



UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO- UEMA
CENTRO DE ESTUDOS SUPERIORES DE CAXIAS- CESC
DEPARTAMENTO DE MATEMÁTICA E FÍSICA
CURSO DE LICENCIATURA PLENA EM FÍSICA

**UM ESTUDO DOS PARÂMETROS FÍSICOS ENVOLVIDOS NA FORMAÇÃO DE IMAGENS
RADIOGRÁFICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS**

***A STUDY OF THE PHYSICAL PARAMETERS INVOLVED IN THE FORMATION OF
RADIOGRAPHIC IMAGES IN CT SCANS***

***ESTUDIO DE LOS PARÁMETROS FÍSICOS IMPLICADOS EN LA FORMACIÓN DE IMÁGENES
RADIOGRÁFICAS EN TOMOGRAFÍAS COMPUTARIZADAS***

Maria Fernanda Fernandes Lima, Marcos Vinicius Maciel Sampaio, Fandson da Silva Morais, Nádia Alves Ferreira Nunes, Kariny Alanda Teixeira Costa, Vanderson da Silva Cruz, Diogo Venicius Bandeira da Silva, Iure da Silva Carvalho, Ediomar Costa Serra, Jailson dos Santos Silva

PUBLICADO: 06/2024

<https://doi.org/10.47820/recima21.v5i1.5448>

CAXIAS-MA
2023

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO- UEMA

**UM ESTUDO DOS PARÂMETROS FÍSICOS ENVOLVIDOS NA FORMAÇÃO DE IMAGENS
RADIOGRÁFICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à direção do curso de Licenciatura em Física do centro de Estudos Superiores de Caxias - CESC/UEMA, como um dos requisitos para obtenção do título de licenciada em Física.

Orientador: Prof. Dr. Iure da Silva Carvalho

CAXIAS-MA

2023

L732u Lima, Maria Fernanda Fernandes

Um estudo dos parâmetros físicos envolvidos na formação de imagens radiográficas em tomografias computadorizadas / Maria Fernanda Fernandes Lima. Caxias: Campus Caxias, 2023.

65f.

Orientador: Prof. Dr. Iure da Silva Carvalho.

Monografia (Graduação) – Universidade Estadual do Maranhão – Campus Caxias, Curso de Licenciatura em Física.

Elaborada pelo bibliotecário Wilberth Santos Raiol CRB 13/608

MARIA FERNANDA FERNANDES LIMA

**UM ESTUDO DOS PARÂMETROS FÍSICOS ENVOLVIDOS NA FORMAÇÃO DE
IMAGENS RADIOGRÁFICAS EM TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à
direção do curso de Licenciatura em Física do
centro de Estudos Superiores de Caxias -
CESC/UEMA, como um dos requisitos para
obtenção do título de licenciada em Física.

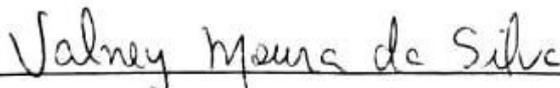
Orientador: Prof. Dr. Iure da Silva Carvalho

Aprovado em: 05/07/2023

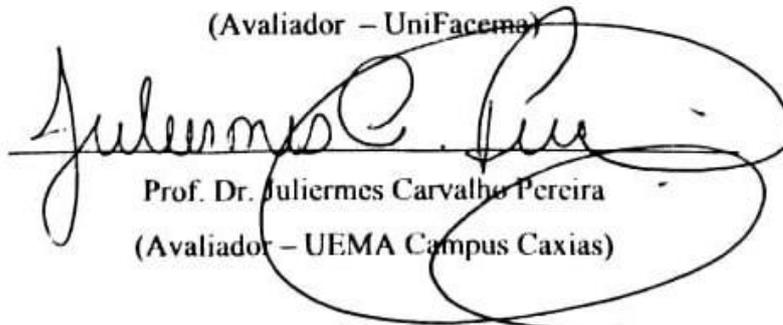
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Iure da Silva Carvalho
(Orientador – UEMA Campus Caxias)



Prof. Me. Valney Moura da Silva
(Avaliador – UniFacema)



Prof. Dr. Juliermes Carvalho Pereira
(Avaliador – UEMA Campus Caxias)

Dedicamos esse trabalho aos nossos familiares,
professores e amigos.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de expressar nossos mais sinceros agradecimentos a todos que contribuíram para a realização deste trabalho.

Primeiramente, agradecemos a Deus, pela força, sabedoria e orientação ao longo de toda essa jornada. Sem Sua graça, nada disso seria possível.

Aos nossos amigos e familiares, que estiveram ao nosso lado nos momentos de dificuldade, oferecendo apoio emocional e incentivo constantes. A presença e o carinho de vocês foram fundamentais para a conclusão deste projeto.

Aos professores Iure, Ediomar e Jailson, nosso profundo reconhecimento pelo apoio inestimável, pela orientação e pelos valiosos conhecimentos compartilhados. A dedicação de vocês foi essencial para o desenvolvimento deste trabalho.

Também agradecemos ao Laboratório de Materiais, pela infraestrutura e suporte técnico fornecido, que foram cruciais para a realização dos nossos experimentos e análises durante a graduação.

Por fim, agradecemos à Universidade Estadual do Maranhão, por proporcionar um ambiente acadêmico rico em oportunidades de aprendizado e crescimento.

A todos, o nosso muito obrigado!

RESUMO

A tomografia computadorizada (TC) é uma das técnicas mais modernas de diagnóstico por imagem que fazem uso de raios X, pois possibilita a análise de diversas patologias clínicas de forma precisa em um tempo relativamente curto. Entretanto, esse exame radiológico é um dos maiores causadores de doses elevadas de radiação em pacientes e profissionais de saúde, em razão do desconhecimento, por parte desses profissionais, sobre os princípios físicos relacionados à qualidade de imagem dentro das normas de segurança com uso de radiações ionizantes. A temática abordada no presente trabalho de caráter bibliográfico torna-se relevante por oportunizar o aprofundamento de diversos conceitos físicos importantes, uma vez que o método de tomografia computadorizada abrange uma gama de conteúdo das áreas de óptica e física moderna, como por exemplo, ondas eletromagnéticas, efeito fotoelétrico, efeito Compton, dentre outros. Além disso, esse estudo se faz necessário pois os métodos de TC contribuem, desde sua criação, para o avanço da medicina moderna por fazer uso de técnicas sofisticadas que aliam principalmente princípios físicos e de computação avançada. Neste sentido, este trabalho tem por finalidade discutir os parâmetros físicos envolvidos na formação de imagens em tomografia computadorizada, buscando esclarecer como estes influenciam na geração da imagem, bem como na sua qualidade considerando as normas de segurança.

PALAVRAS-CHAVE: Raios X. Tomografia Computadorizada. Parâmetros físicos.

ABSTRACT

Computed tomography (CT) is one of the most modern diagnostic imaging techniques that use X-rays, as it allows the analysis of various clinical pathologies precisely in a relatively short time. However, this radiological examination is one of the main causes of high doses of radiation in patients and health professionals, due to the lack of knowledge on the part of these professionals about the physical principles related to image quality within the safety standards with the use of ionizing radiation. The theme addressed in the present bibliographical work becomes relevant because it provides opportunities for the deepening of several important physical concepts, since the computed tomography method covers a range of contents from the areas of optics and modern physics, such as electromagnetic waves, photoelectric effect, Compton effect, among others. In addition, this study is necessary because CT methods have contributed, since their inception, to the advancement of modern medicine by making use of sophisticated techniques that mainly combine physical principles and advanced computing. In this sense, this work aims to discuss the physical parameters involved in the formation of images in computed tomography, seeking to clarify how they influence the generation of the image, as well as its quality, considering the safety standards.

KEYWORDS: X-rays. Computed tomography. Physical parameters.

RESUMEN

La tomografía computarizada (TC) es una de las técnicas de diagnóstico por imagen más modernas que hace uso de los rayos X, ya que permite el análisis de varias patologías clínicas en un tiempo relativamente corto. Sin embargo, este examen radiológico es una de las principales causas de altas dosis de radiación en pacientes y profesionales de la salud, debido a la falta de conocimiento por parte de estos profesionales sobre los principios físicos relacionados con la calidad de la imagen dentro de los estándares de seguridad con el uso de radiaciones ionizantes. El tema abordado en el presente trabajo bibliográfico cobra relevancia porque brinda la oportunidad de profundizar en varios conceptos físicos importantes, ya que el método de tomografía computarizada abarca una gama de contenidos en las áreas de la óptica y la física moderna, como las ondas electromagnéticas, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, entre otros. Además, este estudio es necesario porque los métodos de TC han contribuido, desde sus inicios, al avance de la medicina moderna al hacer uso de técnicas sofisticadas que combinan principalmente principios físicos y computación avanzada. En este sentido, este trabajo tiene como objetivo discutir los parámetros físicos involucrados en la formación de imágenes en tomografía computarizada, buscando esclarecer cómo influyen en la generación de la imagen, así como su calidad considerando los estándares de seguridad.

PALABRAS CLAVE: Radiografías. Tomografía computarizada. Parámetros físicos.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Representação vetorial de uma onda eletromagnética.....	15
Figura 2- Efeito fotoelétrico	17
Figura 3- Espalhamento Rayleigh	18
Figura 4- Espalhamento Compton.....	19
Figura 5- Produção de pares elétron-pósitron e processo de aniquilação.	20
Figura 6- Trifólio	21
Figura 7- Decaimento Alfa.....	22
Figura 8- Decaimento beta menos	23
Figura 9- Decaimento beta mais	23
Figura 10- Emissão gama	24
Figura 11- Espectro eletromagnético.....	25
Figura 12- Componentes básicos de um tubo de raios X	26
Figura 13- Produção de raios X por <i>bremsstrahlung</i>	27
Figura 14- Espectro característico de raios X.....	28
Figura 15- Equipamento básicos de TC	34
Figura 16- Gantry de TC aberto e seus componentes	34
Figura 17- Posicionamento do paciente para o exame de TC	37
Figura 18- Feixe de raios X através do paciente em TC.....	37
Figura 19- Reconstrução de uma imagem através da projeção inversa	38
Figura 20- Diferentes espessuras de colimação	39
Figura 21- Representação de um <i>voxel</i> e <i>pixel</i>	41
Figura 22- Escala de cinza para diferentes atenuações	42
Figura 23- Técnica de janela em um tórax	43
Figura 24- Comparação de ruídos em imagem de tórax.....	44
Figura 25- Imagem com artefato anel.....	45
Figura 26- Imagem com artefato	45
Figura 27- Imagem com artefato material.....	46
Figura 28- Reconstrução Multiplanar de imagem tomográfica.....	47
Figura 29- Reconstrução 3D de um joelho através de exame TC	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Alcance da Radiação Alfa para alguns valores de energia	22
Tabela 2- Alcance da radiação beta para alguns valores de energia.....	23
Tabela 3- Alcance dos raios γ e raios X para alguns valores de energia	24

LISTA DE SIGLAS

ANSI	American National Standards Institute
DNA	Deoxyribonucleic Acid
ISO	International Organization for Standardization
TC	Tomografía Computadorizada
UV	Ultravioleta
UNEP	United Nations Environment Programme
FOV	Field of Vision

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}$	Graus
Hz	Hertz
m/s	Metros por segundo
dps	Desintegrações por segundo
Bq	Bequerel
Ci	Curie
λ	Comprimento de onda
f	Frequência
T	Período
h	Constante de Plack
Φ	Função trabalho
MeV	Megaelétron-volt
KeV	Quiloelétron-volt
mA	Miliamperes
kV	Quilovolt
α	Alfa
β	Beta
γ	Gama
Z	Número atômico
N	Número de nêutrons
A	Número de massa
μ	Coeficiente de atenuação linear
cm	Centímetro
nm	Nanômetro
rpm	Rotações por minuto
R	Röntgen
Gy	Gray
Sv	Sievert
HU	Unidade Hunsfield

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1 Interações da radiação com a matéria	16
2.1.1 Efeito fotoelétrico	16
2.1.2 Espalhamento coerente ou Rayleigh	17
2.1.3 Espalhamento Compton	18
2.1.4 Produção de pares elétrons pósitrons	20
2.2 Radiações ionizantes e não ionizantes	20
2.2.1 Radiação Alfa (α)	21
2.2.2 Radiação Beta (β)	22
2.2.3 Radiação Gama (γ)	24
2.2.4 Raios X	24
3. PROCESSOS DE PRODUÇÃO DE RAIOS X	25
3.1 Espectro contínuo ou <i>bremsstrahlung</i>	27
3.2 Espectro característico ou fluorescência	28
4. INTERAÇÕES DOS RAIOS X COM A MATÉRIA	29
5. RAIOS X EM TECIDOS BIOLÓGICOS PARA FINS DIAGNÓSTICOS	30
5.1 Unidades de radiação	31
5.1.1 Dose de exposição (X)	31
5.1.2 Dose absorvida (D)	32
5.1.3 Dose equivalente (H)	32
5.1.4 Kerma (K)	32
6. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)	32
6.1 Equipamentos de TC	33
6.1.1 Gantry e Mesa	34
6.1.2 Monitores	36
6.2 Obtenção de dados e parâmetros de controle em TC	36
6.2.1 Colimação	38
6.2.2 Tensão (kV)	39
6.2.3 Corrente elétrica (mAs)	40
6.2.4 Tempo (t)	40
6.3 Geração de imagem	40

6.3.1 <i>Voxel e pixel</i>	41
6.3.2 Campo de Visão	41
6.3.3 Escala de cinzas	41
6.3.4 O <i>pitch</i>	42
6.3.5 Janelas	43
6.4 Qualidade da imagem	43
6.4.1 Ruído	44
6.4.2 Artefatos	44
6.4.3 Resolução espacial e Contraste	46
6.3.4 Reconstrução de imagem	46
7. RESULTADOS E DISCUSSÕES	48
8. CONSIDERAÇÕES	48
REFERÊNCIAS	49

1. INTRODUÇÃO

Os primeiros estudos sobre radiações foram feitos em 1895 pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), ao reproduzir o experimento de Joseph John Thompson sobre a luminescência por raios catódicos em tubos de Crookes, a fim de encontrar ondas eletromagnéticas de alta frequência previstas por Heinrich Hertz. Ao revestir o tubo de Crookes com papel preto, percebeu haver um brilho projetado em uma tela distante com material fosforescente (o platino cianeto de bário, BaPt (CN)₄) mesmo que a tela estivesse virada para o lado sem o material (Lima; Afonso; Pimentel, 2009). Ao colocar a mão entre ambos, o cientista observou que os ossos também eram projetados na tela. Naquele dia Röntgen presenciou pela primeira vez uma imagem radiográfica, resultado da interação de uma radiação eletromagnética nomeada por ele como Raios X.

Segundo Resende (2016), os raios X, assim como a luz são formados de fótons de energia associados a uma radiação eletromagnética, produzidos artificialmente através do processo de *bremstrahlung* ou por fluorescência. Ambos os processos de produção podem ocorrer devido à colisão de partículas, de alta energia cinética, com um material metálico. A utilização de raios X tem grande importância em diversas áreas, como na indústria onde são utilizados na inspeção de produtos, pois a absorção diferenciada dos fótons permite detectar defeitos volumétricos nas estruturas internas do produto. Na astronomia, são uma ferramenta para estudo de corpos celestes, como o sol, supernovas, galáxias ou aglomerados que emitem de forma espontânea esse tipo de radiação. Na medicina, as técnicas radiográficas são indispensáveis, pois possibilitam as observar estruturas do corpo humano sem precisar abri-lo.

