	Console de Operação ou Painel de Controle. Foto cedida pela clínica Diagnóstico. .	52
4.10	Colimador.	53

4.11 Cassete e Scanner CR.	55
4.12 Radiografia de um tórax feita em duas posições diferentes.	56
4.13 Mamógrafo.	58
4.14 Radiografia mamográfica. Imagem retida de Freitas et al. (2006).	58
4.15 Aparelho usado para realizar radiografias panorâmica e Telerradiografia. Foto cedida pela clínica Sorriso.	59
4.16 Radiografia panorâmica. Imagem retirada Sousa (2017).	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear.

RBE: Eficiência Biológica Radioativa.

CR: Radiologia Computadorizada.

AEC: Controle Automático de Exposição.

SI: Sistema Internacional de Medidas.

CNTP: Condições Normais de Temperatura e Pressão.

INCA Instituto Nacional de Câncer.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
2	TIPOS DE RADIAÇÃO	14
2.1	RADIAÇÃO CORPUSCULAR	14
2.2	RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA	15
2.3	RADIAÇÕES IONIZANTES E NÃO-IONIZANTES (OU EXCITANTES) . . .	17
2.3.1	Radiações ionizantes	17
2.3.2	Radiações não-ionizantes (ou excitantes)	19
3	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	20
3.1	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO CORPUSCULAR COM A MATÉRIA	20
3.1.1	Interação da radiação alfa com a matéria	21
3.1.2	Interação da radiação beta com a matéria	21
3.2	INTERAÇÃO DE RAIOS X COM A MATÉRIA	23
3.2.1	Efeito Compton	23
3.2.2	Atenuação	25
3.3	DOSIMETRIA	26
3.3.1	Dose de exposição	27
3.3.2	Dose absorvida	27
3.3.3	Kerma	28
3.3.4	Dose equivalente	29
3.4	EFEITO DAS RADIAÇÕES EM TECIDOS BIOLÓGICOS	29
3.4.1	Reações teciduais	30
3.4.2	Efeitos estocásticos	31
4	RAIOS X E RADIOGRAFIA	32
4.1	ANTECESSORES DA DESCOBERTA DOS RAIOS X	33

4.2	A DESCOBERTA DOS RAIOS X	36
4.3	PRODUÇÃO DE RAIOS X	39
4.3.1	Raios X de freamento	40
4.3.2	Raios X característicos	41
4.4	ATENUAÇÃO DE RAIOS X E FORMAÇÃO DE IMAGEM	43
4.4.1	Foco fino e foco grosso	44
4.4.2	Proteção radiológica	45
4.5	TIPOS DE RADIOGRAFIAS	47
4.5.1	Radiografia convencional	48
4.5.2	Grade antidifusora	49
4.5.3	Chassi	50
4.5.4	Telas intensificadoras (écrans)	50
4.5.5	<i>Bucky</i>	51
4.5.6	Console de operação	52
4.5.7	Colimador	52
4.5.8	Filme radiográfico	53
4.5.9	Revelação	53
4.6	RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA	54
4.6.1	Radiografia computadorizada indireta	54
4.6.2	Radiografia computadorizada direta	56
4.6.3	Mamografia	56
4.6.4	Radiografia odontológica	58
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	60
	Referências Bibliográficas	62

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X possibilitou um avanço gigantesco na área médica e odontológica, tanto no que diz respeito ao diagnóstico por imagem quanto ao tratamento de doenças, tendo sua maior aplicabilidade nessa área; embora, seja utilizado com muito sucesso em outras áreas como na indústria, por exemplo. Desde a descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895, que as técnicas de formação de imagens radiográfica vêm ganhando seu espaço em diagnósticos clínicos. Atualmente a imagem radiográfica é um método de diagnóstico presente na área da saúde de todos os países. Esse procedimento de análise clínica possibilita a diferenciação de várias partes anatômicas do corpo humano, o que justifica seu crescente desenvolvimento e aperfeiçoamento.

A física envolvida na produção de raios X para a formação de imagem radiográfica abrange tópicos como: Eletromagnetismo, radiação ionizante e não-ionizante, radiação eletromagnética e interação da radiação com a matéria.

Os estudos relacionados com a Física das Radiações juntamente com a Radioatividade, possuem grande relevância para o entendimento da produção de raios X. Os conceitos físicos apresentados a partir desses estudos foram responsáveis pelo grande desenvolvimento e aperfeiçoamento de muitos procedimentos médicos tanto ao que se refere a formação de imagem para diagnóstico como em métodos usados na cura de algumas doenças.

Para compreender como uma imagem radiográfica é formada precisamos conhecer os efeitos causados pela interação da radiação com a matéria, sendo esta de suma importância para o estudo da radiologia. A interação da radiação com a matéria se constitui como a base da formação de uma imagem radiográfica, além de possibilitar as medidas que garantem a quantidade adequada de radiação que um paciente pode receber em um exame.

Capítulo 2

TIPOS DE RADIAÇÃO

Nesse capítulo são abordados os princípios físicos relacionados à Física das Radiações, destacando a lei do decaimento radiativo e dando ênfase aos tipos de decaimento nuclear.

A Radiação é uma forma de energia que se propaga a partir de uma fonte emissora através de qualquer meio, sendo esta uma energia em trânsito (energia de movimento) que não se pode armazenar. A radiação pode se apresentar na forma de partículas atômicas ou subatômica e como onda eletromagnética (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). As radiações podem ser originadas por processos de decaimentos, por ajuste do núcleo ou pela própria interação da radiação com a matéria.

A grande maioria dos átomos encontrados na natureza ou produzidos artificialmente em laboratório são estáveis, no entanto cerca de 1% dos átomos descobertos até os dias atuais são instáveis. Foi observado que os átomos com número atômico maior que 82 (chumbo) são capazes de emitir radiação. Essas radiações emitidas pelo núcleo de um átomo instável na busca por estabilidade são divididas em três tipos diferentes e nomeados com as três primeiras letras do alfabeto grego: alfa (α), beta (β) e gama (γ) (HEWITT, 2015). As radiações encontradas na natureza são classificadas como: radiação corpuscular e radiação eletromagnética.

2.1 RADIAÇÃO CORPUSCULAR

A radiação corpuscular é constituída por partículas atômicas ou subatômicas com massa. Tais como elétrons, prótons, nêutrons, partículas alfa (α), beta (β) etc., as partículas α são formadas pela união de dois prótons e dois nêutrons (núcleo do gás hélio), e as partículas β são formadas por um elétron β^- ou por um pósitron β^+ , estas partículas são emitidas por núcleos

atômicos instáveis (HENEINE, 1984). A radiação corpuscular, por possuir massa, tem a capacidade de transferir energia de uma partícula a outra por meio de colisões. Uma partícula com elevada energia cinética é capaz de retirar um elétron de órbita em uma colisão, causando ionização no átomo atingido.

As partículas α são muito maiores e mais massivas que as β , portanto transferem maior quantidade de energia em uma colisão e têm maior capacidade de ionizar o meio atingido (CASTRO JÚNIOR, 2008).

2.2 RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA

São ondas formadas pela sobreposição de um campo elétrico e um campo magnético oscilantes e perpendiculares entre si (figura 2.1), mantendo-se sempre em perfeito equilíbrio com velocidades de propagação no vácuo igual a velocidade da luz¹. As radiações eletromagnéticas são observadas constantemente em todos os ambientes explorados pelo homem, as mais comuns para a maioria das pessoas são as emitidas pelo Sol, estrelas e máquinas de raios X. Em 1861 o cientista James Clerk Maxwell mostrou que um raio luminoso é simplesmente a propagação de campos elétricos e magnéticos, a partir daí pôde-se constatar que a ótica estava inserida no contexto dos fenômenos eletromagnéticos (NUSSENZVEIG, 2003). Nessa época se conhecia apenas três tipos de ondas eletromagnéticas: luz visível, raios infravermelho e ultravioleta.

Com a descoberta de outras ondas eletromagnéticas foi criado um espectro eletromagnético, com o intuito de localizar as diferentes ondas conhecidas por meio de características como: frequência e comprimento de onda. O espectro eletromagnético possui uma faixa com ondas de menor frequências que vai aumentando do lado esquerdo para o direito e o comprimento de onda faz um caminho inverso, diminuindo da esquerda para a direita. As várias faixas tanto do comprimento de onda quanto da frequência associada a uma onda podem ser observadas no espectro eletromagnético da figura 2.2, onde cada faixa representa uma variação de frequência de 10^2 (HALLIDAY; RESNICK, 2012).

¹Aproximadamente igual $3 \times 10^8 m/s$.

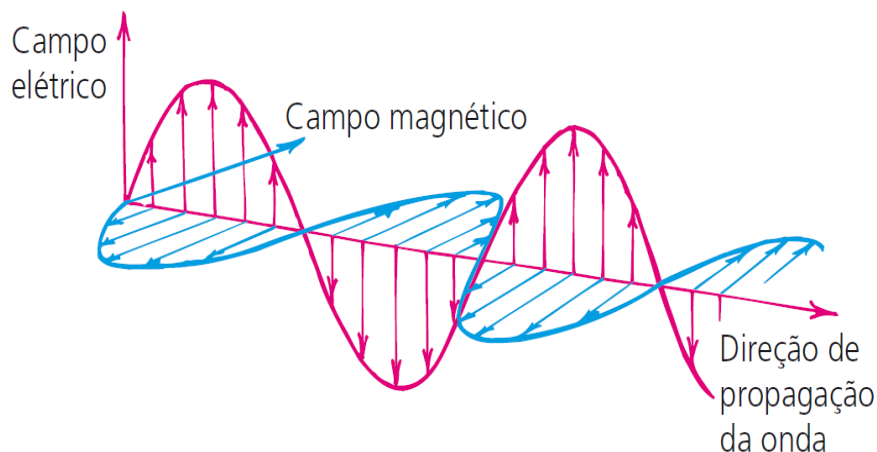


Figura 2.1. Onda Eletromagnética. Figura retida de Hewitt (2015).

As ondas eletromagnéticas são definidas pelo comprimento de onda e pela frequência. A frequência de uma onda é proporcional a energia transportada, quanto maior a frequência, maior será a energia transportada pela onda e por outro lado, terá um comprimento de onda menor. Dessa forma pode-se diferenciar a energia contida em um fóton de luz visível de um fóton de raios X. A luz visível possui um comprimento de onda maior que os raios X, em contrapartida a frequência e a energia são menores (CASTRO JÚNIOR, 2008).

A radiação eletromagnética pode ser encontrada apenas em múltiplos inteiros de uma quantidade elementar associada às ondas eletromagnéticas chamada de quantum ou fóton, também conhecida como pequenos "pacotes" de energia capaz de transportar radiação eletromagnética. Portanto, a energia associada a uma onda eletromagnética é quantizada.

A energia de um fóton é representada pela relação:

$$E = h\nu. \quad (2.1)$$

Onde E é a energia do fóton, h e ν representam respectivamente, a constante de Planck e a frequência da onda eletromagnética.

A equação 2.1 representa a menor quantidade de energia associada a uma onda eletromagnética, ou seja, a menor unidade de energia inteira de uma onda eletromagnética, a energia de apenas um fóton. Os átomos de um corpo podem emitir ou absorver fótons, quando um fóton é absorvido por um átomo, a energia do fóton é transferida para o átomo e o fóton é aniquilado. Por outro lado, um fóton pode ser criado quando um átomo se encontra no estado excitado, com o excesso de energia, que por sua vez irá emitir esse excesso na forma de onda eletromagnética (fóton) (HALLIDAY; RESNICK, 2012).

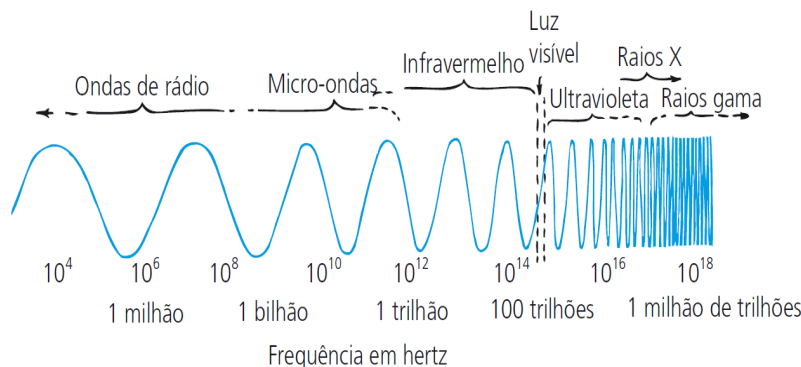


Figura 2.2. Espectro Eletromagnético. Figura retirada de Hewitt (2015).

2.3 RADIAÇÕES IONIZANTES E NÃO-IONIZANTES (OU EXCITANTES)

As radiações de um modo geral (tanto as corpusculares como as eletromagnéticas) podem ser classificadas como ionizantes ou excitante. Essa diferenciação é feita tendo em vista a quantidade de energia de cada radiação.

2.3.1 Radiações ionizantes

As radiações ionizantes têm a capacidade de "arrancar" elétrons de átomos e moléculas, um vez que, transportam uma grande quantidade de energia, sendo capaz de superar a força elétrica entre o núcleo do átomo e o elétron de uma órbita (ou camada). Quando isso acontece um elétron é ejetado e o átomo fica ionizado, com excesso de prótons, ficando carregado positivamente, esse processo é conhecido como formação de par iônico. O átomo com carga positiva é o par iônico positivo e o elétron ejetado é o par iônico negativo.

Os elétrons estão distribuídos em várias camadas e cada camada comportando energia diferente, como sugere o modelo de Bohr. Os elétrons que estão mais próximo do núcleo estão ligados por forças mais intensas e a medida que estes se encontram mais distantes do núcleo a força vai se tornando cada vez menos intensa.

As radiações ionizantes são capazes de arrancar qualquer elétron do átomo, no entanto precisará de maior quantidade de energia para ejetar os que estão mais próximos do núcleo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As partículas alfa, beta (pósitron e elétron) e gama são ionizantes, estas partículas carregadas possuem energia suficiente para ionizar átomos e moléculas em determinados meios e

saem ionizando os que estão em sua trajetória até perder a energia capaz de ionizar. As radiações gama e os raios X são as únicas ondas eletromagnéticas capaz de ionizar átomos e moléculas. Estas são as mais energética do espectro eletromagnético, como pode ser observado na figura 2.2.

