

Princípios de Física em Radiodiagnóstico

Júlio César de A. C. R. Soares

COTAR-X

**(COORDENAÇÃO TÉCNICA DE ACESSORAMENTO À REITORIA PARA
ATIVIDADES COM RADIAÇÕES IONIZANTES DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO)**

Prof. Hilton Augusto Koch – Presidente

Alice Lima Borges – Vice-Presidente

Júlio César de A. C. R. Soares – Físico Supervisor de Radioproteção da UFRJ

EQUIPE TÉCNICA

Adeli de Azevedo Simão – Bióloga

Cristina Rocha Sarquis – Física

Lucas Gomes Padilha Filho – Físico

Moisés Ferreira de Paula – Físico

Dalila Maria de Meirelles Barbosa – Secretária

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil)

Soares, Júlio César de A.C.R.

Princípios básicos de física em radiodiagnóstico / Júlio de A.C.R. Soares. –
2. ed. rev. – São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.

Vários colaboradores.

ISBN 978-85-87950-10-9

1. Física médica 2. Imagem – Processamento 3. Radiação – Medidas de
segurança 4. Radiodiagnóstico I. Título.

08-05552

CDD-616.0757

NLM-WN 110

Índices para catálogo sistemático:

1. Radiodiagnóstico: Princípios de física: Medicina 616.0757

ISBN - International Standart Book Number: 978-85-87950-10-9

ISBN 978-85-87950-10-9



Tiragem: 2.000 exemplares

Volume I - Edição nº 2 - 2008

©Direitos reservados ao Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem



Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem

Departamento de Diagnóstico por Imagem e Radioterapia da Associação Médica Brasileira

Av. Paulista, 37 - cj. 71 • São Paulo • SP • CEP: 01311-902 • (11) 3372-4544

Fax (11) 3285-1690 • e-mail: cbradiol@cbr.org.br • www.cbr.org.br

Princípios de Física em Radiodiagnóstico

Júlio de A.C.R. Soares
Físico da COTAR-X/UFRJ

- ▶ **CAPÍTULO 1** - PRINCÍPIOS DE FÍSICA DAS RADIAÇÕES
- ▶ **CAPÍTULO 2** - RADIOPROTEÇÃO
- ▶ **CAPÍTULO 3** - FORMAÇÃO DE IMAGENS EM RADIOLOGIA

APRESENTAÇÃO

O Ensino da Física na formação do especialista em Radiologia e Diagnóstico por Imagem sempre teve dificuldades em definir exatamente, o que o médico-aluno deveria conhecer sobre o assunto para exercer a especialidade. O aprendizado sempre difícil e o resultado do não aprendizado é observado quando chegam as avaliações sobre a performance daqueles que se submeteram as provas do CBR.

O CBR aceitou bem o projeto de oferecer aos especializandos uma bibliografia própria, simplificada pelo objetivo de ensinar o que o médico-aluno precisa saber (básico) para desenvolver sua atividade. O aprendizado maior vai se dando na vivência do dia a dia com o aprofundamento da leitura especializada do assunto.

A Comissão Técnica de Assessoramento a Reitoria para Atividades com Radiações Ionizantes (COTAR-X) da Universidade Federal do Rio de Janeiro, com a coordenação do Físico Júlio César de Avellar Corsini e Reis Soares organizou um programa que seria aplicado aos médicos Residentes em Radiologia da UFRJ. Isto evoluiu para uma Apostila com a matéria que os médicos deveriam conhecer e um roteiro para fixação do conteúdo.

Hoje a Apostila virou um Caderno editado pelo CBR e teve grande sucesso, assim como as demais publicações do CBR visando sempre o aperfeiçoamento dos candidatos ao Título de Especialista em Radiologia e Diagnóstico por Imagem e que possam entender melhor a formação da imagem com que trabalharão pelo resto de suas vidas e proteção radiológica necessária tanto para si como para seus colaboradores.

Hilton Augusto Koch
Presidente da COTAR-X/UFRJ
Ex-Presidente do CBR

ÍNDICE

Apresentação	4
Introdução - Um pouco de História	6
A Física na Radiologia	10
Capítulo 1 - Princípios de Física das Radiações:	
1.1- As Radiações e o Átomo	12
1.2 - Fontes de Radiação Naturais e Artificiais	13
1.3 - Tipos de Radiações	14
1.4 - Grandezas e Unidades	17
1.5 - Radioisótopos	19
1.6 - Interação das Radiações com a Matéria	20
1.7 - Noções Básicas de Blindagem das Radiações	23
Capítulo 2 - Radioproteção:	
Introdução	28
2.1- Princípios da Radioproteção	28
2.2 - Grandezas e Unidades em Radioproteção	29
2.3 - Dose Absorvida (D):	30
2.4 - Dose Equivalente (H_r):	30
2.5 - Dose Efetiva (E):	31
2.6 - Contaminação Radioativa	32
2.7 - Limitação da Dose	32
2.7.1- Limites de Dose Primários	33
2.7.2 - Limites Secundários, Derivados e Autorizados	33
2.7.3 - Níveis de Dose de Referência	34
2.7.4 - Mulheres com capacidade reprodutiva	34
2.7.5 - Estudantes e estagiários	35
2.8 - Efeitos Biológicos da Radiação	35
2.9 - Efeitos Determinísticos de Maior Ocorrência	37
Capítulo 3 - Formação de Imagens em Radiologia:	
Introdução	40
3.1 - Qualidade da Imagem	40
3.2 - Geração de Raios X	41
3.3 - Espectro de Energia dos Raios X	43
3.4 - Controlando e Energizando o Tubo de Raios X	43
3.5 - Filtragem do Feixe de Raios X	47
3.6 - Radiação Espalhada	48
3.7 - Formação da Imagem Radiográfica e Contraste	48
3.8 - Grades e Controle da Radiação Espalhada e do Contraste	51
3.9 - Receptores Radiográficos	55
3.10 - O Filme Radiográfico	58
3.11 - Processamento Radiográfico	60
3.12 - A Sensibilidade do Filme Radiográfico	61
3.13 - Noções de Controle de Qualidade do Processamento	63
3.14 - Características de Contraste do Filme Radiográfico	64
3.15 - O Gerador de Raios X	69
3.16 - Definição, Resolução, Nitidez e Visibilidade de Detalhes	72
3.17 - Ruído	78
3.18 - Condições de Visibilidade da Imagem	79
3.19 - Controle da Qualidade e a Portaria 453/98 da Anvisa/MS	81
3.20 -Desempenho do Observador	81
ANEXO – Roteiro para Fixação de Conteúdo	82

INTRODUÇÃO - UM POUCO DE HISTÓRIA

Röntgen descobriu os raios-X em 1895 e, quase de imediato, foram utilizados para obtenção de imagens médicas do corpo humano, além de outras diversas aplicações, muitas delas inúteis, arriscadas e, por vezes, trágicas.



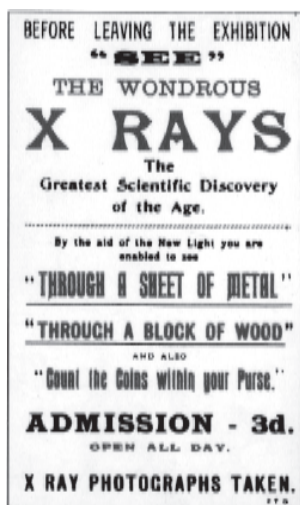
Röntgen em 1906



Primeira radiografia em 1895

A Medicina foi tomada por uma grande euforia diante da nova área que surgia - era o início da Radiologia.

Nessa fase de descobertas e de desconhecimento dos riscos envolvidos, tentava-se ampliar a utilização dos raios-X. Até meados do século XX, eles eram freqüentemente empregados para epilação da face (hirsutismo).



Anúncio de demonstração pública dos raios X no Palácio de Cristal de Londres (1896)

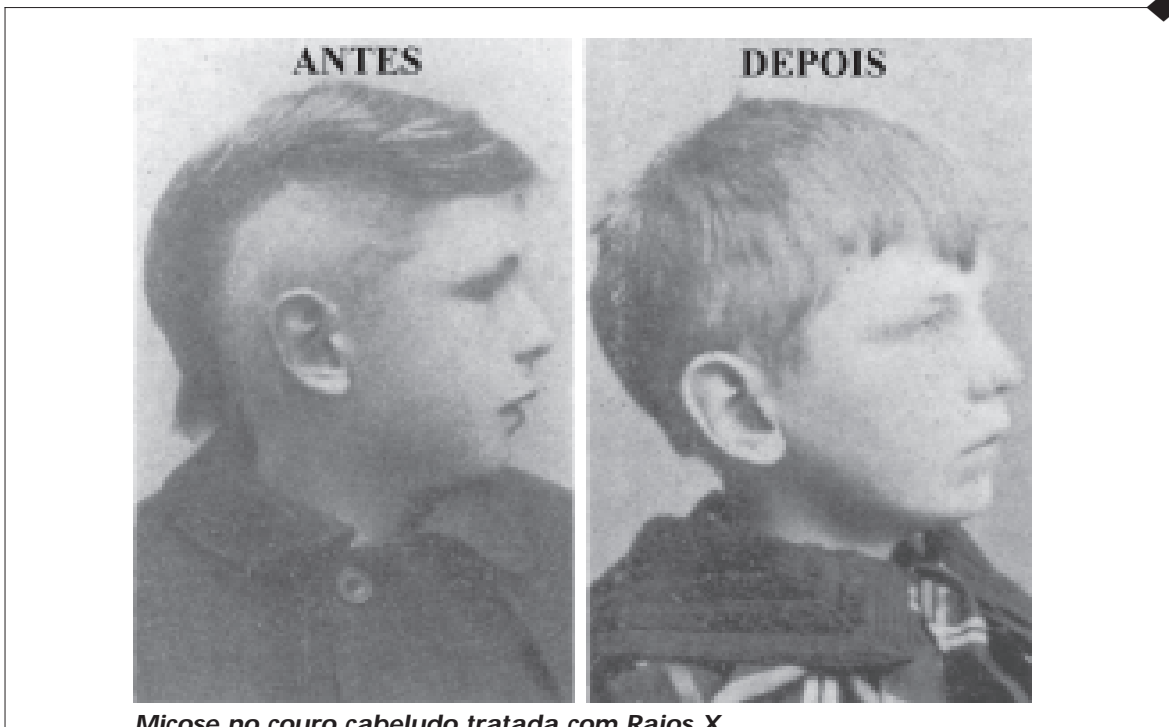


Aparato de fluoroscopia sem proteções (1901). Os médicos e pacientes eram submetidos a grandes doses de raios X

Um anúncio de 1896, na figura anterior, mostra como os raios-X foram recebidos na época. Numa tradução livre quer dizer:

Antes de deixar a exposição "veja" os maravilhosos raios-X, a maior descoberta científica do século. Com a ajuda da Nova Luz você pode ver "através de uma chapa de metal", "através de um bloco de madeira" e também "contar as moedas dentro da sua carteira". Entrada 3 pennies. Aberto o dia todo. Tiram-se fotografias de raios-X.

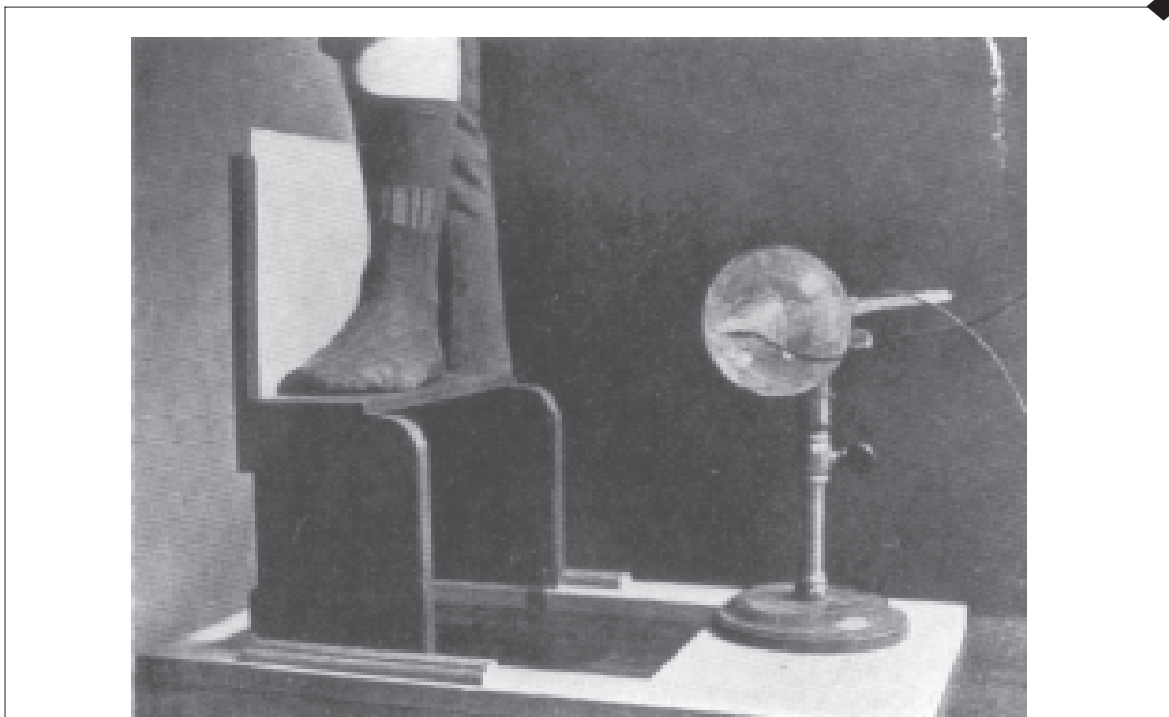
Outra indicação terapêutica da época era o tratamento de *tinha capitis* (micose no couro cabeludo), introduzida em Paris em 1904.



Micose no couro cabeludo tratada com Raios X

A descoberta da droga griseofulvina, em 1958, fez com que a técnica caísse em desuso. Entretanto, estima-se que, entre 1904 e 1959, cerca de **300.000 crianças** tenham sido tratadas da *tinha capitis* com raios-X em todo o mundo. O acompanhamento de 2043 pacientes tratados na infância mostrou uma incidência maior de câncer do que no grupo de controle. A incidência de carcinoma basocelular no couro cabeludo em idosos leva o dermatologista a investigar se houve tratamento prévio.

Os primeiros equipamentos de radiografia não contavam com qualquer tipo de blindagem ou filtragem de raios-X. Naquela época, as conseqüências da exposição excessiva aos raios-X ainda eram obscuras.



Equipamento de Raios X totalmente sem blindagem (1902)

No final do século XIX, havia uma sofisticada sapataria na cidade de Nova York que, como forma de atrair fregueses com a novidade, radiografava os pés dos clientes. Como a sensibilidade dos receptores de imagens era muito baixa, o cliente tinha de permanecer imóvel por 20 minutos, sendo exposto a altas doses de raios-X.



Radiografia de um pé calçado de 1896 - 20 minutos de exposição

Até a década de 60, muitos acreditavam que a ingestão de águas radioativas era benéfica. Ainda hoje, persiste a crença popular de que as areias monazíticas de Guarapari-ES ou águas minerais radioativas têm efeitos benéficos no tratamento de reumatismo e gota, dentre outras doenças.

Não há dúvida de que a exposição a qualquer nível de radiação pode elevar as chances de ocorrência de efeitos biológicos.

Os primeiros registros fotográficos dos efeitos dos raios-X surgiram já no ano seguinte à sua descoberta.



Radiodermatite causada por Raios X (1897)

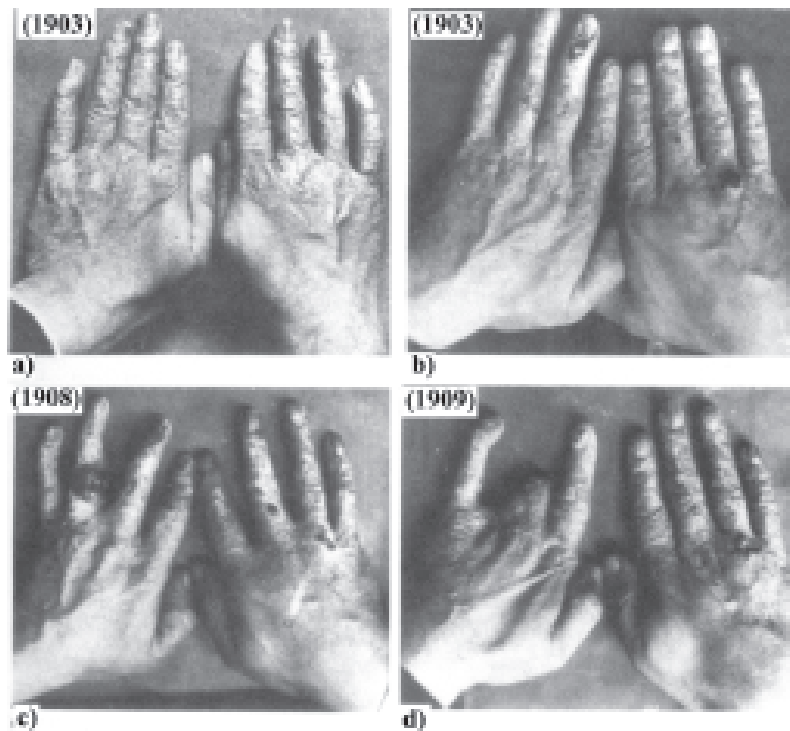


Carcinoma desenvolvido após dermatite (1904)

Um dos precursores da Radiologia e proprietário de um dos os primeiros laboratórios nos Estados Unidos, Mihran K. Kassabian (1870-1910), foi um dos primeiros mártires dentre inúmeros outros profissionais que tinham contato com radiações.



Clínica do Dr. Kassabian na Filadélfia, Estados Unidos (1901)



Seqüência de fotografias das mãos de Kassabian (1870-910), um dos primeiros mártires da Radiologia

Com a constatação dos efeitos deletérios das radiações, reduzir as doses de raios-X e, apesar disso, melhorar a qualidade da imagem, tem sido o objetivo de cientistas e usuários envolvidos na utilização de equipamentos de Radiodiagnóstico.

Cientistas Pioneiros nas Pesquisas das Radiações



Röntgen
(1845-1923)



Becquerel
(1852-1908)



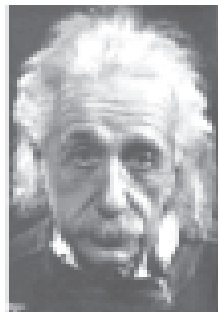
Pierre Curie
(1859-1906)



Marie Curie
(1867-1934)



Max Planck
(1858-1947)



Einstein
(1879-1955)



Niels Bohr
(1885-1962)



Arthur Compton
(1892-1962)

A FÍSICA NA RADIOLOGIA

A utilização efetiva das técnicas de Radiodiagnóstico, assim como a interpretação das imagens produzidas, requer a compreensão de fenômenos físicos envolvidos nos processos de formação da imagem, pois a habilidade de detectar estruturas anatômicas específicas ou condições patológicas depende não só de características inerentes a cada técnica de Radiodiagnóstico em particular, como também do conjunto de ajustes selecionados no equipamento (US, RM, TC, etc). A relação entre visibilidade e ajustes nesses equipamentos é complexa e, frequentemente, envolve comprometimento e interdependência dentre os diferentes aspectos da qualidade da imagem.

Apesar dos benefícios incontestes à medicina, todas as técnicas de Radiodiagnóstico podem representar um risco à saúde, pois os processos de formação das imagens sempre envolvem deposição de alguma forma de energia no corpo do paciente, o que, em alguns casos, pode também trazer prejuízos à saúde dos médicos. Os níveis de exposição do paciente aos raios-X variam muito e têm forte influência sobre a qualidade da imagem radiográfica. O ensino da Física, portanto, também é útil quando se aborda a relação entre os riscos e os danos à saúde, envolvendo análises de conceitos, grandezas e modelos físicos, além, é claro, das unidades de medidas.

Em geral, as estruturas internas e funções do corpo humano não são visíveis. Entretanto, por meio de diversas tecnologias, é possível obter-se imagens através das quais um médico pode detectar condições anormais, ou ainda, guiar-se em procedimentos terapêuticos invasivos. A imagem médica é uma janela para o corpo. Entretanto, nenhum tipo de imagem mostra tudo. Os diversos métodos de Radiodiagnóstico nos revelam diferentes características do corpo humano. Em cada método, é necessário trabalhar com níveis satisfatórios de qualidade de imagem e de visibilidade das estruturas do corpo. Estes níveis de qualidade e visibilidade dependem das características do equipamento, da perícia do operador e do compromisso com fatores tais como a minimização da dose no paciente resultante dos raios-X ou de outras radiações ionizantes, ou do tempo de obtenção da imagem, como na ressonância magnética.

Os capítulos a seguir destinam-se a abordar principalmente os aspectos físicos das radiações, proteção radiológica e formação de imagens em radiografia convencional que, a despeito de ser a técnica de Radiodiagnóstico mais antiga, ainda é uma técnica poderosa, relativamente barata, além de ser a mais utilizada. No entanto, é uma técnica que requer um cuidado efetivo com a qualidade da imagem, considerando o grande número de variáveis envolvidas no processo de formação da imagem.

CAPÍTULO

1

**PRINCÍPIOS DE FÍSICA
DAS RADIAÇÕES**

1.1 - AS RADIAÇÕES E O ÁTOMO

Radiação é energia que se move através do espaço de um objeto (fonte) para outro, onde é absorvida. As fontes de radiação são, geralmente, substâncias ou equipamentos que convertem outras formas de energia em radiação particulada (elétrons, pósitrons, alfas), ou em radiação na forma de fótons (sinais de rádio, microondas, luz, raios X e gama).