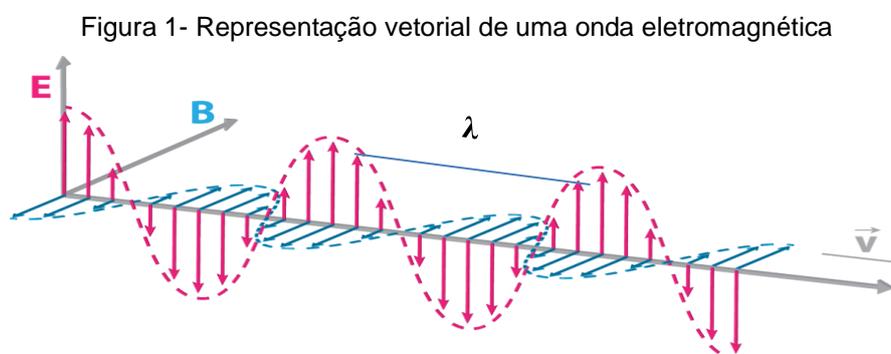
As técnicas radiológicas foram aperfeiçoadas ao longo das décadas com a invenção de exames sofisticados. Um desses exames é a tomografia computadorizada (TC). Segundo Soares *et al.*, (2007), a tomografia é um exame que permite visualizar partes anatômicas em forma de cortes, ou seja, é possível obter uma sequência de imagens em 360° que possibilita visualizar estruturas com poucas ou sem nenhuma sobreposição de outras circunvizinhas.

As técnicas de TC vêm se modernizando aos longos dos anos, em consequência disso tem aumentado as doses de radiação ionizante que os pacientes estão expostos (Rocha, 2018). Isto se deve, em parte, pela falta de conhecimento dos riscos envolvidos quando se faz um mau uso dos parâmetros de controle nas técnicas de radiodiagnóstico. Como esses parâmetros geralmente são controlados por computadores, os profissionais se tornam alienados quanto aos princípios físicos envolvidos nas técnicas de diagnóstico em TC. Além disso, as literaturas de revisão na língua portuguesa para o estudo desses parâmetros não são tão vastas (Junior, 2021). Geralmente é possível encontrar, de forma mais aprofundada, sobre os princípios físicos em exames radiológicos, quando se mapeiam diferentes livros com conteúdo mais ou menos abrangente. Khiyani e Singh (2021), Mourão (2015), Murphy *et al.*, (2023) abordam de forma detalhada muitos dos parâmetros físicos que contribuem para formação de imagens em TC, mas não esclarecem como esses parâmetros se relacionam. Sendo assim, este trabalho tem como objetivo realizar um estudo dos parâmetros físicos envolvidos na formação de imagens em TC e principalmente como eles se relacionam para a geração de uma imagem de qualidade dentro das normas de segurança.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Entende-se por radiação toda energia emitida por uma fonte e que se propaga de um ponto a outro sob a forma de um feixe de partículas elementares, de núcleos atômicos, ou ainda sob a forma de ondas eletromagnéticas (Silva, 2007). São exemplos de radiação: radiação alfa, radiação beta, raios gama, raios X, infravermelho, a luz visível etc. Podem ser classificadas em naturais (provenientes de elementos e isótopos encontrados na natureza) ou artificiais (provenientes de fontes artificiais ou transformações nucleares), podendo ter outras subclassificações como corpusculares ou eletromagnéticas e ainda ionizantes e não ionizantes.

As radiações eletromagnéticas são compostas por ondas eletromagnéticas que por sua vez são formadas por campos elétricos e magnéticos que variam com o tempo. Uma onda eletromagnética que se propaga na direção do eixo x possui um campo elétrico E e um campo magnético B cujos módulos dependem de x (posição) e t (tempo), são perpendiculares entre si e normais à direção de propagação da onda (Halliday; Resnick, 2016). A figura 1 mostra a representação de uma onda eletromagnética.



Fonte: Blog Física Ilustrada (2017), adaptado.

É possível definir algumas características da onda eletromagnética, como comprimento de onda, período, frequência e velocidade. O comprimento de onda (λ) é a distância entre dois picos ou dois vales, como pode ser visto na figura 1. Já o período (T) é o tempo gasto para que o comprimento de onda se forme, ou seja, para que uma oscilação se complete. A frequência (f) determina o número de oscilações por segundo, conforme a Eq. 2.1.

$$f = \frac{1}{T} \text{ [Hz]} \quad (2.1)$$

Sabendo que a equação de movimento uniforme, Eq. 2.2, da Mecânica Clássica é dada por:

$$\Delta V = \frac{\Delta S}{\Delta t} \text{ [m/s]} \quad (2.2)$$

Essa equação pode ser reescrita para descrever uma onda eletromagnética através da Eq. 2.3, já que λ corresponde à variação de distância ΔS , e que T corresponde à variação de tempo Δt :

$$c = \frac{\lambda}{T} [\text{m/s}] \quad (2.3)$$

Onde $c \cong 3 \times 10^8$ [m/s].

Dada a definição de radiação, é necessário agora definir o que é radioatividade, já que esses dois termos são normalmente utilizados como sinônimos. A radioatividade é a habilidade espontânea, do átomo, em emitir radiação (Dafre; Maris, 2013). A radioatividade pode ser medida em termos de desintegrações por unidade de tempo. As unidades de medidas são Curie (Ci) e Becquerel (Bq), sendo a mais utilizada o Becquerel.

Considerando que um Becquerel (Bq) represente uma desintegração por segundo (dps):

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ dps} \quad (2.4)$$

Com uma regra de três simples pode-se transformar em Curie (Ci) sabendo que:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ dps} \quad (2.5)$$

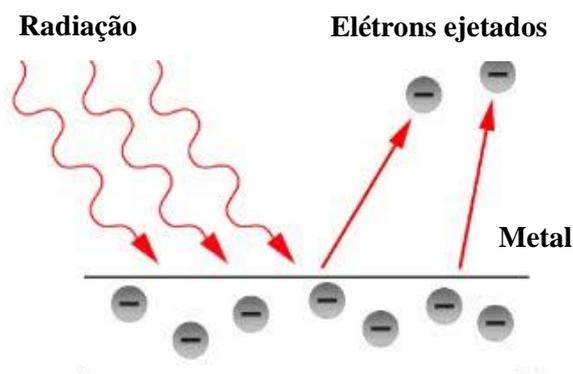
2.1 Interações da radiação com a matéria

A radiação eletromagnética, por não possuir carga elétrica e uma massa de repouso, tem a capacidade de penetrar até as camadas mais internas de estruturas sem sofrer interações com ela. De acordo com Sá *et al.*, (2016), o poder de penetração de uma radiação depende da forma como o fóton atravessa um determinado material. Ela pode penetrar o material sem interagir, pode interagir e ser completamente absorvido pela deposição de sua energia, pode, ainda, interagir e ser espalhado de sua direção original, possivelmente depositando parte de sua energia. Os fenômenos mais comuns de interação da radiação com a matéria são o espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton e a produção de pares elétrons pósitrons.

2.1.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um fenômeno que explica a emissão de elétrons por algum material quando este é iluminado por radiações eletromagnéticas de frequências em um intervalo conveniente (Fernandes, 2014), como representado na figura 2.

Figura 2- Efeito fotoelétrico



Fonte: Blog Stoodi (2020), adaptado.

Esse fenômeno foi descoberto em 1888 pelo físico Heinrich Hertz (1857-1894), quando ao incidir luz ultravioleta em uma chapa metálica, observou que ela facilitava a produção de faíscas. Em seus estudos o físico Philipp Lenard (1862- 1947) percebeu que uma corrente máxima gerada devido à ejeção de elétrons do metal, era proporcional a intensidade da luz que incidia nele. Uma conclusão um pouco óbvia na época, já que o número de elétrons emitidos deve ser proporcional à energia por unidade de tempo. Mas o que realmente impressionou os cientistas da época foi o fato de que uma luz fraca (pouco intensa) ainda fornecia energia aos elétrons para escapar do metal, fato que contrariava a teoria clássica. Albert Einstein (1879- 1955) percebeu que, o que de fato arrancava esses elétrons do metal, e que não dependia da intensidade da luz, eram os fótons de energia. Fótons são partículas de luz que ao incidir em um metal arrancava os elétrons do material, desde que sua frequência fosse grande o suficiente para isso. (Tipler; Llewellyn, 2014). A energia do fóton é dada pela Eq. 2.6, onde E é a energia do fóton, h a constante de Planck e f a frequência.

$$E = hf \quad (2.6)$$

A energia que o elétron vai adquirir após absorver a energia do fóton é dada pela Eq.2.7, onde Φ é a função trabalho.

$$E = hf - \Phi \quad (2.7)$$

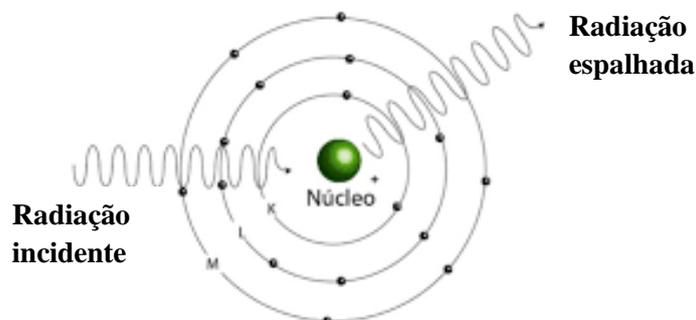
A função trabalho Φ , é uma grandeza que expressa a quantidade mínima de energia necessária para que haja a foto emissão de elétrons de um material metálico. O valor de Φ depende do metal que está sendo exposto à radiação.

2.1.2 Espalhamento coerente ou Rayleigh

No espalhamento coerente, radiações com energia abaixo de 10 KeV incidem nas camadas mais externas de um átomo do material alvo, deixando-o excitado. Depois de ser excitado esse átomo

libera o excesso de energia que ele recebeu em forma de radiação espalhada. Neste tipo de espalhamento a energia do fóton espalhado é a mesma do fóton incidente ($hf_1 = hf_2$), assim como os comprimentos de onda ($\lambda_1 = \lambda_2$), porém a direção do fóton espalhado pelo átomo é diferente da direção incidente, como pode ser observado na figura 3.

Figura 3- Espalhamento Rayleigh



Fonte: Site Santa Rita (2019), adaptado.

Nesse processo de interação há transferência de energia para o átomo, e essa quantidade de energia transferida dependerá da energia da radiação incidente (hf) e do número atômico (Z) do átomo alvo. A seção de choque para o espalhamento coerente (σ_{coe}) será diretamente proporcional ao quadrado número atômico e inversamente proporcional ao quadrado da energia do fóton, como apresentado na Eq. 2.8 (ROSA, 2018).

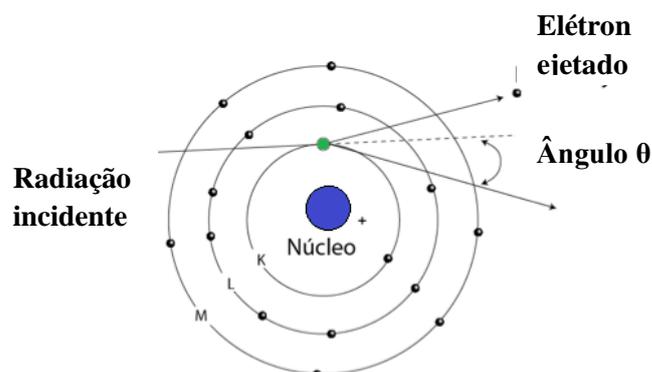
$$\sigma_{coe} \propto \frac{Z^2}{(hf)^2} \quad (2.8)$$

Assim, pode-se confirmar que a probabilidade de ocorrência do espalhamento coerente numa interação com a matéria, é maior para baixas energias e em materiais com alto número atômico.

2.1.3 Espalhamento Compton

O espalhamento Compton, ou efeito Compton, é um fenômeno no qual há diminuição da energia, e conseqüentemente aumento do comprimento de onda, de um fóton de raios gama ou raios X quando estes interagem com a matéria. Esse efeito acontece quando um fóton incidente cede parte de sua energia para um elétron de um alvo, fazendo-o sair de sua órbita e nessa interação surge outro fóton, o qual é espalhado com energia mais baixa e que irá se propagar em outra direção (Rosa, 2018). Na figura 4 está representado como ocorre o efeito Compton.

Figura 4- Espalhamento Compton



Fonte: Blog Estudo Prático (2014), adaptado.

Pela teoria clássica ondulatória, a frequência de uma onda não pode ser alterada, pois essa característica depende da fonte que a emite, mas o que Compton observou em seus experimentos — sobre interação da radiação com a matéria utilizando raios X — é que os raios X espalhados tinham uma frequência menor do que os raios X incidentes dependendo do ângulo de desvio. Compton pensou que, se esse espalhamento fosse considerado um choque, ou seja, uma “colisão” entre um fóton de energia hf_1 (e momento hf_1/c) e um elétron, o elétron absorveria parte da energia inicial e, portanto, a energia hf_2 do fóton espalhado seria menor do que a do fóton incidente. Nesse caso, a frequência f_2 e o momento hf_2/c do fóton espalhado também seriam menores do que a frequência f_1 e o momento hf_1/c do fóton incidente. Com essa analogia, Compton fez uso da mecânica relativística para aplicar as leis da conservação do momento e da energia nessa colisão, o que lhe possibilitou calcular a diferença entre os comprimentos, da onda espalhada e da onda incidente antes do espalhamento, em função do ângulo de espalhamento (Tipler; Llewellyn, 2014).

Sendo λ_1 o comprimento de onda incidente, λ_2 o comprimento da onda espalhada, h a constante de Planck, m a massa do elétron, c a velocidade da luz no vácuo, e θ o ângulo do fóton espalhado, pode-se calcular a diferença de comprimentos de onda, provocada pelo espalhamento Compton, pela Eq. 2.9.

$$\lambda_2 - \lambda_1 = \frac{h}{mc} (1 - \cos\theta) \quad (2.9)$$

Já a energia do fóton espalhado é dada pela Eq. 2.10:

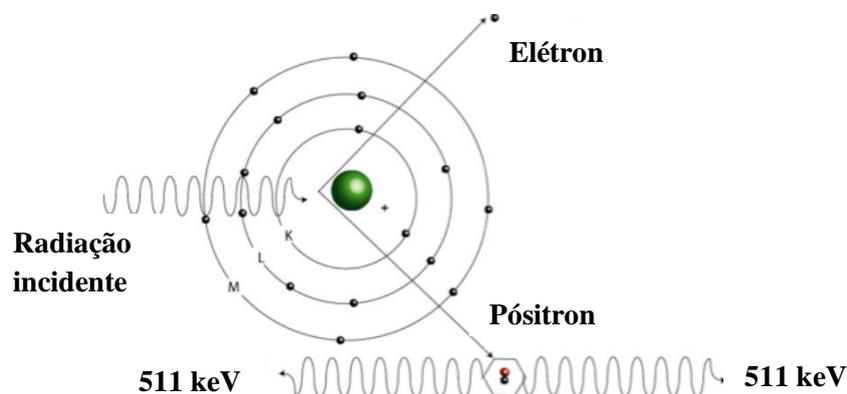
$$hf_2 = \frac{hf_1}{1 + \frac{hf_1}{mc^2} \times (1 - \cos\theta)} \quad (2.10)$$

Onde hf_2 é a energia do fóton espalhado, hf_1 é a energia do fóton incidente, mc^2 é a energia correspondente à massa de repouso do elétron, e θ é o ângulo do fóton espalhado (Silva; Freire Jr, 2014). Tratando-se de exames radiológicos, o efeito Compton pode contribuir significativamente para o aumento da radiação que é espalhada pelo corpo do paciente e que atinge o filme radiográfico, ou detector no caso da tomografia computadorizada, deteriorando a qualidade da imagem.

2.1.4 Produção de pares elétrons pósitrons

Segundo Gondim (2016), a produção de pares ocorre quando a radiação, como os raios X ou raios γ , interagem diretamente com o núcleo atômico. Nesse fenômeno, quando a radiação incidente, com energia mínima de 1,022 MeV, passa nas proximidades do núcleo ela desaparece, fazendo surgir no lugar dela um par de partículas, o elétron e o pósitron. Esse pósitron formado ao encontrar um elétron, tanto ele como o elétron desaparecerão pelo processo de aniquilação, dando lugar a dois fótons de energia com 511 KeV cada, figura 5.