As ondas eletromagnéticas interagem com átomos por meio de seus fótons. Os fótons de raios X e das radiações gama podem perder toda ou quase toda sua energia numa única colisão com átomos, e a partir daí elétrons são ejetados e seguem ionizando os átomos que estão no caminho até pararem.

Os fótons interagem com os elétrons como já foi dito antes, mas há muitas situações em que estes não interagem com a matéria e até onde se sabe, não há um meio de bloquear todos os fóton, este fato deixa claro à necessidade de proteção radiológica (OKUNO, 2013).

A figura que simboliza internacionalmente a radiação chama-se Trifólio, sendo este o mesmo nome dado ao trevo de três folhas. O círculo central simboliza a fonte emissora de radiação e as três pás representam a emissão radioativa emitidas por essas fontes. Paul Frame² menciona que as pás representam as radiações nucleares: alfa, beta e gama (figura 2.3).

Este símbolo é usado para alertar às pessoas dos perigos causados pelas as radiações ionizantes .



Figura 2.3. Símbolo internacional da radiação ionizante. Retirado de Tauhata (2013).

Existem normas específicas para utilizar o símbolo em alguns locais em que a presença das pessoas é controlada, como por exemplo, em salas de exames de raios X.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) menciona que o símbolo é usado apenas para alertar às pessoas a respeito de possíveis radiações ionizantes acima dos níveis do recomendado e não para ser temido (TAUHATA et al., 2013).

²Físico americano da Universidade de Michigan, que por vários anos estudou a origem do símbolo da radiação ionizante.

2.3.2 Radiações não-ionizantes (ou excitantes)

São radiações que ao interagir com um átomo provoca apenas uma mudança na órbita de um elétron, logo depois, o átomo volta para seu estado normal. A energia de uma radiação não-ionizante é insuficiente para arrancar um elétron de uma camada, estas causam apenas uma excitação momentânea no átomo, por isso também são chamadas de Radiações Excitantes. Estas possuem comprimentos de onda grandes e frequências pequenas (menores que $3 \times 10^{15} Hz$). Como exemplo de radiações não-ionizantes pode-se citar: o infravermelho, luz visível, ultravioleta, micro-ondas, ondas de rádio e Tv. Estas podem ser observadas no espectro eletromagnético da figura 2.2.

Apesar de transportar pequenas quantidades de energias, as radiações não-ionizantes podem ser prejudiciais a saúde como é o caso da radiação ultravioleta (CASTRO JÚNIOR, 2008).

As radiações não-ionizantes também podem ser representadas pelo símbolo da figura 2.4.



Figura 2.4. Símbolo da radiação não-ionizante. Fonte: As radiações eletromagnéticas no ambiente doméstico. <<http://www.forumdaconstrucao.com.br/conteudo.php?a=28& Cod=758>>. Acessado em: 19 mar. 2018.

Capítulo 3

INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Nesse capítulo será estudada a interação da radiação com a matéria, a qual acontece quando esta encontra em seu caminho um átomo após ser emitida de uma fonte. Conhecer essas interações é de suma importância para entender como uma imagem radiográfica é formada e a quantidade de radiação que um paciente pode receber. Uma das características mais importantes da radiação é que ela possui energia e ao interagir com a matéria ocorre transferência dessa energia, podendo provocar ionização e/ou excitação dos átomos e moléculas, sendo capaz de modificar a estrutura eletrônica dos mesmos.

3.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO CORPUSCULAR COM A MATÉRIA

A interação da radiação com a matéria depende de vários fatores como: o tipo de radiação, a energia que será emitida e as propriedades do material. Em geral, a matéria absorve radiação e fica ionizada. As propriedades da matéria são responsáveis pelos desvios no caminho natural das reações bioquímicas em seres vivos, podendo causar danos biológicos diversos. As radiações corpusculares, como as emissões de partículas α e β , transferem sua energia por colisão, e por possuírem carga elétrica, interagem com elétrons e prótons dos átomos (OKUNO, 2013).

3.1.1 Interação da radiação alfa com a matéria

As partículas α , ao se aproximarem das órbitas de um átomo arrancam elétrons por atração. Essas partículas possuem carga elétrica $+2e$ e são emitidas com alta energia cinética, sendo capazes de deixar uma grande quantidade de átomos e moléculas ionizados por onde passam. No final de sua trajetória, ela se acomoda com dois elétrons e se torna um átomo de Hélio (HENEINE, 1984).

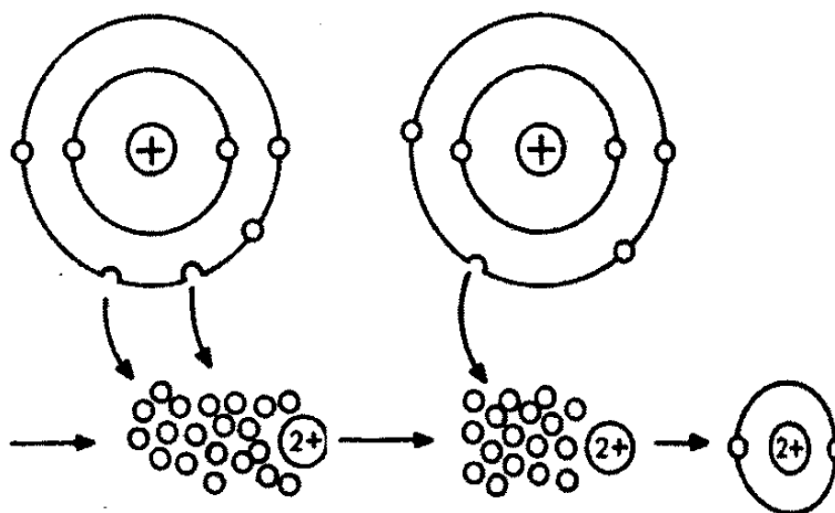


Figura 3.1. Interação da radiação α com átomos. Adaptado de Heneine (1984).

3.1.2 Interação da radiação beta com a matéria

As interações acontecem de três formas básicas: repulsão de elétrons, aniquilação e radiação de frenagem.

Na repulsão de elétrons as partículas β^- ionizam átomos e moléculas ao interagir com os elétrons dos orbitais, expulsando-os de suas órbitas, a repulsão acontece porque tanto os elétrons como as partículas β^- possuem cargas de mesmo sinal. Outro fato que colabora para a retirada dos elétrons orbitais é a energia cinética que essas partículas possuem, no entanto, quando os elétrons perdem energia cinética, acabam se encaixando em outras órbitas vazias. A trajetória da partícula β^- possui muitos desvios por causa das colisões com elétrons dos orbitais (PERUZZO, 2012; HENEINE, 1984). Essa interação está representada na figura (3.2):

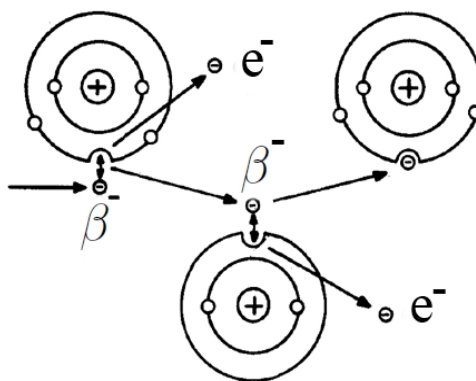


Figura 3.2. Interação β^- com elétrons orbitais. Adaptado de Heneine (1984).

A aniquilação acontece quando as partículas β^+ e β^- colidem entre si, transformando-se em radiação γ com energia característica de $0,51\text{MeV}$. Nesse fenômeno o momento é conservado e as radiações γ , resultado da colisão, saem com a mesma energia e em direções diferentes, como pode-se observar na figura (3.3)

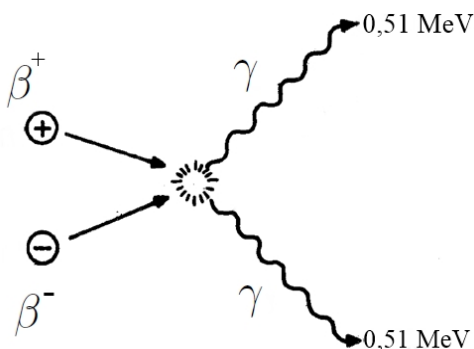


Figura 3.3. Representação do efeito de aniquilação. Adaptado de Heneine (1984).

Na radiação de frenagem as partículas β podem interagir com a matéria da mesma forma que os elétrons, quando um feixe de elétrons é acelerado com alta energia cinética (da ordem de quiloelétrons-volts) e colidem com um alvo de cobre, por exemplo, são emitidos fótons de raios X como resultado dessa interação. Já as partículas β^- , possuem energia cinética máxima de $1,71\text{MeV}$ e quando estas são bombardeadas em um alvo sólido, podem emitir radiação eletromagnética. Segundo Okuno e Yoshimura (2010, pag. 94), na interação da partícula β^- com corpo humano, o que interessa é a energia média $\langle E \rangle$, que vale de $0,3E_{\text{máx}}$ a $0,4E_{\text{máx}}$, a qual fornecerá a quantidade de energia depositada no corpo. Uma Partícula β^- , ao passar próximo de um átomo do alvo, perde um pouco de sua energia cinética por ser desacelerado pela interação com o núcleo; assim, a energia perdida é liberada como um fóton de raios X (EISBERG; RESNICK, 1979). Esse fenômeno será discutido com mais detalhes no capítulo 4.

3.2 INTERAÇÃO DE RAIOS X COM A MATÉRIA

3.2.1 Efeito Compton

O Efeito Compton pode ser entendido como a transferência parcial da energia do fóton para o elétron com mudança na direção da trajetória do fóton incidente e redução de sua energia (CASTRO JÚNIOR, 2008). O físico americano Holly Arthur Compton confirmou em 1922 a previsão proposta por Einstein em 1916 de que os fótons possuem energia e momento linear, confirmando assim a natureza corpuscular da radiação eletromagnética. O experimento realizado por Compton consiste na incidência de um feixe de raios X com comprimento de onda λ num alvo de grafite. A intensidade dos raios X espalhados foram medidos em função do comprimento de onda para vários ângulos de espalhamento. Ele observou que a mudança do comprimento de onda dependia apenas do ângulo de espalhamento. Embora o feixe de raios X incidente seja constituído por apenas um comprimento de onda λ , os raios X espalhados possuíam um comprimento de onda idêntico ao incidente, e um outro λ' menor que este por uma quantidade $\Delta\lambda$, contradizendo a teoria eletromagnética clássica; que segundo Young e Freedman (2008) era fundamentada na afirmação de que uma onda espalhada possuía sempre o mesmo comprimento de onda da luz incidente. Portanto, no caso clássico, a onda espalhada deveria ter o mesmo comprimento de onda e frequência da onda incidente.

O experimento feito por Compton consiste na colisão de um fóton do feixe com um elétron livre¹ que se encontra em repouso no material. O elétron ejetado adquire energia cinética devido à colisão (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Compton descreveu a colisão do fóton com o elétron como sendo semelhante às colisões elásticas clássicas, no entanto formalizada com leis que obedeciam à cinética relativística para manterem a conservação do momento linear descrita pela equação de De Broglie $p = \frac{h}{\lambda}$, e para conservação da energia utiliza-se a equação relativística $E^2 = p^2c^2 + m_e^2c^4$, estas equações se fazem necessárias uma vez que o fóton tem a velocidade da luz, sendo, portanto, sempre associado a fenômenos relativísticos e o elétron dessa colisão pode ser tratado da mesma forma. Nessa colisão a energia de radiação do fóton é superior a que seria necessária para ejetar um elétron, portanto, o excesso de energia vai se distribuindo por outros elétrons que são liberados das órbitas (HOLLAUER, 2007).

¹Um elétron na última camada eletrônica pode ser considerado um elétron livre por estar fracamente ligada ao núcleo por forças elétricas e por este ter uma velocidade muito menor que a do fóton incidente, com baixa energia de ligação ao núcleo.

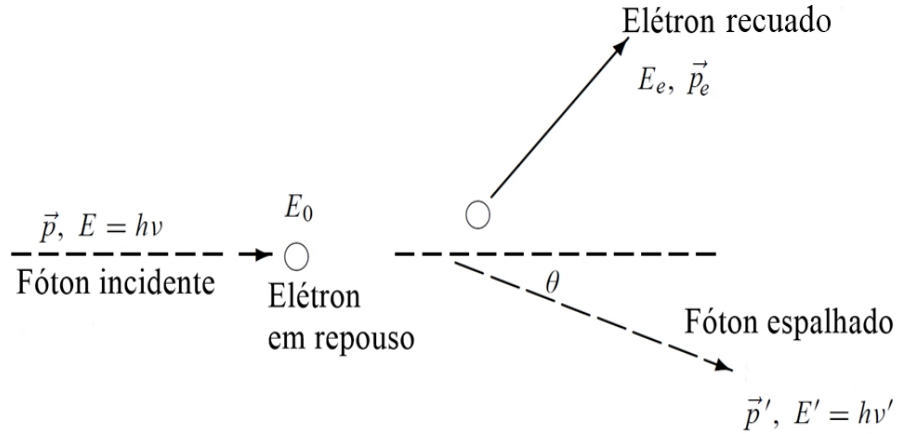


Figura 3.4. Efeito Compton: Um fóton com energia $h\nu$ e momento $\vec{p}$, colide com um elétron livre. Após a colisão o fóton é espalhado com ângulo θ e energia $h'\nu'$. Adaptado de Zettili (2009).

Pode-se representar o fóton e o elétron (em repouso) antes da colisão, respectivamente, por γ e e ; após o contato será representado por γ' e e' respectivamente. O fóton incidente desaparece após a colisão, fornecendo parte de sua energia E_γ e momento linear $\vec{p}$ para o elétron, que recua devido o impacto. Após a colisão, a parte restante da energia fica com o novo fóton espalhado, possuindo a partir desse instante uma energia menor, $E_{\gamma'}$, uma frequência menor, $\nu_{\gamma'}$, e um maior comprimento de onda, λ' . A relação abaixo representa essa situação de forma bem simples.

$$\gamma + e \rightarrow \gamma' + e'. \quad (3.1)$$

Usando a conservação do momento e da energia chega-se a equação de Compton,

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta). \quad (3.2)$$

Observa-se na equação de Compton (3.2), que a variação do comprimento de onda $\Delta\lambda$ depende unicamente do ângulo (ângulo de espalhamento do fóton) e não do comprimento de onda inicial λ e nem do material do alvo. Experiências posteriores constataram que o elétron atingido nessa colisão aparecia simultaneamente com o raio X espalhado, comprovando quantitativamente a previsão feita para a energia e a direção do espalhamento. É importante destacar que no Efeito Compton o fóton incidente ioniza o átomo do alvo, ejetando um elétron de fraca ligação com núcleo, ocasionando um espelhamento, fazendo com que o fóton não seja absorvido por completo na colisão. Substituindo os valores das constantes na equação 3.2, pode-se observar que a variação do comprimento de onda $\Delta\lambda$ assume valores que vão de 0 (para $\theta = 0^\circ$) a $0,049\text{\AA}$

(para $\theta = 180^\circ$). O primeiro valor acontece quando o fóton incidente praticamente não é desviado, já no segundo ocorre quando a colisão entre o fóton e o elétron é de frente, e como resultado da colisão o fóton inverte o sentido de seu movimento (EISBERG, 1979).