Na maioria das vezes, tanto a emissão como a absorção de radiação modifica as substâncias envolvidas. A absorção dessa energia em forma de radiação por um organismo vivo pode acarretar danos biológicos a curto ou longo prazo, ou, em última instância, causar sua morte.

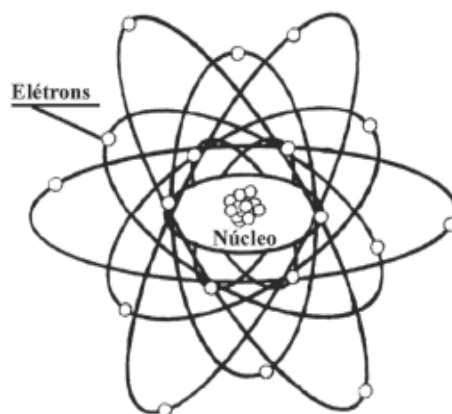
Em geral, as radiações utilizadas em medicina são geradas ou absorvidas em fenômenos físicos que ocorrem em nível atômico, no núcleo ou na eletrosfera do átomo.

O átomo é formado por um **núcleo** muito pequeno localizado na região central e pela **eletrosfera**, região ao redor do núcleo onde são encontrados os **elétrons**. No núcleo, estão os **prótons**, que têm carga positiva, e os **nêutrons**, com massa praticamente igual à do próton, porém sem carga.

O **elétron** tem carga elétrica negativa e é cerca de **1840 vezes** mais leve que os **prótons** e **nêutrons**. Por isso, quase toda a massa do átomo está localizada no núcleo. Portanto, **número de massa (A)** de um átomo, pode ser considerado como a soma do número de prótons e nêutrons presentes no seu núcleo.

O **número atômico (Z)** de um átomo está associado ao número de prótons presentes no núcleo. O número atômico é que determina as características químicas dos elementos químicos, se é hidrogênio ($Z=1$), oxigênio ($Z=8$), flúor ($Z=9$), ferro ($Z=26$), ouro ($Z=79$) ou chumbo ($Z=82$). O número atômico Z é responsável por diversas propriedades físicas e químicas da matéria. A emissão de radiações pelo núcleo (prótons, elétrons ou nêutrons) altera o número atômico e/ou número de massa.

◆
Figura 1 – Representação do modelo de átomo idealizado por Bohr.



A **figura 1** mostra o modelo de estrutura atômica proposto por Bohr. Embora esse modelo atômico esteja ultrapassado, ainda é muito usado, mas não corresponde à realidade. Trata-se de uma representação, pois, dada a complexidade das interações dentro do átomo, não é possível representar a posição exata dos elétrons em torno do núcleo de um átomo real.

As possibilidades que cada um desses elementos tem de se combinar com átomos da mesma ou de outra espécie para formar as moléculas dos compostos químicos, dependem do seu número atômico (Z). Os elétrons estão intimamente envolvidos nas combinações entre os elementos químicos, sendo que, a cada elétron presente na eletrosfera, corresponde um próton no núcleo de cada átomo. Portanto, se ocorrer uma mudança no número atômico (Z) de um átomo, seja por emissão ou absorção de energia em forma de radiação, haverá alterações em suas características químicas, ou seja, o átomo original se transformará em outro elemento químico.

O raio do núcleo é igual a 10^{-14} m e o do átomo, 10^{-10} m. As dimensões do átomo são, portanto, cerca de 10.000 vezes maiores que as do núcleo. No entanto, o núcleo contém quase toda a massa do átomo.

Para se ter uma idéia das dimensões do átomo considere que o núcleo de um átomo seja do tamanho de uma bola de gude posicionada no centro de um campo de futebol. Proporcionalmente, os elétrons equivaleriam a mosquitos voando a esmo em torno no núcleo em determinadas regiões permitidas, muito espaçadas entre si, e a partir dos limites do campo de futebol. Portanto, mesmo os materiais sólidos têm muitos vazios que não

podem ser percebidos nas imagens obtidas por meio do uso da luz visível. Com o uso dos raios X, classe de radiação com características muito parecidas com a luz, porém muito mais penetrantes, observa-se que, mesmo nas substâncias mais compactas e densas, existem enormes espaços vazios entre os átomos e moléculas que as compõem.

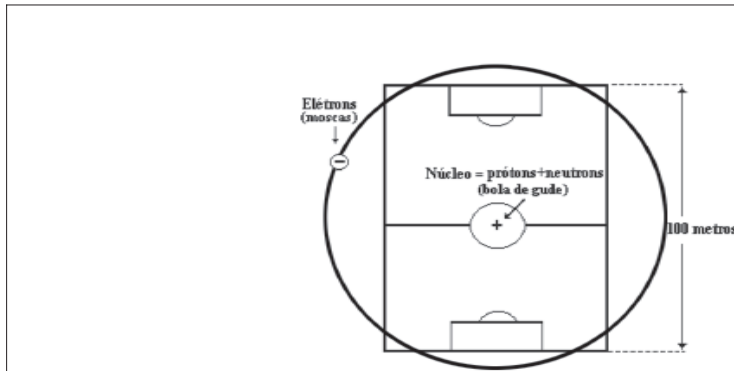


Figura 2 – Comparação entre as dimensões de um átomo e de um campo de futebol.

1.2 - FONTES DE RADIAÇÃO NATURAIS E ARTIFICIAIS

Na natureza, a maioria dos elementos presentes é estável, ou seja, não emite radiação. Porém, através de diversos processos naturais ou artificiais, esses elementos tornam-se radioativos e estão presentes no meio ambiente. As principais fontes de radiação natural são: os raios cósmicos, responsáveis por cerca de 25% da dose de radiação que recebemos por ano, materiais existentes no solo, vidros, cerâmicas, materiais de construção (como o concreto, que contém potássio 40), água, alimentos que ingerimos, dentro de plantas e animais, etc. Há substâncias radioativas até mesmo dentro de nosso corpo, tais como carbono 14, fósforo 32, cálcio 45, etc.

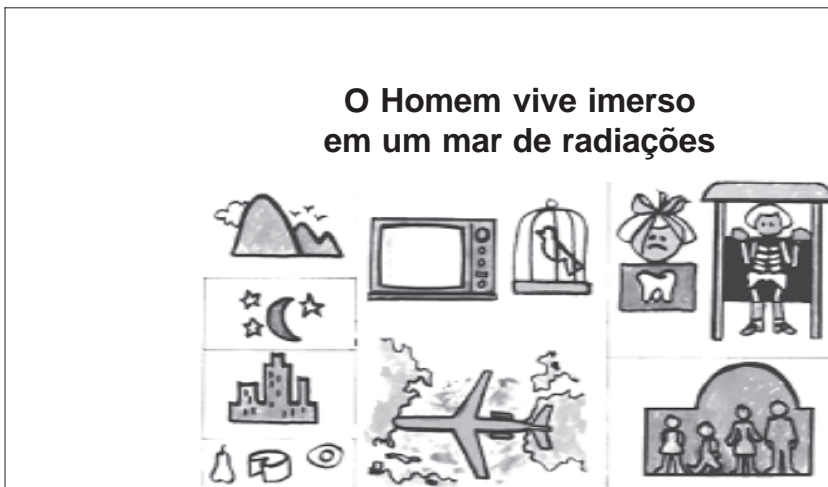
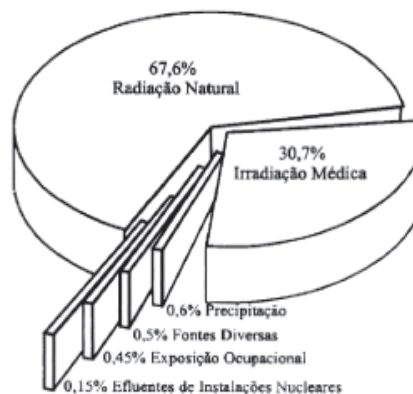


Figura 3 – Principais fontes de radiação naturais e artificiais para o homem.

A **figura 3** mostra as principais fontes de radiações para o homem. Podem ser cósmicas, estar presentes nos materiais de construção, nos alimentos, nas viagens de avião, nas exposições médicas, na televisão e nas proximidades de usinas nucleares. Algumas delas estão presentes na natureza e sua quantidade aumentou muito na segunda metade do século XX devido à precipitação de substâncias radioativas geradas em testes nucleares.

Dentre as **fontes artificiais** de radiação, há os raios X (de uso industrial, médico, odontológico, ou aqueles gerados pela TV convencional), as fontes de radioterapia, e o “**fallout**”, que consiste na precipitação de substâncias radioativas provenientes das camadas mais altas da atmosfera que foram geradas por explosões em testes nucleares militares ou acidentes nucleares.

Figura 4 – Principais fontes de radiação naturais e artificiais para o homem (dado do IRD/CNEN - Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear).



Embora haja pessoas que desenvolvem doenças fatais que podem ser associadas à exposição a fontes de radiação naturais ou artificiais (algo em torno de 15 mortes por milhão de habitantes), seus antepassados longínquos, ao evoluírem nesse mar de radiações, adaptaram-se bem, suportando a dose de radiação natural, característica que foi herdada pela grande maioria dos contemporâneos.

O que se deve evitar, é toda e qualquer exposição extra à radiação que não traga benefício ao indivíduo. O número de mortes por milhão de pessoas aumenta em uma população sobre-irradiada.

1.3 - TIPOS DE RADIAÇÕES

Dentre dezenas de tipos radiações serão abordados apenas os principais.

As radiações podem se originar no núcleo (as nucleares) ou na eletrosfera do átomo, ou, ainda, quando uma radiação interage com o núcleo ou com a eletrosfera.

As principais **radiações nucleares** são: radiação **alfa**, **beta**, **gama** e **nêutrons**. São emitidas pelo núcleo de um átomo devido à acomodação de seus prótons e nêutrons que compõem o núcleo, sendo que, nesta acomodação, eles emitem “sobras” de energia em forma de radiações. Já os **raios X**, que são fótons, originam-se na eletrosfera e, como são radiações eletromagnéticas, não têm carga nem massa. Os fótons são constituídos de energia pura, como a luz que enxergamos.

Tabela 1 – Carga e massa de radiações corpusculares e partículas subatômicas

	Alfa (α)	Elétron(β^-)	Pósitron (β^+)	Nêutron	Próton
carga elétrica(*)	+ 2e	- e	+ e	0	+ e
massa (kg)	$6,64 \times 10^{-27}$	$9,11 \times 10^{-31}$	$9,11 \times 10^{-31}$	$1,675 \times 10^{-27}$	$1,672 \times 10^{-27}$

(*) “e” representa a carga elétrica de um elétron que é igual a $1,6 \times 10^{-19}$ Coulomb.

a) Radiação Alfa (α)

A **radiação alfa** é constituída de dois prótons e dois nêutrons que o núcleo perde ao emití-la. Tem baixo poder de penetração, atravessa alguns centímetros no ar e poucos milímetros nos tecidos, portanto, **não constitui perigo sério como fonte externa de radiação**. A radiação que alcança a pele, não consegue atravessar a camada superficial. Os feixes de maior energia têm maior penetração, e podem causar danos à pele. Porém, **a inalação ou ingestão de partículas alfa é muito perigosa**.

Tabela 2 – Alcance das partículas alfa

Energia (MeV*) Partículas alfa	Alcance (mm)	
	Ar	Tecido humano
1,0	5,5	0,033
2,0	10,4	0,063
3,0	16,7	0,10
4,0	25,8	0,15
5,0	35,0	0,21

* MeV- Megaelétron-Volt = 10^6 eV, onde eV é uma unidade de medida de energia de radiações

Há registros de muitas doenças contraídas por trabalhadores de indústrias em que se empregam tintas luminescentes, onde operários absorviam o elemento radioativo alfa-emissor **rádio-226** por inalarem o material seco em suspensão no ar. Havia também trabalhadores de fábricas de relógios que faziam a pintura de ponteiros com tintas fosforescentes, envolvendo a utilização de pincéis cujas pontas eram afinadas com os lábios. Grandes quantidades de **radônio-222**, outro alfa-emissor, eram também absorvidas. Atualmente, há um controle rigoroso sobre tais indústrias.

b) Radiações Beta (β)

Há dois tipos de radiação beta:

- **beta menos** (β^-), que são elétrons; e
- **beta mais** (β^+), que são pósitrons, idênticos aos elétrons, mas com carga positiva.

O **pósitron**, uma vez emitido por uma fonte, tem tempo de vida curto, pois o encontro de um pósitron com um elétron faz com que ambos desapareçam, fazendo surgir radiação eletromagnética na forma de dois fótons. Este fenômeno é conhecido como processo de **aniquilação** e é útil na Tomografia de Emissão de Pósitrons (**PET**).

Sob o ponto de vista da radioproteção, os efeitos biológicos de ambos são equivalentes. As partículas do tipo beta menos (elétrons) são emitidas pelo núcleo que perde uma carga negativa, aumentando em uma unidade o número atômico **Z**.

Quando se trata de um material radioativo **beta-emissor**, é necessária a colocação de uma **blindagem** entre o operador e a fonte. Nesse caso, uma simples folha plástica (de lucite, acrílico ou PVC) de **1 a 2 cm** de espessura é capaz de absorver totalmente as partículas beta e as radiações secundárias provenientes do emissor. Quando a energia da partícula beta for próxima ou maior do que **2 MeV**, é necessário considerar-se a **radiação de frenagem** (ou **bremsstrahlung**) para prover a blindagem adequada.

Os núcleos das amostras beta-ativas emitem partículas que têm energia que vão de zero até um valor **máximo** de energia. Um valor de energia de uma emissão beta refere-se à partícula beta de maior energia.

A tabela 3 mostra o alcance das partículas beta em função da energia máxima da radiação beta. Quanto maior a energia, maior a capacidade de penetração.

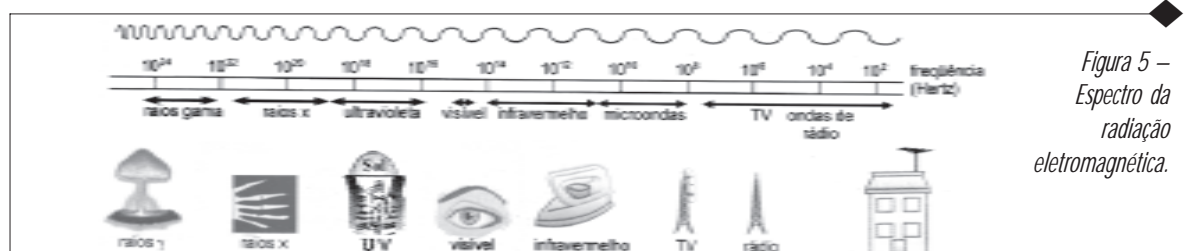
Tabela 3 – Alcance das partículas beta (β^- e β^+)

Energia (keV*) Partículas beta	Alcance (mm)	
	Ar	Tecido humano
10	2,3	0,0027
100	120	0,151
500	1500	1,8
1000	4200	5,0
2000	8400	10
3000	12600	15

* keV: kiloeletron-volt = 10^3 eV, onde eV é uma unidade de medida de energia de radiações

c) Radiação Gama (γ) e os Raios X

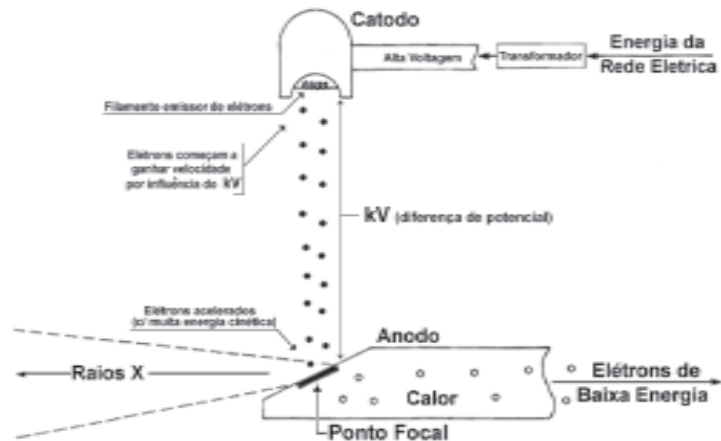
Os **raios X** são fótons que têm origem na eletrosfera do átomo. Os **raios gama** também são fótons, mas emitidos a partir do núcleo durante uma transição, surgindo após a emissão de uma partícula (radiação alfa, beta, nêutrons, etc). Ambos são muito penetrantes, sendo necessárias pesadas blindagens para detê-los (chumbo, concreto, aço ou ferro). Dependendo da energia, a maior parte de um feixe constituído por **raios X** ou **gama** pode atravessar o corpo humano com facilidade.



Os **raios X** têm **origem na eletrosfera** dos átomos de um alvo, o anodo. Nele incidem elétrons expelidos de um filamento aquecido (catodo) que foram acelerados por um campo elétrico proporcional ao **kV**. Esses elétrons, ao interagirem com os elétrons que compõem o anodo, geram um feixe de raios X composto por:

- **radiação de frenagem (*Bremsstrahlung*)**: são fótons com energias distribuídas em uma faixa de valores próxima de zero até um máximo. Eles são gerados pelo espalhamento (ou desaceleração) de elétrons que incidem sobre o anodo; e

Figura 6 – Processo de geração de raios X.



- **raios X característicos**: são fótons resultantes da perda de energia dos elétrons em torno dos átomos do alvo que foram excitados (ganharam energia) quando interagiram com os elétrons acelerados advindos do catodo. Alguns elétrons do anodo sobem de uma órbita para outras de maior energia onde deixam lacunas. Para preencher as vagas deixadas no orbital inferior, descem elétrons das órbitas superiores. Um elétron excitado deve liberar seu excesso de energia para poder preencher uma lacuna nas órbitas inferiores, e o faz emitindo um fóton de raios X cuja energia tem um valor específico que caracteriza as órbitas superior e inferior em que ocorreu a transição.

Os raios X de frenagem são muito mais abundantes que os característicos e, portanto, têm maior importância em aplicações médicas e odontológicas.

Aumentando a tensão (ou **kV**) entre o **catodo** e o **anodo**, cresce a energia dos elétrons. Esses elétrons acelerados têm mais energia e, portanto, podem gerar raios X também de maior energia e, conseqüentemente, mais penetrantes. Aumentando a corrente no catodo (ou o **mA** - miliAmpère), crescem o fluxo de elétrons que sai do catodo em direção ao anodo e também, proporcionalmente, a intensidade do feixe de raios X.

Raios X e raios gama são fótons que podem perder toda sua energia (ou quase) em apenas uma interação com o primeiro átomo que encontrar. Para esse mesmo fóton, existe uma chance de não interagir com os átomos do alvo e sair como entrou. Portanto, a distância que os fótons percorrem antes de serem absorvidos não pode ser prevista. A alternativa é determinar a distância em que eles têm **50% de chance** de interagir, o que equivale à probabilidade de se obter cara ou coroa lançando-se uma moeda. Essa distância é chamada de **camada semi-redutora (CSR)**.

Tabela 4 – Camada semi-redutora para raios X e gama em função da energia dos fótons

Energia (keV*) Raios X ou gama	Camada semi-redutora (mm)	
	Tecido humano	Alumínio
10	1,3	0,0045
50	32,4	0,08
100	41,5	0,11
500	72,3	3,8
1.000 (ou 1 MeV)	99,1	8,6
5.000 (ou 5 MeV)	231	14,4

* keV: kiloeletron-volt = 10^3 eV, onde eV é uma unidade de medida de energia de radiações

A intensidade de um feixe de fótons se reduzirá à metade ao passar por um material com espessura de uma CSR.

d) Nêutrons

São emitidos pelo núcleo do átomo, não possuem carga e, por isso, têm alto poder de penetração. Conseguem atingir o núcleo de um átomo-alvo modificando sua natureza, fenômeno conhecido como transmutação. O número de massa (A) do átomo decresce uma unidade por cada nêutron emitido. É um dos tipos de radiação mais nocivos à saúde, porém seu uso médico ainda é restrito.

1.4 - GRANDEZAS E UNIDADES

Os conceitos apresentados a seguir são de grande importância, principalmente, em processos de aquisição de imagens em Medicina Nuclear. Embora alguns deles não tenham relação direta com equipamentos geradores de radiação, são conceitos que devem ser mencionados quando se aborda física das radiações.

1.4.1 - Atividade

A grandeza “atividade” é definida apenas para substâncias radioativas, e não se aplica a equipamentos emissores de radiação, como os equipamentos de raios X. Uma fonte (ou substância) radioativa não tem como ser ligada ou desligada, pois ela emite radiação continuamente até extinguir-se. Em decorrência dessa emissão contínua, fica na fonte um número cada vez menor de átomos com potencial para emitir radiação, visto que, um tipo específico de emissão só ocorre uma vez por átomo. O processo de emissão de radiação é chamado de **desintegração** ou **decaimento radioativo**.

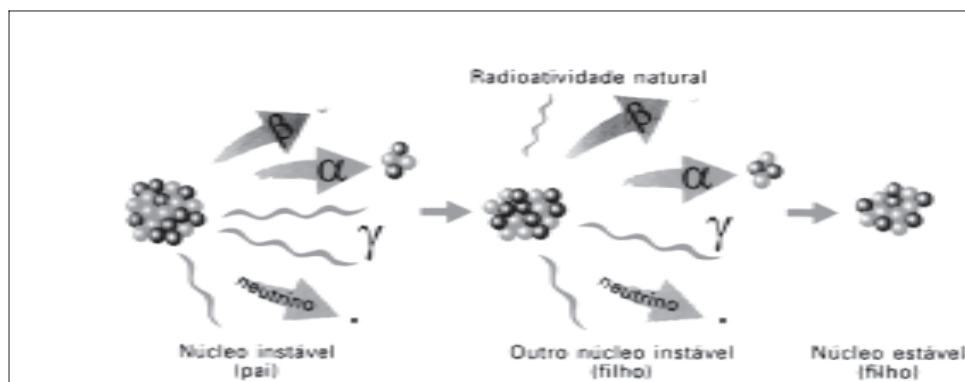


Figura 7– Exemplo de decaimento radioativo em três estágios.