Figura 5- Produção de pares elétron-pósitron e processo de aniquilação



Fonte: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas (CBPF) (2016), adaptado.

“Se a energia do fóton primário for grande, os elétrons resultantes desse processo produzem uma nova geração de "fótons". Essa cadeia continua até a energia cair para um nível onde a formação de novas partículas torna-se ineficiente” (Gondim, 2016, p. 20). Quando a energia dos fótons for inferior a 1,022 MeV, a produção de pares não irá mais ocorrer. Em exames radiológicos, por exemplo, esse fenômeno não está presente já que para a formação de imagens radiográficas uma energia menor que o valor mínimo de 1,022 MeV já é suficiente.

2.2 Radiações Ionizantes e não Ionizantes

A radiação usada em exames radiológicos faz parte de uma classe específica, a de radiações ionizantes. Radiação ionizante é aquela que transporta uma quantidade tão grande de energia que desprende elétrons dos átomos de um material. Nesse processo chamado ionização forma-se o par íon negativo e íon positivo. A radiação ionizante só pode arrancar qualquer elétron de um átomo se tiver energia maior que a energia de ligação dele ao átomo (Okuno, 2013). Em sistemas biológicos elas são capazes, por exemplo, de quebrar fitas de DNA.

Um ano após o acidente em Hiroshima, a Universidade de Berkeley, na Califórnia, criou um ícone para representar radiações ionizantes, o trifólio. O símbolo em cor amarelo e preto, como mostrado na figura 6, foi regulamentado pelo Instituto Americano de Padronização (ANSI) em conjunto com a Organização Internacional para a Padronização (ISO), podendo ter outras variações em azul e magenta.

Figura 6- Trifólio



Fonte: SINTARESP (2013).

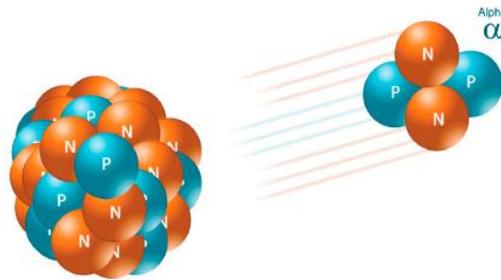
Para diminuir as chances de acidentes com radiações ionizantes, existem ainda equipamentos que são capazes de detectá-la, os detectores. Detector de radiação é um dispositivo que ao colocado em um meio onde exista radiação, é capaz de detectar e medir sua intensidade. Os detectores podem ser de vários tipos, como detectores a gás, detectores de estado sólido, câmera de ionização, contadores Geiger-Muller etc.

A origem de uma radiação ionizante pode ser no núcleo do átomo, na eletrosfera, ou quando uma radiação interage com a eletrosfera ou núcleo de outro átomo. As nucleares mais conhecidas são: alfa (α), beta (β), e gama (γ). E os raios X que se originam na eletrosfera (Okuno, 2013).

2.2.1 Radiação Alfa (α)

No núcleo de um átomo existem dois tipos de partículas: os prótons e os nêutrons (ambos juntos recebem o nome genérico de núcleons). O número de prótons do núcleo (também conhecido como número atômico) é representado pela letra Z; o número de nêutrons é representado pela letra N; e soma do número de prótons e do número de nêutrons é chamada de número de massa e representada pela letra A (Serway; Jewett, 2012). Quando um átomo radioativo emite radiação alfa (α), significa que ele está emitindo dois nêutrons e dois prótons de seu núcleo. O símbolo para radiação alfa é ${}^2_2\alpha^4$ onde o número 2 representa o número atômico Z da radiação, e o 4 representa o número de massa A, que nada mais é do que a massa das 4 partículas emitidas como mostrado na figura 7.

Figura 7- Decaimento Alfa



Fonte: Beduka (2019).

O poder de penetração dessa radiação é pequeno, ela alcança poucos centímetros no ar e alguns milímetros na pele humana (Lima, 2014), como pode ser observado na Tabela 1. Porém, inalar ou ingerir partículas α é um sério problema para a saúde podendo até mesmo levar à morte.

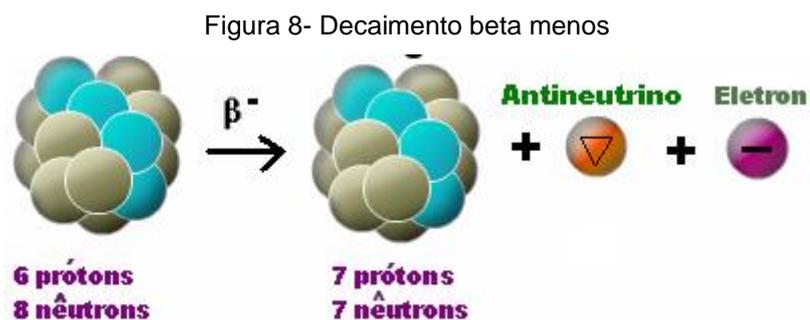
Tabela 1- Alcance da Radiação Alfa para alguns valores de energia

Energia (MeV)	Alcance (cm)			
	Partículas α	Ar	Tecido Humano	Alumínio
1,0		0,55	$0,33 \times 10^{-2}$	$0,32 \times 10^{-3}$
2,0		1,04	$0,63 \times 10^{-2}$	$0,61 \times 10^{-3}$
3,0		1,67	$1,00 \times 10^{-2}$	$0,98 \times 10^{-3}$
4,0		2,58	$1,55 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-3}$
5,0		3,50	$2,10 \times 10^{-2}$	$2,06 \times 10^{-3}$

Fonte: Okuno *et al.*, (1986)

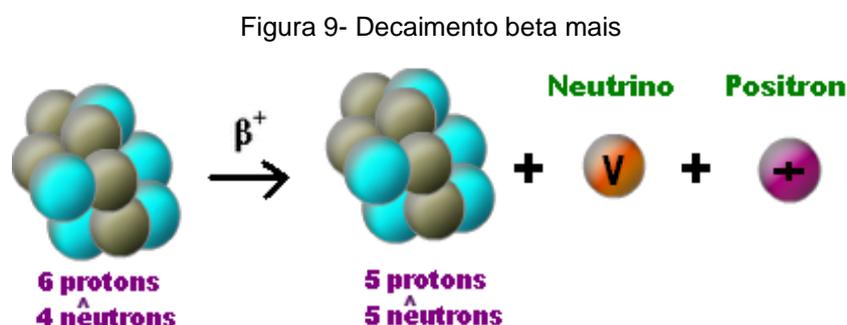
2.2.2 Radiação Beta (β)

Assim como a radiação alfa (α), a radiação beta (β) é emitida do núcleo atômico. Há dois tipos de radiação beta: a beta menos (β^-) e beta mais (β^+). A beta menos ocorre com a emissão de um elétron, o que é um pouco contraditório uma vez que no núcleo atômico existem apenas prótons e nêutrons. De acordo com o cientista Enrico Fermi, a hipótese desse fenômeno é que um nêutron de um átomo radioativo tem a capacidade de se transformar em um próton, mais um elétron, mais um antineutrino (antipartícula do neutrino), esse próton formado ficará no núcleo e o elétron juntamente com o antineutrino será emitido (Soares, 2008), figura 8. O símbolo de radiação beta menos é ${}_{-1}^0\beta$ onde o -1 é o número atômico da radiação (que é negativo pois os elétrons têm carga negativa) e 0 representa a massa emitida (os elétrons tem massa desprezível).



Fonte: Instituto de Física Gleb Wataghin (2000).

Já na radiação beta mais $+1\beta^0$, há transformação de um próton em um nêutron com a emissão de neutrino e um elétron positivo (pósitron) que a é antipartícula do elétron, tendo mesma massa deste, mas com carga positiva, como pode-se observar na figura 9. Quando um pósitron é emitido, vale lembrar, que ele tem um tempo de vida muito curto, pois ao encontrar um elétron os dois desaparecem pelo processo de aniquilação e suas massas são transformadas em fótons de energia ou em outras partículas.



Fonte: Instituto de Física Gleb Wataghin (2000).

Sob o ponto de vista da radioproteção, os efeitos biológicos de ambas as radiações beta são equivalentes. Quando se trata de um material beta-emissor, é necessária a colocação de uma blindagem entre o operador e a fonte (Soares, 2008). Na tabela 2 observam-se os valores do alcance das partículas beta.

Tabela 2- Alcance da radiação beta para alguns valores de energia

Energia (MeV)		Alcance (cm)	
Partículas β	Ar	Tecido Humano	Alumínio
0,01	0,23	$0,27 \times 10^{-3}$	0
0,1	12,0	$1,51 \times 10^{-2}$	$4,3 \times 10^{-3}$
0,5	150	0,18	$5,9 \times 10^{-2}$
1,0	420	0,50	0,16
2,0	840	1,00	0,34

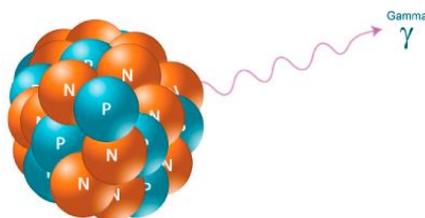
3,0	1260	1,50	0,57
-----	------	------	------

Fonte: Okuno *et al.*, (1986)

2.2.3 Radiação Gama (γ)

A radiação gama nada mais é do que uma onda eletromagnética que o núcleo de átomo radioativo emite. Diferente das outras radiações nucleares, a gama não emite nenhuma partícula subatômica, ela é energia pura se propagando no espaço, como ilustra a figura 10.

Figura 10- Emissão gama



Fonte: Beduka (2019).

Seu símbolo é ${}_{0}\gamma^{0}$ pois não tem massa, e nem carga. As radiações gama com energias entre 3 e 10 MeV são as mais perigosas a nível biológico, uma vez que o corpo é relativamente “transparente” à radiação gama de energia mais elevada (Lima, 2014).

2.2.4 Raios X

Os raios X são radiações eletromagnéticas (fótons de energia) geradas, diferente das outras radiações, na eletrosfera de um átomo alvo a partir da colisão de feixes de elétrons com materiais metálicos (RESENDE, 2016). O alcance dos raios γ e dos raios X é semelhante, como mostrado na tabela 3, já que ambos são, puramente, energia se propagando.

Tabela 3- Alcance dos raios γ e raios X para alguns valores de energia

Energia (MeV)	Alcance (cm)	
Raios γ e raios X	Tecido Humano	Chumbo
0,01	0,13	$4,5 \times 10^{-4}$
0,05	3,24	$0,8 \times 10^{-2}$
0,1	4,15	$1,1 \times 10^{-2}$
0,5	7,23	0,38
1,0	9,91	0,86
5,0	23,1	1,44

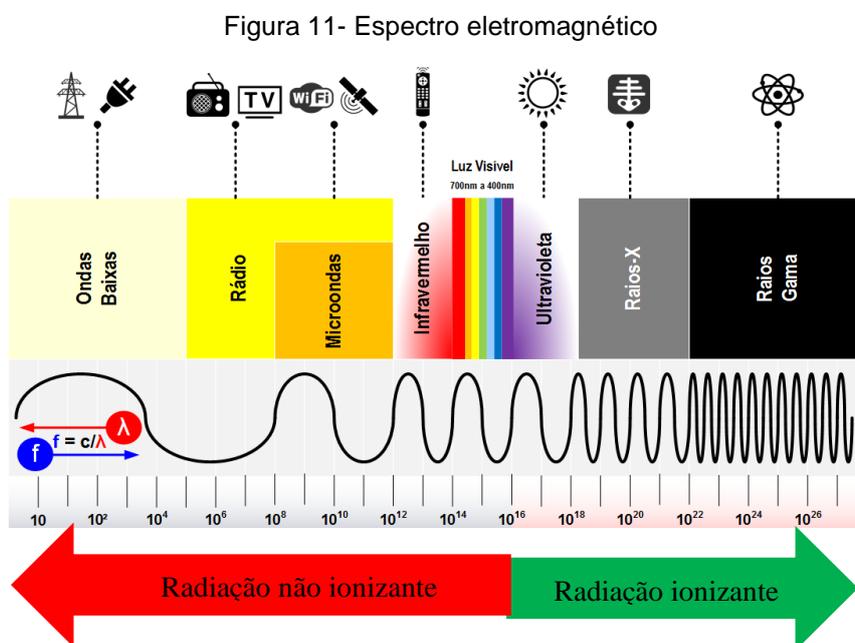
Fonte: Okuno *et al.*, (1986)

Radiações não ionizantes são aquelas que não possuem energia suficiente para arrancar elétrons de átomos, ou seja, ionizá-los. Pode-se citar como exemplos de radiações não ionizantes a luz visível, micro-ondas, ultravioleta, infravermelho, ondas de rádio etc. Segundo Mota (2017, p. 05), “Embora os níveis de radiação não ionizante não afetem a estrutura molecular, esta poderá afetar o tecido biológico através da mudança dos níveis de energia no tecido das moléculas, produzindo calor”.

Para Cerqueira (2013), não há um comprimento de onda, frequência e energia exatos onde a radiação passa a ser ionizante ou não:

O limiar entre o que é radiação ionizante e não ionizante não está definida de modo preciso. Podemos considerar que a radiação UV mais energética (menor comprimento de onda) é ionizante, vindo referenciado na literatura para comprimentos de onda inferiores a 124nm (Cerqueira, 2013, p. 15).

Na figura 11 pode-se ter uma noção do espectro eletromagnético de radiações não ionizantes e ionizantes.



Fonte: Blog LabCisco (2018), adaptado.

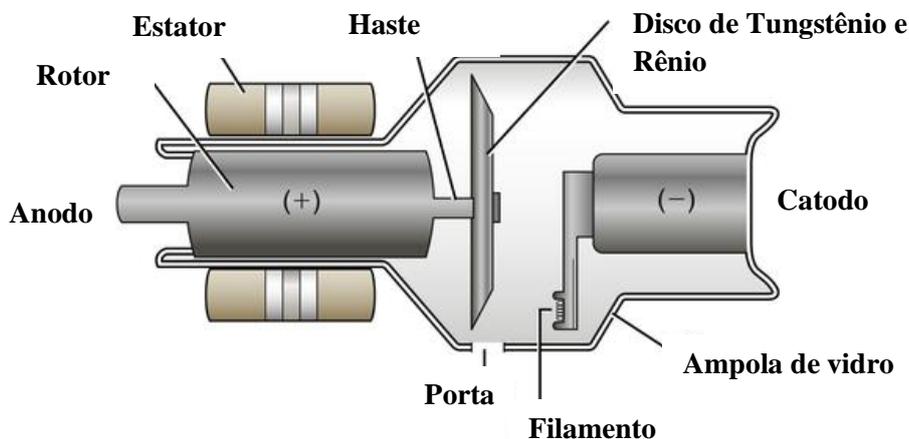
Apesar de não contribuir diretamente para a formação de imagens radiográficas, as radiações não ionizantes fazem parte dos processos radiológicos, pois sempre há produção de calor (Mota, 2017).

3. PROCESSOS DE PRODUÇÃO DE RAIOS X

Existem várias formas de energia no universo, e no cotidiano é possível observar situações em que um tipo de energia se transforma em outro. A energia proveniente do sol pode se transformar em energia elétrica para abastecer residências, a energia proveniente de reações químicas em um motor pode se transformar em energia cinética que faz com que um carro se movimente etc. A produção de raios X, assim como os exemplos citados, também ocorre através de um processo de transformação de energia. Para compreender como eles são gerados, tanto para uso médico quando para uso industrial, é fundamental conhecer os componentes básicos dos tubos de raios X. O tubo de raios X é

uma ampola de vidro a vácuo contendo dois eletrodos metálicos, o catodo e anodo, além de outros componentes que auxiliam na rotação (Costa, 1998), figura 12.

Figura 12- Componentes básicos de um tubo de raios X



Fonte: Site Radiology key (2016), adaptado.