3.2.2 Atenuação

Atenuação pode ser entendida como a diminuição que uma radiação sofre ao passar por um material devido ao espalhamento e absorção dos fótons com os átomos do meio, sendo geralmente resultado dos mecanismos de interação como por exemplo, o efeito fotoelétrico², efeito Compton e formação de pares³. Segundo Castro Júnior (2008), esse efeito é a base para a uma formação de imagem radiológica e para radioproteção. Quando um feixe de elétrons incide sobre a matéria, uma parte é espalhada (efeito Compton), outra é absorvida (efeito fotoelétrico) e, por fim, temos uma quantidade que não interage. As intensidades espalhadas e absorvidas são responsáveis pela atenuação. Podemos relacionar essas intensidades na relação da seguinte forma:

$$I_0 = I_e + I_a + I_t. \quad (3.3)$$

Em que I_0 é a intensidade incidente, I_e é a intensidade espalhada, I_a é a intensidade absorvida I_t é a intensidade transmitida.

A intensidade do número de fótons monoenergéticos incidentes na matéria decrescem proporcionalmente com a espessura do material que será atravessado, como podemos observar na seguinte relação:

$$dI \propto -I dx, \quad (3.4)$$

tornando a equação (3.4) uma igualdade, precisaremos de uma constante de ajuste que representaremos por μ . Portanto temos:

$$dI = -\mu I dx, \quad (3.5)$$

a equação acima pode ser organizada e resolvida por simples integração, onde teremos:

$$I = I_0 e^{-\mu x}. \quad (3.6)$$

Em que I_0 é a intensidade incidente, μ é o coeficiente de atenuação linear e x é a espessura do

²Emissão de elétrons em uma superfície metálica devido à incidência de radiação eletromagnética.

³Processo inverso da aniquilação, em que a radiação γ , ao se aproximar de um núcleo, interage e se transforma em um par β^+ e β^- .

material. Segundo Okuno e Yoshimura (2010), o coeficiente linear (μ) irá representar o comportamento da atenuação com os elementos constituintes do material e com a energia do fóton, e o fator de atenuação $e^{-\mu x}$ nos mostra a quantidade dos fótons do feixe que não interagem com o material.

A atenuação refere-se à redução na intensidade de um feixe de raios X quando estes atravessam um dado meio, e deve-se ao espalhamento e à absorção que resulta da interação dos fótons (principalmente as interações Fotoelétrica, Compton e Formação de Pares) com os átomos do meio. O coeficiente de atenuação linear varia de acordo com os átomos formadores do material que irão absorver os fótons incidentes, em que este será igual à soma dos coeficientes de cada tipo de interação da radiação com a matéria, como mostra a equação abaixo:

$$\mu = \sigma + \tau + k. \quad (3.7)$$

No qual, σ representa o coeficiente de atenuação linear do efeito Compton, τ o coeficiente de atenuação linear do efeito fotoelétrico e k o coeficiente linear da formação de pares. Quando dividimos os lados direito e esquerdo da equação (3.7) pela densidade do absorvedor ρ , temos o coeficiente maciço de atenuação como mostra a equação abaixo:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{k}{\rho}. \quad (3.8)$$

3.3 DOSIMETRIA

Dosimetria é o estudo da quantidade de radiação que um determinado corpo ou sistema recebe após sua exposição em um feixe de fótons, levando em consideração o tempo de exposição e a quantidade de radiação absorvida pelos átomos do material em questão. Esse estudo é de suma importância na área da radiologia, pois permite avaliar a quantidade de dose de raios X adequada para cada área do corpo de um paciente sem comprometer a qualidade da imagem radiológica e com menores riscos à saúde dos mesmos. Para tanto, algumas unidades são necessárias para definir as propriedades e os efeitos das radiações em dose absorvidas.

3.3.1 Dose de exposição

A medida da capacidade de fótons ionizarem o ar pode ser calculada por uma grandeza chamada de Exposição, representada por X . Essa foi a primeira grandeza relacionada com a radiação, introduzida em 1928, no segundo congresso internacional de Radiologia⁴, em que é possível caracterizar um feixe de fótons de alta energia e medir uma certa quantidade de cargas de mesmo sinal produzidas no ar. A carga elétrica é resultado das interação dos efeitos fotoelétrico e Compton, no qual emitem uma partícula carregada, já as partículas pósitron e elétron, são emitidos na formação de pares iônicos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A definição de exposição pode ser representada pela equação:

$$X = \frac{d_Q}{d_m}. \quad (3.9)$$

Em que d_Q é o valor total em módulo da carga elétrica de mesmo sinal dos íons e d_m é um elemento de massa de um volume.

A unidade de Exposição foi mais definida como röntgen e representado por R , sendo a unidade no SI, o C/Kg . A equação (3.10) representa o valor exato entre essas duas unidades.

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} C/Kg_{ar}. \quad (3.10)$$

É importante saber que o material alvo é o ar atmosférico em condições padrão, ou seja, Condições Normais de Temperatura e Pressão (CNTP), a radiação na maioria das vezes será fótons de raios X ou gama, devido suas grandes quantidades de energia. A dose de exposição nunca será totalmente absorvida pelo material (HENEINE, 1984).

3.3.2 Dose absorvida

É a grandeza física responsável por medir a dose de radiação por unidade de massa que um corpo específico absorve, como por exemplo, uma determinada parte de uma paciente. Os efeitos da radiação são acumulativos, por isso, doses muito baixas podem ser perigosas se forem somadas com outras doses. Todavia, o grande perigo acontece quando a radiação atinge uma única célula específica causando sua morte ou simplesmente a perda sua funcionalidade. Essa grandeza pode ser visualizada a partir do quociente da energia média depositada por um feixe

⁴O segundo Congresso Internacional de Radiologia aconteceu na cidade de Estocolmo, capital da Suécia.

de fótons (dE_d) pela diferencial de massa de um corpo (dm). A equação (3.11) descreve essa relação, onde D representada a dose absorvida:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm}. \quad (3.11)$$

A Dose Absorvida de Radiação⁵ depende do tipo de material irradiado, sendo que os materiais mais densos com átomo de maior número atômico Z são melhores absorvedores. Podemos interpretar o RAD (rd) como a quantidade de radiação que transfere energia para os átomos do corpo irradiado, a equação abaixo relaciona essa grandeza com a energia e a massa:

$$1rd = 1 \times 10^{-2} \frac{J}{Kg}. \quad (3.12)$$

Mas no sistema internacional de medidas⁶ a unidade é o Gray⁷, as duas unidades podem se relacionar da seguinte forma:

$$1Gy = 100rd = 1 \frac{J}{Kg}. \quad (3.13)$$

3.3.3 Kerma

Uma outra grandeza muito útil para o entendimento de radiações é o Kerma (do *Kinetic Energy Released per unit of Mass*), esta se refere à transferência inicial de energia cedida à matéria por partículas sem carga, sendo representada pela equação abaixo e simbolizada por K .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}. \quad (3.14)$$

Onde dE_{tr} é a energia transmitida ao meio, igual à soma das energia cinética iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras (fótons ou nêutrons), em um elemento de massa dm num volume infinitesimal. Essa grandeza muitas vezes é confundida com Dose Absorvida por possuir a mesma unidade, embora sejam grandezas diferentes no que diz respeito à aplicação. A dose absorvida acontece ao longo da trajetória do elétron, diferentemente do Kerma que utiliza a energia do meio e acontece no ponto de interação do fóton (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

⁵Representada pela sigla Rad (do inglês *radiation absorbed dose*) e o símbolo rd.

⁶Representada pelo símbolo SI.

⁷Representa pelo o símbolo *Gy*.

3.3.4 Dose equivalente

Quando dois tipos de radiação emitem a mesma quantidade de energia a um corpo, os efeitos biológicos costumam ser diferentes, embora a quantidade de energia absorvida seja a mesma, por isso temos a necessidade de utilizar uma unidade para relacionar os efeitos biológicos causados por radiações de naturezas diferentes. Para comparar os danos causados por diferentes radiações usa-se um fator numérico chamado de "Eficiência Biológica Radioativa", abreviado por RBE (do inglês *Relative Biological Effectiveness*). A RBE é um fator numérico que permite a obtenção do efeito biológico multiplicando-o por uma dose absorvida, tanto em *Gy* como *rd*, com isso, somos capazes de relacionar os danos causados em tecidos biológicos por diferentes radiações, como os raios X, radiação gama, elétrons e etc. Alguns equipamentos emissores de radiação são calibrados para se obter o mesmo resultado levando em consideração a Eficiência Biológica Radioativa. A unidade padrão do sistema internacional de medidas (SI) é sievert (Sv), mas ainda existe outra unidade muito usada chamada de *rem*. Podemos relacionar essas duas unidades da seguinte forma:

$$1\text{Sv} = 100\text{rem}. \quad (3.15)$$

Com essas comparações, o Conselho Nacional de Proteção Radiológica pode advertir a população a respeito dos perigos que as pessoas correm ao se expor em excesso a radiações (HAL-LIDAY; RESNICK, 2014).

3.4 EFEITO DAS RADIAÇÕES EM TECIDOS BIOLÓGICOS

Quando uma radiação ionizante encontra em seu caminho um átomo de tecido biológico, deposita nele sua energia, modificando-o, como visto em capítulos anteriores, em que foram percorridos os tipos de interação com a matéria. Pouco tempo depois da descoberta dos raios X e da radioatividade, o uso das radiações ionizantes esteve presente na vida das pessoas como nunca tinha acontecido antes. Estas eram a solução para todos os problemas, sendo utilizada em produtos de beleza, alimentos, dentre outros; chegando até mesmo a invadir as cenas dos quadrinhos, em que personagens, após serem expostos à radiação, adquiriam poderes super-humanos. As radiações haviam se tornado moda, médicos tiravam radiografias do próprio crânio

apenas por curiosidade. O grande problema das situações aqui apresentadas é que em nenhum dos casos foi levado em consideração os efeitos nocivos das radiações, ou seja, não foi tomada nenhuma medida de segurança e os efeitos não desejados apareceram logo depois. Aos poucos ficou perceptível que a exposição às radiações causava efeitos nocivos no tecido biológico, tanto a curto prazo com a longo prazo. Os átomos dos tecidos estão unidos por forças elétricas formando moléculas. O nosso corpo é constituído por moléculas pequenas, e simples como as moléculas de água (H_2O), e por outras muito grandes e complexas como o DNA⁸. As radiações ionizantes são capazes de "arrancar" elétrons dos átomos formadores das moléculas, causando uma desestabilização que resulta na quebra das mesmas.

As causas dos efeitos das radiações ionizantes começaram a aparecer ainda com os próprios descobridores da radiação, por exemplo, Madame Curie, ficou doente por se expor demasiadamente às radiações, bem como outros que trabalhavam nessa área; mais tarde a população atribuiu a ela a ideia de perigo, em decorrência das bombas atômicas lançadas nas cidades de Hiroshima e Nagasaki, aos acidentes nucleares, como o de Chernobyl em abril de 1986, além do acidente de Goiânia com césio-137 no dia 29 de setembro de 1987; por causa dessas situações, o que era a solução para todos os males, passou a se tornar a causa de muita destruição, foi a partir daí que estudos a respeito dos efeitos biológicos passaram a ter uma grande importância e muitos métodos de proteção foram desenvolvidos para profissionais da área da radiologia. Os efeitos biológicos podem ser classificados em: Reações Teciduais e Efeitos Estocásticos, levando em consideração sua natureza (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; OKUNO, 2013).

3.4.1 Reações teciduais

Se referem aos danos causados por radiação em órgãos ou tecidos, capazes de gerar a morte de uma grande quantidade de células devido a doses muito altas. Esses casos são mais frequentes em acidentes ou em radioterapia, nas quais células sadias são irradiadas por estarem muito próximas do órgão que precisa de tratamento. Os efeitos em tecidos são proporcionais à dose utilizada, quanto maior a dose, mais grave e severo é o dano causado no tecido variando de queimadura leve até queimaduras com bolhas na pele, mas há um certo limiar de dose, onde o número de células danificadas abaixo deste é muito pequena, sendo praticamente desprezível e difícil de constatar se a célula foi realmente exposta à radiação ionizante. Desse modo, os efeitos prejudiciais surgem quando a dose absorvida ultrapassa esse limite, sendo superior às

⁸Ácido desoxirribonucleico.

doses recomendadas pelo sistema de proteção radiológica. As altas doses de radiação podem impossibilitar as células de se reproduzir, levando-as à morte (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

3.4.2 Efeitos estocásticos

São alterações que aparecem nas células normais causadas por quaisquer dose de radiação, tanto altas quanto baixas, sendo esta a principal diferença entre os efeitos estocásticos e as reações teciduais, no entanto, a probabilidade de ocorrência em células com a utilização de dose baixas é muito pequena. Os efeitos estocásticos são divididos em dois: efeitos cancerígenos e hereditários (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os Efeitos Cancerígenos ocorrem em células somáticas fazendo com que a pessoa que recebeu a radiação desenvolva câncer, sendo sempre tardio e sem limiar de dose para indução de dano no DNA que resulte em câncer, como consequência disso, até mesmo as doses de radiação ambiental podem causar câncer. Os órgãos mais sensíveis a desenvolver a doença por radiação são a tireoide infantil, mama feminina e medula óssea; os mais resistentes são os músculos e os tecidos conectivos. Em relação ao desenvolvimento de câncer embrionário, um estudo epidemiológico do tipo caso/controle em irradiações médicas evidencia o aumento de câncer infantil de todos os tipos e que, apesar dos estudos, realizados pouco se sabe para apresentar um resultado definitivo, no entanto, é prudente afirmar que desenvolver câncer devido a irradiação na fase intrauterina é semelhante ao caso de ser exposto à radiação nos primeiros anos de vida (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os Efeitos Hereditários acontecem nas células responsáveis pela reprodução, tendo como resultado mutação das células germinativas, podendo ser passada aos filhos da pessoa irradiada (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Capítulo 4

RAIOS X E RADIOGRAFIA

A descoberta dos raios X foi uma das maiores e mais importantes da história da Física, poucas descobertas científicas alcançaram tamanha significância para o desenvolvimento da humanidade. Esse acontecimento teve uma enorme repercussão, tanto na comunidade científica, como na sociedade de modo geral. Foi divulgado ao mundo todo poucos dias depois de acontecer e esteve presente nos principais meios de comunicação.