A atividade de uma fonte é definida como o número de desintegrações nucleares que ocorrem por unidade de tempo em uma amostra radioativa. Essas desintegrações geralmente são acompanhadas por emissão de partículas que transformam um núcleo-pai original em um núcleo-filho, que pode ser radioativo ou estável.

A atividade de uma fonte de radiação em um determinado instante de tempo em relação à atividade inicial é dada por:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

onde A_0 é a atividade inicial, t é o instante de tempo, e λ é a constante de decaimento que expressa a velocidade com que uma amostra radioativa emite radiação. Quanto maior for λ , mais intensa será a emissão de radiação e, em contrapartida, menor será o tempo de vida radioativa da fonte que, quando atingido, podemos considerá-la extinta, ou seja, não mais emite radiação.

A unidade de atividade no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o **Becquerel (Bq)**, onde: **1 Bq** é igual a uma “desintegração” por segundo.

O Becquerel foi introduzido para substituir a unidade **Curie (Ci)** – pronuncia-se *quirrí* – que embora antiga, ainda é muito utilizada.

A relação entre **Ci** e **Bq** é:

$$1\text{Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq (ou 37.000.000.000 de desintegrações por segundo)}$$

A conversão pode ser realizada usando-se a “regra de três” simples.

Para fontes de atividades pequenas, ainda são usados os submúltiplos:

$$\text{mCi (miliCurie} = 10^{-3}), \mu\text{Ci (microCurie} = 10^{-6}) \text{ ou nCi (nanoCurie} = 10^{-9}).$$

1.4.2 - Meia-vida ($T_{1/2}$)

Como a atividade, a meia-vida radioativa é definida também apenas para substâncias radioativas. Também não se aplica a equipamento emissor de radiação.

A **meia-vida** é definida como o **tempo necessário** para que **metade** dos átomos de uma amostra emita radiação. Cada fonte de radiação tem um valor de meia-vida característico, tal qual uma impressão digital da substância radioativa. Alguns valores de $T_{1/2}$ são mostrados na **tabela 5**.

Tabela 5 – Meia-vida de alguns elementos radioativos	
RADIONUCLÍDEO	MEIA-VIDA ($T_{1/2}$)
a) Beta-emissores	
Tecnécio-99m	6 horas
- Fósforo-32	14,3 dias
- Enxofre-35	87 dias
- Cálcio-45	163 dias
- Trítio-(H-3)	12,26 anos
- Carbono-14	5.730 anos
b) Gama-emissores	
- Iodo 125	60,5 dias
- Iodo 131	8 semanas
- Césio 137	30 anos
- Potássio 40	1,30 bilhões de anos

A constante de decaimento λ está relacionada com a **meia-vida** ($T_{1/2}$):

$$\lambda = 0,693 / T_{1/2}$$

Uma fonte radioativa que acaba de ser fabricada, tem atividade A_0 . Decorrido um tempo de **uma meia-vida**, terá uma atividade de $A_0 / 2$; decorridas duas meias-vidas $A_0 / 4$, e assim sucessivamente.

Se A_0 é a atividade de uma amostra radioativa no início da desintegração, ao final de um tempo correspondente de “n” meias-vidas, a atividade **A** será:

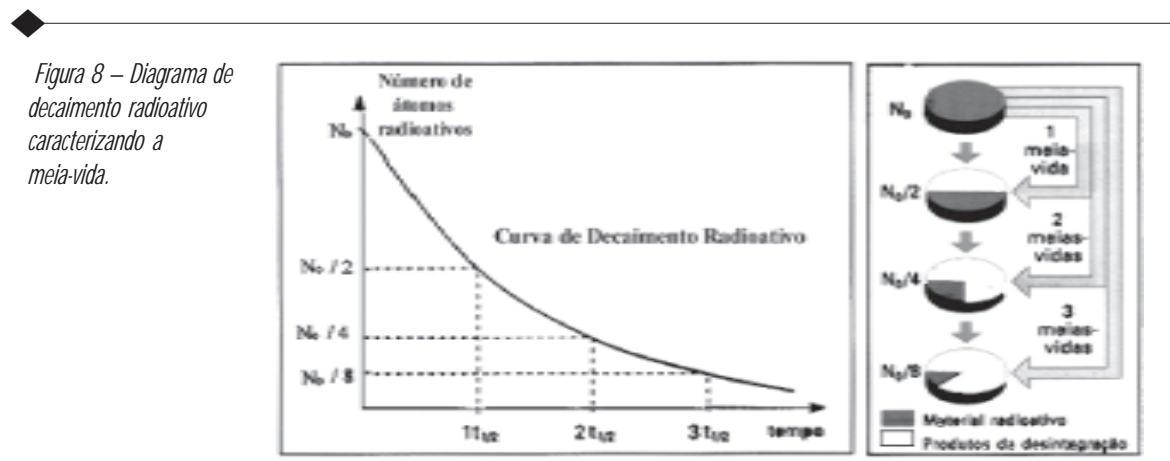
$$A = A_0 / 2^n$$

Essa expressão pode ser usada para estimar-se o valor aproximado da atividade de uma amostra radioativa quando decorrido um tempo superior a 2 ou 3 meias-vidas. A atualização de valores de atividade em relação à idade da fonte é uma necessidade constante para aqueles que trabalham com substâncias radioativas. Por isso é que devem constar no rótulo do invólucro de todas as fontes, além do símbolo internacional de presença de radiação, o valor da atividade e a data em que a atividade foi medida ou corrigida.

Para correções de atividade mais precisas, deve-se utilizar a equação apresentada na forma:

$$A = A_0 \cdot e^{-0,693 \cdot t / T_{1/2}}$$

onde $T_{1/2}$ é a meia-vida e t é o tempo transcorrido após a última medida, ambos em segundos.



1.4.3 - Energia das Radiações

Para um mesmo tipo de radiação, pode-se dizer que, quanto maior sua energia, maior será seu poder de penetração na matéria. Mas, quando comparamos diferentes radiações, isto não é verdade, pois devemos levar em conta outros fatores tais como sua massa, potencial de ionização, etc.

A unidade para a medida da energia das radiações é o **elétron-volt (eV)**, que é definida como energia cinética ganha por um elétron ao ser acelerado por uma diferença de potencial de 1 Volt. Os múltiplos do **eV**, tais como **keV** (kiloelétron-Volts = 1.000 eV) e **MeV** (megaelétron-Volts = 1.000.000 eV) são mais comuns.

Quando se trata de raios X, em vez de se utilizar a unidade **keV**, utiliza-se o **kV_p** (kilovolt-pico). A tensão que chega da rede elétrica, em geral, é de **110** ou **220 Volts**. A eletricidade da rede deve ser elevada para a faixa de **25.000** a **120.000 Volts** para gerar raios X de uso médico. Isto corresponde a aplicar uma diferença de voltagem entre **25 kV** e **120 kV** entre o anodo e catodo (**figura 6**).

O **kV_p** é definido como a energia dos fótons de raios X de maior energia (ou de pico), e esta energia é numericamente igual à voltagem aplicada no tubo. Apenas uma pequena fração dos raios X de um feixe tem energia próxima do valor de **kV_p**. Aqueles com energias intermediárias são mais abundantes em feixe de uso médico.

1.5 - RADIOISÓTOPOS

São substâncias radioativas, também são chamados de isótopos radioativos. Não têm relação com equipamentos geradores de radiação. Alguns deles são de grande importância na Medicina Nuclear. Nesta especialidade, inocula-se materiais radioativos especiais em pacientes para obtenção de imagens para fins diagnósticos como nos exames de cintilografia com gama-câmera, ou também para tratamento, como na **iodoterapia**.

Quando se refere a elementos químicos radioativos, o nome do elemento deve vir associado ao seu **número de massa (A)**. Juntos, o nome e o número de massa **A** de um elemento revelarão se a substância é radioativa ou estável. O número de massa de um átomo é igual à soma dos números de prótons e nêutrons presentes no núcleo do átomo.

Considere o exemplo mais simples:

- **Hidrogênio-1**, que tem **um próton** e **nenhum nêutron**,
- **Hidrogênio-2**, que tem **um próton** e **um nêutron**, e
- **Hidrogênio-3**, que tem **um próton** e **dois nêutrons**.

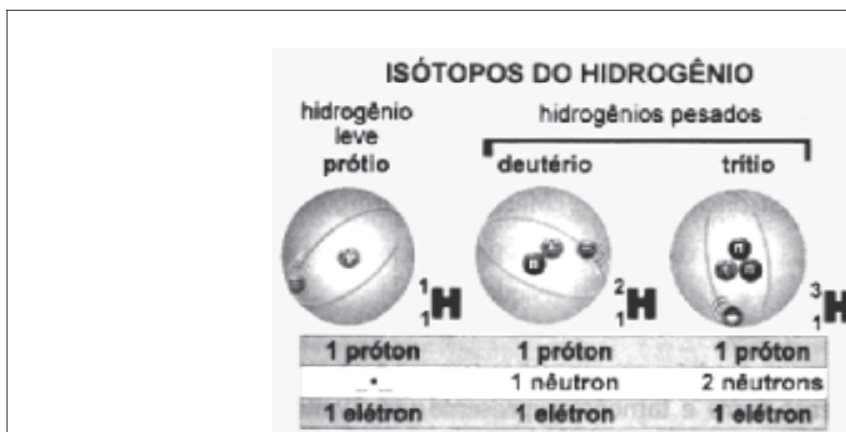


Figura 9 –
Hidrogênio e
seus isótopos.

O **Hidrogênio-1** (presente na água comum), e o **Hidrogênio-2** (deutério) são **estáveis**, ou seja, não emitem radiação. Já o **Hidrogênio-3** (trítio), é radioativo. Esses três elementos têm algo em comum, todos têm apenas **1 próton**, e é por isto que suas características químicas são idênticas e, portanto, são chamados de hidrogênio. Entretanto, eles têm um número de nêutrons diferentes e, conseqüentemente, têm números de massa diferentes.

O **número de massa** tem grande importância quanto às características de emissão de radiação dos elementos químicos. Ele indica que, apesar dos três átomos serem de hidrogênio, apenas o trítio é emissor de radiação, ou seja, é um beta-emissor. Ao se consultar o nome junto ao seu número de massa em tabelas de decaimento radioativo, é possível obter-se a meia-vida, tipo e energia das radiações emitidas, e a abundância relativa das emissões.

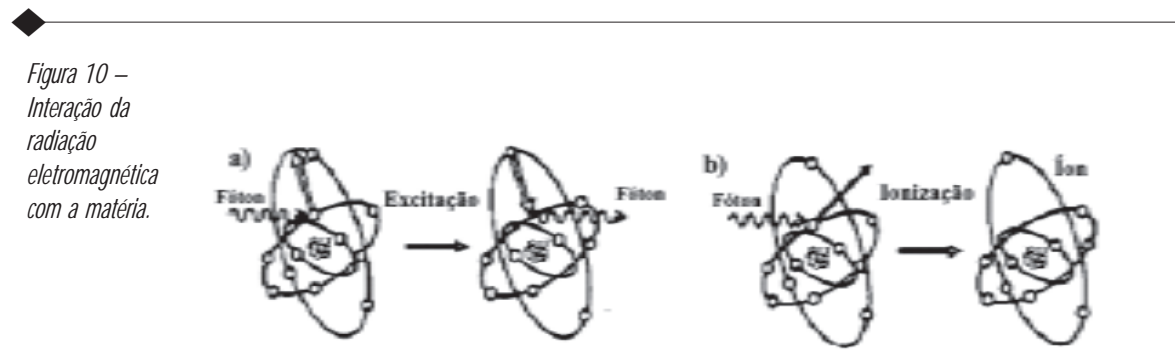
Assim, aqueles elementos que têm o **mesmo número de prótons (ou mesmo n° atômico Z)**, mas **diferentes números de nêutrons** e, portanto, **números de massa diferentes**, são chamados de **isótopos**. Quando estes são radioativos, são chamados **radioisótopos**. Dentre os isótopos dos diversos elementos químicos, a grande maioria é radioativa.

1.6 - INTERAÇÃO DAS RADIAÇÕES COM A MATÉRIA

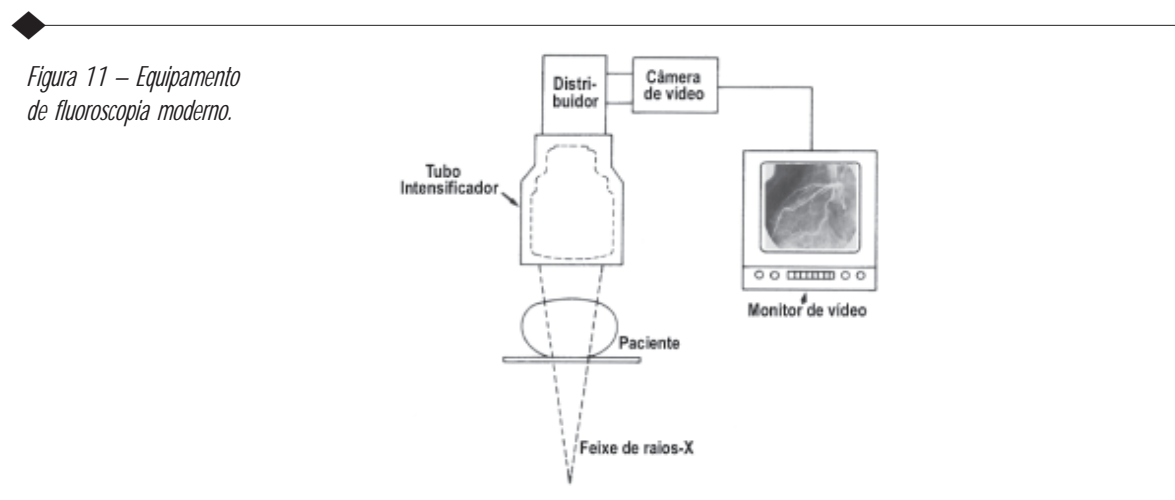
Ao interagirem com a matéria, as radiações transferem parte ou toda sua energia para os átomos ou moléculas por onde passam. As principais conseqüências dessa interação são: a) excitação atômico-molecular e b) ionização.

1.6.1 - Excitação

Neste processo, as radiações interagem, transferindo parte ou toda sua energia para um elétron do alvo, mas a energia transferida não é suficiente para lançá-lo para fora do átomo e assim ionizá-lo. O elétron que agora ganhou energia da radiação passa de uma camada eletrônica próxima do núcleo para outra mais distante (**figura 10-a**). Passado um tempo, o elétron se desexcita (ou perde energia) produzindo um fóton. Este fóton pode ser de luz na faixa visível (cintilação), ou na faixa dos raios X (raios X característicos).



Os fenômenos da **fluorescência** e **fosforescência** têm grande importância na Radiologia. O uso da **fluorescência** em Radiodiagnóstico é antigo. Quando surgiu, o equipamento de **fluoroscopia** consistia de uma tela de material fluorescente que era usada como anteparo para raios X que atravessavam o paciente, por onde se observava, no escuro, imagens do interior do corpo. Ainda hoje essa técnica é muito utilizada, mas com aperfeiçoamentos como o uso do intensificador acoplado a câmeras de vídeo (**figura 11**).



Na radiografia convencional tem-se outro exemplo do uso da fluorescência (figura 12). O filme radiográfico é cerca de 100 vezes mais sensível à luz do que aos raios X. Por isso, são acopladas aos filmes telas intensificadoras fluorescentes que convertem os raios X em luz que, de fato, registra a imagem. Não fossem essas telas intensificadoras, a exposição do paciente à radiação teria de ser 100 vezes maior.

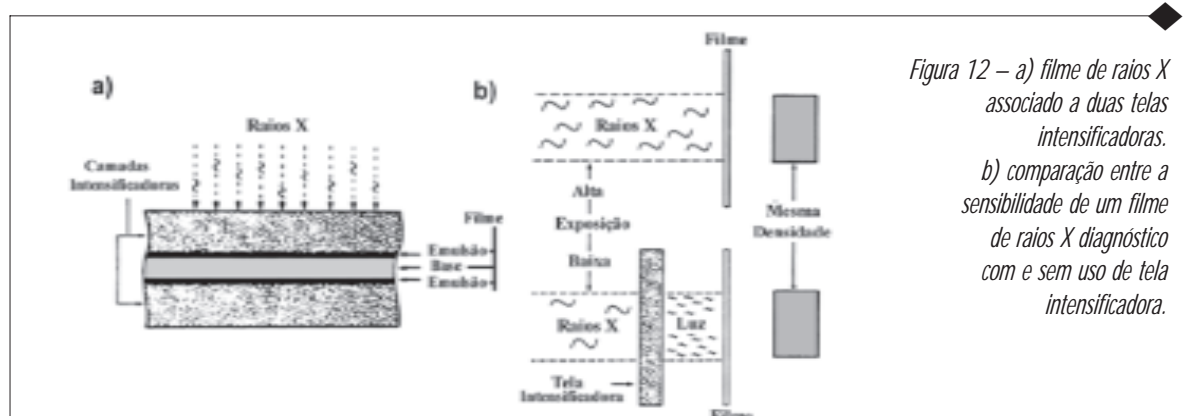


Figura 12 – a) filme de raios X associado a duas telas intensificadoras. b) comparação entre a sensibilidade de um filme de raios X diagnóstico com e sem uso de tela intensificadora.

O processo de **fluorescência** consiste na emissão imediata de luz por uma substância após seus elétrons terem sido excitados, por exemplo, pela incidência de radiação ionizante.

Já o processo da **fosforescência**, às vezes confundida com a fluorescência, consiste também na emissão de luz visível, mas com duas diferenças:

- a luz emitida tem comprimento de onda maior (ou mais “puxada” para o vermelho) em relação à luz emitida na fluorescência, e
- a emissão da luz se dá após um tempo longo após a excitação dos elétrons da substância em relação à fluorescência.

Apenas para ilustrar, a faixa de luz perceptível aos olhos humanos vai do vermelho (comprimento de onda maior) ao violeta (comprimento de onda menor). Entre esses extremos estão as outras cores básicas como o amarelo, laranja, verde, azul, anil. Abaixo do vermelho, os raios infravermelhos, e acima do violeta, os raios ultravioletas.

1.6.2 - Ionização

As radiações interagem com a matéria arrancando elétrons da eletrosfera ionizando os átomos-alvo. Os elementos químicos que foram ionizados ficam ávidos por reagir com outros elementos, o que modifica as moléculas das quais fazem parte. A ionização é muito mais nociva aos seres vivos do que a excitação.

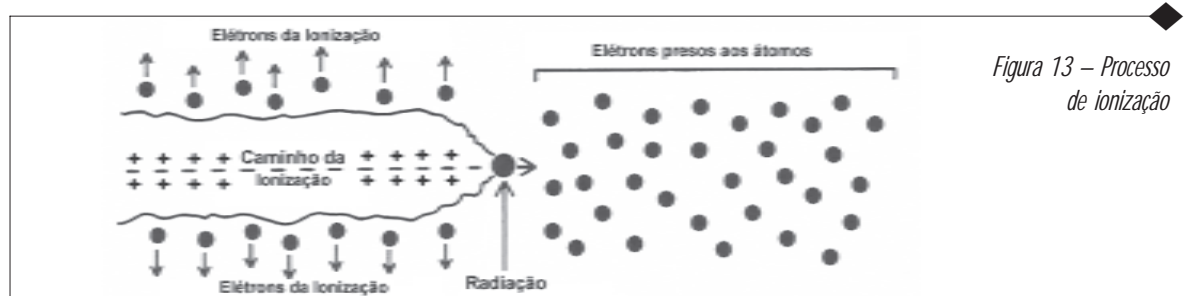


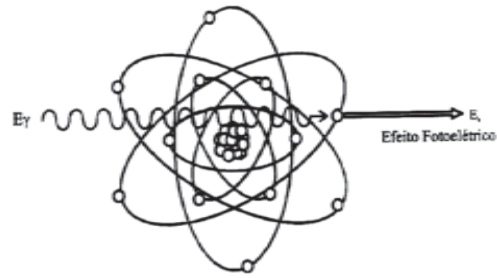
Figura 13 – Processo de ionização

Partículas carregadas, tais como as partículas **alfa**, **beta** e **fragmentos de fissão**, podem ionizar átomos diretamente. Já as não carregadas, como **raios gama**, **raios X** e **nêutrons**, o fazem indiretamente, transferindo energia para elétrons da eletrosfera, que, por sua vez, irão provocar ionizações secundárias.

Os fótons de **raios X** e **raios gama** podem penetrar grandes distâncias dentro da matéria antes de interagir pela primeira vez, e são três os principais processos:

- Efeito fotoelétrico:** um fóton transfere toda sua energia desaparecendo e fazendo surgir um elétron. Este fenômeno predomina quando a energia dos fótons é baixa, da ordem de dezenas de **keV**, e se torna significativo quando o material sobre o qual os fótons incidem tem um número atômico elevado. Este efeito tem grande importância para a Radiologia, pois remove integralmente os fótons de raios X do feixe primário, predominando mais em um tecido do que em outros, e sendo o maior contribuinte para a formação do contraste radiográfico.

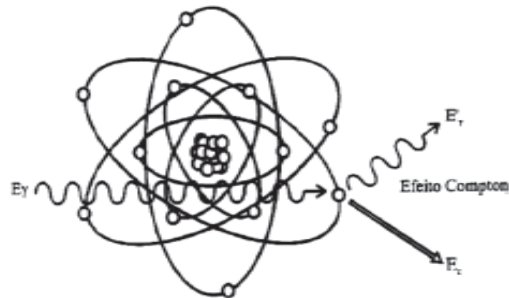
Figura 14 –
Efeito fotoelétrico.



b) Efeito Compton

Ocorre quando um fóton cede parte de sua energia para um elétron de um alvo. Este sai de sua órbita e, ao mesmo tempo, surge na interação um outro fóton com energia mais baixa propagando-se em outra direção dentro do material. Este efeito contribui significativamente para o aumento da radiação que é espalhada pelo corpo do paciente e que atinge o filme radiográfico, deteriorando a qualidade da imagem.