O catodo tem polaridade negativa, e nele estão presentes os filamentos que têm a função de ser fonte de elétrons do tubo. Os filamentos são dispostos em forma de espiral para que tenham uma área maior, com mais átomos e conseqüentemente a capacidade de emitir mais elétrons. São geralmente feitos de Tungstênio (W) por ter alto ponto de fusão, número atômico elevado, boa durabilidade, e principalmente por ser um elemento onde a emissão termiônica ocorre abaixo do ponto de fusão (Khiyani; Singh, 2021).

O anodo é uma superfície metálica (alvo) com polaridade positiva onde os elétrons provenientes do cátodo irão colidir. A escolha do material alvo interfere diretamente na quantidade de radiação produzida, dessa forma, na maioria dos tubos esse ânodo é feito de uma liga metálica com 90% de tungstênio. Além do alto ponto de fusão, boa durabilidade, alto número atômico ($Z=74$), o alvo de tungstênio apresenta maior condutividade térmica para dissipar o calor rapidamente, além disso, é um metal que pode facilmente usinado. Nos outros 10% da liga é acrescentado Rênio, pois esse elemento permite que elétrons com alta energia cinética colidam no alvo sem produzir uma grande quantidade de fissuras.

O Rotor e o estator são componentes responsáveis pela rotação do alvo através do processo de indução elétrica. O rotor é composto por barras de cobre arranjadas em um cilindro de ferro. A rotação do alvo é medida entre 3000 e 9000 rotações por minuto (rpm) e é feita para que se tenha uma maior área de impacto dos elétrons que vêm do filamento e uma melhor distribuição do calor. Para conectar o rotor ao alvo existe um componente chamado de haste. A haste do ânodo tem apenas o papel de ligar e facilitar a rotação, entretanto ela não pode ser feita do mesmo material que alvo, pois é necessário que essa haste tenha um alto ponto de fusão, mas uma baixa condutividade para que não conduza facilmente o calor entre o alvo e o rotor (Khiyani; Singh, 2021).

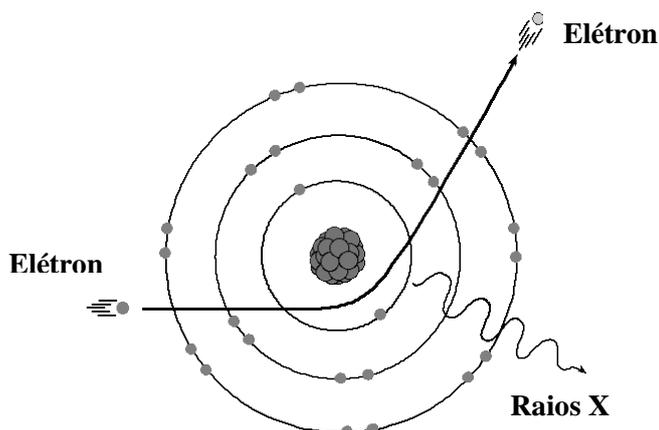
Quando os raios X foram descobertos não se sabia como eles eram produzidos, pois o conhecimento sobre a própria estrutura atômica era incerta, a descoberta do elétron foi anunciada

quase dois anos após a descoberta de Röntgen. Hoje se sabe que há duas formas de se produzir raios X, através do processo de espectro contínuo ou *bremstrahlung* (freio em alemão) e do processo de espectro característico.

3.1 Espectro contínuo ou *bremstrahlung*

Ao aplicar uma diferença de potencial VAC (diferença de potencial entre o ânodo e cátodo) no tubo de raios X o cátodo (filamento) é aquecido até uma temperatura muito elevada, liberando elétrons em um processo chamado emissão termiônica, processo no qual os elétrons atingem uma energia suficiente para se desprender da superfície de um metal. Os elétrons são então acelerados no sentido do anodo pela diferença de potencial VAC, ao colidirem com o alvo metálico os elétrons são bruscamente freados perdendo energia cinética que é transformada em raios X. (Young; Freedman, 2015). Definir esse processo de produção de raios X apenas como uma colisão de partículas em um anteparo metálico ainda é um pouco vago, já que, segundo Pacheco e Reis (2023), há diversos experimentos físicos de colisões com partículas aceleradas e nem todos resultam em radiações na faixa dos raios X. No processo de *bremstrahlung* o que de fato ocorre é uma interação entre campos elétricos como mostrado na figura 13. Como os elétrons provenientes do cátodo têm carga negativa eles são atraídos pelos núcleos atômicos do alvo que têm cargas positivas. Então essa frenagem (*bremstrahlung*) acontece devido à ação de uma força elétrica o entre os núcleos atômicos e os elétrons, fazendo com que estes sofram um desvio e percam energia cinética. Uma parcela da energia cinética é transformada em raios X, mas a maior parte é transformada em infravermelho, calor.

Figura 13- Produção de raios X por *bremstrahlung*



Fonte: Site Radiology key (2016), adaptado.

Os fótons de raios X podem ter quaisquer valores de energia, desde valores muito próximos de zero a valores máximos, onde os elétrons colidem diretamente com o núcleo atômico. Esses valores máximos de energia podem ser dados pela Eq. (3.1), onde se pode relacionar a energia cinética K dos elétrons (com carga e) com o comprimento λ , frequência f , e o potencial (VAC) aplicado no tubo (Teixeira, 2017).

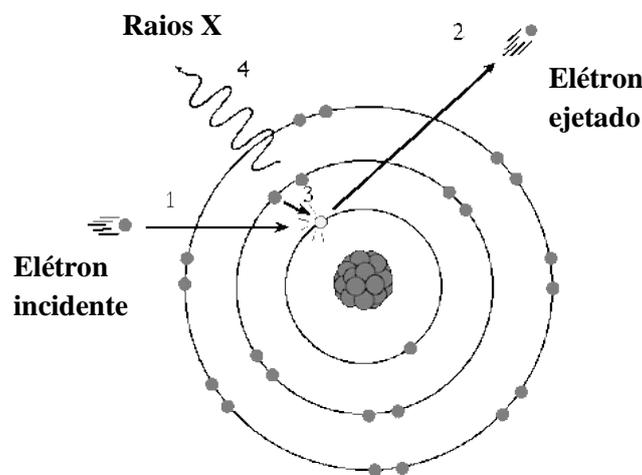
$$K = hf = \frac{hc}{\lambda} = eVAC \quad (3.1)$$

A energia dos fótons de raios X bem como seu comprimento de onda independe do material alvo, mas dependem do valor de potencial VAC aplicado no tubo. Quanto maior VAC maior será a energia dos raios X gerados, entretanto, o aumento de VAC também eleva a energia do infravermelho (Carvalho *et al.*, 2017).

3.2 Espectro característico ou fluorescência

Há outra forma de produzir raios X, pelo processo chamado fluorescência ou espectro característico, onde os raios gerados são chamados de raios X característicos. Nesse processo um elétron externo vindo do cátodo pode arrancar um elétron do átomo alvo criando uma vacância, ou buraco (Resende, 2016). Esta vacância é preenchida por um elétron de uma camada externa que libera energia ao descer para a camada inferior como representado na figura 14.

Figura 14- Espectro característico de raios X



Fonte: Site Radiology Key (2016), adaptado.

A diferença entre as energias das camadas eletrônicas envolvidas é liberada na forma de raios X. Numa situação em que um elétron é ejetado da camada K, e outro da camada L ocupe a vacância deixada por ele, energia liberada na forma de raios X para que o átomo ganhe estabilidade novamente é dada pela Eq. (3.2), onde E_{rx} é a energia dos fótons de raios X, E_L a energia da camada L e E_K a energia da camada K (Carvalho *et al.*, 2017).

$$E_{rx} = E_L - E_K \quad (3.2)$$

Segundo Teixeira *et al.*, (2017), essa diferença de energia entre as camadas é característica de cada elemento químico, por esse motivo os raios X produzidos nesse processo são chamados de

raios X característicos. Para haver produção de raios X característicos, a energia cinética dos elétrons do cátodo deve ser maior do que a energia de ligação dos elétrons do alvo.

4. INTERAÇÕES DOS RAIOS X COM A MATÉRIA

Além das propriedades ondulatórias, radiações eletromagnéticas também se comportam como partículas pela forma como interagem com a matéria. Como já mencionado anteriormente, os fenômenos mais comuns de interação são: efeito fotoelétrico, espalhamento coerente, espalhamento Compton e produção de pares. Ao incidir na matéria e ocasionar alguns desses fenômenos, os feixes de raios X apresentam uma atenuação característica. Atenuação pode ser definida como a diminuição da intensidade de um fluxo quando este atravessa um meio, em consequência da remoção de um fóton do feixe primário ao interagir com os átomos do material (JUNIOR *et al.*, 2017). Vale lembrar que a atenuação é resultado das interações da radiação com os átomos do material, mas não pode ser considerada uma interação em si.

Tomando como exemplo um feixe paralelo monoenergético de raios X de geometria estreita, ao incidir em um material e ter fótons completamente removidos em uma área de espessura x , esse número de fótons será proporcional à intensidade $I(x)$ naquela área e também à área incremental dx . A variação de intensidade do feixe de raios X em dx pode ser escrita pela Eq. (4.1):

$$dI(x) = -I(x)\mu dx \quad (4.1)$$

μ é a constante que representa a probabilidade que fótons têm de ser removido do feixe de raio X por unidade de comprimento atravessado. Enquanto o feixe passa através de um objeto sólido, a atenuação segue a lei de Lambert-Beer, descrita pela Eq. (4.2) que é resultado da integração de (4.1) (Wildenschild; Sheppard, 2013).

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (4.2)$$

onde I_0 é a intensidade inicial do feixe incidente de raios X, μ agora pode ser denominado como coeficiente de atenuação linear. Como cada efeito contribui para a diminuição da intensidade do feixe, μ será a soma dos coeficientes em cada um dos fenômenos de interação, Eq. (4.3):

$$\mu = \mu_f + \mu_{er} + \mu_c + \mu_p \quad (4.3)$$

onde μ_f é o coeficiente de atenuação linear devido ao efeito fotoelétrico, μ_{er} é o coeficiente de atenuação linear devido ao espalhamento coerente, μ_c é o coeficiente de atenuação linear devido ao espalhamento Compton e μ_p é o coeficiente de atenuação linear devido à produção de pares. Quando atravessam um material, os raios X apresentam um caminho livre médio R característico, que é a distância média percorrida por um fóton antes da sua primeira interação com a matéria. R pode ser dado pela Eq.(4.4):

$$R = \frac{\int_0^{\infty} x e^{-\mu x}}{\int_0^{\infty} e^{-\mu x}} = \frac{1}{\mu} \quad (4.4)$$

O uso do coeficiente de atenuação linear é limitado, pois varia com a densidade do material mesmo que sejam feitos da mesma substância (Junior, 2019). Dessa forma, para considerar a densidade do material é utilizada outra grandeza de atenuação, o coeficiente de atenuação de massa (μ/ρ) sendo ρ a densidade no material. O coeficiente de atenuação de massa não muda para uma mesma substância em estados físicos diferente. Para calcular o coeficiente de atenuação linear em um material levando em consideração sua densidade é utilizada a Eq. (4.5):

$$\frac{\mu}{\rho_c} = \sum R_i \cdot \frac{\mu_i}{\rho_i} \quad (4.5)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear da substância composta, mistura ou liga metálica, ρ_c é a densidade da substância composta, mistura ou liga metálica, R_i é a fração em massa do i-ésimo elemento químico na substância composta, mistura ou liga metálica, μ_i é o coeficiente de atenuação linear do i-ésimo elemento químico em estado puro e ρ_i é a densidade do i-ésimo elemento químico em estado puro. O coeficiente de atenuação de um feixe, vale lembrar, se diferencia do coeficiente de absorção. Enquanto o coeficiente de atenuação mede o número n de fótons que incidem em um material e sofrem interações com ele, o coeficiente de absorção mede a energia dos fótons que incidiram no material e foram absorvidos (Weber, 2020).

Nas condições iniciais foi considerado um feixe paralelo monoenergético, porém essa é uma condição hipotética uma vez que a colimação perfeita não existe. Nessas condições após os raios X atravessarem o material haverá fótons que não são de feixes primários paralelos. Sendo assim, quando os raios incidentes com feixes não colimados de energia E atravessarem o material a Lei de Lambert Beer será substituída pela Eq. (4.6):

$$I(x) = I_0 B(x, E) e^{-\mu x} \quad (4.6)$$

nessa equação $I(x)$ será a intensidade dos raios X depois de atravessarem o material, I_0 a intensidade dos raios incidentes, μ é o coeficiente de atenuação linear, E é a energia dos fótons, x a espessura do material, $B(x, E)$ é um fator de crescimento que depende da geometria em que experimento é realizado.

5. RAIOS X EM TECIDOS BIOLÓGICOS PARA FINS DIAGNÓSTICOS

A atenuação do feixe de raios X através de um paciente, que tem diferentes tecidos, com índices de absorção de radiação bastante diferenciados, resulta numa variação da radiação transmitida através dele, ou seja, no corpo humano cada estrutura tem uma densidade, e essa variação de densidade faz com que tenhamos uma boa visão de algumas regiões e outras não. Poucas estruturas do corpo humano apresentam alta densidade. Os ossos têm densidade quase metálica devido ao teor

elevado de cálcio, fazendo com que eles absorvam mais raios, e muitas estruturas têm densidade muito baixa, como músculos, gordura, o ar que existe nos pulmões e tubo digestivo. Um objeto dentro do corpo será visível se, e somente se, ele tiver contraste físico suficiente em relação aos tecidos circunvizinhos. Na radiografia, por exemplo, os objetos em uma imagem sobressaem-se em relação aos tecidos circundantes somente se houver uma diferença adequada na massa específica (densidade em g/cm^3), na composição química dos tecidos ou, ainda, se o objeto for suficientemente espesso. O contraste do objeto é proporcional ao produto entre a densidade e o número atômico Z . A componente do contraste devido à composição química, muito sensível à energia dos fótons somente contribuirá para aumentá-lo se os números atômicos médios do objeto e do tecido que o circunda forem diferentes. A contribuição da composição química para a produção de contraste entre os tecidos moles e os fluidos do corpo é relativamente pequena, pois seus valores de $Z_{\text{médio}}$ são muitos próximos (Soares, 2008).

5.1 Unidades de radiação

No estudo da interação de radiações ionizantes no corpo humano, foram determinadas unidades de medida para controlar a doses de radiação utilizada em radioterapia e radiodiagnósticos. Para Cameron (1991), estudo da dosimetria em exames radiológicos é de suma importância para proteção do médico paciente e também para o controle dos parâmetros

de qualidade. As grandezas que mais se destacam em radiodiagnósticos são: dose de exposição, dose absorvida, dose equivalente e kerma.

5.1.1 Dose de exposição (X)

Uma das grandezas utilizada na proteção radiológica é a exposição ou dose de exposição (X), que mede a capacidade que os fótons de raios X e raios gama — com energias inferiores a 3 MeV — têm de ionizarem o ar, ou seja, essa grandeza mede a quantidade de carga elétrica de mesmo sinal produzida, por unidade de massa no ar (Tauhata *et al.*, 2013). A dose de exposição X pode ser calculada pela Eq. (5.1):

$$X = \frac{dQ}{dm} \text{ [R]} \quad (5.1)$$

A dose de exposição X é a razão entre uma quantidade infinitesimal de carga dQ (íons) e a quantidade infinitesimal de massa dm . A unidade de medida de X é o Röntgen representado pela letra R. Como a unidade de carga é o Coulomb e o de massa quilograma, a exposição X também pode ser representada em C/kg. A equivalência entre as duas unidades pode ser representada pela Eq. (5.2):

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}_{ar} \quad (5.2)$$

Nem toda dose de radiação será totalmente absorvida pelo corpo, uma parcela irá interagir apenas com o ar.