Um ano depois da descoberta, cerca de 50 livros e milhares de artigos já haviam sido publicados sobre essa descoberta. Logo após esse acontecimento, a maior aplicabilidade foi na Medicina, representando um avanço nunca antes alcançado nessa área. O uso dos raios X para diagnosticar doenças foi a primeira aplicação que veio à mente dos profissionais de saúde.

A primeira radiografia da história pode ter influenciado o seu uso, pois nesta os ossos da mão esquerda da Senhora Anna Bertha Ludwig Röntgen¹ podiam ser facilmente observados. Visto que, os conhecimentos científicos e tecnologias da época jamais tinham permitido a investigação da anatomia humana dessa forma, ainda por cima, de pessoas vivas. A própria Anna Bertha se surpreendeu ao ver a imagem de seus ossos, e chegou a dizer: "Eu vi minha morte".

Os estudos dos métodos de diagnóstico por imagem vêm possibilitando um crescente desenvolvimento de técnicas seguras na observação do interior do corpo humano, de modo não invasivo, substituindo as dolorosas cirurgias exploratórias, que eram feitas no passado como uma forma de examinar o interior do indivíduo. Nestas não se tinha nenhuma certeza do estado do organismo do mesmo. A aplicação dos raios X na medicina possibilitou o estudo das estruturas ósseas do corpo humano que não podiam antes ser observadas (MARTINS, 1998; MARTINS, 2005).

¹Esposa do descobridor dos raios X.

As técnicas de imagens radiográficas atuais só foram possíveis graças às pesquisas do físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen, que descobriu os raios X no final do século XIX. Essa grande façanha representou uma nova era para a Física e uma revolução no diagnóstico médico, que posteriormente seria usado também no tratamento de doenças, em uma técnica conhecida como radioterapia (PEREIRA, 2012). Além do uso na área médica, os raios X também estão presentes em outros meios, como no desenvolvimento de tecnologias aplicadas na mecânica, para observar pequenas falhas mecânicas na estrutura interna de máquinas pesadas. Nesse capítulo será apresentado o foco principal do trabalho: O estudo dos raios X na formação de imagens para fins de diagnóstico.

4.1 ANTECESSORES DA DESCOBERTA DOS RAIOS X

Os estudos que possibilitaram a descoberta dos raios X começaram no século XVIII, quando experiências com descargas elétricas em tubos de vidro contendo gás a baixa pressão, eram feitas, resultando em emissões de raios luminosos. O interior do tubo ficava iluminado e a cor dependia da natureza do gás. Esses estudos também foram de grande importância para se conhecer a estrutura da matéria e fornecer as condições necessárias para que os experimentos de J.J Thomson possibilitasse a descoberta do elétron. Esse fenômeno era resultado do processo de ionização das moléculas do gás ao colidirem com os elétrons, dependendo também do grau de vácuo atingido no interior do tubo, portanto para se obter esses resultados vários cientistas contribuíram, como Torricelli (1608-1647) e Robert Boyle (1627-1691) no desenvolvimento de bombas de vácuos e outros nos estudos da eletricidade como Benjamin Franklin (1706-1790), Michael Faraday (1791-1867) e outros (GONDIM, 2010).

A medida que os equipamentos capazes de desenvolver vácuo e os conhecimentos sobre corrente elétrica foram evoluindo, muitos cientistas passaram a estudar os efeitos luminosos no interior desses tubos com muita determinação e interesse. Faraday estudou descargas elétricas em gases submetidos a baixas pressões ainda em 1838, no entanto, se pode dizer que os primeiros trabalhos relevantes nesse sentido foram os estudos realizados pelo o físico alemão Johann Heinrich Geissler em 1854, no qual consistia em um tubo de descarga constituído de um vidro largo, fechado com extremidades metálicas ligadas a uma diferença de potencial (eletrodos circulares). Esse instrumento ficou conhecido como tubo de Geissler. Em seus trabalhos observou descargas elétricas no interior desses tubos, com gás sob baixa pressão (PEREIRA, 2012).

Outra contribuição importante foi dada pelo matemático e físico Julius Plücker (1801-1868), ao estudar a luminescência nos tubos de Geissler, observou que a luminosidade no interior do tubo diminuía à medida que o vácuo aumentava, no entanto, algo criava luminescência no próprio vidro. Ele fez uma modificação que permitiu a concentração de emissões de raios luminosos num capilar localizado no centro do tubo, ao passar uma corrente elétrica entre os dois eletrodos, observou a presença de uma luz que ia até a um ponto localizado na parede do vidro, próxima do eletrodo negativo, esse fenômeno é conhecido como fluorescência², esta por sua vez, sofria deflexão na presença de um campo magnético. Plücker foi o primeiro a observar as emissões luminosas, mas desconhecia suas propriedades, esse efeito seria chamado depois de raios catódicos por Goldstein, que também realizou alguns estudos no intuito de encontrar uma explicação (PIERES; DALY, 2011).

Em 1869, um aluno de Plücker chamado Johann Wilhelm Hittorf, repetiu as experiências feitas por ele, mas dessa vez com tubos de vácuo mais elevado. Utilizando um catodo (polo negativo) em forma de fio, observou que, quando algum objeto estava dentro do tubo surgia partes escuras no vidro, algo semelhante a uma sombra desenhava a forma do objeto, que era projetada na superfície do tubo. Ele concluiu que algo saía do catodo, propagando-se em linha reta, mas que poderia ser bloqueado por alguns objetos, posteriormente os nomeou de raios de brilho (LIMA; AFONSO; PIMENTEL, 2009). Os estudos de Hittorf, também possibilitaram verificar que a remoção de ar no tubo dava origem a uma luminosidade formada no catodo e ao atingir as paredes do tubo de vidro provocava uma fluorescência, em que a intensidade da cor variava na mesma proporção do grau de rarefação.

Em 1876, Eugen Goldstein (1850-1931) realizou uma série de estudos semelhantes ao que haviam sido feito antes por alguns cientistas e observou fenômenos já conhecidos como, o desvio causado por um campo magnético. Ele interpretou essas emissões como ondas que viajavam num meio hipotético chamado éter, as denominou de Raios Catódicos. Indo um pouco mais além, descobriu que essas emissões luminosas não eram emitidas em todas direções, estas descreviam uma trajetória perpendicular à superfície do eletrodo negativo.

Em 1878 William Crookes (1832-1919) desenvolveu um tubo de vidro com paredes relativamente espessas, em forma de pera, com dois eletrodos perpendiculares um ao outro, o eletrodo com polo negativo é chamado de catodo e o com polo positivo é o anodo, como mostra a figura (4.1a). Esses tubos foram chamados de tubos de Crookes. Em seus estudos, observou

²Luz emitida por alguns materiais ao receber radiação, este emitirá luz enquanto estiver recendo radiação.

que os raios catódicos eram formados por partículas de carga negativa repelidas pelo catodo e que após se soltar deste, seguia em linha reta. Outra observação feita a partir de seus estudos constatou que os raios catódicos eram bloqueados por alguns objeto e como consequência formava uma sombra do material, e além disso poderiam produzir fluorescência (mancha luminosa da figura 4.1a) ao colidir com as paredes do tubo. Esse efeito era formado perpendicularmente à superfície do catodo, como já observado por outros cientistas.

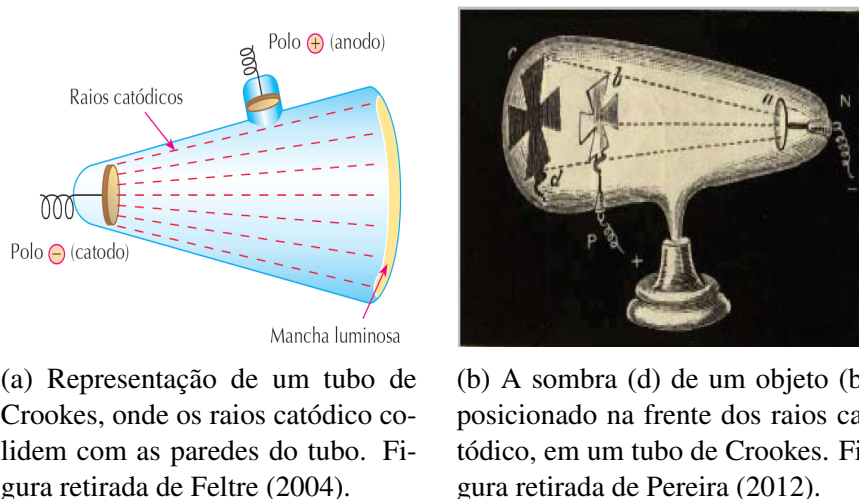


Figura 4.1. Tubo de Crookes.

Posteriormente Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894) observou que os raios catódicos podiam atravessar finas folhas de metal dispostas no interior de um tubo de Crookes. Em 1892 verificou que os raios catódicos tanto eram desviados em todas direções como também refletidos, o que ia de encontro com algumas observações feitas por outros cientistas anteriormente. Este chegou a acreditar que os raios catódicos eram de natureza semelhante à da luz visível. Segundo ele os raios catódicos deveriam ser de natureza ondulatória com alta frequência, capaz de penetrar materiais sólidos, contrariando assim as ideais de Crookes, pois este havia afirmado que os raios catódicos eram partículas carregas negativamente (PEREIRA, 2012).

Isso despertou o interesse de Philipp Lenard (1862-1947), que em seus estudos foi capaz de produzir um dos trabalhos que mais contribuiu para a descoberta dos raios X. Em 1894 Lenard queria saber se os raios catódicos eram capazes de se propagar fora do tubo e para chegar a esse resultado fez uma modificação no tubo de Crookes, desenvolvendo assim, um tubo capaz de produzir vácuo diferente de outros feitos anteriormente, com uma abertura que permitia a passagem dos raios para fora do tubo de descarga no vidro. Esse trabalho foi bem sucedido e a partir dele foi verificado que os raios catódicos eram capazes de percorrer uma distância de até 8cm, esse era o alcance máximo atingido por essas emissões, que por sua vez,

era verificada com a utilização de anteparos cobertos por substâncias fluorescentes, que ao ser atingidas pelos raios catódicos eram facilmente observadas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Embora Lenard tenha descoberto algo novo a respeito dos raios catódicos, caberia a Joseph John Thomson (1856-1940) esclarecer a sua natureza. Thomson, em 1894, demonstrou que os raios catódicos se moviam a uma velocidade de $1,9 \times 10^7 \text{ cm/s}$; podendo ser observado até uma distância de trinta centímetros, penetravam metais e outras substâncias opacas, mas eram bloqueados pelo vidro e outros materiais transparentes. Portanto, os raios catódicos não poderiam ter natureza semelhante à luz como Hertz havia proposto, e também não poderiam ser qualquer outro tipo de radiação eletromagnética, pois estas se moviam à mesma velocidade que a luz (PEREIRA, 2012).

4.2 A DESCOBERTA DOS RAIOS X

Em 8 de novembro de 1895, Wilhelm Conrad Röntgen descobriu os raios X, quando trabalhava em seu laboratório na universidade de Würzburg, Alemanha. O interesse de Röntgen era apenas observar os fenômenos descritos por Hertz a respeito da natureza dos raios catódicos, e presenciar a fluorescência, quando estes raios escapavam do tubo e colidiam com substâncias fluorescentes, como Lenard havia dito. Portanto, foi com a busca de compreensão para o comportamento e a natureza dos raios catódicos que se chegou a essa grande descoberta.

Röntgen realizou o experimento da mesma forma que Lenard, mas com um pequeno diferencial, esse experimento foi feito em um ambiente escuro, quando a noite estava chegando, e para não atrapalhar a observação da fluorescência na tela que ele havia pintado com platino cianeto de bário³, embrulhou as laterais do tubo com um papelão preto para bloquear a luminescência na parede do tubo de vidro. Quando o tubo de raios catódicos ficava a 8 cm de distância da tela, sua fluorescência se tornara muito fraca, o que já era esperado, pois Lenard chegou a esse resultado.

Quando Röntgen apagou as luzes, observou o brilho de uma tela que estava a mais de 8 cm do tubo. A tela tinha sido pintada com platino cianeto de bário em uma de suas faces. Posteriormente, ele aproximou a tela do tubo e foi afastando gradualmente até chegar a 2 m , e a fluorescência ainda continuava visível a essa distância. Este fato o surpreendeu, pois os raios catódicos não chegavam tão longe, a partir daí começou a investigar. Quando desligava

³Substância que fluorescia na presença dos raios catódicos.

a corrente elétrica que passava pelo tubo, a luminescência desaparecia, depois de uma análise cuidadosa observou que esses raios eram emanados do tubo, exatamente no local onde os raios catódicos incidiam, e que tinham a incrível capacidade de atravessar diferentes materiais, como livros, madeira, alguns líquidos e outros.

A origem da fluorescência acontecia dentro do tubo a vácuo, este agente causador da fluorescência tem a capacidade de penetrar materiais bastante opaco à luz ultravioleta, e outras ondas eletromagnéticas conhecidas, no entanto o chumbo é opaco a esse raios, pelo menos bem mais que outros materiais (RÖNTGEN, 1896).