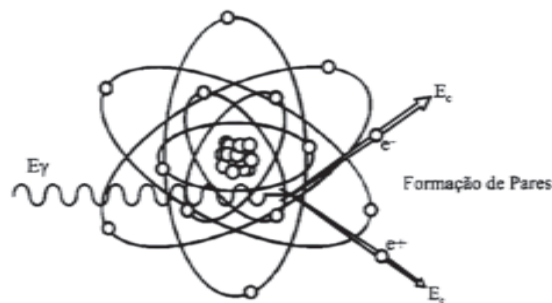
Figura 15 –
Efeito Compton.



c) Produção de Pares e Aniquilação

A produção de pares ocorre quando fótons com energia superior a **1.022 keV** passam muito próximos de um átomo. O fóton desaparece dando origem a um **par elétron-pósitron**. Os raios X de uso médico não têm energia suficiente para produzir pares e, conseqüentemente, não têm relevância na área de Radiodiagnóstico.

Figura 16 –
Produção de pares.



Por outro lado, o processo inverso à produção de pares é o fenômeno chamado de **aniquilação**. Os pósitrons, as anti-partículas dos elétrons, são difíceis de ser encontrados na natureza, pois, quando são criados, após curto período, encontram elétrons e, neste encontro, o pósitron e o elétron se aniquilam, desaparecem, surgindo no lugar dois fótons em sentidos opostos. O fenômeno tem aplicação principalmente na técnica de obtenção de imagens médicas chamada **PET** (Tomografia por Emissão de Pósitrons).

A ocorrência de cada um desses efeitos depende da energia dos fótons incidentes e do número atômico Z do material absorvedor. Elementos pósitron-emissores como o carbono-14, flúor-18, nitrogênio-13 ou o oxigênio-15, produzidos artificialmente por geradores, são injetados em pacientes, e os raios gama que deles emergem são detectados por uma gama-câmera composta por um conjunto de detectores dispostos em uma matriz bidimensional. Os dados colhidos por cada detector são processados e dão origem à imagem final.

1.7 - NOÇÕES BÁSICAS DE BLINDAGEM DAS RADIAÇÕES

As blindagens são utilizadas para deter a propagação das radiações, evitando assim exposições desnecessárias de pessoas envolvidas com fontes ou equipamentos que emitem radiação ionizante.

Os diversos tipos de radiações têm natureza e composição diferentes e, portanto, penetram mais ou menos profundamente na matéria. Para se obter uma blindagem eficiente, a escolha dos materiais compatíveis e de sua espessura é fundamental. Além do tipo de radiação, deve-se considerar a energia da radiação, a atividade da fonte, o custo do material de blindagem e a quantidade de radiação aceitável, porém segura, na superfície externa da blindagem.

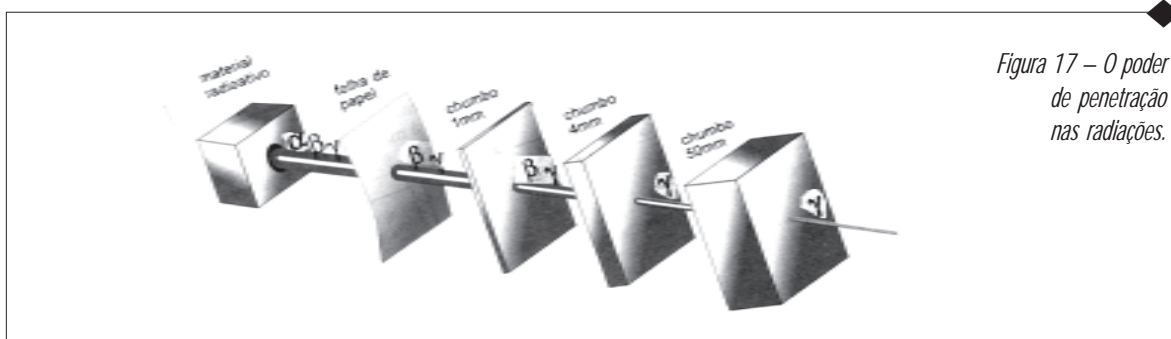


Figura 17 – O poder de penetração nas radiações.

A intensidade do feixe de radiação da **figura 17**, composto pelas radiações alfa, beta e gama, é representada graficamente por sua espessura e, por isso, ela diminui gradativamente ao atravessar cada anteparo. Isto significa que as radiações alfa, beta e parte dos raios gama, nesta ordem, vão sendo retiradas do feixe primário, conforme passam pela blindagem. Dependendo da energia dos raios gama, **5 cm** de espessura de chumbo não são suficientes para detê-los em **100%**. Para os raios X de uso médico, essa espessura é mais do que suficiente. Porém, quando se trata de nêutrons, uma blindagem de chumbo de metros de espessura pode não ser suficiente.

1.7.1 - Blindagem dos nêutrons

Elementos leves como, por exemplo, o hidrogênio ($Z = 1$), muito abundante na água e parafina, espalham nêutrons com a vantagem de poder reduzir em até à metade a energia dos nêutrons incidentes em cada interação nêutron-hidrogênio. Materiais leves reduzem drasticamente a energia dos nêutrons, tornando-os muito mais fáceis de serem capturados pelo cádmio, o índio ou boro, que são excelentes absorvedores de nêutrons térmicos de energia baixa. Uma blindagem eficiente pode ser obtida combinando-se bons redutores de energia, água, grafite e parafina, com bons absorvedores. Uma das blindagens para nêutrons mais utilizadas é a parafina borada recoberta com folhas de cádmio.

1.7.2 - Blindagem de partículas carregadas (radiações Alfa e Beta)

A profundidade alcançada por cada tipo de partícula carregada em um determinado material é bem definida e aumenta de valor quando a energia aumenta. Sendo assim, pode-se obter uma blindagem **100%** eficiente construindo-se uma blindagem com espessura que seja maior que o alcance da partícula de maior energia. Como os valores do alcance nos materiais sólidos são pequenos para as energias típicas de radiações particuladas carregadas, elas são mais fáceis de serem blindadas do que os raios X, raios gama e nêutrons.

Utiliza-se, como blindagem para partículas carregadas, materiais que têm baixo número atômico médio ($Z_{\text{médio}}$) tais como o acrílico, teflon, PVC e polietileno. Folhas de chumbo podem parecer confiáveis para blindar elétrons, mas não devem ser utilizadas, pois, devido ao seu alto número atômico, haveria aumento da produção de radiação de frenagem que é mais penetrante do que a radiação incidente. Materiais que possuem um número atômico médio mais baixo produzem menos radiação de frenagem.

1.7.3 - Blindagem dos Raios X e Raios Gama (fótons)

Para essas radiações que são muito penetrantes, a eficiência da blindagem é determinada pela intensidade e energia dos fótons incidentes, assim como pela natureza e espessura do material de blindagem.

A atenuação da intensidade de um feixe de fótons se dá exponencialmente, em função da distância x percorrida dentro do material absorvedor. A expressão que fornece a intensidade de um feixe de raios X ou gama ao passar por uma determinada espessura de material de blindagem pode ser obtida da equação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

onde: x - é a distância atravessada pelo feixe dentro do material absorvedor, em relação à superfície da blindagem onde os fótons incidem;

I - é a intensidade do feixe atenuado pela espessura de blindagem atravessada;

I_0 - é a intensidade do feixe antes de iniciar sua entrada na blindagem; e

μ - é o coeficiente de atenuação total do material absorvedor.

A letra e na equação anterior representa a constante matemática $e=2,72$.

Em geral, não encontramos os valores de m tabelados, mas sim os valores do coeficiente de atenuação de massa (μ/ρ), onde ρ é a densidade do material de blindagem, quando devemos utilizar a equação anterior na forma:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu/\rho) \cdot \rho x}$$

Os raios X e gama são os tipos de radiação com os quais a maioria das pessoas está envolvida, mas que não tem habilidade para lidar com equações do tipo das duas últimas apresentadas.

Quando estamos interessados apenas em uma estimativa de espessura de blindagem e não necessitamos de cálculos precisos, podemos nos valer dos conceitos de **camada semi-redutora** e de **camada deci-redutora** por serem bem mais simples.

a) Camada semi-redutora (CSR): é definida como a espessura de material de blindagem que reduz à **metade** a intensidade de um feixe de raios X.

b) Camada deci-redutora (CDR): é definida como a espessura de material de blindagem que reduz em **10 vezes** a intensidade de um feixe de raios X.

Há um valor específico de **CSR** e **CDR** para raios X de diversos valores de kV_p e também para cada tipo de fonte de radiação, tabelados para vários materiais de blindagens.

Exemplos:

Consultando a **tabela 6**, vemos que a espessura de uma **CSR** para o **chumbo** para os raios gama emitidos por uma fonte de **césio 137** tem valor igual a **6,5 mm**. Então, se usarmos como blindagem **1 CSR** de **chumbo**, reduziremos a intensidade de um feixe de raios gama, por exemplo, de **1500 fótons por segundo**, à metade, ou seja, para **750 fótons por segundo**.

Por outro lado, para baixar a intensidade do mesmo feixe de raios gama do **césio 137** de **1500 fótons por segundo** para **apenas 150 fótons por segundo** utilizando o **chumbo** como material de blindagem, é preciso **1 CDR**, ou seja, uma blindagem de **chumbo** com espessura de **21,6 mm** (valor extraído da **tabela 6**).

Tabela 6 – Valores de camada semi-redutora (CSR) e camada deci-redutora (CDR)

Raios X (KV_p) kilovolt-pico	MATERIAL DE BLINDAGEM			
	Chumbo		Concreto	
	CSR (mm)	CDR (mm)	CSR (mm)	CDR (mm)
50	0,06	0,17	4,3	15
70	0,17	0,53	8,4	28
100	0,27	0,88	16	53
125	0,28	0,93	20	66
150	0,30	0,99	22,4	74
200	0,52	1,7	25	84
250	0,88	2,9	28	94
300	1,47	4,8	31	104
400	2,5	8,3	33	109
RADIOISÓTOPO	CSR (mm)	CDR (mm)	CSR (mm)	CDR (mm)
Cobalto-60	12	40	62	206
Césio-137	6,5	21,6	48	157
Írídio-192	6	20	43	147
Rádío-226	16,6	55	69	234

OBS: na bibliografia é comum encontrar-se a abreviatura **HVL** (do inglês **Half Value Layer**) ao invés de **CSR** (**Camada Semi-Redutora**), e **TVL** (**Tenth Value Layer**) ao invés de **CDR** (**Camada Deci-Redutora**).

Exercícios:

1 - Quais os valores de **CSR** e **CDR** de **concreto** para os raios gama emitidos por uma fonte de césio-137?

Resp.: **CSR** = _____

CDR = _____

2 - Quais os valores de **CSR** e **CDR** de **concreto** para os raios gama emitidos por um equipamento de radiodiagnóstico que produz raios X cujo KV_p é de **100 kV** ?

Resp.: **CSR** = _____

CDR = _____

3 - Quantas **CSR** de **chumbo** são necessárias para reduzir a intensidade de um feixe de **raios X** industrial de kV_p igual a **400 kV** em **8 vezes**, e qual o valor correspondente de espessura da blindagem de chumbo nesse caso?

Resp.: São necessárias _____ CSRs, que correspondem a _____ mm de chumbo.

4 - Quantas **CDR** de **chumbo** são necessárias para reduzir em **1000 vezes** a intensidade de um feixe de **raios X** de kV_p igual a **100 kV**, e qual a espessura de chumbo equivalente?

Resp.: São necessárias _____ CSRs, que correspondem a _____ mm de chumbo.

CAPÍTULO

2

RADIOPROTEÇÃO

INTRODUÇÃO

Röntgen descobriu os raios X em 1895 e, de imediato, surgiram diversas aplicações, dentre elas, a obtenção de imagens médicas do corpo humano. Paralelamente, começaram a aparecer evidências das conseqüências do excesso de exposição.

A euforia decorrente da descoberta dos raios X e de outras radiações foi acompanhada de um uso intenso, o que vitimou muitos cientistas, levando vários deles à morte, já que alguns efeitos da exposição à radiação aparecem tardiamente, anos após a irradiação.

Atualmente, há severas restrições quanto ao uso das radiações ionizantes.

2.1 - PRINCÍPIOS DA RADIOPROTEÇÃO

Os objetivos principais da radioproteção são:

- a prevenção ou diminuição dos efeitos somáticos das radiações, e
- a redução da deterioração genética das populações.

A dose acumulada ao longo dos anos causa, gradativamente, mais e mais modificações nos genes, ainda que doses intermitentes recebidas durante o período tenham sido pequenas.

A exposição à radiação ionizante, **externa** ou **interna**, sempre causa danos às células. **Não existe um valor de dose de radiação que seja considerado seguro.** Alguns dos danos somáticos causados pela exposição podem ser reversíveis, porém, os danos genéticos são cumulativos e irreversíveis. Por essa razão, deve-se procurar reduzir ao máximo a exposição dos indivíduos e da população à radiação.

Norteiam a radioproteção os princípios da:

a) **Justificação**

Qualquer atividade envolvendo radiação deve ser justificada em relação a outras alternativas disponíveis, e ainda produzir um benefício compensatório significativo para a sociedade.

b) **Otimização**

Todas as exposições à radiação devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequível (ou princípio **ALARA** – **A**s **L**ow **A**s **R**easonably **A**chievable).

Estudos epidemiológicos e radiobiológicos com baixas doses mostraram que não existe um limiar de dose para ocorrência de efeitos estocásticos das radiações como os cânceres. Portanto, qualquer exposição de um tecido envolve um risco carcinogênico que depende, dentre outras coisas, da sua sensibilidade à radiação.

Além disso, a exposição das gônadas sexuais pode causar danos aos genes dos gametas que podem comprometer os descendentes. Por isso, as mulheres em idade reprodutiva, por nascerem com a quantidade de óvulos que carregarão durante a vida, merecem atenção especial.

c) **Limitação de dose**

As doses individuais em trabalhadores e de indivíduos da população em geral, na unidade de dose equivalente miliSievert (**mSv**), não devem ultrapassar os limites primários de dose anuais constantes da tabela 1, conforme as normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear. Essas normas baseiam-se na **ICRP-60** - *publicação número 60 da International Commission on Radiological Protection*. Trata-se de uma publicação acerca das recomendações para proteção contra radiações publicadas pela ICRP, a principal instituição mundial da área.

Soma-se aos princípios da Justificação, Otimização e Limitação de Dose, a Portaria 453/98 da Anvisa, que regula as atividades médicas envolvendo radiações que, dentre outras determinações, estabelece que:

1. Para responder pela solicitação ou prescrição de um procedimento radiológico é necessário possuir formação em medicina ou odontologia, no caso de radiologia odontológica.

2. Nenhum indivíduo pode administrar, intencionalmente, radiações ionizantes em seres humanos a menos que:

a) tal indivíduo seja médico ou odontólogo qualificado para a prática, ou que seja um técnico, enfermeiro ou outro profissional de saúde treinado e que esteja sob supervisão de um médico ou odontólogo.

b) possua certificação de qualificação que inclua os aspectos de proteção radiológica, exceto para indivíduos que estejam realizando treinamento autorizado.

Tabela 1 – Limites Primários de Doses Anuais

GRANDEZAS	TRABALHADOR (mSv)	INDIVÍDUO (mSv)
Dose Efetiva	20	1
Dose Equivalente p/ um único órgão ou tecido	500	$1/W_t$
Dose Equivalente p/ pele	500	50
Dose Equivalente p/ o cristalino	150	15
Dose Equivalente p/ extremidades	500	50

Para se proteger contra as radiações ionizantes é necessário que se considere:

- **Distância:** manter-se afastado das fontes, pois a exposição é inversamente proporcional ao quadrado da distância. Por exemplo, dobrando-se a distância entre uma pessoa e a fonte de radiação, a exposição diminui a 1/4; triplicando esta distância a 1/9, quadruplicando a 1/16 e assim sucessivamente.
- **Blindagem:** interpor um absorvedor de radiação adequado entre a fonte e a pessoa exposta;
- **Tempo:** minimizar ao máximo o tempo de exposição. Antes de toda nova atividade, o trabalhador deve simulá-la sem a presença de fontes, evitando assim o emprego de tempo além do devido, ou ainda surpresas que acarretem doses extras de radiação.

Para uma avaliação segura das doses ocupacionais ou de indivíduos da população em geral, é necessário o auxílio de um físico especialista ou de um profissional com formação equivalente, devido à complexidade dos diversos fatores que influenciam a dose efetivamente recebida. Há, nos grandes centros, empresas que prestam serviços de monitoração de doses.

Não se espera que médicos se habilitem e assumam integralmente tais avaliações. O objetivo é informá-los para que se familiarizem com conceitos físicos envolvidos, riscos, unidades de medida empregadas, diferentes usos da radiação em medicina, dentre outros, capacitando-os para um exercício seguro da especialidade, e até mesmo para que possam acompanhar o trabalho dos especialistas.

2.2 - GRANDEZAS E UNIDADES EM RADIOPROTEÇÃO

2.2.1 - Atividade (A)

A grandeza “atividade” não se aplica aos equipamentos geradores de raios X, apenas a substâncias radioativas que, por sua natureza, emitem radiação continuamente até se extinguirem.

A **atividade** de uma fonte de radiação é definida como o número de emissões de radiação (ou desintegrações radioativas) realizadas pelos átomos de uma fonte por unidade de tempo. A unidade de atividade no Sistema Internacional (SI) de unidades é o **Becquerel (Bq)**:

1Becquerel = uma emissão de radiação por segundo

O Becquerel foi introduzido em substituição à unidade **Curie (Ci)** - lê-se *quirrí* – que, embora antiga, ainda é muito utilizada. A relação entre **Ci** e **Bq** é:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

2.2.2 - Exposição (X)

Os raios X ou gama, ambos fótons, mas de origens diferentes, são radiações eletromagnéticas como a luz visível. Esses fótons, ao interagirem com os átomos de um meio, produzem cargas elétricas na forma de pares elétrons-íons.

A **Exposição** é uma grandeza definida somente para raios X e raios gama, e é usada para medir a quantidade de carga elétrica produzida pela ionização **no ar**, por unidade de massa. A unidade de exposição no **SI** é o Coulomb por quilograma (**C/kg**).

A unidade Coulomb por quilograma foi adotada para substituir a unidade chamada Röntgen (**R**) que, apesar antiga, ainda é muito utilizada. A relação entre as duas unidades é:

$$1\text{R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$$

É bom ressaltar que **Exposição** e **Dose** são grandezas diferentes. Deve-se também tomar cuidado para não confundir a **exposição**, grandeza física, com a palavra exposição (à luz, ao sol, ao calor) usada no sentido coloquial. Ambas estarão presentes no texto, mas o contexto em que aparecem elucidará qual o significado correto.

2.3 - DOSE ABSORVIDA (D)

A dose absorvida é uma medida da quantidade de energia depositada pela radiação na matéria por unidade de massa. Essa grandeza é definida para qualquer tipo de radiação e para qualquer meio material.

Para a radioproteção, a energia depositada pela radiação incidente em um tecido ou órgão é mais relevante que a quantidade de carga neles gerada, que é como a grandeza **exposição(X)** é definida. Isto porque a energia depositada em um tecido tem uma correlação melhor com os efeitos biológicos da radiação do que com a carga gerada.

A unidade de dose absorvida, no **SI**, é o Joule por quilograma (**J/kg**) denominado **Gray (Gy)**, e é definida como:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J / kg}$$

O **Gray** foi criado para substituir a unidade antiga, o **rad** (*radiation absorbed dose*). A relação entre estas duas unidades é:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

É possível converter um valor de exposição no ar em uma dose absorvida também no ar através da equivalência:

$$D_{\text{ar}} = 0,876.X$$

A dose no ar é de grande importância, pois os Níveis de Referência de Radiodiagnóstico da Vigilância Sanitária para verificação da qualidade dos equipamentos são instituídos em termos do **DEP (Dose de Entrada na Pele)**, na unidade **mGy** (miliGray), a milésima parte do **Gray**. Estes podem ser consultados via internet na página da **ABFM** (Associação Brasileira de Física Médica – www.abfm.org.br).

Uma vez determinada a dose no ar (D_{ar}), pode-se obter a dose em um meio material qualquer, para a mesma exposição, utilizando-se a equivalência:

$$D_{\text{meio}} = D_{\text{ar}} \cdot (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{meio}} / (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{ar}}$$

onde (μ_{en}/ρ) é o coeficiente de absorção de energia de massa, no caso, de ar ou do meio material. Esses valores devem ser procurados em tabelas específicas. Para a água variam entre 0,881 e 0,964 rad/R para a faixa de energia de 20 a 150 keV, mas, em radiodiagnóstico, conservadoramente, considera-se $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{meio}}$ de valor igual a 1.

2.4 - DOSE EQUIVALENTE (H_T)

A **Dose Equivalente H_T** é usada para, além quantificar a energia depositada em um órgão ou tecido **T**, nos trazer informações acerca do **dano biológico** causado por **cada tipo de radiação**. Quantidades iguais de dose absorvida em um determinado órgão ou tecido, embora devido a diferentes tipos radiações, causam efeitos biológicos de gravidades diferentes.

A **Dose Equivalente H_T** é obtida multiplicando-se a **dose absorvida D** por um **fator de ponderação da radiação W_R** tabelado que é tanto maior quanto mais danosa para o organismo for o tipo de radiação. Este fator leva em conta os efeitos biológicos produzidos por cada um dos diferentes tipos de radiação que incidem nos tecidos biológicos. O equivalente de dose é definido como:

$$H_T = D \cdot W_R$$

Tabela 2 – Fatores de ponderação W_R das radiações.