5.1.2 Dose absorvida (D)

O conceito de dose absorvida foi criado inicialmente para ser aplicado em radioterapia, e serve para qualquer tipo de radiação (UNEP, 2016). Quando uma fonte emite uma radiação com uma energia média E associada, essa grandeza dose absorvida D mede a quantidade infinitesimal de energia dE que é absorvida por uma quantidade de massa dm , como representado na Eq. (5.3):

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ [Gy]} \quad (5.3)$$

Dose absorvida, no sistema internacional de unidades, é medida em Gray (Gy), ou pela razão J/kg. Atualmente grandeza D não se limita apenas à radioterapia, é também utilizada para medir a dose de radiação absorvida em radiodiagnósticos e na esterilização de alimentos e equipamentos.

5.1.3 Dose equivalente (H)

Quando se tem uma dose de raios X, e a mesma de radiação alfa um corpo considera-se que os danos causados por elas são diferentes apesar de ter doses iguais. Nessas condições, é necessário uma grandeza que considere um fator de ponderação das radiações, levando em conta não apenas a quantidade de radiação absorvida, mas também o tipo de radiação. A grandeza dose equivalente (H) irá fornecer a equivalência de radiações diferentes absorvidas em um mesmo material. A dose absorvida é multiplicada por um fator de radiação (W_r) que leva em consideração a maneira como diferentes tipos de radiação causam danos biológicos em um tecido ou órgão. Esta é expressa em Sieverts (Sv), que corresponde a joules por quilograma (UNEP, 2016).

5.1.4 Kerma

A grandeza Kerma K pode ser definida como a soma das energias cinéticas iniciais de partículas liberadas por radiações sem carga, como os raios X e raios Gama (FREITAS, 2016). Assim como a dose absorvida é medida através da razão entre energia e carga, como mostrado na Eq. (5.4):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ [Gy]} \quad (5.4)$$

K mede a quantidade infinitesimal de energia transmitida dE_{tr} em uma quantidade de massa dm . Apesar de ser expresso pela mesma razão energia por unidade de massa, o kerma se diferencia de dose absorvida, pois considera a soma das energias transmitidas pela radiação, enquanto dose absorvida fornece apenas a quantidade de energia que é depositada no corpo. Ambas são medidas pela unidade Gray (Gy) (Okuno; Yoshimura, 2010).

6. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (TC)

Para Dance *et al.*, (2014), tomografia é um tipo de exame que permite visualizar estruturas anatômicas em forma de cortes, ou seja, é possível obter uma sequência de imagens em 360° de qualquer estrutura interna. Essa técnica foi idealizada em 1956 por Allan Mcleod Cormack (1924–1998).

Ele desenvolveu a teoria de que múltiplos raios projetados sobre o corpo em ângulos diferentes, mas em um único plano, forneceriam uma imagem melhor do que o raio único, usado na radiografia.

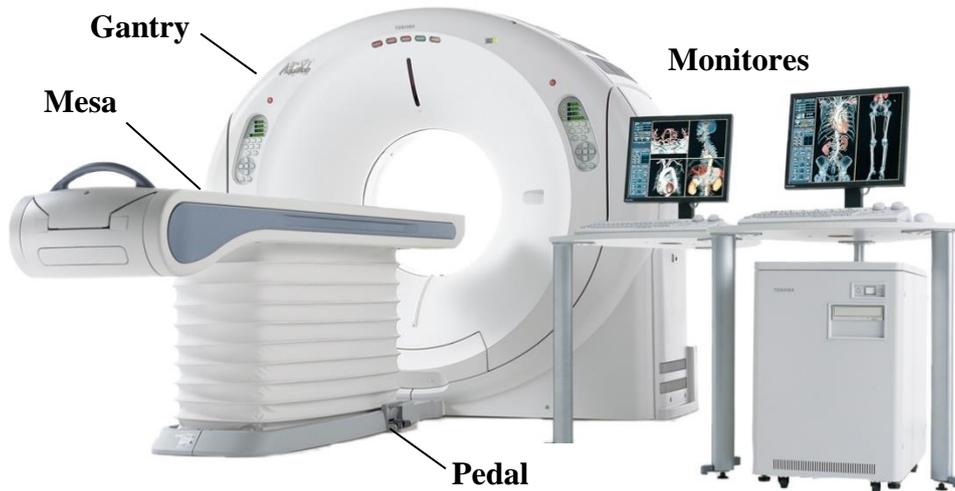
Em geral, há dois métodos de tomografias: a linear, ou convencional, que assim como os primeiros exames realizados com raios X tem imagens formadas em filmes radiográficos, e a tomografia computadorizada — desenvolvida por Godfrey Hounsfield (1919-2004) — que apesar de ser um método semelhante ao convencional, é mais sofisticado uma vez que as imagens são geradas em computadores, com qualidade mais alta e escala adaptável. Dessa forma é preciso um aparelho de raios X que gira em volta do corpo — da região onde se quer obter as imagens — fazendo radiografias transversais para em seguida serem convertidas por um computador em “fatias” tomográficas, construindo assim imagens internas da estrutura do corpo. Assim como em outras técnicas radiográficas, na tomografia computadorizada é preciso uma fonte geradora que produz raios X, onde cada fóton é absorvido de forma desigual nas diversas áreas do corpo devido à diferença de densidade e dos átomos que as compõem. Para compreender como se dá a formação de imagens em tomografias computadorizadas é preciso abordar conceitos físicos como radiações eletromagnéticas e suas interações com a matéria, pois cada parte do corpo humano tem uma composição característica de forma que umas absorvem mais fótons e outras menos, gerando um contraste óptico que nos permite distingui-las (Campelo, 2019).

A forma como os raios X interagem em cada estrutura influencia na sua captação, que é feita através de detectores elétricos. Esses detectores quando exposto à radiação, absorve energia fazendo-os gerar pulsos elétricos que são quantificados e digitalizados em escalas de cinza que podem ser diferenciadas pelo olho humano através da técnica computacional de janelas (Dance *et al.*, 2014).

6.1 Equipamentos de TC

O equipamento de tomografia computadorizada (TC) consiste em um conjunto que contém gantry (conectado a um gerador de alta tensão), mesa e monitores, como mostrado na figura 15. Para realizar o exame o paciente se posiciona na mesa, que irá se deslocar dentro do gantry entre o tubo de raios X e os detectores. Dependendo da região onde se quer mapear é possível fazer a combinação dos movimentos de rotação e deslocamento da mesa para aquisição de imagens em forma de hélice (helicoidal). Assim, finas secções transversais do corpo humano, com diferentes espessuras, são formadas de acordo com a região em estudo e finalidade do exame, reduzindo a sobreposição de estruturas anatômicas (Campelo, 2019).

Figura 15- Equipamento básicos de TC

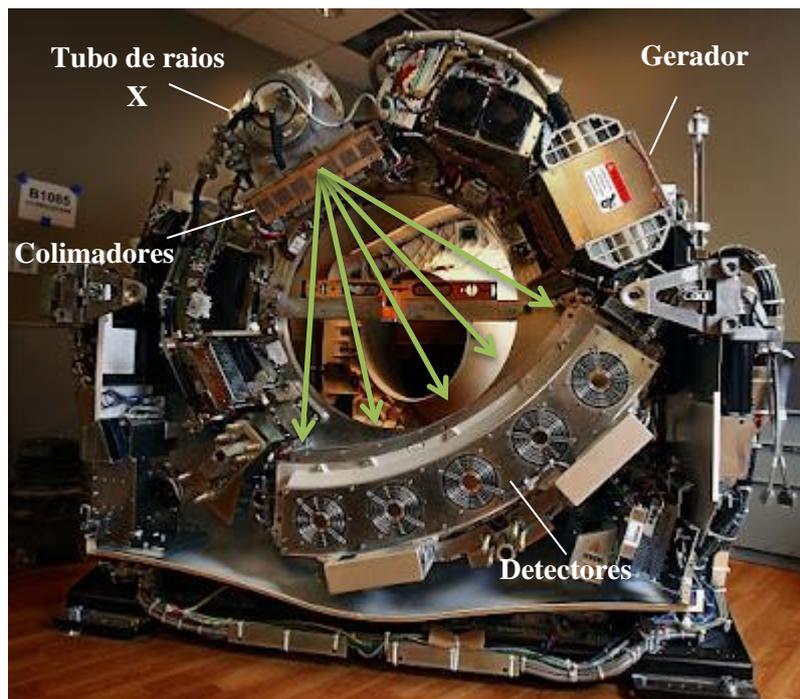


Fonte: Faculdade de medicina- UFMG (2020), adaptado.

6.1.1 Gantry e Mesa

O gantry contém todos os componentes do sistema que são necessários para registrar perfis de transmissão do paciente, os mais importantes para analisar os parâmetros físicos de controle de qualidade: tubo de raios X, gerador, colimador, e detectores, como mostrado na figura 16.

Figura 16- Gantry de TC aberto e seus componentes



Fonte: Site CTSCANNERINFO (2015), adaptado.

- **Tubo Gerador de raios X:** Para gerar raios X em TC, os princípios físicos são os mesmo de outros métodos radiográficos, porém devido ao alto fluxo de raios X necessário para a TC, o tubo de raios X usa um tubo de tungstênio e ânodo projetado para suportar e dissipar altas cargas de calor. O tubo irá funcionar em ciclos longos de aquisição, um sistema de resfriamento forçado usando óleo ou água circulado através de um trocador de calor é frequentemente usado. O moderno tubo de raios X CT tem que sustentar 60-80 quilowatts (kW) por até 20 segundos em um ponto focal que é tão pequeno quanto $1,3 \times 10$ mm. O altamente estável, gerador trifásico produz altas tensões e as fornece ao tubo de raios X (Jung, 2021).

- **Gerador:** O gerador fornece a energia elétrica necessária para gerar raios X usando dois tipos de corrente elétrica: uma referente à fonte geradora e a outra que é gerada no filamento do catodo e medida em mA. Uma alimentação de alta voltagem (geralmente entre 120 e 140 keV) determina a intensidade máxima dos raios X que podem ser produzidos (Hermena; Young, 2022).

- **Colimador:** É um componente que limita o campo de incidência da radiação, suavizando os feixes de raios X (representados pelas setas verdes na figura 16). Eles são responsáveis por minimizar o campo de alcance do feixe, reduzindo a incidência de raios desnecessários no corpo do paciente (Booij; Dijkshoorn; Straten, 2017).

- **Detectores:** O diferencial no método de TC são os detectores. Os detectores de estado sólido são geralmente cintiladores, o que significa que os raios X interagem com os detectores fazendo-os gerar pulsos de luz. Essa luz é convertida em sinal elétrico por fotodiodos que são fixados na parte de trás do cintilador, que por sua vez deve ter boa transparência para garantir a detecção ideal. Os detectores permitem uma reprodução mais detalhada das estruturas do corpo já que elas são formadas diretamente na tela do computador ao invés de serem formadas em um filme (Jung, 2021).

Como os perfis precisam ser gravados em diferentes ângulos, esses componentes são montados em um suporte que possa ser girado. É importante lembrar que a engenharia desse sistema é complexa, pois precisam ser capazes de suportar a forte força centrífuga que ocorre durante a rotação extremamente rápida (100- 200 rpm).

A mesa deve também ser capaz de suportar grandes pesos sem dobrar, sua engenharia assim como o gantry é fundamental, pois permite a aquisição precisa de dados em altas velocidades de rotação. Segundo Alresheedi *et al.*, (2021), os colchões usados nas mesas em radiologia estão no campo de visão e, embora sejam feitos de materiais de baixa densidade e sejam relativamente finos, irão atenuar o feixe primário de raios X. Logo, isso pode exigir um aumento no mA (corrente do filamento) para compensar os fótons absorvidos, aumentando assim a dose do paciente. Dessa forma, materiais dentro dos colchões ou sua construção não devem afetar negativamente a qualidade diagnóstica da imagem radiográfica resultante. Atualmente é indicado que essas mesas tenham colchões de fibra de carbono, pois essa fibra permite uma atenuação menor dos feixes de raios X.

6.1.2 Monitores

Os computadores são o diferencial nessa técnica radiológica, pois ao contrário das técnicas convencionais onde as imagens eram formadas diretamente nos filmes, em tomografias computadorizadas elas são geradas em computadores que permitem uma imagem mais nítida e detalhada das estruturas mapeadas. Através dos *softwares* que contêm algoritmos capazes de digitalizar os sinais enviados pelos detectores, são controlados quase todos os parâmetros físicos para a geração de imagens. Um dos *softwares* mais usados é o ImplantViewer (Mourão, 2015).

6.2 Obtenção de dados e parâmetros de controle em TC

A base técnica de tomografia computadorizada é a mesma dos métodos convencionais de radiodiagnóstico, porém ela surgiu para amenizar limitações desses métodos. Um dos maiores problemas dos exames radiográficos convencionais é a sobreposição de estruturas no filme ou sensor, o que dificulta a obtenção de imagens nítidas e precisas. Outra limitação, que resulta também da sobreposição, é quando estruturas diferem muito pouco entre si por terem densidades próximas. Para suprir esses e outros problemas surgiu a tomografia convencional, que consistia em mapear uma estrutura de vários ângulos para se ter uma visualização sem sobreposição de outras circunvizinhas.

Na tomografia convencional o tubo de raios X poderia ser rotacionado em até 360° para se obter uma sequência de imagens separadas, exigindo assim um tempo maior de exposição tanto para o paciente como para o médico. A tomografia computadorizada foi um método inovador graças à engenharia dos equipamentos que permitiu resolver grande parte das limitações. Segundo Borges (2019), em TC, um feixe de raios X é transmitido através de seções transversais do paciente o que diminui a sobreposição acima e abaixo irradiadas e o tempo de exposição. Para a realização de uma TC o paciente deve ser posicionado na mesa, figura 17, e o movimento desta pode ser controlado pelos monitores. Quando se quer obter imagem apenas de uma parte do corpo, o gantry deve ser rotacionado apenas nessa região podendo ser necessário ou não o deslocamento da mesa dentro da circunferência do gantry.

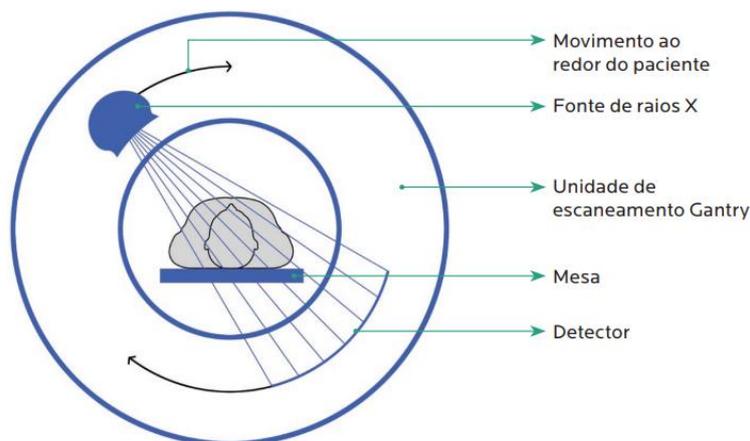
Figura 17- Posicionamento do paciente para o exame de TC



Fonte: St. Maarten Medical Center (2020), adaptado.