No entanto, o que mais lhe surpreendeu foi vê o contorno de seus ossos sendo projetado na face da tela que continha platino cianeto de bário (figura 4.2), quando foi colocar um peça entre o tubo e a tela. Logo, concluiu que esses raios eram parcialmente bloqueados pelos seus ossos, da mesma forma que eram por lâminas de vidro com uma pequena camada de chumbo. Percebendo que se tratava de algo novo, passou a estudar exaustivamente as propriedades dessa radiação, e como resultado de seus estudos concluiu que: a nova radiação se propagava em linha reta (por isso formava sombras bem delimitadas), tinha alta capacidade de penetração, indiferença à campos magnéticos e capacidade de impressionar chapas fotográficas. As propriedades observadas eram até um certo ponto parecidas com as dos raios catódicos e por outro lado algumas estão mais próxima das que a luz possuía; com isso Röntgen tentou verificar a reflexão, refração e difração, mas estas não foram bem sucedidas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

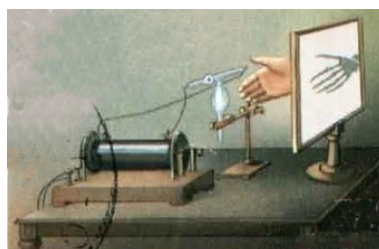
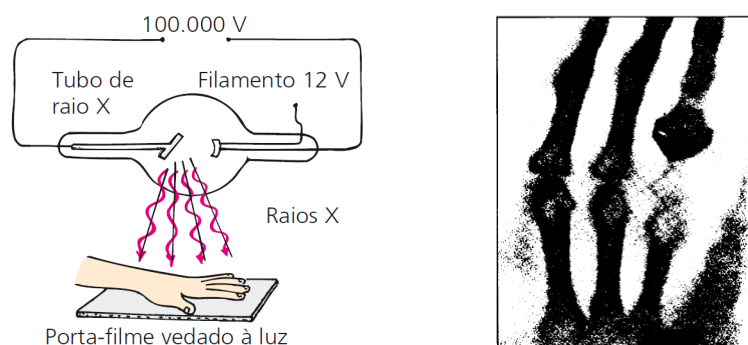


Figura 4.2. A incidência dos raios X numa mão projetando a sombra dos ossos em tela coberta com substância fluorescente. Fonte: As Gerações de Raios X <<https://ednelsonpires.wordpress.com/as-geracoes-de-raios-x/>>. Acessado em: 9 mar. 2018.

No dia 22 de dezembro de 1895, após passar sete semanas estudando intensamente as características dessa nova radiação, Röntgen chama sua esposa, Anna Bertha, para contar o que ele havia descoberto. Para lhe mostrar como funcionava, pediu que ela colocasse uma de suas mãos sobre uma chapa fotográfica, e deixando-a imóvel por 15 minutos, sendo exposta a radiação, revelou uma imagem; em que a sombra dos ossos e do anel que ela usava eram facilmente observados. A figura 4.3 mostra uma mão sendo radiografada e a radiografia da

esposa de Röntgen.



(a) A figura mostra a mão de uma pessoa sobre um filme radiográfico recebendo radiação. Imagem retirada de Hewitt (2015).

(b) A primeira radiografia da história. A mão esquerda da esposa de Röntgen, Ana Bertha. Imagem retirada de Arruda (1996).

Figura 4.3. Radiografia de uma mão.

Röntgen supôs que era algo diferente de todas as radiações conhecidas, chegando a sugerir que fossem ondas eletromagnéticas longitudinais. Sabendo da importância de sua descoberta, escreveu um artigo sobre o resultado de seus estudos titulado: *On a new kind of rays*, onde chama a nova radiação de Raios X, por se tratar de algo desconhecido usa a letra "x", já que esta era muito usada para representar incógnitas. Esse trabalho foi publicado no *Der de Sitzungsberichte Physikalisch-Medizinischen zu de Gesellschaft Würzburg*. Após esta publicação enviou cópias com algumas radiografias⁴ para os mais importantes físicos do mundo, entre essas radiografias estava a que ele tirou da mão de sua esposa, sendo esta a primeira da história, e radiografias de alguns objetos. Os cientistas ao receberem o trabalho de Röntgen, se dirigiam aos seus laboratórios para comprovar o resultado, e como os materiais necessário para produzir os raios X eram encontrados em quase todos os laboratórios da época, logo confirmavam o que estava escrito no artigo. Entre os muitos cientistas que receberam uma cópia desse trabalho estavam Boltzmann, Lord Kelvin, Stokes, Poincaré e Lorentz. Quando Lenard soube da descoberta de Röntgen ficou chateado por ter levado pouco crédito, ainda chegou a dizer que foi o grande responsável pela descoberta dos raios X, devido às suas pesquisas. No entanto, Röntgen foi de fato o cientista merecedor dessa importante contribuição para ciência, pois embora tenha observado esse fenômeno pela primeira vez por acaso, foi sua busca por resposta que garantiu afirmar que havia encontrado algo novo, como um bom físico experimental faria.

Sua descoberta espalhou-se muito rapidamente, e a sua principal aplicação, a radiografia, passou a ser utilizada pelos hospitais, e, mais tarde, pelas indústrias em todo o mundo. Por

⁴Na época ainda não era chamado de radiografia.

contribuir com o desenvolvimento da ciência, no ano de 1901, Röntgen foi homenageado com o primeiro prêmio Nobel de Física (SINGH, 2016).

Ele dedicou-se intensamente a descobrir a natureza dos raios X, porém não teve êxito. Em 1912, Max Von Laue (1879-1960) estabeleceu que os raios X eram ondas eletromagnéticas de comprimento de onda muito menor que a luz visível, portanto mais energético. Para chegar a esse resultado ele usou cristal como rede de difração em experimento de difração de raios X (BLEICHER; SASAKI, 2000).

O primeiro aparelho de raios X chegou no Brasil em 1897, na cidade de Formigas, em Minas Gerais. Foi administrado pelo médico José Carlos Ferreira Pires, que produziu as primeiras radiografias com fins de diagnóstico no país, e a primeira radiografia brasileira foi feita em 1898, na mão do ministro Lauro Muller. Porém, a educação radiológica brasileira teve início apenas em 15 de julho de 1916, com um curso ministrado pelo professor Roberto Duque Estrada (FRANCISCO et al, 2006).

4.3 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X são produzidos quando elétrons com elevada energia cinética, da ordem de quiloelétrons-volts (KeV), colidem com um alvo sólido. Para uma melhor eficiência na produção de raios X costuma-se usar metais com número atômico elevado, como o tungstênio e o molibdênio. Elétrons podem ser acelerados por um campo elétrico intenso, ao coliderem com um alvo metálico, eles reduzem sua energia cinética, mudam de direção e, alguns deles, emitem a diferença de energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, os raios X.

Em um tubo de raios X, os elétrons que incidem sobre o alvo em sua maioria convertem a energia cinética adquirida no processo em calor, consequência das várias colisões dos elétrons incidentes com os elétrons do material alvo, o que justifica o uso de um alvo composto por materiais com elevado ponto de fusão, apesar disso, muitas vezes se faz necessário a refrigeração do mesmo por técnicas eficientes e adequadas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O feixe de elétrons é gerado por emissão termoiônica num filamento aquecido. O filamento enrolado na forma de uma espiral, ao se aquecer, dá origem uma nuvem de elétrons.

O campo elétrico é obtido aplicando-se uma alta voltagem entre os terminais do tubo de raios X, em que o alvo metálico (anodo), é carregado positivamente e o filamento (catodo), negativamente como pode ser visto na figura 4.4. A emissão de raios X ocorrerá somente,

quando o tubo for ligado a uma corrente elétrica de alta tensão. A energia dos raios X e seu poder de penetração terão aumento proporcionais ao da tensão aplicada nos terminais do tubo de raios X (TAUHATA et al., 2013). A produção de raios X acontece basicamente em dois processos distintos: Raios X de freamento e Raios X característicos, como será discutido na próxima seção.

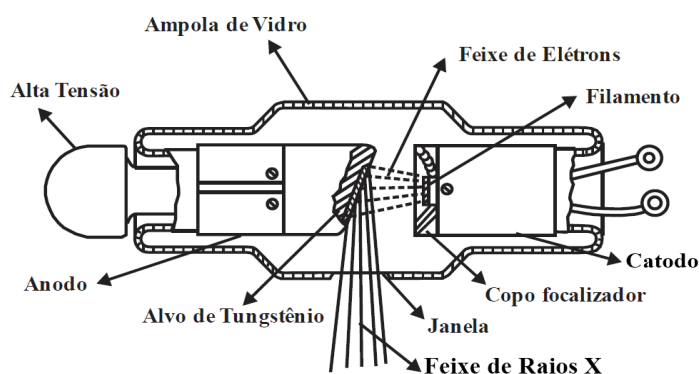


Figura 4.4. Esquema básico de um tubo de raios X. Figura retirada de Tauhata (2013).

Embora o objetivo principal desse trabalho se limite ao estudo de imagem em radio-diagnóstico, em que a máquina de raios X opera com tensão variando de $100kV$ a $150kV$, é importante saber que os tubos de raios X sofrem mudança dependendo da finalidade que ele é feito. Em muitos aparelhos muda-se o formato, o tipo de alvo (tungstênio ou molibdênio), faixa de tensão (kV), corrente aplicada, sistema de refrigeração, etc.; mas o princípio físico continua o mesmo. Por exemplo, os aparelhos usados em odontologia apresentam a tensão na faixa de 60 a $80kV$; na mamografia usa-se entre 30 e $40kV$; e em radiografia industrial se utiliza de tensões com valores de 150 a $500kV$ (TAUHATA et al., 2013).

4.3.1 Raios X de freamento

Esse processo de produção de raios X acontece quando alguns elétrons incidentes com alta energia cinética aproximam-se do núcleo, devido às forças elétricas atrativas entre essas duas partículas. Quando um elétron de energia K_0 sofre uma desaceleração brusca ao interagir com o núcleo de um dos átomos do alvo, perde parte de sua energia ΔK , que será convertida em um fóton de raios X, como mostra a figura (4.5).

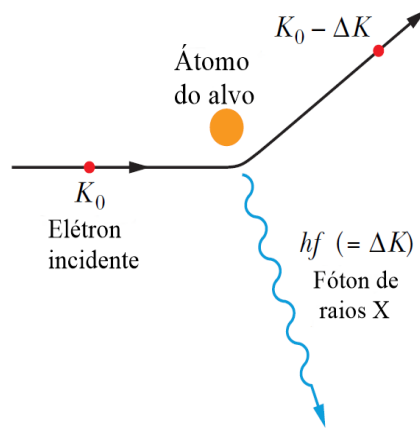


Figura 4.5. Um fóton de raios X é gerado quando um elétron de energia cinética K_0 passa próximo de um átomo do alvo. Figura tirada de Halliday e Resnick (2014).

Fótons de raios X produzidos nesse processo podem ter qualquer energia, dependendo apenas do grau de aproximação do elétron com o núcleo e da energia cinética do elétron incidente. Este método de produzir raios X dá origem a um espectro contínuo, podem ter valores próximos de zero até um valor máximo $E_{máx}$ que é toda energia cinética K_0 do elétron ao atingir o alvo, representado por:

$$K_0 = eV = E_{Máx} = h\nu_{Máx} = \frac{hc}{\lambda_{Min}}. \quad (4.1)$$

Onde e representa a carga do elétron e V é a diferença de potencial aplicada entre o catodo e anodo. A frequência e o comprimento de onda da radiação X, são representados respectivamente por: ν e λ ; é importante ainda enfatizar que λ_{Min} é o comprimento de onda de corte e que abaixo desse valor não haverá espectro contínuo.

A energia $E_{Máx}$ não depende do material que é feito o alvo, dependendo apenas da diferença de potencial V (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

4.3.2 Raios X característicos

Os fótons de raios X característicos são produzidos quando um elétron do feixe incidente colide com um elétron do alvo e o tira de órbita. Se a energia do elétron incidente for suficiente para arrancar o elétron do átomo, o resultado é uma lacuna, que imediatamente será preenchida por um elétron de uma camada mais energética, mas para que isso aconteça será necessário que ele perca parte de sua energia, já que cada camada comporta apenas uma certa quantidade de energia, portanto, uma determinada parcela de energia é liberada.

Nesse método, diferentes tipos de fótons podem ser emitidos, dependendo da energia envolvida no processo, se por exemplo a energia do fóton incidente for da ordem de poucos eV , será emitido um fóton de luz visível; se por outro lado, a energia envolvida for da ordem de muitos KeV , será emitido um fóton de raio X. Neste caso o fóton de raios X terá energia igual à diferença de energia entre os níveis de origem e de destino.

A emissão dos raios X característicos depende do material. Pode-se dizer que nesse processo os raios X descrevem uma assinatura do material.

Os raios X característicos terão sempre valores fixos, ou seja, espectros de energia discretos, dependendo apenas das energias dos elétrons distribuídos em cada camada e acontecem com menos frequência do que os raios X de freamento, embora possam ser produzidos simultaneamente.

Para que o elétron incidente possa arrancar um elétron acomodado na camada K, deverá possuir energia mínima igual à energia de ligação do elétron nessa camada. Por exemplo, quando um elétron muda de órbita, saindo da camada L para a K, o excesso de energia é liberado sob a forma de um fóton, em que a energia $E_{fóton}$ corresponde à diferença entre E_L e E_K , que representam as energias totais dos elétrons nas camadas L e K, respectivamente:

$$E_{fóton(raiosX)} = E_L - E_K. \quad (4.2)$$

Nos tubo de raios X, esses fótons constituem o espectro de linhas ou raios, da mesma forma que as séries espectrais dos fótons emitidos por elétrons de valência dos átomos quando decaem de níveis de energia maior para menor (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Os raios X de freamento e característicos produzidos quando um alvo de elevado número atômico é bombardeado por elétrons de alta energia podem ser representados por um gráfico conforme figura 4.6, em que os raios X de freamento formam um espectro contínuo e os raios X característico, como dependem da energia dos elétrons distribuídos em cada órbita apresentam uma forma bem definida (CASTRO JR, 2008). Esse fenômeno pode ser observado na figura (4.6).

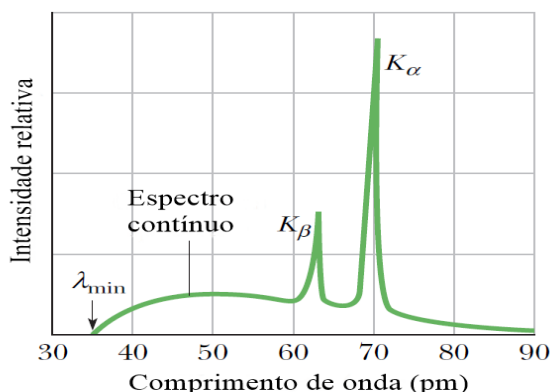


Figura 4.6. Espectro de Raios X. Figura tirada de Halliday e Resnick (2014).