Tipo de radiação	Fator de ponderação W_R
Radiação gama ou raios-X	1
Elétrons (inclui radiações beta)	1
Nêutrons (energias <10 keV e >20 MeV)	5
Prótons (energias >2 MeV)	5
Partículas alfa	20
Núcleos pesados e fragmentos de fissão	20

As partículas alfa, por exemplo, acarretam danos biológicos muito mais graves por unidade de dose absorvida do que os raios X, fazendo com que a **dose equivalente** seja, portanto, 20 vezes maior.

A unidade de **dose equivalente**, no **SI**, é também Joule por quilograma (**J/kg**), a exemplo da **dose absorvida**, mas com um nome especial, o **Sievert (Sv)**, significando que, na apuração da dose, o tipo de radiação que a gerou foi relevado.

O **Sievert** foi criado para substituir a unidade antiga, o **rem** (*radiation equivalent man*), sendo:

$$1\text{Sv} = 1\text{ J/kg}, \text{ onde } 1\text{Sv} = 100\text{ rem (ou } 1\text{mSv} = 0,1\text{ rem)}$$

2.5 - DOSE EFETIVA (E)

A **dose efetiva E** é usada para, além de considerar o tipo de radiação que é absorvida no corpo humano, considerar também a parcela de contribuição de cada órgão irradiado no detrimento total à saúde em uma **irradiação uniforme de corpo inteiro**.

A dose efetiva E é obtida pelo somatório:

$$E = \sum_T H_T \cdot w_T$$

onde, w_T é o fator de ponderação do tecido ou órgão T irradiado e, H_T é a **dose equivalente**. Os valores de w_T (tabela 3) estão associados à radiosensibilidade do órgão ou tecido irradiado. A soma de todos os fatores w_T totaliza o valor 1 que corresponde a 100 %.

No estudo deste tópico é importante tentar memorizar quais são os órgãos ou tecidos mais sensíveis à radiação.

A unidade de **dose efetiva** também é o **Sievert (Sv)**, definido, como no caso anterior, como **Joule/kg**, porém com significado adicional, o de que, na apuração dessa dose, a sensibilidade dos órgãos ou tecidos às radiações foi relevada na avaliação do detrimento total à saúde de um indivíduo em uma irradiação uniforme e de corpo inteiro.

O **detrimento**, conceito muito importante na Radioproteção, é definido como o dano total esperado, devido ao efeito estocástico, em um grupo de indivíduos e seus descendentes, como resultado da exposição deste grupo à radiação ionizante. É determinado pela combinação das probabilidades condicionais de indução de câncer letal, câncer não-letal, danos hereditários e redução da expectativa de vida.

As unidades **Ci**, **R**, **rad** e **rem**, embora antigas, ainda são muito utilizadas. A adoção das novas unidades **Bq**, **C/kg**, **Gy** e **Sv** pertencentes ao **Sistema Internacional** ainda encontra dificuldades de aceitação pela comunidade científica e pelo público de uma forma geral. Portanto, recomenda-se um esforço para a utilização das novas unidades, recorrendo, sempre que possível, à conversão conforme tabela 4.

Tabela 3 – Fatores w_T para órgãos ou tecidos (ICRP 60)	
Tecido/órgão humano	Fatores de Peso w_T
Gônadas	0,20
Medula óssea vermelha	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Tireóide	0,05
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Outros órgãos (*)	0,05
Irradiação de Corpo Inteiro	1

(*) glândulas supra-renais, cérebro, região extratorácica da área respiratória, intestino delgado, rins, músculo, pâncreas, baço, timo, e útero.

Tabela 4 – Resumo das relações entre as unidades antigas e novas.

Grandeza	Unidade antiga	Unidade nova	Conversão
Atividade	Ci	Bq	1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq
Exposição	R	C/kg	1 R = $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg
Dose absorvida	rad	Gy	1 Gy = 100 rad
Dose equivalente	rem	Sv	1 Sv = 100 rem

2.6 - CONTAMINAÇÃO RADIOATIVA

As fontes de radiação são também classificadas como **equipamentos geradores de radiação, fontes seladas (FS), e fontes não-seladas (FNS)**.

No caso de **equipamentos geradores de raios X**, não há contaminação de pessoas ou objetos, somente exposição à radiação. O mesmo vale para as **fontes seladas**, a menos que o material radioativo possa migrar para fora do invólucro que contém o material radioativo. Este é o caso das **fontes não-seladas**. Além de implicar **exposição à radiação** emitida pela fonte, há risco de **contaminação**, ou seja, **incorporação** de parte da substância radioativa.

a) **Fontes seladas**: a substância radioativa fica contida em um invólucro lacrado. Se não houver fissuras, não haverá possibilidade do material radiativo vazar e, portanto, não haverá risco de contaminação, mesmo que se toque no corpo da fonte. Grande parte da radiação emitida pela fonte selada pode passar pela espessura do recipiente, irradiando aqueles que estiverem nas suas proximidades, mas não ocorre contaminação.

No caso do acidente de Goiânia, a cápsula de aço inoxidável que encerrava cerca de **22 g** de pó de **césio-137**, por desconhecimento dos riscos, foi intencionalmente quebrada e o **césio** contaminou pessoas e objetos, gerando dezenas de milhares de toneladas de lixo ou rejeitos radioativos.

b) **Equipamentos geradores de radiação**: produzem radiação ionizante, em geral raios X, apenas quando ligados a fontes de eletricidade, como uma lâmpada que emite luz quando o interruptor é acionado. Uma vez desligados, seus componentes não geram radiação. Mesmo em funcionamento, esses equipamentos não oferecem quaisquer riscos de contaminação radioativa, somente de exposição, pois nenhum dos componentes do equipamento tem substância radioativa que emita radiação continuamente.

c) **Fontes não-seladas**: o material radioativo fica acondicionado em recipientes que podem ser abertos e manuseados. Durante o manuseio, um indivíduo pode entrar em contato direto com o material radioativo e se contaminar. Nesse caso, a pessoa contaminada torna-se também uma *“fonte de radiação”*.

Em locais onde se manipulam fontes de radiação não-seladas podem acontecer acidentes com absorção do radioisótopo pelo organismo por contato com a pele (contaminação externa), ou por inalação ou ingestão (contaminação interna).

Apesar dos riscos envolvidos, as fontes não-seladas são imprescindíveis nas Ciências Biomédicas, notadamente na Medicina Nuclear. Líquidos radioativos especiais são injetados em pacientes para aquisição de imagens médicas ou para fins de tratamento. Nesses casos, é possível que o paciente permaneça radioativo durante várias horas ou mesmo dias.

2.7 - LIMITAÇÃO DA DOSE

A CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear – www.cnen.gov.br), órgão da administração pública responsável pelas atividades nucleares no Brasil, estabeleceu os limites de dose tanto para **trabalhadores** envolvidos com radiação como para **indivíduos do público** (tabela 1) que constam da norma Diretrizes Básicas de Radioproteção NN-3.01 de novembro de 2005.

Tabela 1 – Limites Primários de Doses Anuais

GRANDEZAS	TRABALHADOR (mSv)	INDIVÍDUO (mSv)
Dose Efetiva	20	1
Dose Equivalente p/ um único órgão ou tecido	500	$1/W_T$
Dose Equivalente p/ pele	500	50
Dose Equivalente p/ o cristalino	150	15
Dose Equivalente p/ extremidades	500	50

*OBS: a) extremidades: mãos, antebraços, pés e tornozelos;

b) w_T é o fator de ponderação para um órgão ou tecido T (tabela 3);

c) trabalhadores não devem receber, em **50 anos**, uma dose equivalente efetiva superior a **1 Sv**.

d) A dose ocupacional no cristalino para prevenção da catarata precoce é de **150 mSv**. É preciso, em algumas aplicações, o uso de óculos plumbíferos.

2.7.1 - Limites de Dose Primários

Os limites de dose primários são valores anuais máximos permissíveis de dose absorvida, que constam na tabela 1, e foram estabelecidos de forma a:

a) limitar a probabilidade de ocorrência de **efeitos estocásticos** (cânceres) em pessoas, na sua descendência e na população como um todo, através do **Limite de Dose Efetiva**;

Importante: a **Dose Efetiva** média ocupacional em 5 anos de atividade não deve exceder **20 mSv** e não ultrapassar, em nenhum ano do período, o limite de **50 mSv**.

b) restringir os **efeitos determinísticos** (radiodermites, catarata, esterilidade, etc.) nos indivíduos expostos (outros valores da tabela 1).

Os limites de dose estabelecidos não se aplicam às exposições médicas. No caso de acompanhantes ou voluntários que eventualmente tenham de assistir pacientes durante exames, deve-se observar o limite de 5 mSv.

Os limites de dose também não devem ser considerados como um limite entre o seguro e o perigoso, pois baixas doses aumentam os riscos de efeitos biológicos induzidos pela radiação.

Dosimetria Individual

As doses ocupacionais são avaliadas através do uso de dosímetros individuais de tórax ou de anel, à base de **filme** sensível à radiação, ou de **chip TLD** (termoluminescente).

Os dosímetros não podem sair do local de trabalho em hipótese alguma. É vedada sua utilização para monitoração ocupacional em outro ambiente caso a pessoa tenha outro emprego. Cada empregador deve monitorar o trabalhador separadamente. Dosímetros também não podem ser compartilhados.

Os limites de dose estabelecidos não se aplicam às exposições médicas. Portanto, é proibido portar o dosímetro quando o trabalhador vai se submeter às exposições médicas ou odontológicas.

No caso do trabalhador precisar usar avental de chumbo, o dosímetro de tórax deve ser colocado sobre o avental.

Os dosímetros de tórax de filme e de **TLD** são os mais comuns e servem para monitorar as doses mensais, principalmente, de raios X e gamas. São detectores passivos, ou seja, após um mês de uso, eles são recolhidos e enviados para avaliação. Após alguns dias, a instituição recebe as doses registradas, e só então elas serão conhecidas.

2.7.2 - Limites Secundários, Derivados e Autorizados

Na prática, as grandezas primárias não podem ser medidas diretamente, o que constitui um dos problemas fundamentais da proteção radiológica. Dificuldades também aparecem na interpretação de valores de doses de radiação, de atividades, de doses equivalentes em tecidos e de doses efetivas.

Recomenda-se, assim, a aplicação de limites secundários e de limites derivados relacionados aos limites primários que permitam uma avaliação baseada nas quantidades medidas.

Os limites secundários são estabelecidos para irradiações externas e internas. No caso de irradiação externa, aplica-se o limite de dose equivalente de **20 mSv** conforme a **ICRP 60** como limite **ocupacional**. Para a irradiação interna, existem os limites anuais para a absorção de materiais radioativos via inalação ou ingestão e relativos ao **Homem Referência**. Os cálculos para verificação desses limites podem ser encontrados nas normas da **CNEN**.

Também são utilizados padrões intermediários chamados de **limites derivados ou limites operacionais** em medições de rotina, de forma a respeitar os limites máximos recomendados.

As autoridades competentes ou a direção de uma instituição podem determinar limites inferiores aos limites derivados para serem utilizados em situações específicas. Tais limites são chamados de **limites autorizados**. Entretanto, a instituição nunca pode estabelecer limites superiores aos instituídos pela CNEN.

Para efeito de comparação, a tabela 5 mostra valores típicos envolvidos em exames de radiodiagnóstico.

Tabela 5 – Valores típicos de dose de entrada na pele (DEP) no ar próximo à superfície do paciente (Sprawls, P.)

Procedimento	Exposição (mGy)
Crânio (lateral)	0,4 – 0,6
Tórax (lateral)	0,5 - 1
Tórax (póstero-anterior)	0,1- 0,3
Mama (crânio-caudal)	5 - 20
Abdome	1 - 4
Coluna lombar (lateral)	5 - 15
Pelve	2,5 - 5
Fluoroscopia (1 minuto de exame)	20 - 50
Tomografia computadorizada	10 - 40

Tabela 6 – Níveis de Referência de Radiodiagnóstico por Radiografia para Pacientes Adultos Típicos (port.453/98).

	EXAME	DEP (mGY)*
Coluna lombar	AP	10
	LAT	30
	JLS	40
Abdômen, urografia e colecistografia	AP	10
Pelve	AP	10
Bacia	AP	10
Tórax	PA	0,4
	LAT	1,5
Coluna torácica	AP	7
	LAT	20
Odontológico	Periapical	3,5**
	AP	5
Crânio	AP	5
	LAT	3
Mama***	CC com grade	10
	CC sem grade	4

Notas: PA: projeção pósterio-anterior; AP: projeção antero-posterior; LAT: projeção lateral; CC: projeção crânio-caudal; JLS: junção lombo-sacra.
(*) DEP, dose de entrada da pele. Estes valores são para receptor de imagem de sensibilidade média, velocidade relativa de 200. Para combinações filme-tela mais rápidas (400-600) estes valores devem ser reduzidos por um fator de 2 a 3.
(**) para filme do grupo E.
(***) determinada em uma mama comprimida de 4,5 cm para sistema tela-filme e uma unidade com anodo e filtração de molibdênio.

2.7.3 - Níveis de Dose de Referência

Os **níveis de referência** são níveis de dose ou grandezas relacionadas estabelecidos ou aprovados pela CNEN, com a finalidade de determinar ações a serem desenvolvidas assim que forem atingidos ou previstos de serem excedidos. Esses níveis compreendem os níveis de registro, investigação, de ação e de intervenção.

A ação a ser tomada pode variar de uma simples anotação da informação (**nível de registro**), passando por uma investigação sobre as causas e conseqüências (**nível de investigação**), até chegar às medidas de intervenção (**nível de intervenção**).

O **nível de registro** é utilizado quando as medidas de um programa de monitoração de doses fornecem resultados tão baixos que não são de interesse, podendo ser descartados. No entanto, pode-se escolher um nível de registro para a dose equivalente ou para a incorporação de material radioativo acima do qual é de interesse anotar e arquivar os resultados de forma a constituir um **histórico radiológico** dos trabalhadores envolvidos com radiação.

O **nível de investigação** é definido como o valor de dose ou de incorporação de material radioativo, acima do qual o resultado é considerado importante para justificar maiores investigações. Esse nível deve ser relacionado a um só evento, e não com a dose acumulada ou entrada de material ao longo do ano.

O **Nível de Intervenção** depende da situação e deve ser preestabelecido, pois sempre irá interferir com a operação normal ou com a cadeia normal de responsabilidades da instalação.

Há também os níveis de **DEP** (doses de entrada na pele) usados como referência em radiodiagnóstico para fins de otimização das doses envolvidas que foram publicados na **Portaria 453/98** do Ministério da Saúde. Alguns desses valores estão listados na **tabela 6**. Essa portaria, que pode ser consultada em no site da Vigilância Sanitária, www.anvisa.gov.br, estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências.

2.7.4 - Mulheres com capacidade reprodutiva

A exposição dos ovários às radiações pode, além de impedir a gestação, acarretar efeitos severos no feto e, portanto, tem limitação de dose específica:

- a) para mulheres com capacidade reprodutiva, a dose no abdômen não deve exceder a **10 mSv** em qualquer período de três meses consecutivos;

b) detectada a gravidez ou suspeita, o feto deve ser protegido com aventais de chumbo especiais, e a dose efetiva acumulada durante a gravidez não deve exceder a **1mSv**.

2.7.5 - Estudantes e estagiários

- Estudantes e estagiários **maiores de dezoito anos** não devem receber, por ano, doses superiores aos limites primários para trabalhadores estabelecidos pela norma **CNEN NN-3.01**.
- Indivíduos com idade inferior a 16 anos não podem estar sujeitos a exposições ocupacionais.
- Indivíduos com idade entre 16 e 18 anos não podem estar sujeitos a exposições ocupacionais, exceto em treinamentos autorizados.
- Para estudantes e estagiários com idade entre 16 e 18 anos, em treinamento que requeira o uso de radiações ionizantes, a exposição ocupacional deve ser controlada de modo a não ultrapassar os seguintes limites anuais de dose:
 - Dose Efetiva: 6 mSv
 - Dose Equivalente no cristalino: 50 mSv; e
 - Doses nas extremidades ou pele: 150 mSv.
- A dose para crianças que visitam pacientes que ingeriram substâncias radioativas deve ser restrita a valores abaixo de 1 mSv

É difícil para um não-especialista compreender os vários limites apresentados. Entretanto, o objetivo é fornecer uma visão geral das restrições impostas para as diversas categorias de pessoas envolvidas com radiações ionizantes através de uma comparação relativa entre os limites para trabalhadores, indivíduos do público, mulheres com capacidade reprodutiva, grávidas, menores, fetos, etc.

Os limites apresentados nesta seção não garantem a total proteção e segurança aos trabalhadores com radiação. Portanto, todos têm a obrigação de conhecê-los e ter em mente que não devem se expor à radiação sem que:

- seja necessário;
- tenham conhecimento dos riscos associados ao seu trabalho;
- possuam meios adequados de proteção;
- sejam devidamente monitorados;
- tenham sido treinados para o desempenho seguro das suas funções.

Os monitores de radiação são aferidos em unidades de exposição ou de dose por unidade de tempo, em geral, **mR/h, mGy/h, mSv/h**. Para estimar esses valores integrados no tempo, multiplica-se o valor lido no monitor pelo tempo que durou a irradiação, obtendo-se assim a exposição ou dose total.

2.8 - EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

A **figura 1** mostra a seqüência de eventos que ocorrem no corpo humano, desencadeados pela incidência de radiação. Os efeitos físicos, químicos, biológicos e orgânicos têm início em tempos que vão de microssegundos, no caso dos efeitos físicos, a décadas após a irradiação, no caso dos efeitos orgânicos.

Os efeitos biológicos constituem uma resposta natural de um organismo ou parte dele a um agente agressor ou modificador. Não significa necessariamente uma doença. Se a quantidade de efeitos biológicos for pequena, o organismo pode recuperar-se sem que a pessoa perceba. No sangue e na pele, é normal a perda e reposição celular.

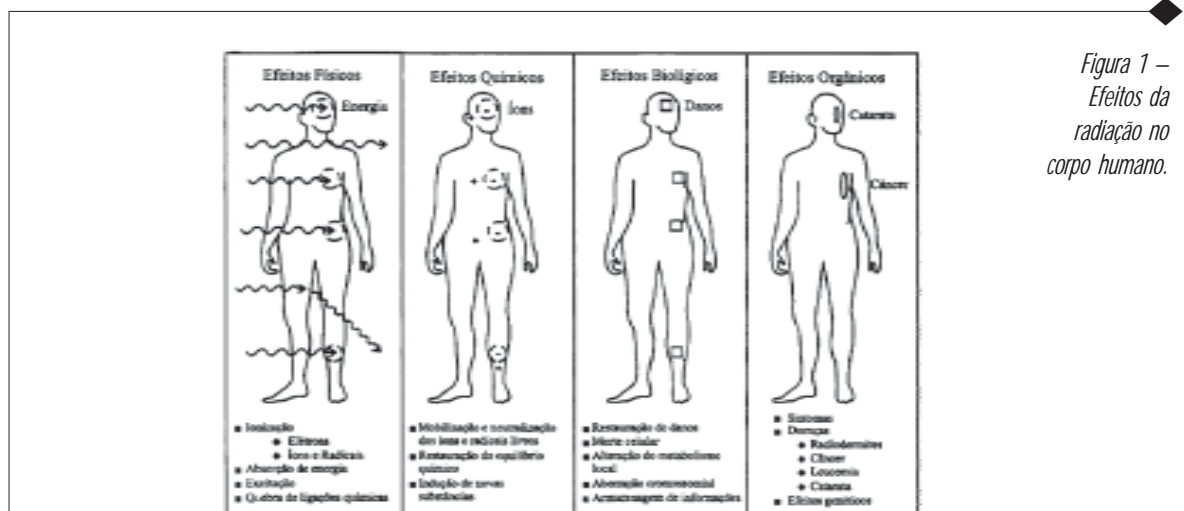


Figura 1 – Efeitos da radiação no corpo humano.

Quando a radiação incide e deposita sua energia nos átomos das moléculas que compõem uma célula, pode ocorrer a retirada de elétrons destes, ou mesmo rompimento de ligações químicas, o que provoca modificações moleculares. Este efeito é causado pela ionização, mas nem sempre é nocivo ao organismo.

A maior parte das alterações químicas provocadas pela radiação é superável, mas algumas podem afetar uma célula de várias maneiras, resultando em morte prematura, impedimento ou retardo de divisão celular ou modificação neoplásica que pode ser passada para as células de gerações posteriores.

A exposição aos raios X ou gama pode provocar redução de leucócitos, hemácias e plaquetas no sangue, mas, depois de algumas semanas, os níveis retornam aos patamares anteriores. Isto significa que houve a irradiação que causou efeitos biológicos sob a forma de morte celular e, posteriormente, os elementos do sangue foram repostos por mecanismos biológicos reparadores orquestrados pelo tecido hematopoético.

Entretanto, o dano celular mais importante está relacionado ao **DNA**. A exposição aos raios X ou gama pode levar as células à morte ou pode manter essas alterações nos seus genes. As conseqüências no próprio indivíduo irradiado são chamadas de **efeitos somáticos** ou, no caso de alteração de genes dos gametas, com conseqüências na descendência, de **efeitos hereditários**.

As mutações nas células somáticas ou germinativas podem ser:

- mutações pontuais, como alterações pontuais nas bases do **DNA**;
- aberrações cromossomiais estruturais, como a fragmentação cromossomial;
- aberrações no número de cromossomos.

A maioria das células modificadas é eliminada pelo sistema imunológico ou bloqueada. Mas, células sobreviventes que se adaptaram, mantendo sua capacidade reprodutiva com modificações neoplásicas no **DNA** e que superaram os mecanismos de defesa do organismo após um período de latência, podem originar um tumor cancerígeno.