Durante a rotação do gantry em torno do paciente, os feixes de raios X são emitidos em forma de leque; colimados; atenuados no corpo do paciente; e por fim, atingem os detectores com uma quantidade de fótons x que é enviada para o algoritmo nos monitores. Quanto mais vezes esse sinal for captado e enviado durante os 360° de rotação do tubo, uma volta completa, melhor o resultado da imagem gerada a partir dessa informação (BORGES, 2019). Na figura 18 está representado de forma clara o processo descrito:

Figura 18- Feixe de raios X através do paciente em TC



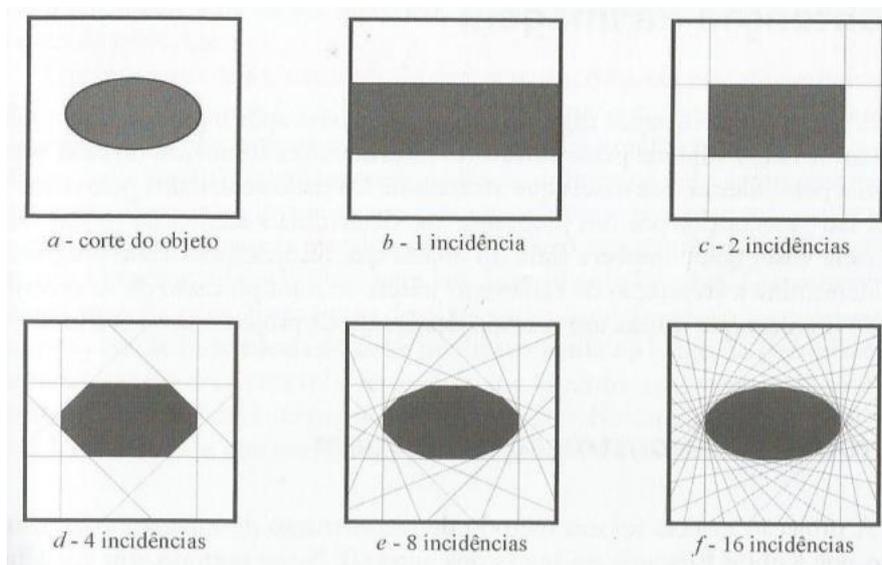
Fonte: Borges (2019).

Quando um feixe de raios X atravessa um objeto, sofre alteração devido à interação de alguns fótons com a matéria. A quantidade de fótons que são absorvidos ou espalhados depende da composição da estrutura e da energia desses fótons, essa quantidade pode ser expressa pelo coeficiente de atenuação linear (μ). Para os valores de energia utilizados em TC, o coeficiente de

atenuação linear depende quase que exclusivamente do efeito fotoelétrico e efeito Compton, não excluindo a probabilidade de ocorrência das outras interações. Foi visto até então, como se obter os valores de intensidade para as trajetórias dos feixes de raios X, agora há a necessidade de uma modelagem geométrica do problema e parâmetros que possam indicar a disposição desses raios (Charamba, 2013).

A análise geométrica em TC pode ser compreendida pelo método de projeção inversa. Nesse método, a projeção das sombras do objeto em diversos ângulos de incidência da luz proporciona a imagem reconstruída desse objeto. A qualidade da imagem gerada varia com o número de incidências, quanto maior o número de incidências, melhor a qualidade da imagem (Mourão, 2015). Na figura 19 (a) é representado o objeto, em forma de elipse, que se deseja reconstruir, em (b) a reconstrução com apenas uma posição de incidência, em (c), (d), (e) e (f) é possível concluir que quanto maior o número de posições, em diferentes ângulos, mais precisa será a reconstrução da imagem.

Figura 19- Reconstrução de uma imagem através da projeção inversa



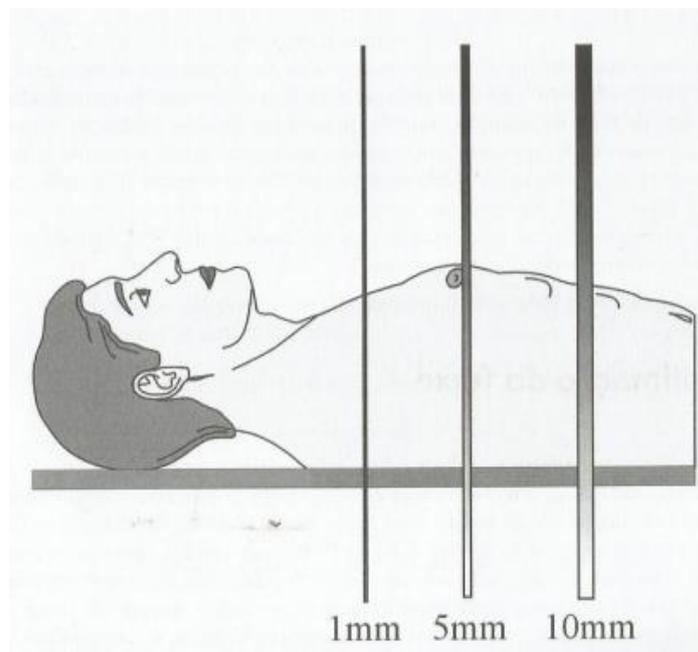
Fonte: Mourão (2015).

O processo de projeção inversa filtrada permite a reconstrução do corte axial a partir da captação do sinal em várias posições de incidência do feixe de raios em torno do objeto. A imagem a ser gerada depende da diferença entre os coeficientes de atenuação linear dos objetos.

6.2.1 Colimação

A colimação do feixe de raios X em exames radiológicos está relacionada à espessura da estrutura que será irradiada. Uma colimação de 1mm, por exemplo, implica a irradiação em um tecido com espessura de aproximadamente 1mm, figura 20. Durante o exame, esse é um dos primeiros parâmetros físicos a ser escolhido, tomando como referência o tipo e estrutura que se quer visualizar. Segundo Mourão (2015), em estruturas muitas finas e detalhadas, como o ouvido ou cérebro, não pode ser usadas colimações muitos grandes, pois nesse caso se houver alguma alteração que põe em risco a saúde do paciente, ela pode não ser detectada.

Figura 20- Diferentes espessuras de colimação



Fonte: Mourão (2015)

A colimação adequada reduz a quantidade de tecido irradiado e o risco de radiação subsequente. Aumentar a qualidade da imagem reduzindo a radiação de dispersão é um benefício adicional ao usar a colimação. A colimação inadequada é identificada como o maior contribuinte e a causa mais frequente de dose de radiação desnecessária do paciente (Karami; Zabihzadeh, 2017).

6.2.2 Tensão (kV)

O parâmetro tensão kV não é a mesma (VAC) trazida em algumas literaturas, a diferença é que o símbolo kV representa toda a energia fornecida ao sistema de TC, enquanto o VAC é apenas a energia fornecida ao tubo de raios X, responsável por acelerar os elétrons do catodo ao anodo. Porém, o aumento de kV implica no aumento de VAC. Dessa forma, quanto maior a tensão maior será a energia cinética dos elétrons acelerados, conseqüentemente, mais energéticos e penetrantes serão os fótons de raios X produzidos. Nem sempre uma alta tensão é favorável, pois além de promover um aquecimento desnecessário no tubo, também contribui para o aumento da dose de radiação no paciente.

Em outros casos, quando é preciso visualizar regiões onde há estruturas ósseas densas como o crânio ou coluna, e em pacientes acima do peso, a alta tensão é necessária. A escolha desse parâmetro físico deve ser feita de forma consciente por um profissional radiologista ou físico médico, já que optar por valores mais altos de kV nem sempre é a melhor escolha. O aumento da tensão também está diretamente relacionado com as interações que a radiação vai sofrer no corpo do paciente.

Em radiodiagnósticos é mais vantajoso a ocorrência absorção (efeito fotoelétrico) do que de espalhamentos (espalhamento Compton e outros), já que o espalhamento de fótons durante o exame degradam a qualidade da imagem (Fox; Berkwits; Furman, 2018). A probabilidade de ocorrer efeito fotoelétrico no corpo do paciente é dado pela Eq. 6.1.

$$P_{ef} = \frac{1}{E^3} \quad (6.1)$$

Maiores valores de tensão produzirão fótons com energias mais altas, o que diminui a probabilidade P_{ef} da ocorrência de efeito fotoelétrico, já que essas grandezas são inversamente proporcionais. Apesar de a probabilidade ser baixa para altos valores de kV, a penetrabilidade dos fótons gerados é alta. (Serman, 2013).

6.2.3 Corrente elétrica (mA)

O anodo emite elétrons do filamento devido à diferença de potencial aplicada entre ele e o catodo. Quanto maior a diferença de potencial aplicado mais elétrons irão ser arrancados do filamento, por emissão termiônica, e conseqüentemente maior será a corrente elétrica produzida no tubo (mA), os valores de mA variam de 50 a 500, dependendo da estrutura que se quer examinar. O aumento do parâmetro corrente elétrica tem as mesmas conseqüências do aumento da tensão, a diferença é que a corrente está diretamente associada à quantidade de elétrons colidindo com o alvo e à quantidade de calor produzido no tubo (Serman, 2013). Diante disso, quanto maior a corrente, maior será a quantidade de fótons de raios X sobre o paciente durante o tempo de exposição (fator mAs). Na Tomografia computadorizada o valor da corrente é mantido constante durante todo o processo do exame.

6.2.4 Tempo (t)

O parâmetro tempo t é crucial quando se trata de diagnósticos utilizando radiações ionizantes, tanto no que diz respeito ao tempo de exposição e a dose absorvida como a eventuais movimentações que o paciente pode fazer durante o exame. Nos aparelhos mais modernos o tempo gasto para o gantry fazer uma volta de 360° dura até no máximo 5s e irá depender da engenharia dos equipamentos para serem capazes de suportar as forças atuantes durante a rotação (Rachh *et al.*, 2021). Quanto mais tempo durar o exame para o mapeamento completo, mais o paciente tenderá a se mover, ou até mesmo realizar movimentos involuntários como respiração ofegante fazendo com que a imagem não seja tão nítida.

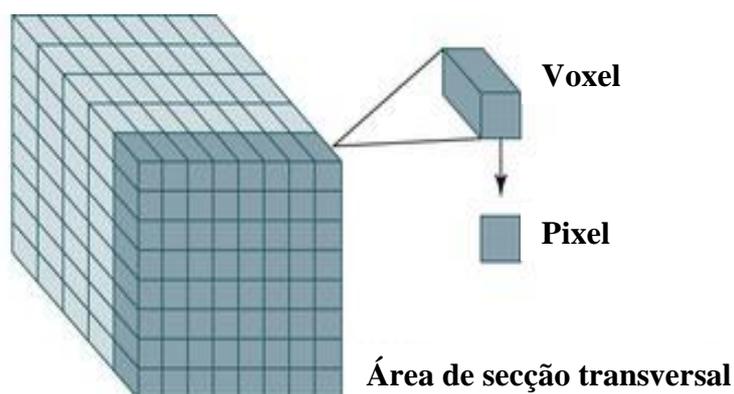
6.3 Geração de Imagem

Para entender como se dá a formação de imagens em tomografias computadorizadas é necessário abordar outros parâmetros físicos relacionados à geração de imagem computacional. Esses parâmetros também dependem das interações que ocorrem no corpo do paciente. A forma como os raios X interagem em cada estrutura influencia na sua captação, que feita através de detectores elétricos. Esses detectores quando expostos à radiação, absorvem energia gerando pulsos elétricos que são quantificados e digitalizados em escalas de cinza, permitindo que as estruturas possam ser diferenciadas pelo olho humano através da técnica computacional de janelas. Esses parâmetros físicos computacionais que caracterizam imagens geradas através de TC são os *voxels*, *pixels*, campo de visão, escala de cinza, *pitch* e a técnica de janelas (Murphy *et al.*, 2017).

6.3.1 Voxel e pixel

Em tomografias computadorizadas é utilizado um feixe delgado de raios X para irradiar um determinado volume. A fatia irradiada é dividida em volumes menores chamados de *voxel*. Quando o feixe de raios X atravessa essa parcela de volume (*voxel*), como mencionado anteriormente, ele é atenuado devido às interações sofridas pelo feixe. Dessa forma, a intensidade do feixe de entrada e saída pode ser expressa pela equação de Lambert-Beer (4.2), e essas intensidades I_0 e I dos *voxels* serão medidas pelos detectores. A reconstrução de imagem da parcela de volume irradiado em duas dimensões, na tela do computador, é feita através de um elemento denominado *pixel* que representará na tela um *voxel* ou um conjunto de *voxels* com variações de tons (Murphy *et al.*, 2017), como mostrado na figura 21. O tom de cinza depende da atenuação sofrida pelo feixe no *voxel*.

Figura 21- Representação de um *voxel* e *pixel*



Fonte: Site Clinical Gate (2015), adaptado.

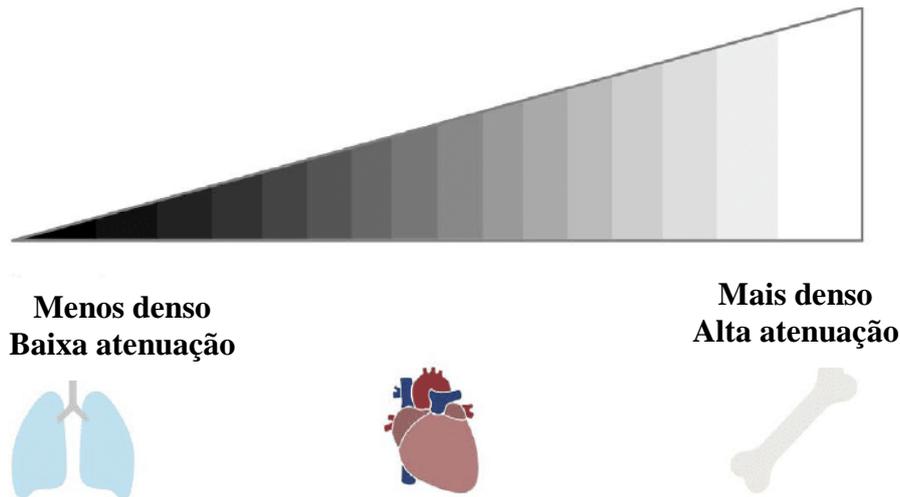
6.3.2 Campo de visão

O parâmetro campo de visão ou *FOV* (*field of vision*) pode ser definido como o tamanho máximo do objeto em estudo que ocupa a matriz. Segundo Rodrigues (2013), uma matriz pode ter 512 *pixels* em colunas e 512 *pixels* em linhas, e se o campo de visão for de 12 *cm*, cada *pixel* vai representar cerca de 0,023 *cm* (12 *cm*/512). Assim para o estudo de estruturas delicadas como o ouvido interno o campo de visão é pequeno, enquanto para o estudo do abdômen o campo de visão é maior, 50 *cm* (se tiver uma matriz de 512 x 512, então o tamanho da região que cada *pixel* representa vai ser cerca de 4 vezes maior, ou próximo de 1 *mm*). Sabendo o campo de visão necessário que cada estrutura precisa ter, para uma melhor qualidade de imagem, é possível controlar melhor outros parâmetros físicos.

6.3.3 Escala de cinzas

A escala de cinza é um grande intervalo de espectro com representações em tonalidades entre branco, cinza e o preto. Graças à escala de cinzas é possível diferenciar as estruturas nas imagens tomográficas (Ruiz-Imbert; Cascante-Sequeira, 2022). Na figura 22 pode-se diferenciar os tons de cinza para os pulmões (com ar), coração (músculo) e osso:

Figura 22- Escala de cinza para diferentes atenuações



Fonte: Blog Life in the fastlane, (2023), adaptado.

A escala de cinza criada para formação de imagens em TC é a escala Hounsfield com unidades Hounsfield (HU). Nesta escala tem-se o seguinte:

- zero unidades Hounsfield (0 HU) é a água,
- ar -1000 (HU),
- osso de 300 a 350 HU;
- gordura de -120 a -80 HU;
- músculo de 50 a 55 HU.

As unidades de Hounsfield não pertencem ao Sistema Internacional de Unidades, mas representam uma unidade de uso prático para diagnóstico radiológico, pois possuem faixas de valores conhecidas por diferentes tecidos, como sangue, tecido muscular, adiposo e ósseo, entre outros.