4.4 ATENUAÇÃO DE RAIOS X E FORMAÇÃO DE IMAGEM

Como visto na seção (3.2.4), atenuar significa diminuir a intensidade de uma radiação, quando esta incide na matéria. Nesse processo a matéria pode absorver a radiação, ou espalhá-la. A atenuação dos raios X constitui a base para a formação de uma imagem radiográfica, uma vez que a obtenção de imagens da parte interna do corpo, tem como princípio a absorção de fótons de raios X por estruturas mais densas presente no corpo das pessoas, e por outro lado, órgãos menos densos são mais facilmente atravessados; a imagem radiográfica é formada devido a essa diferença de absorção por diversas partes de um sistema qualquer. De outro modo, pode-se dizer que a radiografia é formada a partir da atenuação de forma diferenciada das partes anatômicas distintas de um paciente (FURQUIM, 2009).

A radiação X que atravessa os tecidos menos absorvedores (a parte menos densa) chega com maior intensidade no filme radiográfico do que a radiação que atravessa partes mais absorvedoras, como os ossos, por exemplo. A imagem radiográfica será formada a partir desse contraste, gerado pela atenuação diferenciada entre as regiões mais e menos absorvedoras de fótons de raios X.

Em geral, os elementos químicos com alto número atômico são melhores absorvedores de raios X do que elementos com baixo número atômico; graças a isso pode-se ver melhor ossos, que são constituídos por cálcio ($Z=20$), do que outras partes do corpo formada em sua maioria por hidrogênio ($Z=1$), carbono ($Z=6$) e oxigênio ($Z=8$), como é o caso de músculos, gordura, sangue e tumores. Um modo de visualizar um tumor com mais eficiência é utilizar uma substância para obter contraste na imagem. Costuma-se usar compostos de bário ($Z=56$)

antes de tirar a radiografia, pois este absorve melhor os raios X do que o estômago e outros tecidos moles. Todas as vezes que o tecido a ser observado é composto por átomos de número atômico aproximadamente igual aos tecidos que se situam próximo, utiliza-se uma técnica para formar um contraste considerável (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A formação de uma imagem radiográfica é um processo que pode ser esquematizado da seguinte forma: o feixe de raios X interage com a região de interesse, formando uma imagem latente (não visível a olho nu) de acordo com a atenuação das diferentes partes da região. A imagem latente é obtida por um detector de raios X, que pode ser um filme radiológico (sistema filme-écran), no caso do método convencional ou placas de fósforo (Flúor Brometo de Bário), em radiografia computadorizada. Depois a imagem é avaliada e por fim é armazenada em forma de filme ou arquivo digital, dependendo do formato que a imagem foi obtida.

Na Radiologia evidencia-se cinco densidades diferentes:

1. densidade de metal;
2. densidade de ossos;
3. densidade de tecidos moles ou líquidos;
4. densidade de gordura;
5. densidade de ar.

Na lista acima nota-se que o item com maior densidade é o *metal* e essa densidade vai decrescendo até chegar no item *ar*. Na imagem radiográfica pode-se perceber as diferentes partes de um organismo levando em consideração que quanto mais denso uma parte for, mais branco será sua imagem; por outro lado, quando a região a ser radiografada for menos densa a imagem ficará mais escura. Dessa forma, uma radiografia tirada de um corpo em que todos os itens acima encontram-se presentes, o primeiro da lista apareceria com uma cor branca mais intensa e o último totalmente escuro. Essa diversidade de tonalidade devido às diferenças de densidades anatômicas dos tecidos assegura uma análise eficiente em um exame por imagem de diagnóstico (PEREIRA, 2012).

4.4.1 Foco fino e foco grosso

Em geral, os aparelhos de raios X apresentam dois pontos focais de tamanhos diferentes, sendo a menor área bombardeada por elétrons denominada foco fino (0,3 a 1,0 mm) e a maior

dá-se o nome de foco grosso (1,0 a 3,0mm). Quando o filamento menor é aquecido forma-se uma nuvem de elétrons em volta deste; os elétrons por sua vez são atraídos pelo anodo formando uma área menor e por conseguinte tem-se a menor espessura do feixe eletrônico, tornando os elétrons mais compactos e por consequência, um maior número de raios X serão atenuados. No caso do foco grosso o filamento maior é aquecido e a maior área é bombardeada. Quando se deseja obter uma leitura mais aprofundada e detalhada da imagem, utiliza-se o foco fino. Por outro lado, quando se utiliza o foco grosso a imagem deixa a desejar em detalhe (CASTRO JÚNIOR, 2008; CENIB, 2009).

O foco grosso é usado para radiografar órgãos que possuem movimentos involuntários, como por exemplo: o coração, vasos sanguíneos, peristaltismo do tubo digestivo, dentre outros.

Nestes casos deve-se aumentar intensidade da corrente elétrica (mA) e diminuir o tempo de exposição, de forma que o aumento do primeiro compense a diminuição do último, pois se o tempo de exposição não fosse reduzido, o metal do filamento entraria no estado de fusão. É importante ressaltar que o foco fino não resiste a muitos miliampères. Os órgão que não possuem movimentos involuntários, como ossos, membros, articulações, etc, podem ser radiografados com foco fino. Neste, diferentemente do foco grosso, usa-se baixa corrente elétrica, que será compensada com maior tempo de exposição, de tal forma que o metal do filamento não fique no estado de fusão. Os focos são selecionados no painel de controle por um dispositivo chamado comutador de foco. Para saber o foco que está sendo usado, o comutador exibe sinais característicos, geralmente usa-se as letras F e G, sendo a primeira usada para representar o foco fino e a última para o foco grosso (HAMANN, 2016).

4.4.2 Proteção radiológica

A proteção radiológica pode ser definida como um conjunto de estratégias criadas com o intuito de proteger as pessoas e os sistemas ecológicos, ou seja, a natureza de possíveis efeitos indesejáveis, causados pelas radiações ionizantes. Para se alcançar esse resultado vários estudos são realizados com diferentes fontes de radiação, levando em consideração a interação da mesma com a matéria. Nesses estudos pretende-se prever possíveis consequências causadas por estas radiações à saúde das pessoas. Sabe-se a partir de estudos que a interação da radiação ionizante com o tecido biológico humano pode causar efeitos indesejáveis, os quais dependem da quantidade de radiação absorvida e da radiosensibilidade do local atingido (SOARES; PEREIRA; FLÔR, 2011).

Atualmente existe normas reguladoras e um plano de proteção radiológica para instalações que executam práticas com radiações ionizantes, onde é estabelecido limites toleráveis para cada indivíduo.

As atividades que envolvem exposição a fontes de radiações, sendo esta, natural ou artificial é monitorada e controlada pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (BRASIL, 2014).

De acordo com a portaria 453, de 1988 do Ministério da Saúde (MS) e Secretaria de Vigilância Sanitária (SVS), no ato da realização de uma imagem radiográfica, apenas o paciente e o profissional responsável por operar o equipamento devem ficar na sala, este profissional deve se colar em local blindado, de tal forma que não seja afetado pelos raios X incidentes. O local deve ser protegido por barreiras protetoras com $0,5mm$ de chumbo (ou equivalente) e o profissional deve está usando vestimenta com $0,25mm$ de chumbo (ou equivalente) para se proteger da radiação espalhada. No caso de acompanhantes a permissão deste só poderá acontecer em casos extremamente necessários, onde sua participação for imprescindível para conter, confortar ou ajudar o paciente. No entanto, é obrigatória, aos acompanhantes, o uso de vestimentas protetoras individuais compatível com o tipo de procedimento radiológico adotado, com pelo menos, o equivalente a $0,25mm$ de chumbo.

A Portaria SVS/MS nº 453, de 1 de junho de 1998 estabelece que as exposições às radiações ionizantes em diferentes situações do dia-a-dia não deve exceder os limites estabelecidos na Resolução-CNEN nº 12/88, o controle deve ser realizado da seguinte forma: As doses efetivas médias anuais não devem ser superior a $20mSv$ durante 5 anos e nesse período não pode exceder $50mSv^5$ em nenhum ano. Em mulheres grávidas a dose não pode exceder a $2mSv$ durante toda a gravidez.

Segundo a definição adotada na Norma da CNEN: "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica- CNEN-NN-3.01 de 2014, as mulheres ocasionalmente expostas às radiações, que venham a engravidar nos exercícios de seu trabalho deverão imediatamente comunicar esse fato ao seu empregador. Contudo a gravidez dessas mulheres não deve ser considerada motivo para despedi-las de seu trabalho, mas sim, dever do empregador tomar as medidas necessárias para assegurar a proteção do embrião ou feto.

Menores de 18 anos não podem trabalhar com raios X diagnóstico, excetuando apenas os casos de treinamento que diz: menores com idade entre 16 e 18 anos em treinamento

⁵ Sv é a unidade padrão usada para medir os efeitos causados por radiações em tecidos biológicos.

profissionalizante dose efetiva anual de 6 mS (BRASIL, 2014).

Alguns acessórios são usados no ambiente de trabalhos para proteger o profissional da área radiológica como:

- Avental plumbífero para proteção do corpo e costas do operador, com espessura mínima recomendada de $0,50\text{mm}$ de chumbo (Pb);
- Protetor de genitais para proteção dos genitais do operador, com espessura recomendada de 2mm/Pb ;
- Protetor de tireoide, para proteção da glândula tireoide do operador;
- Protetor para mãos, luvas com no mínimo 2mm de chumbo (Pb);
- Óculos plumbíferos para proteção dos olhos, equivalência mínima de 2mm de chumbo (Pb);
- Biombo plumbífero para proteção do operador com no mínimo 2mm de chumbo (Pb);
- Dosímetro individual intransferível: para medição da exposição do operador à radiação por período determinado. Recomenda-se a leitura mensal por empresa especializada;
- Dosímetro de área para medição da exposição do ambiente às radiações ionizantes. Deve ser instalado fora da sala de exames. Recomenda-se a leitura mensal por empresa especializada.

Os acessórios de uso individual podem ser utilizados tanto por profissionais da área radiológica como por acompanhantes e gestantes quando necessário.

4.5 TIPOS DE RADIOGRAFIAS

Existem três tipos distintos de radiografias: a Radiografia Convencional, Radiografia Computadorizada e Radiografia Digital. Esses três métodos de exame por imagem diagnóstico usam os mesmos aparelhos de raios X, a diferença está apenas no processo de aquisição e processamento da imagem. Portanto, no que se refere ao aparelho de raios X os três métodos citados anteriormente farão parte do mesmo procedimento de produção de raios X.

Os tubos de raios X são cobertos por uma carapaça feita de material bem denso, geralmente feito de chumbo, para bloquear a radiação que se propagariam em direções não desejadas, deixando uma janela por onde os raios X devem passar. O tubo de raios X é ligado ao circuito eletrônico de arrefecimento (perda de calor). Também se pode observar no tubo os locais para a conexão dos cabos de alta tensão provenientes do transformador e o colimador fica acoplado ao aparelho de raios X (CASTRO JÚNIOR, 2008).

Os primeiros aparelhos de raios X continham praticamente apenas o tubo de raios X. Nessa situação as radiações atingiam tanto a região que seria radiografada como outras partes do corpo, ocasionado assim, danos desnecessários à saúde das pessoas. Com o passar do tempo o aparelho de raios X foi ganhando componentes, que tornaram as imagens mais eficientes, além de reduzir o tempo de exposição. Dessa forma alguns efeitos nocivos causados pela incidência de radiação seriam evitados (NAVARRO, 2009). As salas de raios X modernas foram projetadas com medidas padronizadas e aparelhos que facilitam o processo de aquisição de imagem sem comprometer a segurança das pessoas, como pode ser observada na figura 4.7.



Figura 4.7. Sala de Exame de Raios X. Foto cedida pela clínica S.O.S Trauma.

4.5.1 Radiografia convencional

Na aquisição de imagem utilizando o sistema de radiografia convencional há o contato do filme-ecran com a radiação. Logo após essa etapa, o filme que foi exposto a radiação é submetido ao processamento químico (revelação, fixação, lavagem e secagem) em um local denominado câmara escura, para transformar a imagem latente em imagem visível. As maiores desvantagens desse método é a impossibilidade de modificação da imagem e o tempo de espera para se obter o resultado final.

Um aparelho de raios X convencional apresentam basicamente os seguintes componentes:

- Tubo ou ampola de Raios X;
- Colimador;
- *Bucky* mural ou estativa e *bucky* mesa;
- Console de operação;
- Grade antidifusora;
- Chassi;
- Écran;
- Filme.

O procedimento de formação de uma imagem radiográfica começa com a incidência de raios X na região que será examinada, sendo esta a primeira etapa do processo e a última é o registro da imagem desejada em um material sensível à radiação.

Na realização de um exame radiológico, a partir da interação dos raios X com a matéria, a última etapa do processo radiográfico é o registro da imagem da anatomia de interesse sobre um elemento sensível a radiação. O elemento sensor, que será o filme radiográfico, fica posicionado atrás do paciente, dentro de um acessório chamado chassi, colocado em uma gaveta (porta-chassi) dentro da mesa de exames ou em suportes verticais acoplados no *bucky* mural, ou ainda sob pacientes radiografados em leitos.

4.5.2 Grade antidifusora

Uma grade antidifusora é a parte da máquina de raios X usada para filtrar a radiação dispersa. Esta é composta por um conjunto de finas lâminas de chumbo separadas por um material radiotransparente muito leve como o papel ou fibra de carbono.

A grade antidifusora está presente tanto no *bucky* mural quanto no *bucky* mesa, portanto, fica localizada entre o corpo do paciente e o receptor de imagem. Sua função é absorver os fótons espalhados (radiação secundária) para que não cheguem ao filme, a ausência desse componente implica em imagem borrada. As grades são definidas de acordo com o material de

que são formados e com suas dimensões (CASTRO JÚNIOR, 2008; SOUZA, 2008). A eficiência da grade é definida por um valor numérico chamado de razão de grade, sendo encontrado a partir da relação:

$$RG = T/W. \quad (4.3)$$

Em que RG representa a eficiência, T e W , representam respectivamente o comprimento e a espessura da grade. As grades mais usadas em exames radiográficos têm RG entre 4/1 e 16/1.

4.5.3 Chassi

Trata-se um de compartimento onde são acoplados o filme e o écran, sendo usado como suporte do filme radiográfico.