Quando a quantidade ou a frequência dos efeitos biológicos produzidos pela radiação começa a desequilibrar o organismo ou o funcionamento de um órgão, surgem os sintomas clínicos que acusam incapacidade do organismo de superar ou reparar os danos, propiciando o aparecimento das doenças.

Assim, o aparecimento de um tumor cancerígeno radioinduzido, significa o final de uma história de danos e reparações que podem se manifestar muitos anos após a irradiação.

O aparecimento dos efeitos biológicos varia de minutos, no caso de doses agudas, até dezenas de anos, em baixas doses.

Por exemplo, a incidência de leucemia nas vítimas japonesas de Hiroxima e Nagasaki atingiu um pico de ocorrência cinco anos após a detonação das bombas atômicas. As queimaduras e inchaços originados na manipulação de fontes de Ir 192 ou em acidentes com irradiadores de gamagrafia aparecem apenas após algumas horas. Efeitos orgânicos mais dramáticos, como a redução de tecido ou perda dos dedos, podem demorar mais de 6 meses.

A reação de um indivíduo à exposição de radiação depende:

- da quantidade total de radiação recebida;
- da quantidade total de radiação recebida anteriormente pelo organismo;
- da individualidade da constituição orgânica;
- do dano físico recebido simultaneamente com a dose de radiação, como queimaduras, traumas;
- do intervalo de tempo durante o qual a quantidade total de radiação foi recebida.

A principal classificação dos efeitos biológicos os divide em:

a) Efeitos Estocásticos

As chances de um organismo manifestá-los são proporcionais à dose de radiação recebida, sem existência de um limiar de dose seguro. Quanto mais radiação recebida, maior a probabilidade deles ocorrerem.

Entretanto, a **severidade**, neste caso, não depende da quantidade de dose recebida. Ou seja, um tipo de câncer que surgir não será mais (ou menos) agressivo se a dose recebida pelo indivíduo tiver sido maior (ou menor).

O tempo de aparecimento dos efeitos estocásticos, tais como os carcinomas, leucemia e outros tipos de cânceres, é grande, em geral anos após as irradiações.

b) Efeitos Determinísticos

Um efeito determinístico certamente surgirá se o organismo absorver uma dose de radiação acima de um valor mínimo conhecido.

A **severidade** desses efeitos é proporcional à dose, ou seja, quanto maior a dose, mais severa será a radiodermite, catarata ou esterilidade.

O tempo de aparecimento dos efeitos determinísticos é curto comparado ao dos estocásticos, surgindo dias ou semanas após a irradiação do órgão ou tecidos.

2.9 - EFEITOS DETERMINÍSTICOS DE MAIOR OCORRÊNCIA

a) Pele:

Após irradiação intensa, há destruição de células, resultando depois de uma fase eritematosa e inflamatória com ulceração superficial (radiodermite exsudativa). A cicatrização se dá graças à multiplicação de células das regiões vizinhas não irradiadas. Uma irradiação que tenha lesado a derme produz uma radiodermite profunda. Já uma irradiação crônica, provoca lesões distróficas.

Na radiodermite crônica, a epiderme é geralmente atrófica. Ocorre diminuição do número de camadas de queratinócitos, de 20, em média, para 5 camadas, acompanhada de perda de folículos pilosos e de glândulas sebáceas, mas também com áreas irregulares de acantose (aumento da espessura).

Anormalidades nucleares, como alterações do tamanho do núcleo, por exemplo, são freqüentes na epiderme. Os vasos superficiais ficam permanentemente dilatados (telangiectasia), mas os vasos profundos são parcialmente ou completamente ocluídos por fibrose.

Ocorre também a perda de pêlos (alopecia) após irradiação intensa, devido a danos nos folículos pilosos podendo, dependendo da dose, ser destruídos.

b) Tecidos Hematopoiéticos:

A produção de glóbulos brancos e vermelhos do sangue pode sofrer redução por ação da radiação, ou mesmo, dependendo da dose, ocorrer aplasia. No controle das pessoas que trabalham junto a fontes de radiação intensas exigem-se exames de sangue periódicos. A constatação de leucopenia pode ter origem no excesso de exposição à radiação.

c) Sistema Vascular:

As irradiações agudas produzem lesões nos vasos sangüíneos, fazendo surgir hemorragias e lesões secundárias, algumas delas crônicas.

d) Sistema gastrointestinal:

A irradiação aguda gera reações inflamatórias, descamação do epitélio, resultando em ulcerações. A descamação também ocorre em outros órgãos revestidos internamente por epitélios ou mucosas, podendo acarretar infecções.

e) Sistema reprodutor:

- Órgão genital masculino: a irradiação dos testículos pode provocar esterilidade temporária com aproximadamente **3 Sv**. Em doses acima de **6 Sv**, ocorre esterilidade permanente, com danos nas células de suporte do órgão em casos de doses mais elevadas.
- Órgão genital feminino: as células germinativas dos ovários são mais sensíveis às radiações do que as testiculares. Doses de **1,7 Sv** provocam esterilidade que aparece em 90 dias, podendo perdurar por **1 a 3 anos**. Doses acima de **3 Sv** produzem esterilidade permanente.

Tabela 7 – Limites de dose para efeitos determinísticos

Tecido e Efeito	LIMIAIR DE DOSE		
	Dose Equivalente Total recebida em uma única exposição (Sv)	Dose Equivalente Total recebida em uma exposição fracionada ou prolongada (Sv)	Taxa de Dose Anual se recebida anualmente em exposições fracionadas ou prolongadas por muitos anos (Sv)
Gônadas			
-esterilidade temporária	0,15	ND	0,40
-esterilidade	3,5 - 6,0	ND	2,00
Ovários			
-esterilidade	2,5 - 6,0	6	>0,2
Cristalino			
-opacidade detectável	0,5 - 2,0	5	>0,1
-catarata	5,0	>8	>015
Medula óssea			
-depressão de hematopoiese	0,5	ND	>0,4

CAPÍTULO

3

**FORMAÇÃO DE IMAGENS
EM RADIOLOGIA**

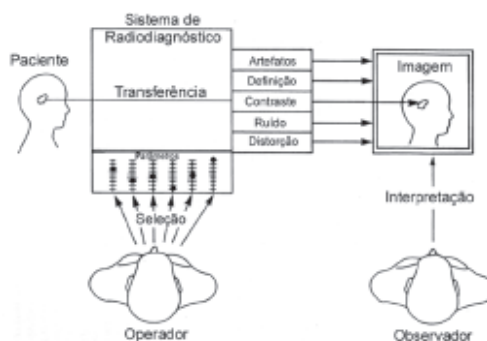
INTRODUÇÃO

Os principais componentes envolvidos nos processos de formação de imagens médicas são:

- a - o paciente;
- b - o equipamento que adquire a imagem;
- c - o operador do equipamento;
- d - a imagem obtida;
- e - o observador (radiologista).



Figura 1 – Componentes associados ao processo de formação de imagens.



O objetivo dos exames na Radiologia é tornar um objeto ou uma condição presente no interior do corpo visível para o observador. A visibilidade de estruturas anatômicas específicas depende das características da técnica de Radiodiagnóstico em particular e da maneira como ela é conduzida. A maioria dessas técnicas tem um número considerável de itens a serem selecionados. Em exames de radiografia convencional, por exemplo, é preciso ajustar diversos parâmetros de operação e escolher os dispositivos que compõem os equipamentos tais como as telas intensificadoras, os tipos de filmes, cassetes, grades; em ultra-som, os transdutores; e, em ressonância magnética, as bobinas magnéticas, etc.

Algumas variáveis envolvidas nos processos de obtenção de imagens são grandezas físicas ajustáveis, tais como o **kV**, o **mA** e **tempo** de duração do feixe, no diagnóstico por raios X; ganho, no ultra-som; tempo de eco, na ressonância magnética, etc. A qualidade do ajuste dessas grandezas tem forte influência na qualidade da imagem e na visibilidade de características particulares do corpo.

A habilidade de detectar indícios de um processo patológico em uma imagem médica depende de uma combinação entre a qualidade da imagem, condições em que a imagem é examinada e do desempenho do observador.

3.1 - QUALIDADE DA IMAGEM

A qualidade da imagem médica é determinada pelo método de Radiodiagnóstico (Raios X, US, TC, RM, etc.), pelas características do equipamento e pelos ajustes selecionados pelo operador, e depende de pelo menos cinco fatores:

- Contraste
- Definição
- Ruído
- Artefatos
- Distorção

O corpo humano tem muitas estruturas que aparecem simultaneamente na imagem e, freqüentemente, sobrepostos. Outra característica que confere qualidade à imagem médica é que um objeto presente deve sobressair-se em relação às imagens de fundo.

A radiografia foi inaugurada praticamente junto com o descobrimento dos raios X, realizado por Wilhelm Conrad Röntgen em novembro de 1895, o que lhe conferiu o prêmio Nobel de Física de 1901. De fato, tratou-se de uma descoberta e não de uma invenção. No escuro, quando trabalhava com um tubo de raios catódicos que estava coberto com um espesso pano negro, ele percebeu que uma tira de material fluorescente próximo ao tubo cintilava. Ele permaneceu sozinho por semanas, obcecado por experimentos secretos, quando expôs aos raios X a mão de sua mulher apoiada sobre uma chapa fotográfica por 15 minutos, realizando a primeira radiografia.

3.2 - GERAÇÃO DE RAIOS X

Os raios X são criados no interior de um tubo com vácuo através da conversão da energia dos elétrons em fótons.

O poder de penetração e a quantidade de raios X produzidos podem ser controlados ajustando-se as grandezas:

- kilovoltagem (**kV**) = diferença de potencial (ou “potencial para aumentar a energia dos elétrons”). Elétrons com mais energia adquirida por meio de um **kV** mais alto produzem raios X mais penetrantes e mais abundantes.
- miliamperagem (**mA**) = quantidade ou número de elétrons que passam do catodo para o anodo a cada segundo.
- tempo de exposição = tempo em que o tubo de raios X permanece energizado.

O tubo de raios X

Um tubo ou ampola de raios X é um conversor de energia (**figura 2-a**). Ele recebe energia elétrica e converte uma pequena parte em raios X e o restante, em energia térmica na forma de calor, um subproduto indesejável. O tubo é projetado para maximizar a geração de raios X e dissipar o calor tão rápido quanto possível. De forma resumida, ele é um circuito elétrico constituído de dois elementos, um catodo e um anodo. Uma corrente de elétrons flui através do tubo, do catodo onde são produzidos, em direção ao anodo, onde os elétrons são freados bruscamente, perdendo energia na forma de fótons, resultando na produção de raios X.

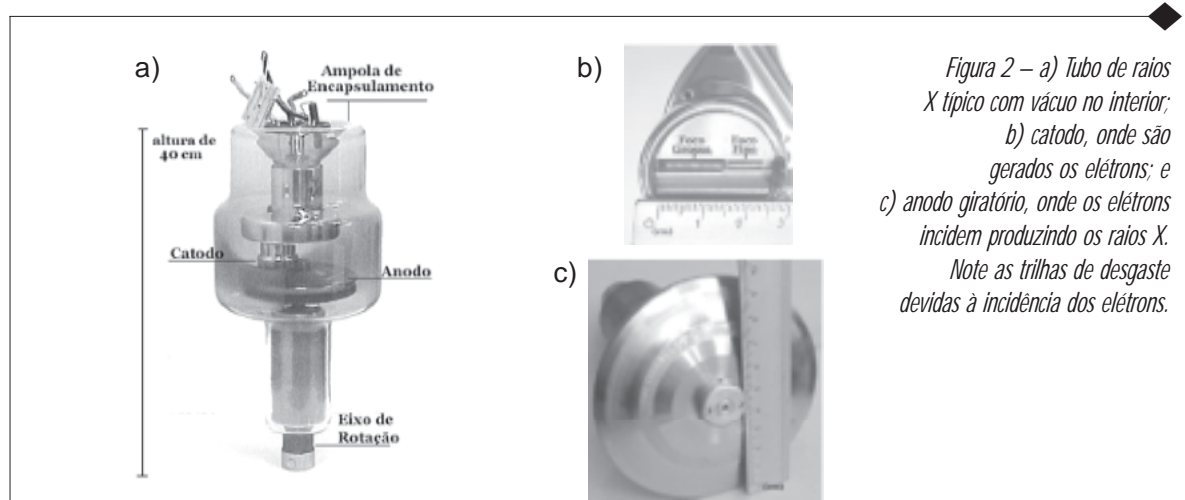


Figura 2 – a) Tubo de raios X típico com vácuo no interior; b) catodo, onde são gerados os elétrons; e c) anodo giratório, onde os elétrons incidem produzindo os raios X. Note as trilhas de desgaste devidas à incidência dos elétrons.

Catodo

A função do catodo é emitir elétrons a partir de um filamento e focalizá-los na forma de um feixe bem definido apontado para o anodo. Em geral, o catodo consiste de um ou dois pequenos fios em espiral (filamentos) montados dentro de uma cavidade focalizadora carregada negativamente (**figura 2-b**).

Elétrons que fluem através de um circuito elétrico não conseguem escapar do material condutor para se moverem livres pelo espaço, a menos que tenham energia suficiente. Em um processo conhecido como **emissão termoiônica**, utiliza-se uma corrente elétrica para levar a temperatura de um filamento de tungstênio, como na lâmpada incandescente. Esta corrente não é o **mA**s que é constituído pelos elétrons saídos do catodo e que fluem através do vácuo de tubo para incidir no anodo, produzindo os raios X.

Em operação, o filamento do catodo é aquecido até ficar incandescente, e a energia em forma de calor transfere-se para os elétrons no filamento e, assim, alguns deles ganham energia suficiente para serem expelidos em direção ao anodo.

Anodo

O anodo, mostrado na **figura 2-c**, é o componente do tubo em que os raios X são produzidos. Em geral, é uma peça de metal conectada ao lado positivo de um circuito elétrico a fim de atrair os elétrons. O material para se construir o anodo é escolhido de forma a otimizar duas funções básicas:

- a - converter a energia dos elétrons em raios X apropriados às aplicações médicas;
- b - dissipar o calor gerado no processo;

O percentual de energia dos elétrons que é transformada em raios X depende do número atômico (Z) do anodo e também da energia dos elétrons incidentes.

A maioria dos anodos nos tubos convencionais é de tungstênio ($Z=74$). Além da vantagem do alto número atômico, o tungstênio é quimicamente estável, resiste a altas temperaturas, tem ponto de fusão elevado e uma taxa de evaporação baixa nas condições de operação.

Já os anodos para mamografia são de molibdênio ($Z=42$), que tem um número atômico intermediário e, portanto, produz fótons de energias menores, mais adequados à baixa densidade do tecido mamário. Alguns aparelhos de mamografia têm um segundo anodo feito de **ródio** ($Z=45$) que produz raios X de energias maiores, e, portanto, mais penetrantes, úteis em exames de mamas densas.

Os anodos, em geral, têm a forma de disco, e estão conectados a um eixo de um motor elétrico de alta rotação que gira durante a produção dos raios X. A rotação do anodo ajuda a dissipar o calor gerado, e também reduz o desgaste da superfície do anodo ao distribuir o impacto dos elétrons sobre uma área maior. A homogeneidade do feixe de raios X depende da regularidade dessa superfície.

Ponto Focal

O **ponto focal** é a pequena área onde incidem os elétrons expelidos pelo catodo e é de onde emerge o feixe de raios X. Os elétrons incidem sobre esta área e, ao perderem energia em interações com a nuvem eletrônica dos átomos do anodo, produzem os raios X.

O tamanho do ponto focal é determinado pelo feixe de elétrons. Em geral, a área do ponto focal é retangular e suas dimensões variam de **0,1 a 2 mm**.

A principal característica que deve ser observada ao selecionar-se um tubo de raios X para uma determinada aplicação, é o tamanho do ponto focal. Pontos focais pequenos são indicados quando se deseja obter imagens de alta qualidade que permitam a visualização de pequenos detalhes, ou também quando houver necessidade de quantidades menores de radiação. Muitos tubos de raios X têm opção de escolha entre dois pontos focais de tamanhos diferentes. O maior, o foco grosso, e o menor, o foco fino (**figura 2b**).

A distância do ponto focal de um equipamento de raios X ao paciente é de grande importância em Radiodiagnóstico e na Física Médica. Por isso, sua posição geralmente é sinalizada pelo fabricante na parte externa da estrutura que aloja o tubo.

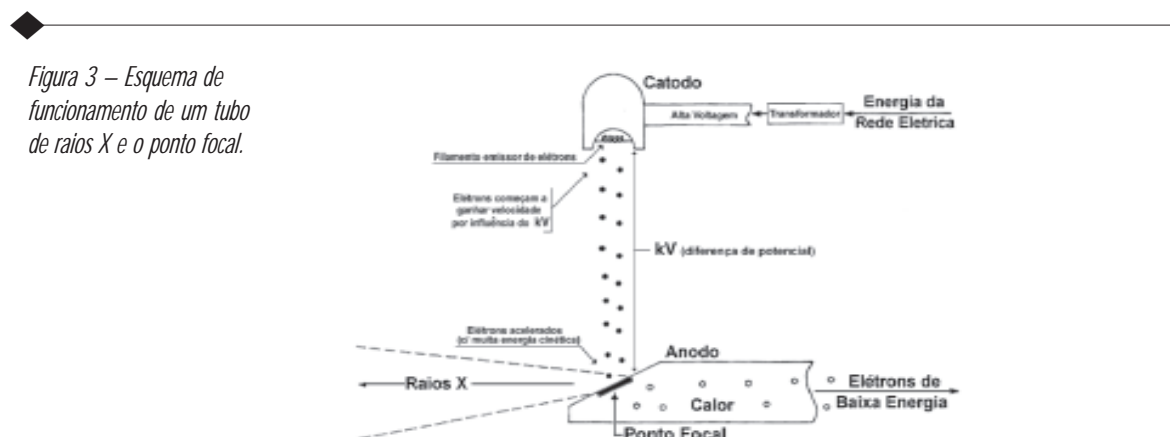


Figura 3 – Esquema de funcionamento de um tubo de raios X e o ponto focal.

Ampola de encapsulamento

O anodo e o catodo ficam acondicionados no interior de um tubo de vidro hermeticamente fechado que, além de desempenhar as funções de isolante elétrico e de dar suporte estrutural para sustentar o anodo e catodo, mantém vácuo no seu interior. A presença de ar dentro do tubo é indesejável, pois, além de interferir com os elétrons em voo, permitiria a formação de centelhas devido à alta voltagem (kV_p), danificando o sistema.

A ampola de encapsulamento é montada dentro de uma estrutura metálica que, além de fornecer suporte estrutural, serve também:

- como blindagem necessária para absorver os raios X que são emitidos em direção às laterais e fundos do tubo, ou seja, emitidos em direção diferente à da saída do feixe útil;
- fornecer geometria para favorecer a remoção do calor que é realizada forçando-se a passagem de óleo refrigerante através de um espaço existente entre a ampola e a parede interna da estrutura metálica que a aloja.

Uma situação rara, mas possível, é o vazamento do óleo do sistema de refrigeração o que, às vezes, pode gerar apreensão nos usuários. Obviamente que não se trata de material radioativo, apenas há de se ter cuidado quanto a uma possível toxicidade química, pois nos tubos de raios X muito antigos usava-se óleo à base de ascarel como refrigerante.

3.3 - ESPECTRO DE ENERGIA DOS RAIOS X

Um espectro de energia é um gráfico que representa as energias dos fótons de um feixe de raios X no eixo horizontal, que variam de quase zero até um valor máximo (kV_p –kilo Volt-pico). No eixo vertical, são representados os números de fótons para cada energia.

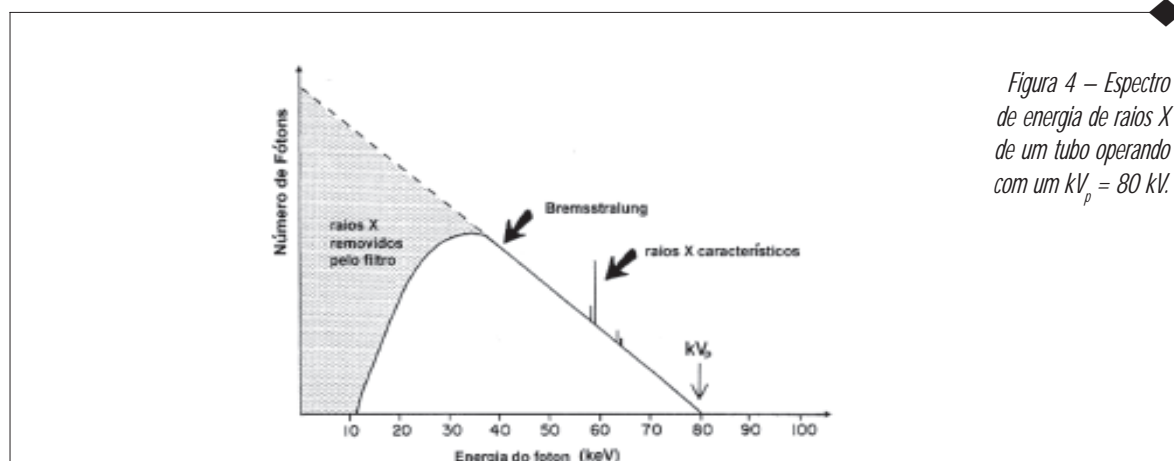


Figura 4 – Espectro de energia de raios X de um tubo operando com $kV_p = 80 kV$.

Em um feixe útil, devem ser filtrados os raios X abaixo de 20 keV que não contribuem para a formação da imagem.