6.3.4 O *pitch*

A tradução literal desse termo na língua portuguesa significa “passo”, então esse parâmetro pode ser definido como a distância em *mm* que a mesa de TC se move durante uma revolução do tubo de raios X. A relação matemática para calcular o *pitch* é dada pela Eq. 6.2.

$$P = \frac{d}{S} \quad (6.2)$$

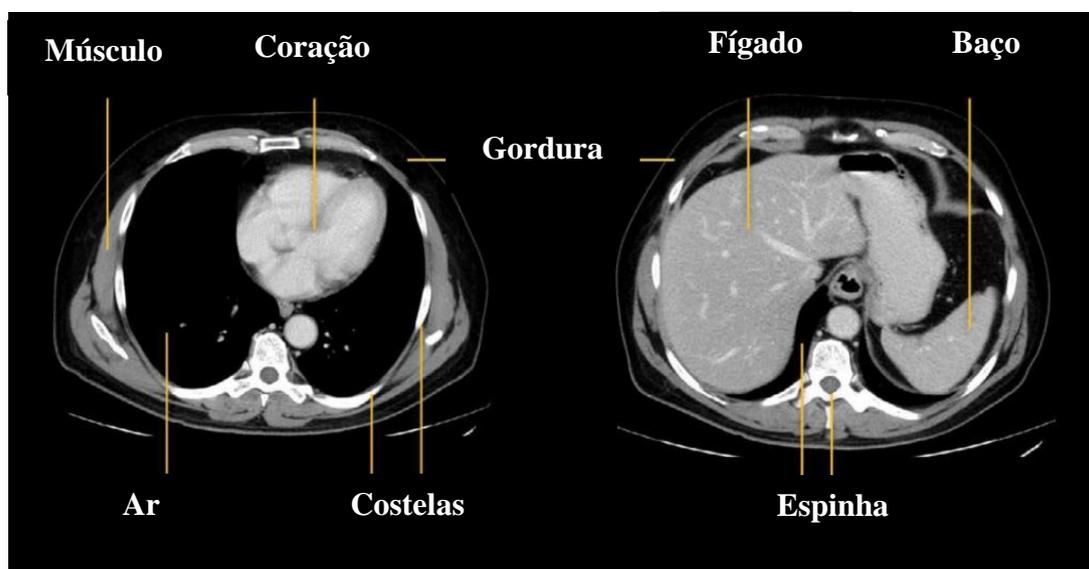
O *pitch* P é dado pela razão entre a distância d percorrida pela mesa e a espessura S do corte irradiado. Quando a distância percorrida pela mesa durante uma revolução do tubo de raios X é igual à espessura do corte ou à colimação do feixe, a relação de *pitch* é 1:1. Um passo de 1 resulta na melhor qualidade de imagem. O passo pode ser aumentado para estender a área de cobertura e diminuir o tempo de varredura. Um *pitch* menor que 1 significa que há sobreposição de fatias, o que resulta em uma dose maior para o paciente. Um *pitch* maior que 1 significa que há lacunas entre as

fatias, o que resulta em menor dose para o paciente. Isso só é verdade se o tom mudar, mas todos os outros fatores permanecem constantes (Ranallo; Szczykutowicz, 2015)

6.3.5 Janelas

O olho humano só é capaz de diferenciar no máximo 60 tons de cinza, e as imagens tomográficas geradas em computador têm no mínimo 2000 tons. Assim, mesmo com uma técnica sofisticada como a TC, seria impossível os médicos distinguirem as estruturas nas imagens. Para resolver esse problema existe uma técnica computacional chamada de janelas ou janelamento que representa as estruturas em um intervalo de cinza distinguível ao olho humano (Viriyavisuthisakul, 2020). Na figura 23 é possível observar o mapeamento de uma mesma região, visão inferior de um tórax. Na imagem esquerda o coração, os músculos, as costelas e onde se encontra o ar dos pulmões são visíveis. Já na imagem à direita, com a alteração da janela, perde-se a visão dos órgãos mostrados na imagem anterior, porém, torna-se visível o fígado e baço.

Figura 23- Técnica de janela em um tórax



Fonte: Blog Life in the fastlane, (2023), adaptado.

A analogia feita é de como olhar através de uma grande janela voltada para o horizonte. Não podemos ver as imagens do lado de fora de uma só vez, é preciso ajustar o ângulo de visão para observar os detalhes. Para vermos “tudo” de uma vez, perdemos pequenos detalhes.

6.4 Qualidade da imagem

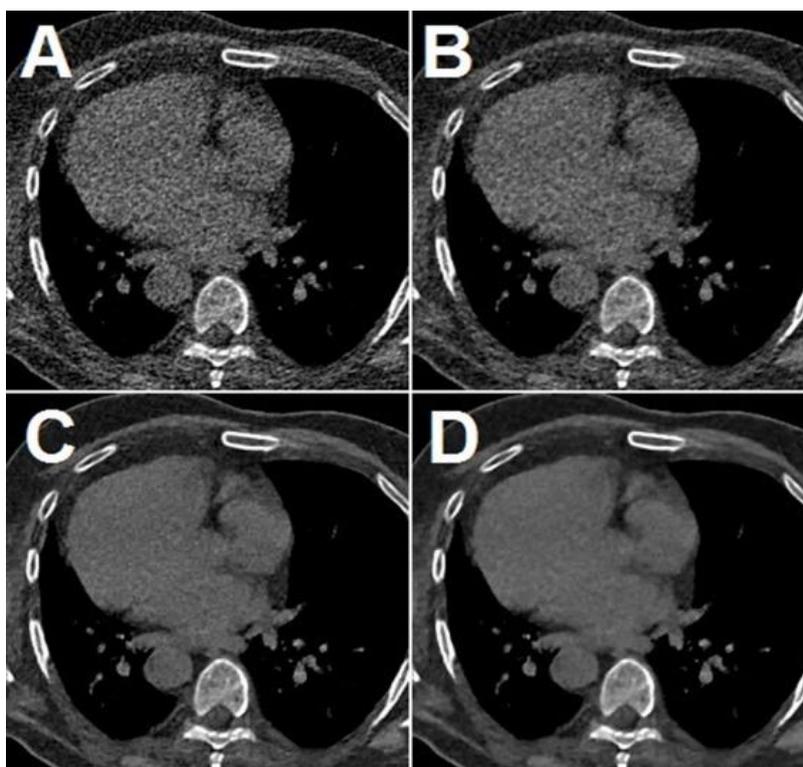
As imagens em TC não são imagens reais das estruturas do corpo, elas são apenas reconstruções feitas graças às “sombras” dessas estruturas quando expostas à radiação. Apesar da moderna tecnologia dos equipamentos e dos métodos computacionais utilizados em TC, a qualidade de imagem ainda é distante da excelência. Entretanto, o controle adequado dos parâmetros já citados, durante a geração do exame, pode diminuir a ocorrência de erros. (DALCIN, 2019). As características

de imagens tomográficas que as classificaram como boas ou não são: ruído, artefatos, resolução espacial, contraste e o tipo de reconstrução.

6.4.1 Ruído

O ruído nada mais é do que a brusca diferença de pixels em uma parte onde a imagem deveria ser homogênea, ou seja, é o que faz a imagem ficar “granulada”. Na figura 24 é possível observar a diminuição de ruído da imagem (a) para a imagem (d):

Figura 24- Comparação de ruídos em imagem de tórax



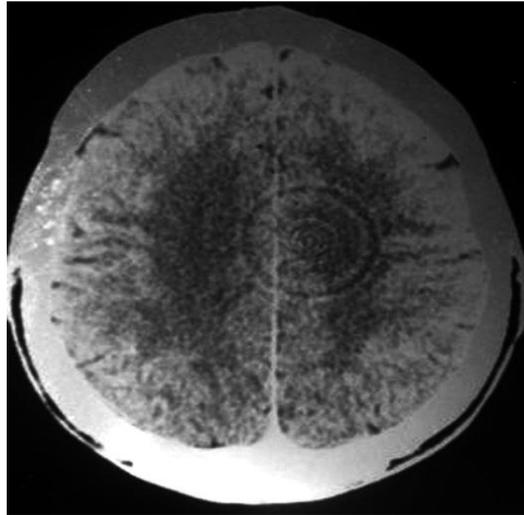
Fonte: Balogh e Kis (2022).

Balogh e Kis (2022) apontam que os ruídos podem ser causados devido à quantidade insuficiente de fótons que atingem os detectores, e esse fator por sua vez pode ser ocasionado pela má calibração dos parâmetros kV e mA. Outro fator para o aumento de ruídos pode ser devido a defeitos nos equipamentos, principalmente nos detectores, ou até mesmo nos algoritmos de reconstrução. Os ruídos sempre estão presentes nas imagens radiográficas, em maior ou menor quantidade.

6.4.2 Artefatos

Os artefatos podem ser definidos como a visualização de estruturas na imagem que não fazem parte do objeto em estudo. Os artefatos mais comuns são: artefato anel, artefatos de movimento, artefatos por materiais densos, e até mesmo o ruído por ser considerado um tipo de artefato, uma vez que ele deteriora a qualidade da imagem (Dalcin, 2019, p. 27). Os artefatos tipo anel são gerados por falhas nos detectores, ou por sua má calibração para valores de kV e mA utilizados em TC. Na figura 25 está representado um artefato anel.

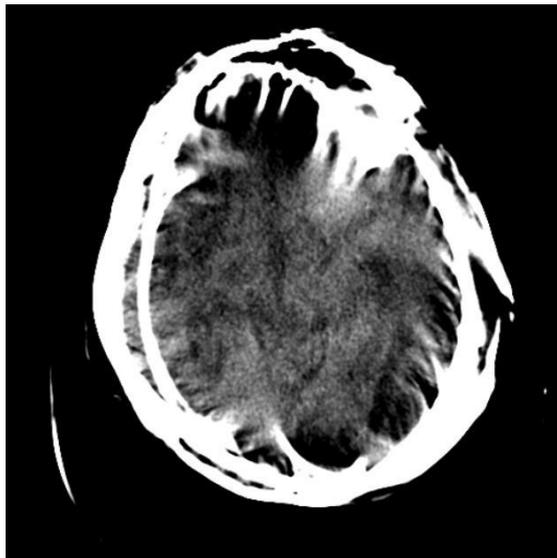
Figura 25- Imagem com artefato anel



Fonte: Site Radiopaedia (2023).

Os artefatos de movimentos são gerados devidos aos movimentos do paciente durante o exame. Esses tipos de artefatos podem ser evitados se o tempo (t) de aquisição de dados for diminuído, pois quanto mais tempo durar o exame mais o paciente tenderá a se mover. Na figura 26 um artefato de movimento gerou uma imagem axial do cérebro com aspecto borrado.

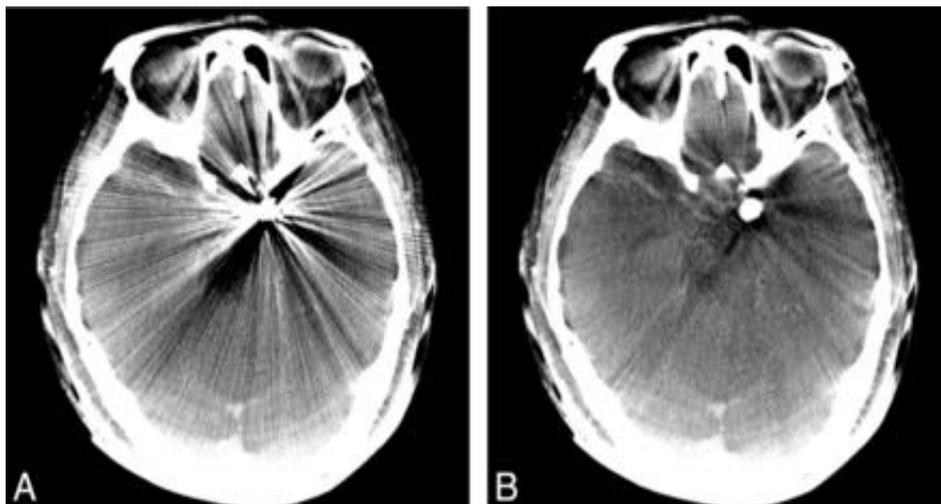
Figura 26- Imagem com artefato de movimento



Fonte: Site Radiopaedia (2023).

Já os artefatos materiais são causados por materiais densos, como metais, onde a atenuação dos raios X é maior, inviabilizando a visualização das estruturas circunvizinhas, figura 27.

Figura 27- Imagem com artefato material



Fonte: American Journal Neuroradiology (2014).

A ocorrência desse tipo de artefato pode ser muito útil quando é preciso saber onde estão alojados projéteis no corpo do paciente (Hung, 2014).

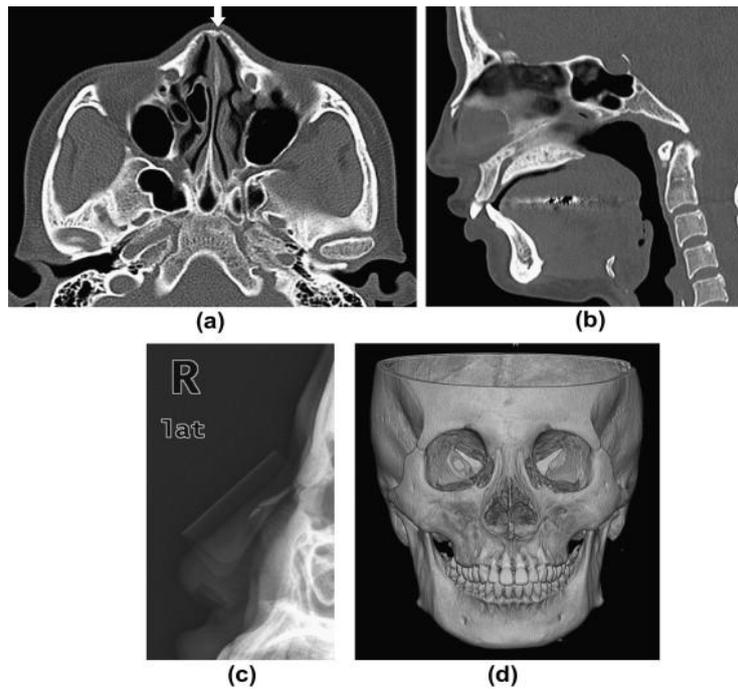
6.4.3 Resolução espacial e contraste

Resolução é a medida de quão distantes dois objetos devem estar antes que possam ser vistos como detalhes separados na imagem, ou seja, com contraste. Para que dois objetos sejam vistos como separados, os detectores devem ser capazes de identificar uma lacuna entre eles. A resolução é medida em pares de linha por centímetro (l_n/cm), ou seja, o número de pares de linha que podem ser visualizados como estruturas separadas dentro de um centímetro (Wang; Fleischmann, 2018).

6.4.4 Reconstrução da imagem

Algoritmos de reconstrução também são importantes para melhorar a qualidade da imagem. Os tipos de reconstrução mais comuns são reconstrução planar, como nas figuras 25, 26 e 27, reconstrução multiplanar e reconstrução em três dimensões 3D (Willeminck; Noël, 2019). A reconstrução ou reformatação multiplanar é uma técnica de pós-processamento para criar novas imagens a partir de uma pilha de imagens em planos diferentes da pilha original (Kim *et al.* 2010), figura 28.

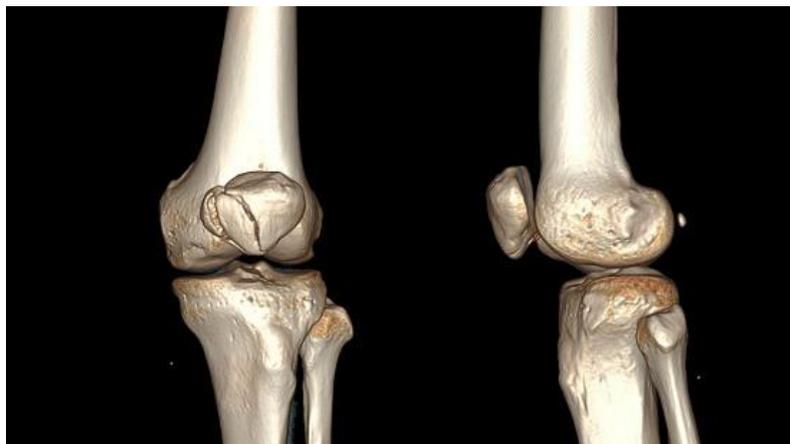
Figura 28- Reconstrução Multiplanar de imagem tomográfica



Fonte: Kim *et al.*, (2010).

Já na reconstrução 3D são utilizadas as três coordenadas espaciais para gerar apenas uma reconstrução, figura 29.

Figura 29- Reconstrução 3D de um joelho através de exame TC



Fonte: Acervo digital Ortoimagem (2022).