Os Chassis possuem uma face ativa constituída de material que permite a entrada dos raios X e a consequente sensibilização do filme nele contido. Já a parte posterior é metálica e funciona como barreira aos raios X, evitando a radiação retroespalhada. Internamente possui uma camada de feltro que permite um maior contato entre o filme e o écran (CASTRO JÚNIOR, 2008).

4.5.4 Telas intensificadoras (écrans)

Telas intensificadoras ou écrans são telas que absorvem os raios X incidentes e os transformam em luz visível, sensibilizando melhor o filme radiográfico. Por consequência, permite a redução do tempo de exposição e da dose recebida pelo paciente sem comprometer a qualidade da imagem. Para fótons de raios X incidentes na tela haverá uma quantidade muito maior de fótons de luz produzidos, aproximadamente 30 vezes, de tal forma que a utilização das telas exige uma dose de raios X no paciente bem menor do que quando se utiliza apenas o filme. Estas telas se fazem necessárias uma vez que, os raios X são difíceis de serem registrados, devido ao grande poder de penetração que estes possuem, portanto, uma folha de filme radiológico absorve apenas de 1 a 2% do feixe de raios X (CASTRO JÚNIOR, 2008).

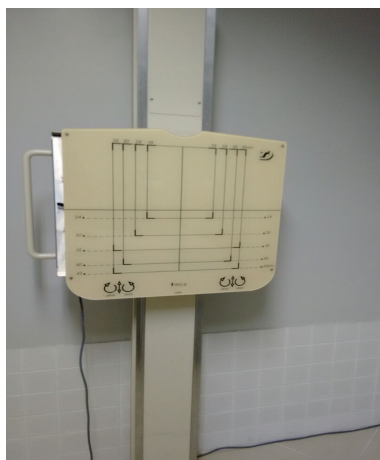
Basicamente existem dois tipos de tela: as que emitem luz azul e as que emitem luz verde. Onde cada filme absorve melhor determinado de comprimento de onda de luz, ou seja, é mais sensível a uma das duas cores. As telas intensificadoras ou écrans são constituídos de um material luminescente, o fósforo. Este material emite luz visível ou ultravioleta em resposta a sua estimulação pelos fótons de raios X em um processo chamado luminescência.

A luminescência pode ser de dois tipos: fluorescência ou fosforescência. Na fluorescência a luz é emitida somente durante a estimulação do fósforo, ao contrário da fosforescência, onde a luz continua a ser emitida mesmo após o término do estímulo. As telas de intensificação radiográfica apresentam fluorescência.

4.5.5 *Bucky*

O exame radiográfico começa com o posicionamento do paciente no local adequado, onde este receberá radiação na região a ser examinada. O componente responsável por garantir o posicionamento correto do paciente chama-se *bucky*.

O *bucky* é um acessório com movimentação, usado para posicionar o paciente, e assim obter a melhor imagem da região a ser examinada. Este é formado por uma gaveta para o chassi, a grade antidifusora e uma placa alvo. A grade antidifusora é composta por finas lâminas de chumbo, dispostas paralelamente, com objetivo de reduzir a radiação secundária no filme (CASTRO JR, 2008). Existem dois tipos de *buckys*: *bucky* mural e *mesa bucky*.



(a) *Bucky* mural ou Estativa. Foto cedida pela clínica Diagnóstico.



(b) *Bucky* Mesa. Foto cedida pela clínica Diagnóstico.

Figura 4.8. *Bucky*.

O *bucky* mural, também chamado de estativa é uma estrutura, de forma retangular, com um eixo, onde o paciente ficará posicionado, figura (4.8a). Esse componente é geralmente colocado na parede da sala ou em outra estrutura firme e composto por um porta-chassi, grade anti-difusora e uma placa alvo. Este tem por finalidade a obtenção de imagens de paciente na posição ortostática (ereta ou em pé), para paciente que podem se movimentar (CASTRO JÚNIOR, 2008).

Mesa *Bucky* é uma estrutura horizontal semelhante a uma mesa comum de aproximadamente $2m$ comprimento e $80cm$ de largura. Podendo ser fixa ou com movimentação para a direita e para a esquerda, e às vezes com a capacidade de erguer uma das extremidades e ficar na posição vertical. Nesta, estão presentes o porta-chassi e a grade anti-difusora. Essa estrutura é usada para a realização de exames em decúbito (deitado), sendo utilizada na maioria das vezes para pacientes seriamente feridos ou para outros casos em que se precisa radiografar uma região ou órgão na posição deitada (CASTRO JÚNIOR, 2008).

4.5.6 Console de operação

Console de operação ou painel de controle é o componente do equipamento onde o técnico ajusta os fatores de exposição na hora do exame radiográfico. Fica em uma sala blindada da radiação. Neste, o operador pode selecionar a quantidade de corrente (mA), o tempo (s) de exposição e a energia (em kV) dos fótons de raios X que chegarão no corpo do paciente. Sua função principal é determinar de que forma será o disparo dos raios X, ou seja, determinação do foco grosso ou fino. Portanto os fatores de exposição devem ser ajustados no painel de controle (CASTRO JÚNIOR, 2008). A figura 4.9 mostra um painel de controle usado em radiografia computadorizada.

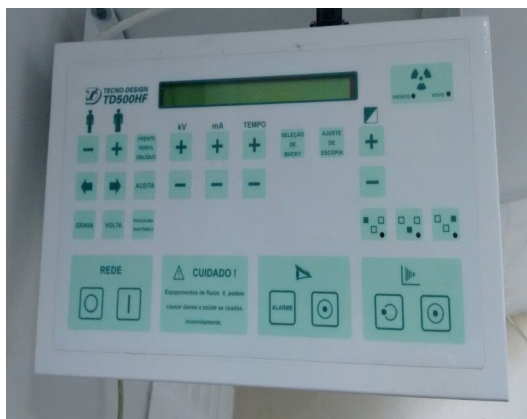
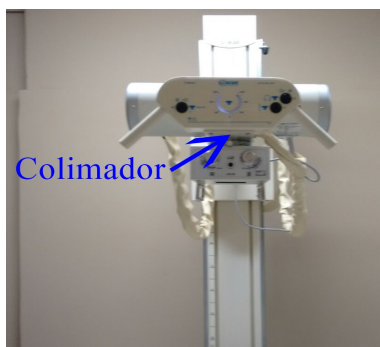


Figura 4.9. Console de Operação ou Painel de Controle. Foto cedida pela clínica Diagnóstico.

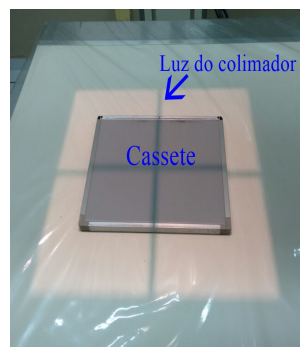
4.5.7 Colimador

Este componente tem a capacidade de produzir um campo de irradiação quadrado ou regular de tamanho ajustáveis, permitindo uma localização exata na área a ser irradiada. Portanto, este tem a função de mostrar através de um foco de luz a região que será exposta aos raios

X, para a formação da imagem. Na figura (4.10a) pode-se observar a localização do colimador presente no aparelho de raios X e a imagem 4.10b mostra a luz que o colimador irradia para delimitar onde os raios X irão atingir, nessa imagem ainda podemos perceber a presença de um equipamento chamado cassete, geralmente usado para substituir o chassi em radiografias computadorizadas.



(a) Colimador localizado no aparelho de raios X. Foto cedida pela clínica S.O.S Trauma.



(b) Um cassete sendo irradiado pela luz de um colimador. Foto cedida pela clínica S.O.S Trauma.

Figura 4.10. Colimador.

4.5.8 Filme radiográfico

O filme radiográfico tem dimensões padronizadas e sua estrutura é composta basicamente de três partes: camada protetora, emulsão e base. A camada protetora é uma película usada para proteger a gelatina presente na emulsão, evitando desgaste por atrito quando for manipulada por um técnico e evita a união entre as folhas dentro da caixa de filmes. A emulsão do filme fotográfica tem aproximadamente $10nm$ de espessura. A base por sua vez é feita de poliéster, com aproximadamente $180\mu m$ de espessura, sua função é dar sustentação à emulsão. Para uma melhor distribuição da emulsão, esta fica suspensa em gelatina fotográfica, o que também evita a deposição desta na base plástica do filme (FURQUIM; COSTA, 2011).

4.5.9 Revelação

Refere-se ao processo realizado para transformar a imagem latente em uma imagem visível. O lugar onde se processa o tratamento radiológico é chamado câmara escura. Nesse lugar se desenvolvem os processos de revelação, fixação e lavagem das películas radiográficas, onde também se carregam e descarregam os chassis. Deve ser localizada no centro de todas as

salas, tendo comunicação direta, para que se consiga evitar o desperdício de tempo, sem contar que é menos cansativo para o técnico e o operador. As etapas desse processo podem ser feitas manualmente ou automático. Sendo o segundo, mais usado na prática radiológica hospitalar devido sua praticidade. Na revelação são usados dois produtos químicos com duas funções distintas: o revelador e o fixado.

A função do revelador é transformar os haletos de prata⁶ presentes no filme radiográfico em prata metálica. O fixador retira do filme os haletos de prata que não sofreram reação com a luz. Depois o filme passa por uma fase de lavagem e, por último, de secagem (CASTRO JÚNIOR, 2008).

4.6 RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A Radiografia Computadorizada é semelhante a Radiografia Convencional, a imagem é obtida com a mesma fonte de raios X. A diferença está na forma de aquisição de imagem. O modo de captação usando o filme convencional é substituído por receptores ou sensores conectados em um computador. Esta se divide em Radiografia Computadorizada Indireta⁷ e Radiografia Computadorizada Direta⁸.

4.6.1 Radiografia computadorizada indireta

Neste método o chassi com filme radiográfico é substituído por cassete com uma placa flexível de fósforo fotoestimulável chamada *image plate*. Os raios X sensibilizam o fósforo fotoestimulável, dando origem a formação da imagem latente. Logo após a exposição da *image plate*, coloca-se o cassete em um scanner específico capaz de transformar a imagem latente em um sinal digital, chamado de leitor da radiografia computadorizada (CR), do inglês *Computerized Radiology*. O sinal analógico é transferido ao computador conectado ao CR e posteriormente transformado em uma imagem digital. O leitor de radiografia computadorizada (CR) é um equipamento eletromecânico que possui todas as funções necessárias para a extração da imagem latente e reconstrução/exibição da radiografia final (OLIVEIRA et al., 2007).

Os componentes básicos usados na radiografia computadorizada são:

- Tubo ou ampola de Raios X;

⁶São microcristais de prata sensíveis à radiação.

⁷Também chamada simplesmente de Radiologia Computadorizada.

⁸Também chamada de Radiologia Digital.

- Colimador;
- Bucky mural ou estativa e bucky mesa;
- Console de operação;
- Grade antidifusora;
- Cassete com placa de fósforo fotoestimulável;
- Scanner CR.

Em relação aos equipamentos, o método de radiografia computadorizada indireta oferece poucas diferenças ao método convencional, no entanto, este traz vantagens como: redução da dose de radiação aplicado no paciente, praticidade no processo de aquisição, exibição, armazenamento e recuperação de imagem. O processo de revelação é bastante simplificado em relação ao método convencional. Depois que o paciente é exposto à radiação X, o cassete⁹ é levado a uma impressora (Scanner CR). Esta por sua vez é conectada ao um computador e a partir daí a imagem pode ser alterada¹⁰ e posteriormente impressa.



(a) Cassetes. Foto cedida pela clínica S.O.S Trauma.



(b) Scanner CR. Foto cedida pela clínica S.O.S Trauma.

Figura 4.11. Cassete e Scanner CR.

⁹Dentro deste equipamento há uma película de fósforo capaz de gravar e armazenar informações após ser irradiada pelos raios X.

¹⁰Costuma-se alterar o contraste da imagem (escurecer ou clarear) para melhor visualizar partes menos densas.

4.6.2 Radiografia computadorizada direta

A Radiografia Digital Direta (do inglês *Direct Digital Radiography* - DR) é o processo de aquisição de imagem radiográfica digital que utiliza detectores localizado na estativa (bucky) e na mesa bucky para transformar o sinal analógico em um sinal digital, posteriormente o envia diretamente ao computador do DR. No decorrer do processo de exposição, a interação da radiação X com o material do sensor libera elétrons que são lidos por um conjunto de transistores localizados em uma camada abaixo do sensor, produzindo um sinal elétrico que é digitalizado e armazenado na memória do computador.

Após a imagem ser exibida no monitor pode-se aprimorá-la e imprimi-la. A imagem é capturada através dos receptores ou sensores, estes por sua vez exercem a função do filme radiográfico.

Na radiografia da figura 4.12 pode-se observar a imagem do tórax de uma pessoa em AP (anteparo posterior) e perfil, em que é observado os pulmões e estrutura óssea. Os pulmões aparecem na cor preta em radiografias por consequência do ar que se encontra dentro destes; já os ossos por serem bem mais densos são exibidos na cor branca.



(a) Imagem do tórax em AP. Imagem retirada de Castro Júnior (2008).



(b) Imagem do tórax de perfil. Imagem retirada de Castro Júnior (2008).

Figura 4.12. Radiografia de um tórax feita em duas posições diferentes.

4.6.3 Mamografia

Constitui-se como o processo radiológico usado para identificar o câncer de mama em mulheres cujo sintomas não estão aparentes (CHALA; BARROS, 2007). Este exame deve ser

feito a cada dois anos por mulheres com idades entre 50 a 74 anos (ROSA et al, 2016). Segundo alguns estudo realizados no Reino Unido, as mulheres com mais de 30 anos são mais suscetíveis a doenças mamárias do que as mais jovens (INCA, 2015).

O instrumento usado na mamografia chama-se mamógrafo, este proporciona certas distinções em relação a outros aparelhos de raios X. Essas mudanças são fundamentais para que se consiga identificar as microcalcificações nas mamas, já que essas formações são minúsculas, o que exige uma melhor resolução (CASTRO JÚNIOR, 2008).

Os raios X que atravessam a mama são detectados pelo filme (mamografia convencional), pela placa de fósforo (radiologia computadorizada – CR) ou pelo receptor digital (radiologia digital – DR). A mamografia convencional não é tão precisa na detecção de tumores malignos para mulheres com seios muito grandes.