3.4 - CONTROLANDO E ENERGIZANDO O TUBO DE RAIOS X

Gerador

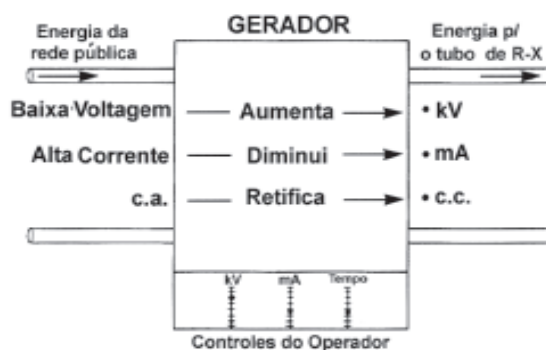
A produção de raios X requer muita energia elétrica. O tipo de energia fornecido pela companhia distribuidora de energia elétrica não é adequado para ser utilizado diretamente. Um equipamento deve possuir componentes que transformam, controlam e que, muitas vezes, acumulam a energia elétrica que será aplicada ao tubo. Este conjunto de componentes é chamado genericamente de **gerador**.

As funções do gerador são:

- a - aumentar a voltagem da rede elétrica (ou produzir alta tensão que é o **kV**);
- b - converter corrente alternada (**c.a.**) em corrente contínua (**c.c.**);
- c - armazenar energia elétrica (equipamentos portáteis);
- d - controlar a quilovoltagem (**kV**);
- e - controlar a corrente no tubo (**mA**);e
- f - controlar o **tempo** de exposição.

As funções de um gerador típico estão ilustradas na **figura 5**.

Figura 5 – Funções de um gerador



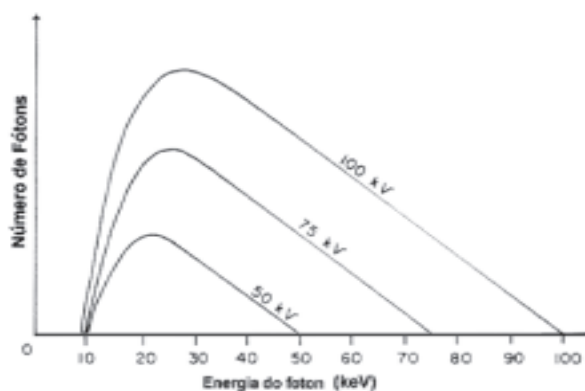
A kilovoltagem (kV)

A energia elétrica fornecida pelas distribuidoras de eletricidade tem uma tensão de **110 V** ou **220 V** e deve ser aumentada, em geral, para a faixa de **25.000 a 120.000 Volts (25 kV a 120 kV)** para produzir feixes com a capacidade de penetração necessária aos procedimentos em Radiodiagnóstico.

Em um feixe, a energia do fóton de raios X mais energético ou mais penetrante é determinada pela tensão máxima aplicada ao tubo, o kV_p . O kV_p é aplicado entre o catodo e o anodo e estabelece a energia que o elétron terá ao alcançar o anodo. Portanto, nenhum fóton pode ter uma energia maior que a do elétron que o gerou. Assim, a energia máxima em um feixe de raios X, em kiloeletron-volts (**keV**), é numericamente igual ao potencial máximo aplicado ao tubo em quiloVolts (**kV**).

A **figura 6** mostra a influência do kV_p sobre quantidade e energia dos fótons que compõem o feixe de raios X. O kV_p predomina na determinação da dose ao paciente. Ao aumentá-lo, além do feixe tornar-se mais penetrante, a área sobre cada curva aumenta, o que significa que o número de fótons aumenta muito com pequenas variações do kV_p , e desta forma, também eleva a dose ao paciente.

Figura 6 – Comparação entre espectros de energia de feixes de fótons de raios-X com diferentes valores de kV_p



Transformador

O dispositivo do gerador que aumenta a voltagem é o **transformador**. Dentre os componentes do **gerador**, o transformador é o de maior tamanho e é conectado ao tubo de raios X por uma fiação espessa que suporta altas correntes. A **figura 7** mostra os princípios básicos de funcionamento de um transformador.

Um transformador tem dois circuitos constituídos basicamente de duas bobinas (enrolamento de fios), com número de espiras diferentes que não se tocam. O primeiro, o circuito de **entrada**, recebe energia elétrica e, por isso, é chamado de **circuito primário**. O segundo, é o circuito de saída, ou **circuito secundário**. Os elétrons não mudam de circuito. A energia é transferida aos elétrons do circuito primário para os do secundário por meio de um campo magnético.

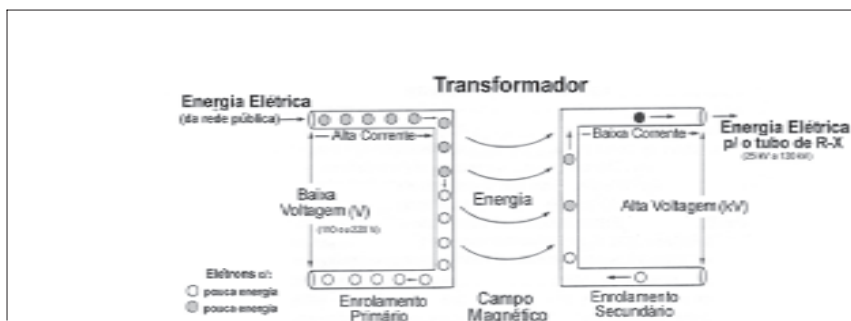


Figura 7 – Esquema de funcionamento de um transformador.

Os elétrons fluem dentro do transformador através do circuito primário, e transferem energia para os elétrons do circuito secundário. A voltagem (energia individual de cada elétron) aumenta porque o transformador obtém energia a partir de um grande número de elétrons do circuito primário, sendo que esta energia concentra-se em uns poucos elétrons do circuito secundário. A energia, antes em forma de alta corrente elétrica e baixa voltagem, sai do transformador com baixa corrente, mas alta voltagem.

Retificação

Em um transformador de alta voltagem, a voltagem de saída tem a polaridade alternada (**c.a.**) em 60 vezes por segundo (**60 Hertz**). Se esta voltagem fosse diretamente aplicada ao tubo de raios X, o anodo seria positivo em relação ao catodo somente na metade do tempo, ou seja, a tensão não impulsionaria corretamente os elétrons do catodo para o anodo todo o tempo. Na outra metade, se estabeleceria uma indesejável voltagem invertida em relação à situação anterior, ou melhor, a superfície do anodo ficaria negativa e repeliria os elétrons incidentes. O retificador inverte esta voltagem indesejável, mantendo uma voltagem positiva e constante no anodo.

Controle do mA

O catodo é aquecido devido à passagem de uma corrente elétrica proveniente de uma fonte de tensão de baixa voltagem. A saída desta fonte é controlada por um seletor de **mA** que, ao ser aumentado, faz com que mais corrente elétrica passe através do filamento do catodo, gerando mais calor por efeito Joule e elevando sua temperatura. Conseqüentemente, ocorrem mais *emissões termoiônicas* de elétrons a partir do catodo (**figura 8**). Com o aumento da corrente elétrica no filamento do catodo, aumenta-se “a chuva” de elétrons que cai a partir do catodo sobre o anodo e, portanto, mais raios X são gerados.

Elétrons emitidos do filamento do catodo com pouca velocidade partirão em direção ao anodo por ação do **kV**, aumentando-a gradualmente, e originando uma segunda corrente elétrica, a dos elétrons em vôo através do vácuo em direção ao anodo. Existem, então, duas correntes passando por partes diferentes do tubo de raios X:

- a corrente de elétrons que flui pelo filamento do catodo para estimular a ejeção termoiônica, e
- a corrente do **mA**, devida aos elétrons expelidos pelo catodo e que fluem para o anodo.

A primeira corrente, a que flui através do filamento do catodo, é ajustada por um seletor. A segunda, determinada pela primeira, é chamada de **mA**, ou seja, é a corrente dos elétrons em vôo que fluem através do vácuo no interior do tubo em direção ao anodo.

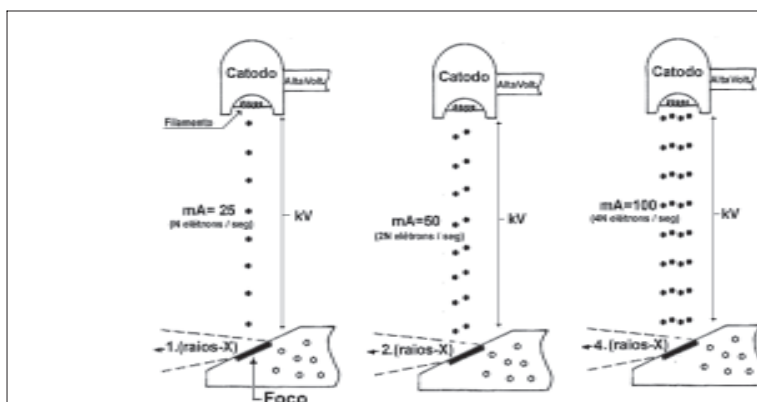


Figura 8 – Diagrama mostrando o efeito do aumento do mA (de 25 para 50 e depois 100) no número de elétrons e na intensidade de raios X.

Tempo de Exposição

Outra função do gerador é controlar o tempo de duração da exposição.

Em radiografia, a exposição é iniciada pelo operador do equipamento e terminada depois que se esgota o tempo ajustado no seletor de tempo.

Dentre os modelos de equipamentos mais modernos, alguns possuem um dispositivo eletrônico que controla o nível de exposição no receptor, denominado Dispositivo **AEC** (Automatic Exposition Control), que tem a função de suspender a geração de raios X quando o receptor de imagens (conjunto tela-filme) recebe uma **quantidade de exposição pré-determinada** considerada ideal.

Em fluoroscopia, por exemplo, a exposição é iniciada e terminada pelo operador, mas há um dispositivo **AEC** que mantém constante a dose no receptor de imagens (tubo intensificador). Há também um indicador do tempo de exposição acumulado que emite um sinal sonoro a cada 5 minutos de exposição.

Os temporizadores e botões de controle ajustados pelo operador ativam e desativam a geração de raios X, acionando dispositivos de chaveamento que pertencem ao circuito primário do gerador.

No modo manual, o ajuste do tempo de exposição deve ser feito pelo operador antes de iniciar o procedimento. A seleção adequada dos ajustes do tempo de exposição no equipamento é feita através da consulta a uma tabela técnica que relaciona o tamanho do paciente, o **kV_p**, e o **mA**.

O mAs (miliAmpère-segundo)

Freqüentemente, as unidades **mA** e **mAs** são confundidas ou tomadas como termos sinônimos. Não são. Cada uma dessas unidades refere-se a uma grandeza física diferente.

A unidade **mA** refere-se à grandeza “corrente elétrica (**i**)”. A corrente elétrica é definida como a quantidade de carga elétrica **Q** que passa por um meio qualquer, dada em **Coulomb (C)**, dividida pelo intervalo de tempo em que ocorre esta passagem, dado em **segundos (s)**. A corrente elétrica é medida na unidade denominada Ampère (**A**), que é um nome especial para **C/s**:

$$i = \frac{Q}{\Delta t}$$

A corrente **i** é dada em Ampère, onde **1A = 1C/s**

O prefixo **mili**, presente em **mA** (miliAmpère), significa a milésima parte do **Ampère**, ou **10⁻³A**. A corrente elétrica chamada de **mA** em Radiodiagnóstico deve ser entendida, portanto, como **o número de elétrons que partem do catodo para o anodo a cada segundo**.

O número total de elétrons que atingem o anodo dependerá, logicamente, do **tempo de existência** desse **mA** dentro do tubo que dura, em geral, apenas frações de segundo.

Já a unidade **mAs**, refere-se ao produto **mA (miliAmpère) x s (segundo)** que, fisicamente, **representa o número total de elétrons que atingem o anodo**.

Em resumo:

- **mA**: representa **o número de elétrons que incidem no anodo a cada segundo**;
- **mAs**: representa **o número total de elétrons que partem do catodo e incidem no anodo**.

Exemplos:

1) Sabendo-se que, em um dado procedimento de radiografia convencional, a corrente ajustada no seletor (ou **mA**) foi de **200 mA** e o tempo de exposição de **0,4 s**, calcule:

a) o **mAs** correspondente.

Resolução: **mAs = 200 mA x 0,4 s = 80 mAs (que corresponde a 0,08 C)**

b) o número de elétrons que atingem o anodo sabendo-se que o módulo da carga de cada elétron é de **1,6 x 10⁻¹⁹ Coulomb**.

Resolução:

$$n^{\circ} \text{ de elétrons} = \frac{0,08 \text{ C}}{1,6 \times 10^{-19} \text{ C}} = 5 \times 10^{17} \text{ (ou } 500.000.000.000.000.000)$$

2) Considere os procedimentos da tabela abaixo, todos realizados com **kV_p=80 kV**.

Procedimento	Corrente (mA)	tempo de exposição(s)	mAs
A	200	0,5	200 x 0,5 = 100 mAs
B	500	0,3	500 x 0,3 = 150 mAs
C	100	0,5	
D	200	0,3	

a) Dentre os procedimentos **A** e **B**, em qual deles é gerada uma a quantidade de raios X?

Resposta: no procedimento **B**, pois o **mAs** é maior.

b) E dentre os procedimentos **C** e **D** ?

Resolução: **C:** $mAs = 100 \text{ mA} \cdot 0,5 \text{ s} = 50 \text{ mAs}$

D: $mAs = 200 \text{ mA} \cdot 0,3 \text{ s} = 60 \text{ mAs}$

Resposta: o procedimento **D** gera mais raios X.

Quando o **mAs** é aumentado, aumenta-se a chuva de elétrons sobre o anodo que, em maior número, gera maior quantidade de raios X. No entanto, a **qualidade do feixe** permanece a mesma.

Qualidade dos Raios X

A **qualidade** de um feixe de raios X em Radiologia refere-se à sua capacidade de penetração e está intimamente relacionada ao **kV_p**.

Em um feixe, há fótons com energia em um intervalo que se estende de um valor próximo de zero até uma energia máxima numericamente igual ao **kV_p**, compondo o que se chama de espectro de energia. Cabe ressaltar que:

a- a energia de pico, ou **kV_p**, não representa a **energia efetiva do feixe** que, na verdade, é aproximadamente de **30 a 40%** desse valor. O valor exato depende da forma do espectro;

b- um dos principais fatores que contribuem para alterar a forma do espectro de um feixe de raios X é a filtragem presente.

3.5 - FILTRAGEM DO FEIXE DE RAIOS X

Os fótons com energias abaixo de **20 keV** merecem especial atenção em Radiodiagnóstico, pois, como têm capacidade de penetração muito baixa, não contribuem com informações do corpo no receptor de imagens e só aumentam a dose sobre o paciente. É necessário, portanto, retirá-los do feixe.

Na faixa de energia abaixo de **20 keV**, **45%** dos fótons do feixe conseguem atingir a profundidade de **1 cm** no músculo, sendo que, destes, apenas insignificantes **0,00063%** atingem a profundidade de **15 cm**. Em contrapartida, **3,5%** dos fótons que têm energia de **50 keV** atingem estes mesmos **15 cm**. O próprio corpo atua como um filtro, retirando do feixe os fótons de baixa energia.

Uma solução é interpor algum material entre o feixe de raios X primário e o paciente, que sirva como filtro e remova do feixe esses indesejáveis fótons de baixa energia. O material geralmente utilizado para este propósito é o alumínio.

Todo equipamento de raios X tem uma “filtragem equivalente de alumínio”. Diz-se equivalente, porque outros componentes do equipamento, tais como a janela do tubo de vidro e o colimador do feixe, também filtram parte dos fótons de baixa energia. A quantidade de filtração total é expressa, portanto, em valores de espessura equivalente de alumínio.

A forma do espectro de raios X é significativamente alterada por alterações na filtragem. Como o filtro absorve preferencialmente fótons de baixa energia, produz-se, como conseqüência, uma elevação da energia média do feixe. A **figura 9** mostra um espectro não filtrado e outros dois filtrados com **1 mm** e **3 mm** de alumínio. O número total de fótons é reduzido, afetando, principalmente, os fótons com energia abaixo de **40 keV**. Estes têm pequena chance de conseguir atravessar o paciente e ajudar na formação da imagem, além de contribuir significativamente para dose no paciente.

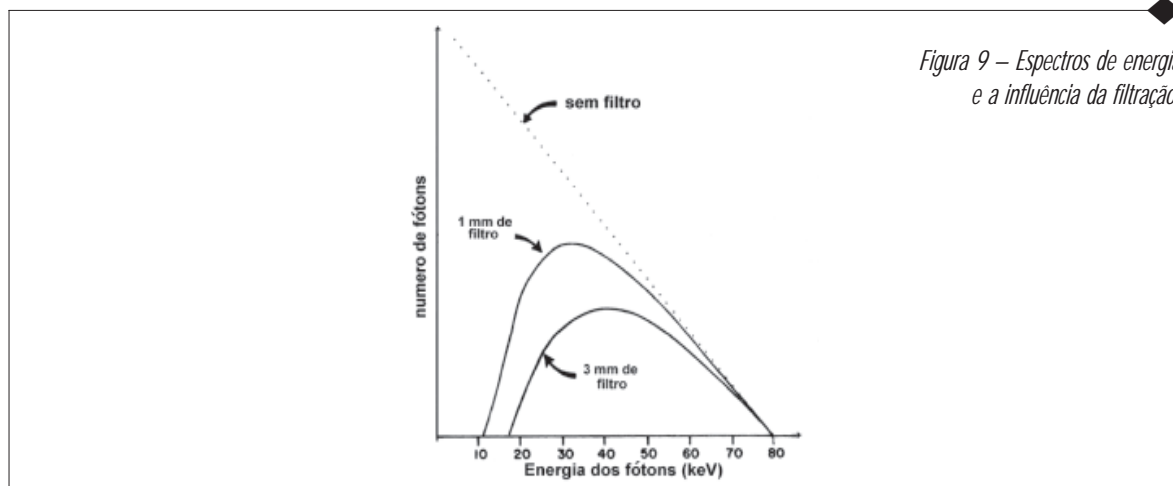


Figura 9 – Espectros de energia e a influência da filtração.

Aumentando-se a filtração, aumenta-se a penetração do feixe de raios X, assim como, também, a espessura de blindagem, ou o número de **camadas semi-redutoras** necessárias para atenuá-lo, devido ao “endurecimento” de feixe causado pela remoção dos fótons de baixa energia. Os valores de **CSR** são usados para avaliar a adequação dos filtros. As normas que especificam os requisitos de filtragem geralmente estabelecem um valor mínimo aceitável. São considerados seguros os equipamentos que tiverem filtros de espessuras superiores aos valores de **CSR** em função do **kV_p** mostrados na **tabela 1**.

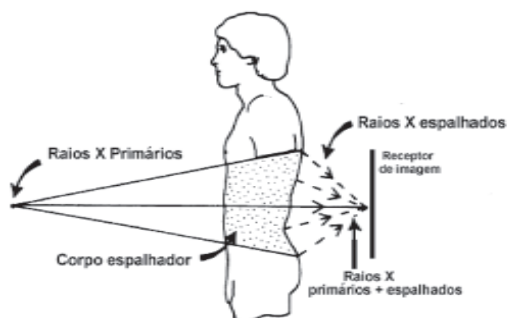
Tabela 1 – Camadas semi-redutoras para o alumínio	
kV_p	CSR Al (mm)
30	0,3
50	1,2
70	1,5
90	2,5
110	3,0

A portaria 453/98 da Anvisa/MS estabelece que a espessura mínima de filtragem de alumínio deve ser superior a 3 mm.

3.6 - RADIAÇÃO ESPALHADA

Em uma situação real, após parte do feixe de raios X atravessar o paciente, alguns fótons, em vez de serem removidos da direção do feixe primário (ou do receptor de imagem), sofrem múltiplos espalhamentos e retomam esta direção, o que deteriora a qualidade da imagem radiográfica (**figura 10**).

Figura 10 – Raios X espalhados que retomam à direção do receptor de imagens.



Os fatores que contribuem para aumentar a quantidade de radiação espalhada são:

- a área do campo do feixe sobre o paciente
- a espessura do corpo, e
- o **kV_p**.

Um **kV_p** alto gera mais radiação espalhada e com energia mais alta e, portanto, mais penetrante. Já, no caso de um **kV_p** baixo, a radiação espalhada gerada é menos penetrante e, portanto, é absorvida próximo do local onde é gerada. O controle da radiação espalhada será abordado mais adiante.

3.7 - FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA E CONTRASTE

A função de qualquer equipamento em Radiodiagnóstico é a de detectar características específicas do interior do corpo e transformá-las em imagens. Se o **contraste** na imagem for adequado, o objeto será visível. Imagens com contraste muito baixo, em geral, não têm utilidade. O nível de contraste na imagem médica depende do tipo de objeto e da técnica utilizada.

Talvez a característica mais importante de uma imagem médica seja o contraste. Contraste significa diferença e pode aparecer na forma de diferentes tons de cinza, intensidades luminosas ou, ainda, cores.

O contraste na imagem final é determinado pelos fatores mostrados na **figura 10**.