Esse tipo de reconstrução é utilizada quando é preciso ter uma melhor visualização de várias estruturas ao mesmo tempo (Rocha-Júnior; Pêgo-Fernandes, 2022).

7. RESULTADOS E DISCUSSÕES

O estudo dos parâmetros envolvidos na formação de imagens em tomografias computadorizadas conduzem a algumas observações. A primeira observação feita, é de que o parâmetro tensão kV é um dos maiores influenciadores na qualidade de imagem em TC, pois influencia diretamente quase todos os outros. A energia dos fótons de raios X produzidos, por exemplo, é diretamente proporcional à tensão aplicada no tubo, assim como a probabilidade de ocorrência de algumas interações com a matéria. Em uma imagem radiográfica é mais conveniente a ocorrência de efeito fotoelétrico do que de espalhamento Compton, e isso pode ser controlado, na maioria dos casos, com a escolha de tensão aplicada.

A corrente elétrica, mA, assim como a tensão, implica mais diretamente na qualidade da imagem. Enquanto a tensão está associada à energia dos fótons de raios X, a corrente está relacionada à quantidade de fótons que serão gerados no tubo. Além da qualidade da imagem, a corrente elétrica influencia no tempo de varredura. Os aparelhos de TC mais modernos apresentam tempo de rotação de até 0,5s, e para tempos tão pequenos como esse é necessário o aumento de mA. Mesmo que um menor tempo de varredura seja crucial em diagnósticos com urgência, nem sempre a diminuição desse parâmetro é a melhor escolha, pois o aumento do fator mA está diretamente relacionado com o número de elétrons colidindo com o anodo implicando em uma maior produção de calor no tubo, e mesmo que o contraste da imagem melhore, a dose de radiação no paciente (mAs) pode exceder os valores de segurança.

Outro parâmetro que manipula muitos outros é a atenuação. Graças à atenuação dos feixes de raios X é possível ter o “sombreamento” das estruturas que se quer visualizar. O contraste da imagem, mesmo em estruturas de composição tecidual semelhantes como átrio e ventrículo (partes do coração), podem ser diferenciados em TC por influência desse parâmetro, além da identificação de artefatos materiais (figura 27), quando é necessária, só é possível pela forma como os raios X são atenuados por eles.

8. CONSIDERAÇÕES

Ao longo desta pesquisa foi realizado um estudo bibliográfico de forma explicativa e introdutória a respeito dos parâmetros físicos envolvidos na formação de imagens em tomografias computadorizadas. A escolha da temática se justificou pela oportunidade de aprofundar conceitos físicos estudados durante a graduação, já que o método de tomografia computadorizada abrange uma gama de conteúdos estudados em óptica e física moderna como: radiações, interações da radiação com a matéria e processos de produção de raios X. As pesquisas foram realizadas principalmente em materiais da área de Física Médica, como guias e manuais, além de artigos em revistas, acervos digitais e online, repositórios, dissertações e outros trabalhos acadêmicos científicos tanto na língua portuguesa quanto na língua inglesa.

Este trabalho buscou contribuir ainda para a compreensão de novos conteúdos relacionados à Física dos procedimentos radiológicos. Tais conteúdos geralmente são vagos no que se refere a materiais de formação de técnicos e tecnólogos, fazendo com que esses profissionais realizem de

forma inadequada os exames, uma vez que tem prevalecido a ideia de que um computador é totalmente responsável pela escolha de parâmetros adequados.

Apesar de os tópicos terem sido tratados de forma aprofundada, é importante salientar que ainda existem centenas de outros parâmetros físicos envolvidos na formação de imagem. Neste trabalho foram tratados apenas aqueles relacionados à radiação, porém há outros, que podem servir como sugestão para trabalhos futuros, que envolvem mecânica dos equipamentos de TC, como força, a velocidade, angulação, centralização e os deslocamentos que ocorrem durante a rotação do gantry. Além disso, pode ser estudada ainda a física dos materiais de cada um dos componentes, como do tubo de raios X, detectores e até mesmo a mesa de exame, pois a atenuação que a radiação sofre em cada um desses componentes contribui para a qualidade da imagem.

REFERÊNCIAS

ALRESHEEDI, N. *et al.* Evaluation of X-ray table mattresses for radiation attenuation and impact on image quality. **Radiography**, v. 27, n. 1, p. 215-220, 2021.

BALOGH, Zsolt Adam; KIS, Benedek Janos. Comparison of CT noise reduction performances with deep learning-based, conventional, and combined denoising algorithms. **Medical Engineering & Physics**, v. 109, p. 103897, 2022.

BOUIJ, Ronald; DIJKSHOORN, Marcel L.; VAN STRATEN, Marcel. Effectiveness of a dynamic collimator for overdose reduction in a second- and third-generation dual-source CT scanner. **European Radiology**, v. 27, p. 3618-3624, 2017.

BORGES, César Augusto da Silva. **A proteção radiológica na redução de dose em tomografia computadorizada pediátrica**. [S. l.: s. n.], 2019.

CAMERON, John. Radiation dosimetry. **Environmental health perspectives**, v. 91, p. 45-48, 1991.

CAMPELO, Danilo de Albuquerque Melo. **Estimativa da dose em pacientes adultos submetidos a exames de tórax e abdômen em tomografia computadorizada no Brasil**. 2019. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2019.

CARVALHO, Antonio Carlos Pires. Sobre uma nova espécie de raios. **Rev Imagem**, v. 27, p. 287-93, 2005.

CARVALHO, Rafaella Mendes de et al. Espectrometria de raios X: princípios básicos. *In: XVII IMEKO World Congress*, 2017. Disponível em: http://bom.org.br:8080/jspui/bitstream/2050011876/735/1/2017_CBMRI_rmcarvalho91%40gmail.com_1501192405_190420.pdf. Acesso em: 25 mar. 2023.

CERQUEIRA, Susana Isabel da Cunha. **Protecção contra radiação não-ionizante: arco eléctrico**. 2013. Dissertação de Mestrado (Engenharia Biomédica) – Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra, Coimbra, 2013.

CHARAMBA, Luiz Gustavo. **Reconstrução de Imagens Tomográficas com uso de GPU**. Technical report, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2013.

COSTA, Roberto. A produção dos raios-x. **Revista Fluminense de Odontologia**, 1998.

DAFRE, Alcir Luiz; MARIS, Angelica Francesca. Efeitos biológicos das radiações. **Biologia/EAD/UFSC**, 2013.

DALCIN, Rodrigo Cunha. **Análise da qualidade de imagens tomográficas em diferentes fantomas com protocolos para exames de crânio**. [S. l.: s. n.], 2019.

DANCE, D. R. *et al.* Diagnostic radiology physics. **International Atomic Energy Agency**, v. 299, 2014.

FERNANDES, R. F. Efeito fotoelétrico, **Rev. Ciência Elem.**, v. 2, n. 03, p. 223, 2014.

FOX, Kermit W; BERKWITS, Leland; FURMAN, Michael B. **Atlas of Image-Guided Spinal Procedures**, p. 43, 2018.

FREITAS, Cleide. **Definições de Algumas Grandezas Físicas de Terapia Encontradas em Livros, Teses e Dissertações**. Trabalho de conclusão de curso (Física Licenciatura) – Universidade Católica de Brasília, Brasília, 2016.

GONDIM, Bianca Azulay Martins. **Interação da radiação ionizante com a matéria e seus efeitos no corpo humano**. 2016. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado em Física) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2016.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de física**. 10. ed. Rio de Janeiro, RJ: LTC, 2016. Vol 4.

HERMENA, Shady; YOUNG, Miguel. Computed tomography image production procedures. **StatPearls**, 2022.

HUNG, S.C. *et al.* Artifact Reduction of Different Metallic Implants in Flat Detector CArm CT. **AJNR Am J Neuroradiol**, v. 35, p. 1288–92, 2014.

JUNG, Haijo. Basic physical principles and clinical applications of computed tomography. **Progress in Medical Physics**, v. 32, n. 1, p. 1-17, 2021.

JUNIOR, Hugo. **Espectrometria de raios x de um sistema de microtomografia por transmissão**. 2019. Trabalho de conclusão de curso (Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2019.

JUNIOR, J. **A Importância do Ensino de Física nos Cursos de Técnicos em Radiologia: uma Pesquisa Bibliográfica**. Trabalho de conclusão de curso (Licenciatura em Física) – Universidade Estadual da Paraíba, Araruna, 2021.

JUNIOR, T. Airton Almeida *et al.* X-ray attenuation coefficients in different barite concretes used in radiological protection as shielding against ionizing radiation. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 140, p. 349-354, 2017.

KARAMI, V.; ZABIHZADEH, M. Beam collimation during lumbar spine radiography: a retrospective study. **Journal of biomedical physics & engineering**, v. 7, n. 2, p. 101, 2017.

KHIYANI, Neeraj; SINGH, Vikramjeet. Operation of Equipment for the Production of X-Ray Images. *In: StatPearls* [Internet]. StatPearls publication, 2021.

KIM, B. H. *et al.* The diagnostic value of the sagittal multiplanar reconstruction CT images for nasal bone fractures. **Clinical radiology**, v. 65, n. 4, p. 308-314, 2010.

LIMA, Luís Spencer. Partícula alfa. **Revista de Ciência Elementar**, v. 2, n. 4, 2014.

LIMA, Rodrigo da Silva; AFONSO, Júlio Carlos; PIMENTEL, Luiz Cláudio Ferreira. Raios-X: fascinação, medo e ciência. **Química Nova**, v. 32, p. 263-270, 2009.

MANGANOTE, Edmilson. **Física para Biologia: Radiação**. Campinas: Unicamp, 2013. Disponível em: https://sites.ifi.unicamp.br/graduacao/files/2013/12/F-107_20162S_16.11.28_M06.pdf. Acesso em: 01 maio 2023.

MOTA, Everaldo. Radiações Não Ionizantes. *In: Curso de Radiações Não Ionizantes*, 2017. (Notas de Aula). Disponível em: <https://nowseg.com.br/wp-content/uploads/2017/01/35-Curso-Radia%C3%A7%C3%B5es-N%C3%A3o-Ionizantes.pdf>. Acesso em: 05 maio 2023.

MOURÃO, Arnaldo Prata. **Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações**. São Paulo: Difusão Editora, 2015.

MURPHY, A. *et al.* Digital Image. **Radiopedia.org**, 2017. Disponível em: <https://radiopaedia.org/articles/digital-image>. Acesso em 06/06/2023

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações–Oficina de Textos**. São Paulo: [s. n.], 2010. v. 70.

OKUNO, Emico. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. **Estudos avançados**, v. 27, p. 185-200, 2013.

OKUNO, Emico; CALDAS, Iberê Luiz; CHOW, Cecil. Física para ciências biológicas e biomédicas. *In: Física para ciências biológicas e biomédicas*. [S. n.: s. n.], 1986. p. 490-490.

PACHECO, Leonardo Lessa; FREITAS-REIS, Ivoni. Principais Contribuições responsáveis pela descoberta dos raios X: a estirpe coletiva da ciência. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 45, p. e20230016, 2023.

RACHH, Pratik *et al.* Decreasing CT acquisition time in the emergency department through lean management principles. **Radiographics**, v. 41, n. 3, p. E81-E89, 2021.

RANALLO, Frank N.; SZCZYKUTOWICZ, Timothy. The correct selection of pitch for optimal CT scanning: avoiding common misconceptions. **Journal of the American College of Radiology**, v. 12, n. 4, p. 423-424, 2015.

RESENDE, M.F. **Produção e interação com a matéria**. São Paulo: Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2016.

ROCHA, Francisco José Salvino *et al.* **A utilização de raios X em diagnóstico por imagem**. [S. l.: s. n.], 2018

ROCHA-JÚNIOR, Eserval; PÊGO-FERNANDES, Paulo Manuel (Ed.). Three-dimensional computed tomography reconstruction in the era of digital personalized medicine. **Sao Paulo Medical Journal**, 2022.

RODRIGUES, Andréia. **Avaliação da influência do volume do campo de visão na determinação da densidade mineral em tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadoriza multislice**. 2013. Tese de doutorado (Saúde Brasileira) – Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2013.

ROSA, Matheus. **Estimativa da Dose de Entrada na Pele (DEP) para Espectros de Raios X Mamográficos Simulados**. 2018. Trabalho de conclusão de curso (Física Médica) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2018.

RUIZ-IMBERT, Ana Cecilia; CASCANTE-SEQUEIRA, Deivi. Valores de densidad en la escala de grises en Tomografía Computarizada de Haz Cónico: alcances y limitaciones. **Odovtos-International Journal of Dental Sciences**, v. 23, n. 2, p. 52-62, 2022.

SÁ, José Roberto *et al.* Interação da Física das Radiações com o Cotidiano: uma prática multidisciplinar para o Ensino de Física. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 39, 2016.

SERMAN, N. **Production of X-rays and Interactions of X-rays with Matter**. Columbia University In the City of New York, 2013.

SERWAY, R. A.; JEWETT Jr., J. W. **Física para cientistas e engenheiros**. São Paulo: Cengage Learning, 2012. Vol. 4.

SILVA, David João da. **Radioatividade e proteção radiológica**: conceitos, aplicações e esclarecimentos para alunos do ensino médio. 2007. Trabalho de conclusão de curso (Licenciatura em Física) – Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

SILVA, Indianara; FREIRE JR, Olival. A descoberta do efeito Compton: De uma abordagem semiclássica a uma abordagem quântica. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 36, 2014.

SOARES, J. **Princípios de Física em Radiodiagnóstico** 2. ed. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.

SOARES, M. G. *et al.* Tomografia convencional, computadorizada e computadorizada volumétrica com tecnologia cone beam. **Espelho Clín**, v. 9, p. 7-12, 2007. Disponível em: http://www.xslice.com.br/up_arqs/arg_20100426134414_artigo_001_tomografia_cone_eam.pdf.

TAUHATA, Luiz et al. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. *In*: **Comissão Nacional de Energia Nuclear- CNEN**. 9ª revisão novembro, Rio de Janeiro, 2013.

TEIXEIRA, Cilãine Verônica; MASSONI, Neusa Teresinha; VARGAS, Ghisiane Spinelli. Raios X: um tema instigante para a introdução da Física Moderna e Contemporânea na sala de aula do Ensino Básico. **Experiências em Ensino de Ciências**. Cuiabá, v. 12, n. 2, p. 80-93, abr. 2017.

TIPLER, P. A.; LLEWELLYN, R. A. **Física Moderna**. 6. Ed. Rio de Janeiro: LTC, 2014.

UNEP. **Radiação**: efeitos e fontes, Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente. [S. l.]: UNEP, 2016. Disponível em: <http://www.aben.com.br/Arquivos/544/544.pdf>. Acesso em 0 jun. 2023.

VIRIYAVISUTHISAKUL, Supatta et al. Evaluation of Window Parameters of Noncontrast Cranial CT Brain Images for Hyperacute and Acute Ischemic Stroke Classification With Deep Learning. **Industrial Engineering and Operations Management Society International**, 2020.

WANG, Jia; FLEISCHMANN, Dominik. Improving spatial resolution at CT: development, benefits, and pitfalls. **Radiology**, v. 289, n. 1, p. 261-262, 2018.

WEBER, Rodrigo; HEIDEMANN, Leonardo Albuquerque; VEIT, Eliane Angela. Atenuação da luz em meios materiais: uma atividade de modelagem envolvendo três experimentos didáticos. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 42, 2020.

WILDENSCHILD, D., SHEPPARD, A. P. "X-ray imaging and analysis techniques for quantifying pore-scale structure and processes in subsurface porous medium systems". **Advances in Water Resources**, v. 51, p. 217-246, 2013.

WILLEMINK, Martin J.; NOËL, Peter B. The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. **European radiology**, v. 29, p. 2185-2195, 2019.

YOUNG, H.; D E FREEDMAN, R. A. **Sears e Zemansky - Física IV: Óptica e Física Moderna**. 14. Ed. São Paulo: Ed. Pearson Addison Wesley, 2015.