O mamógrafo deve operar de forma que a imagem obtida tenha a maior resolução possível, para tanto utiliza-se um anodo revestido de molibdênio, por ser um metal com alto ponto de fusão (maior que o ponto de fusão do tungstênio que, usado na maioria dos tubos de raios X). Com o molibdênio obtêm-se fótons com energias mais baixas tanto por radiação característica quanto por radiação de frenamento. O uso do molibdênio no anodo permite operar com foco fino em uma potência maior que a maioria dos tubos tradicionais, uma vez que para se observar as microcalcificações na mama necessita-se um detalhamento melhor na imagem, ou seja, alto contraste e resolução. Devido as diferentes densidades das partes anatômicas da mama é possível identificar nódulos, cistos e lesões.

Os componentes básicos de um mamógrafo são:

1. Cabeçote: componente onde se encontra o tubo de Raios X.
2. Colimador: componente responsável por indicar a parte que será irradiada pelos raios X.
3. Compressor: mecanismo usado para fixar, diminuir a espessura da mama.
4. Pedais de controle: os pedais controlam os movimentos do Dispositivo de Compressão, permitindo que as mãos do operador fiquem livres para o posicionamento do paciente.
5. Porta-cassete: estrutura metálica onde é colocado o cassete, onde se encontra o filme.
6. AEC (do inglês *Automatic Exposure Control*): componente capaz de regular automaticamente a dose de radiação que incidirá sobre a mama.



(a) Mamógrafo. Foto cedida pela clínica Diagnóstico.

(b) Sala de mamografia. Foto cedida pela clínica Diagnóstico

Figura 4.13. Mamógrafo.

Após o procedimento radiológico a imagem é analisada. Nesta pode ser observado todo o tecido mamário (figura 4.14). As calcificações, nódulos, etc. apresentam uma opacidade mais intensa, diferente das estruturas normais.

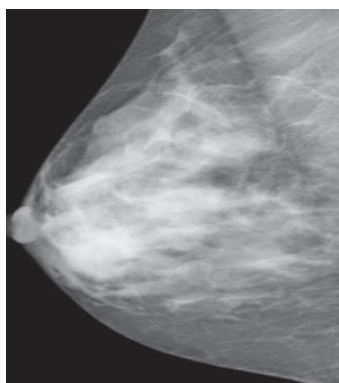


Figura 4.14. Radiografia mamográfica. Imagem retida de Freitas et al. (2006).

4.6.4 Radiografia odontológica

As radiografias dentárias fazem parte dos procedimentos odontológicos fundamentais para o diagnóstico e o tratamento de doenças orais. Os exames radiográficos odontológicos são divididos em exames extrabucais¹¹ e intrabucais¹² (MOURA; BLASCO; DAMIAN, 2014).

¹¹Procedimento radiográfico em que o filme ou sensor de captura de raios X é posicionado fora da boca do paciente durante a obtenção das radiografias.

¹²Procedimento radiográfico em que o filme ou sensor de captura de raios X é posicionado dentro da boca do paciente durante a obtenção das radiografias.

Os exames radiográficos extrabuciais mais solicitados em odontologia são a radiografia panorâmica (ortopantomografia) e telerradiografia em incidência lateral e frontal. O primeiro é usado quando se pretende obter uma imagem geral dos dentes, mandíbulas, área nasal, seios nasais e articulações da mandíbula; já o segundo é um exame radiográfico do crânio e face, em que as imagens podem ser obtidas em lateral e em PA (pósterio-anterior¹³ de crânio).

Quando se fala em radiografias intrabuciais, a mais solicitada é o exame radiográfico denominado de radiografia periapical. O uso deste fornece uma visualização detalhada de dentes, desde a parte superior até os ossos de apoio dos mesmos.



Figura 4.15. Aparelho usado para realizar radiografias panorâmica e Telerradiografia. Foto cedida pela clínica Sorriso.

As radiografias panorâmicas permitem analisar a estrutura dentária de um modo geral, sem muitos detalhes (figura 4.16), ou seja, possibilita a visualização de toda região maxilo-mandibular, tudo isso com um único disparo de raios X (OLIVEIRA; CORREIA; BARATA, 2006). Já na análise de estruturas específicas usa-se outros métodos como por exemplo, a radiografia periapical.

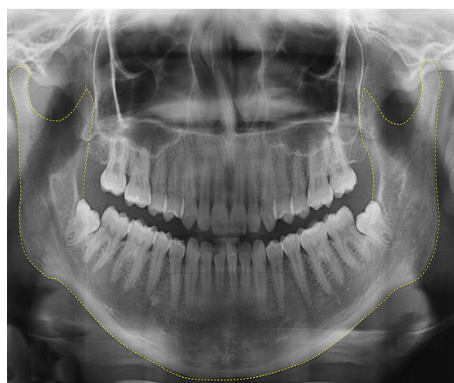


Figura 4.16. Radiografia panorâmica. Imagem retirada Sousa (2017).

¹³Visão da parte anterior da estrutura.

Capítulo 5

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao longo desse trabalho foi realizado um estudo bibliográfico de forma exploratória e introdutória a respeito das radiações e suas aplicações na área da saúde, acompanhado de visitas em clínicas para aquisição de conhecimentos prático em procedimentos radiográficos. Em que o foco principal foi o estudo dos Raios X na formação de uma imagem radiográfica. Para melhor entendimento foram explorados os princípios físicos das radiações, pesquisados em artigos e livros de Física das Radiações, Química e Biofísica, e visitas em setores de radiologia. Nesses materiais foi constatado que os estudos realizados nas áreas da Física das Radiações e Nuclear possibilitaram o surgimento e desenvolvimento da Medicina Nuclear através de diagnóstico e tratamento de doenças por meio da Radioterapia. O estudo das radiações abordado no capítulo 2 foi o marco inicial para tornar o trabalho compreensível a todos que tenham interesse no assunto. Este tratou de esclarecer as diferenças entre Radiação Corpuscular e Eletromagnética, além de apresentar os dois tipos de radiação presente na natureza quando se leva em consideração a quantidade de energia, que são: Radiações Ionizantes e Não-ionizantes.

No capítulo 3 foi estudado os efeitos da interação da radiações X com tecidos biológicos, onde foi constatado que estas ao incidir em um meio transferem a energia que possuem podendo ionizar o átomo do material alvo atingido, por ter natureza ionizante. As radiações de um modo geral são capazes de depositar suas energias na matéria ao interagir com esta.

No quarto capítulo foi necessário analisar o contexto histórico da descoberta dos raios X, para entender o contexto histórico da aplicação deste na área da saúde. Posteriormente foi estudado os princípios físicos presentes na produção de raios X para fins de imagem radiográfica, em que se destacam os raios X produzidos por freamento (*Bremsstrahlung*) e os raios X característicos. Os conceitos físicos mais relevantes na formação de uma imagem radiográfica

se encontrando na ampola de raios X, como: a intensidade da corrente elétrica e a diferença de potencial aplicados nos terminais do tubo de raios X. Os componentes mais importantes do tubo de raios X são: o filamento (catodo) onde será formada um nuvens de elétrons e o material alvo (anodo). No estudo realizado foi mostrado que apesar do tubo de raios X ser a peça mais importante do aparelho, as outras partes do equipamento têm funções muito relevantes na formação da imagem.

A elaboração da presente monografia é resultado de um análise cuidadosa de vários artigos e livros, em que se inicia com os estudos das radiações e no contexto histórico da descoberta dos Raios Catódicos a partir da investigação de muitos cientista, em experimentos com descargas elétricas em tubos contendo gases rarefeitos, até culminar na descoberta dos raios X.

O presente trabalho abordou a física dos procedimentos radiológicos apenas de forma introdutória, destacando de maneira sucinta e simplificada os principais conteúdos e tópicos relacionados com os exames radiológicos. O interesse principal no desenvolvimento desse trabalho foi chamar a atenção para um assunto muito importante e presente na vida das pessoas, porém, pouco abordado; e mostrar como a Física vem possibilitando as condições necessárias para tornar a vida das pessoas mais prática e saudável, com o desenvolvimento de métodos, técnicas de diagnóstico e cura de doenças.

Referências Bibliográficas

BLEICHER, Lucas; SASAKI, J. Marcos. **Introdução à Difração de raios X em Cristais**. 2000.

BRASIL. **Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria nº. 453, de 1º de junho de 1998. Diário Oficial da União da República Federativa do Brasil, Brasília, 1998.

BRASIL. **MINISTÉRIO DA SAÚDE**. Portaria MS 453: Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde. Diário Oficial da União. Brasília, de 02 de junho de 1998.

CARDOSO, S. Pestana. **Física das Radiações: Um Enfoque CTS para Alunos do Ensino Médio da Área Industrial**. 2017. 251 f. Dissertação de Mestrado. Instituto de Física, da Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2017.

CARUSO, Francisco; OGURI, Vitor. **Física Moderna: Origens Clássicas e Fundamentos Quânticos**. 2 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2016.

CASTRO JÚNIOR, Amaury. **Introdução à Radiologia**. 3 ed. São Paulo: Rideel, 2008.

CENIB. **Fatores Óticos de uma Radiografia: Tamanho**. nov. 2009. Disponível em: <<http://dicasderadiologia.com.br/?cat=4>>. Acesso em: 15 fev. 2018.

CNEN-NN-3.01. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Disponível em <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>. Acessado em: 15 fev. 2018.

CHALA, L. F.; BARROS, N. Avaliação das mamas com métodos de imagem. **Radiologia Brasil**, São Paulo, v. 40, n. 1, p. 4-6, Jan./Feb. 2007.

EISBERG, R; RESNICK, R. **Física: Átomos, moléculas e partículas**. 1 ed. São Paulo: Elsevier, 1979.

FRANCISCO, Fabiano Celli et al. História da radiologia no Brasil. **Revista da Imagem**, v. 28, n. 1, p. 63-66, 2006.

FURQUIM, T. A. C.; COSTA, P. R. Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 3, n. 1, p. 91-99, 2009.

FURQUIM, T. A. C.; NERISSIAN, D. Y. Estudos de otimização de dose e qualidade de imagem em processos de transição tecnológica em mamografia. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 4, n. 3, p. 11-14, 2011.

- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física Vol 4.9** ed. Rio de Janeiro: LTC, 2012.
- HAMANN, João. **Entenda como funciona a produção dos raios X**. Disponível em: <<http://conter.gov.br/site/noticia/ampola>>. Acesso em: 26 jan. 2018.
- HENEINE, Ibrahim Felipe. **Biofísica Básica**. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2006.
- HEWITT, Paul G. **Física Conceitual**. 12 ed. Porto Alegre: Bookman, 2015.
- HOLLAUER, Eduardo. **Química Quântica**. 1 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2007.
- INCA (BRASIL). **Diretrizes para a Detecção Precoce do Câncer de Mama no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2015.
- LAZZARO, M. V. Avaliação comparativa da qualidade da imagem em sistemas de radiologia computadorizada utilizando Imaging Plates com diferentes tempos de uso. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 9, n. 1, p. 7-10, 2015.
- LIMA, R. S.; AFONSO, J. C.; PIMENTEL, L. C. F. Raios-x: Fascinação, Medo e Ciência. **Química Nova**. v. 32, n. 1, p. 263-270, dez. 2008.
- MARTINS, R. Andrade. A descoberta dos Raios X: O Primeiro Comunicado de Röntgen. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, Campinas, v. 20, n. 4, p. 373-390, dez. 1998.
- MARTINS, W. Denis. Wilhelm Conrad Roentgen e a Descoberta dos Raios X. **Rev. de Clín. Pesq. Odontol.** v. 1, n. 3, p. 59-63, mar. 2005
- MOURA, L. B.; BLASCO, M. A.; DAMIAN, M. F. Exames radiográficos solicitados no atendimento inicial de pacientes em uma Faculdade de Odontologia brasileira. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 43, n. 4, ago. 2014.
- NAVARRO, M.V.T. Evolução tecnológica do radiodiagnóstico. In: **Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária**. Salvador: EDUFBA, 2009, p. 31-36.
- NUSSENZVEIG, Herch. Moysés. **Curso de física básica. Vol. 4**. 4 ed. São Paulo: Blucher, 2003.
- OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.
- OKUNO, Emico. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. **Estudos Avançados**, São Paulo, v. 27, n. 77, p. 185-200, jan.2013.
- OLIVEIRA, Davi F. et al. Avaliação da qualidade de imagem em sistemas de radiografia computadorizada e image plates. In: **IV CONFERENCIA PANAMERICANA DE END. Anais... Buenos Aires: Asociación Argentina de Ensayos no Destructivos y Estructurales**. 2007.
- OLIVEIRA, M. M. N.; CORREIA, M. F.; BARATA, J. S. Aspectos relacionados ao emprego da radiografia panorâmica em pacientes infantis. **Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre**, v. 47, n. 1, p. 15-19, abr. 2006.
- PEREIRA, A. M. Reis. **Estudo do Impacto da Descoberta dos Raios-X e das suas Aplicações Médicas em Portugal**. 2012. 216 f. Dissertação de Mestrado. Universidade de Lisboa, Faculdade de Ciências Departamento de Química e Bioquímica, Lisboa, 2012.

- PIERES, Adriano; DALT, Silvana. **Raios Catódicos**. 1 ed. Ponto Alegre: Evangraf, 2011.
- PERUZZO, Jucimar. **Física e Energia Nuclear**. 1 ed. Irani: Clube de Autores, 2012.
- RÖNTGEN, Wilhelm Conrad. On a new kind of rays. **Science**, v. 3, n. 59, p. 227-231, 1896.
- ROSA, Luciana Martins et al. RASTREAMENTO MAMOGRÁFICO: DETECÇÃO DE LESÕES NEOPLÁSICAS MALIGNAS EM MULHERES DE SANTA CATARINA E DO BRASIL. **Texto & Contexto Enfermagem**, v. 25, n. 3, p. 1-8, 2016.
- SINGH, Rajinder. The Nobel Laureate WC Roentgen and His X-Rays. **Indian Journal of History of Science**, v. 51, p. 521-530, 2016.
- SOARES, Flávio Augusto Penna; PEREIRA, Aline Garcia; FLÔR, Rita de Cássia. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. **Radiol Bras**, v. 44, n. 2, p. 97-103, 2011.
- TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e dosimetria: Fundamentos**. CEP, v. 22783, p. 127, 2003.
- YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física 3: Eletromagnetismo**. 12 ed. São Paulo: Addison Wesley, 2008.