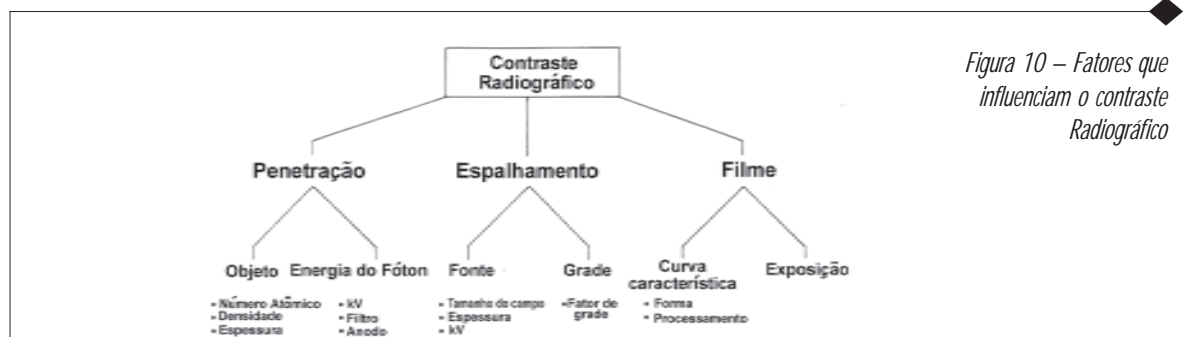


Figura 10 – Fatores que influenciam o contraste Radiográfico

Contraste Físico do Objeto

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 envolvidos (número atômico médio, $Z_{\text{médio}}$) ou, ainda, se o objeto for suficientemente espesso.

O **contraste do objeto** é proporcional ao produto entre a densidade e o número atômico Z . Este produto representa a massa do objeto por unidade de área da imagem (g/cm^2).

Tabela 2 – Características físicas relevantes à produção de contraste		
MATERIAL	Nº Atômico Efetivo ($Z_{\text{médio}}$)	Densidade (g/cm^3)
Água	7,42	1,0
Músculo	7,46	1,0
Gordura	5,92	0,91
Ar	7,64	0,00129
Cálcio	20,0	1,55
Iodo	53,0	4,94
Bário	56,0	3,5

A componente do contraste devido à composição química, muito sensível à energia dos fótons (kV_p), 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.

Deve haver diferenças significativas de densidade e número atômico para que objetos tenham contraste alto na imagem em relação aos tecidos moles do corpo.

Contraste Virtual (“Subject Contrast”)

O **contraste virtual** é gerado pelos fótons que emergem do corpo do paciente imediatamente após a passagem do feixe de raios X. O contraste virtual representa as diferenças de exposições entre diversas áreas do receptor.

Em se tratando de um objeto isolado, o valor do contraste representa a diferença na exposição existente nas áreas do receptor relativas ao objeto e ao material de fundo circundante. Esta diferença de exposição é geralmente expressa por um valor percentual relativo ao nível de exposição de fundo. Somente haverá contraste se a exposição na área do objeto for maior ou menor que na área de fundo ao redor.

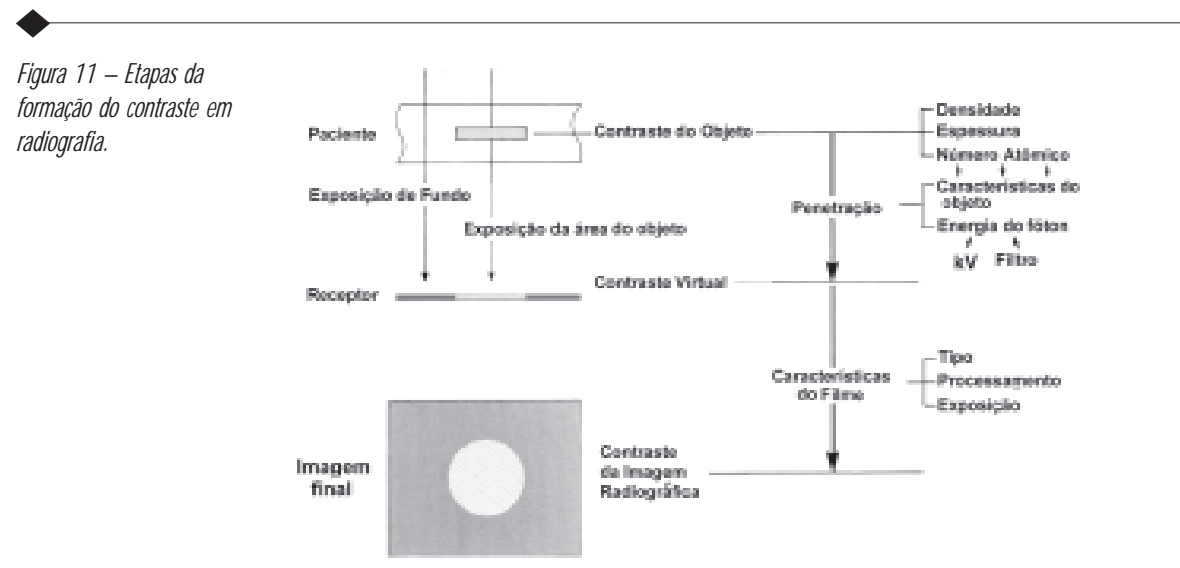
O **contraste virtual** é produzido porque a penetração dos raios X através de um objeto e a penetração através do tecido de fundo são diferentes. Para objetos que atenuam mais a radiação que o tecido adjacente, o contraste é inversamente proporcional à penetração do objeto, ou seja, quanto maior a penetração, menor o contraste. Já no caso em que o objeto atenua menos a radiação que o tecido adjacente, o contraste é diretamente proporcional à penetração no objeto, ou seja, quanto maior a penetração, maior o contraste.

O **contraste máximo (100%)** ocorre quando nenhum fóton passa através do objeto. Próteses de metal ou pinos são exemplos. O contraste é reduzido conforme aumenta a penetração dos raios X através do objeto. Quando a penetração através do objeto é próxima daquela através da espessura do material circundante, o contraste tende a desaparecer.

Contraste da Imagem

O **contraste da imagem** é o contraste que aparece na imagem visível que, em uma radiografia, aparece na forma de diferentes tons de cinza ou densidades óticas.

O nível de contraste radiográfico produzido em um procedimento específico em Radiodiagnóstico depende não só do **contraste virtual**, aquelas diferenças de exposição que emergem do paciente e que são entregues ao receptor de imagens, como também das características de transferência de contraste do filme.



Efeito da Energia do Fóton no Contraste da Imagem

A penetração dos raios X em um objeto, assim como o contraste resultante, depende do espectro de energia dos fótons que é influenciado por três fatores:

- o material que compõe o anodo (tungstênio, molibdênio ou ródio);
- a filtragem equivalente de alumínio do feixe; e
- o **kV** aplicado no tubo.

Dentre esses três fatores, o único disponível para ser ajustado pelo operador na hora do exame é o **kV**.

Quando o efeito predominante na interação dos raios X é o efeito fotoelétrico (e não o efeito Compton), uma elevação no **kV** reduziria significativamente o contraste da imagem. O efeito fotoelétrico predomina em dois casos:

- quando o número atômico do alvo é alto, e
- quando a energia média dos fótons é baixa.

Contraste Acentuado entre Áreas na Imagem

No caso de um único objeto envolto por um só tipo de tecido, um aumento no contraste geralmente aumenta a visibilidade do objeto. Entretanto, em muitas aplicações clínicas, as imagens contêm diversas estruturas anatômicas ou objetos. Surge um problema quando estes estão localizados em áreas diferentes do corpo e, além disso, quando a espessura ou densidade destas áreas é muito acentuada. Uma radiografia de tórax que contém o pulmão e o mediastino é um bom exemplo (**figura 12**).

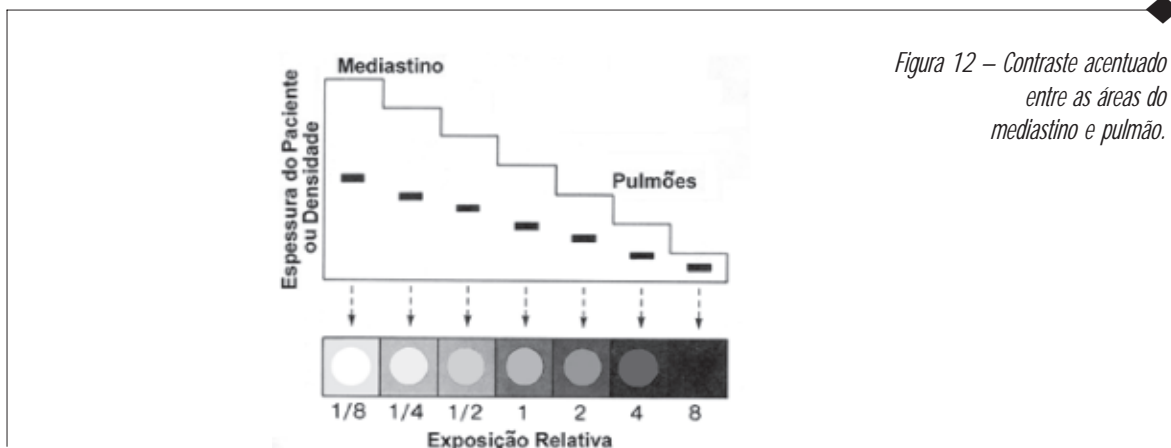


Figura 12 – Contraste acentuado entre as áreas do mediastino e pulmão.

Devido à grande diferença nas densidades entre as áreas dos tecidos do pulmão e do mediastino, o contraste na imagem entre as áreas correspondentes é muito grande. Em uma radiografia típica, a área da imagem que corresponde ao mediastino aparece muito clara, e a área do pulmão, muito escura. Qualquer objeto dentro do mediastino tem sua imagem formada em um fundo muito claro, e qualquer objeto dentro da área do pulmão, em um fundo muito escuro.

Portanto, se há um contraste muito alto entre áreas dentro de uma imagem médica, a capacidade de representar objetos é menor em áreas claras e escuras devido, principalmente, no caso da radiografia, a limitações do filme ou do chassi digital. Para diminuir esses efeitos pode-se:

- a) utilizar filmes de latitudes diferentes nessas áreas de interesse;
- b) colocar filtros de diferentes espessuras entre o tubo de raios X e o paciente; e
- c) aumentar o kV_p , obviamente acompanhado de redução no mAs .

Como os dois primeiros itens requerem a modificação dos equipamentos, o mais comum é ajustar-se o kV_p . A figura 13 compara radiografias de tórax feitas com kV_p diferentes e com ajustes de mAs devidamente compensados. A imagem da esquerda foi feita a 60 kV , apresentando alto contraste entre o mediastino e pulmão e prejudicando a visibilidade de estruturas dentro dessas áreas. A radiografia de 140 kV , que tem um contraste menor entre essas áreas, apresenta um contraste melhor, especialmente dentro da área do pulmão.

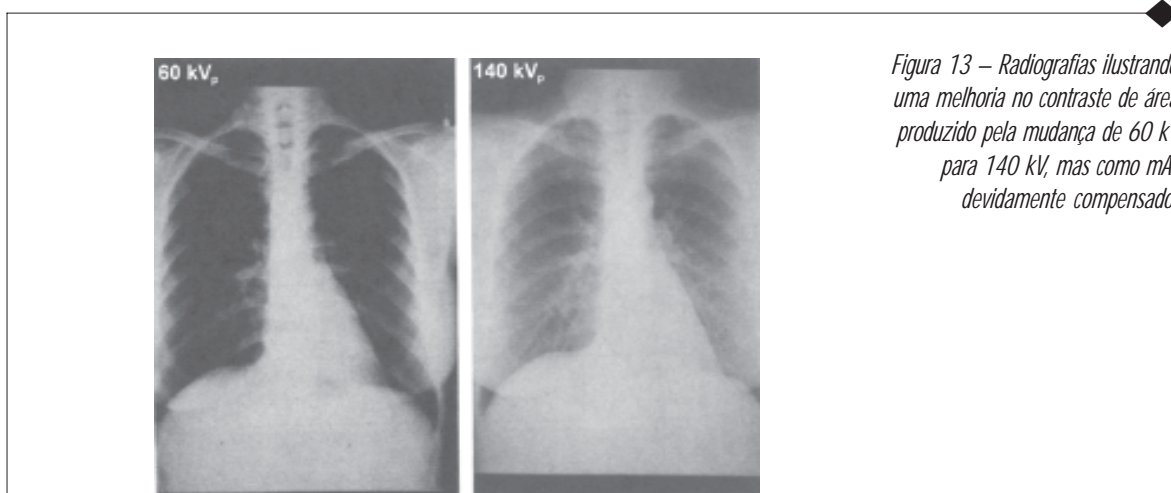


Figura 13 – Radiografias ilustrando uma melhoria no contraste de área produzido pela mudança de 60 kV para 140 kV , mas como mAs devidamente compensado.

3.8 - GRADES E CONTROLE DA RADIAÇÃO ESPALHADA E DO CONTRASTE

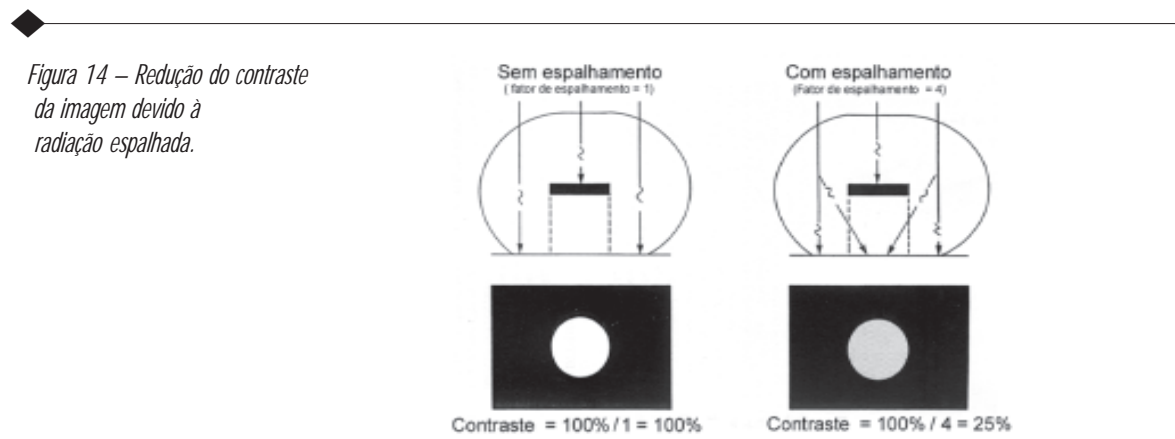
Quando um feixe de raios X entra no corpo de um paciente, uma grande parte dos fótons, em vez de ser prontamente absorvida no paciente (por efeito fotoelétrico), é desviada (por efeito Compton) e dirige-se para fora do corpo, produzindo radiação espalhada. Infelizmente, parte desta radiação espalhada deixará o corpo na mesma direção que a do feixe primário, ou seja, em direção ao receptor de imagens, acarretando uma exposição extra.

A radiação espalhada sempre deteriora o contraste da imagem. A maior parte da radiação que deixa o corpo do paciente é devida à radiação espalhada, o que, em muitos procedimentos, pode reduzir significativamente o contraste.

O contraste virtual foi previamente definido como diferenças entre exposições na saída do corpo entre as áreas referentes ao objeto e aos tecidos de fundo, antes de atingir o filme radiográfico, e expresso em valores percentuais. O contraste máximo, de **100%**, é obtido quando nenhuma exposição atinge a área do objeto em relação ao tecido de fundo. Discutiu-se, também, a redução do contraste em função da penetração dos raios X através do objeto. Consideremos, agora, a redução de contraste devido à radiação espalhada.

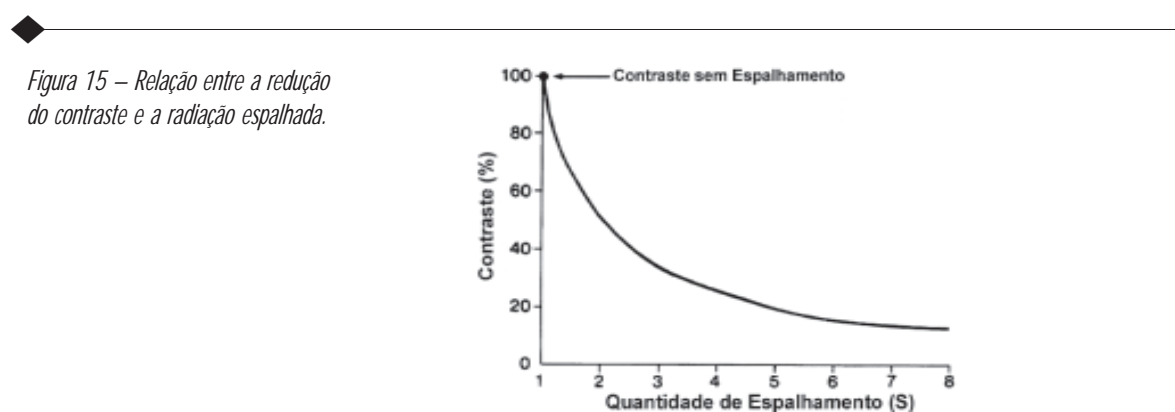
Redução do Contraste Devida à Radiação Espalhada

O conceito básico da redução do contraste devido à radiação espalhada é mostrado na **figura 14**. Por questão de simplicidade, assumiu-se que o objeto não é penetrado pelos raios X e, se não fosse a radiação espalhada, o **contraste virtual** seria de **100%**.



A exposição da área do receptor de imagens (filme) relativa ao objeto, é composta pela radiação que penetra no objeto somada à radiação espalhada, o que reduz o contraste em relação à área de fundo.

O contraste percentual é inversamente proporcional ao valor do fator de espalhamento que pode ser obtido através de $C_s = 100 / S$, onde **S** é o fator de espalhamento, proporcional à espessura do corpo do paciente, que pode ser obtido através da **figura 15**. Fatores de espalhamento em exames de corpos muito espessos podem atingir os valores **5** ou **6**.



Colimação

Em geral, quantidade de radiação espalhada é proporcional à massa total do tecido abrangido pelo feixe de raios X primário, ou seja, é determinada pela espessura do paciente e pela área ou tamanho do campo que está sendo exposto. Aumentando o tamanho de campo, gera-se mais radiação espalhada e, conseqüentemente, cresce o valor dos fatores de redução de contraste relacionados ao espalhamento.

Uma maneira de reduzir a radiação espalhada e melhorar o contraste é diminuir o tamanho de campo ao menor valor possível com dispositivos limitadores como mostrado na **figura 16**.

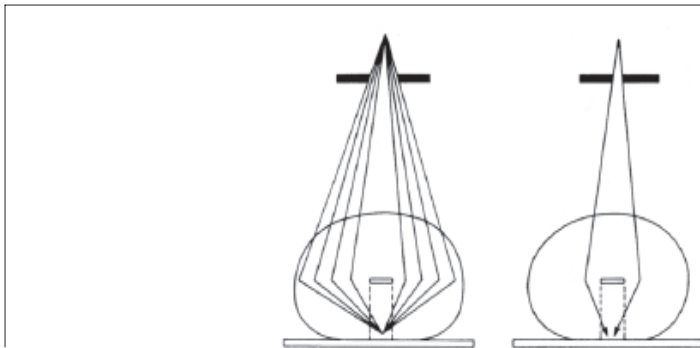


Figura 16 – Redução do tamanho de campo.

Compressão

A compressão da mama é obrigatória em exames mamográficos. Além de uniformizar sua espessura, também reduz seu valor. Como consequência, o feixe de raios X passa por um volume menor de tecido, gerando menos radiação espalhada. O resultado da compressão aparece em uma melhoria da definição da imagem, imprescindível na mamografia.

Técnica “air gap”

A quantidade de radiação espalhada em qualquer feixe de raios X que atinge um receptor pode ser reduzida aumentando a distância entre o paciente e a superfície do receptor de imagens, como mostra a **figura 17**. Esta separação é conhecida como técnica de “air gap”.

A radiação espalhada que deixa o corpo do paciente é mais divergente que o feixe primário e, portanto, diminui com o aumento da distância paciente-receptor.

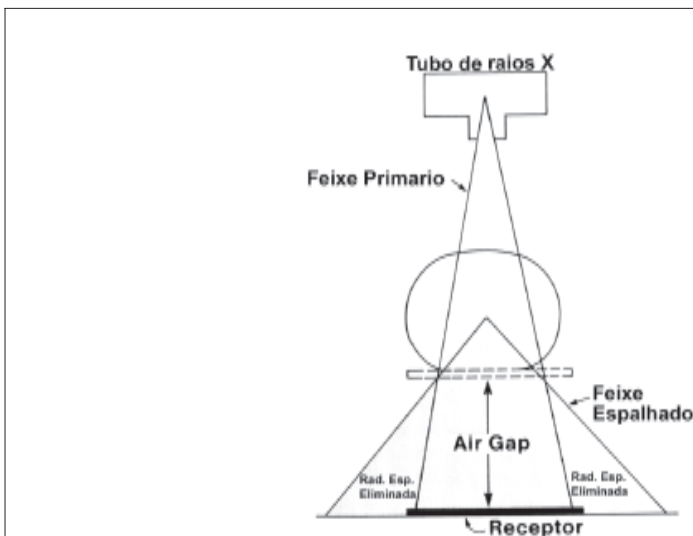


Figura 17 – Aumento do contraste por meio da utilização da técnica de air gap.

Antes de se optar pela técnica de “air gap”, alguns fatores devem ser considerados. Esta técnica produz ampliação da imagem, o que torna necessário um receptor de imagens maior para cobrir toda a área do paciente, envolvendo aumento de custos. Se a técnica é aplicada através do aumento da distância tubo-receptor, deve-se aumentar os ajustes nos parâmetros de operação de forma a se obter a exposição adequada no receptor, evitando-se subexposição.

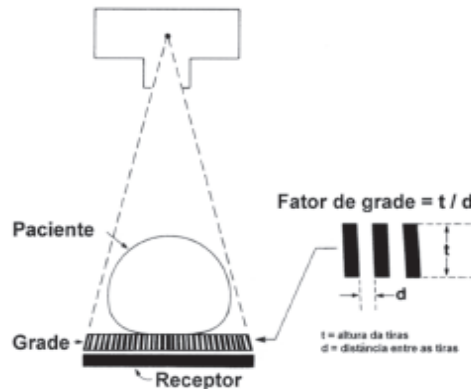
Além disso, aumentando a distância paciente-receptor, a definição da imagem por influência das dimensões do filamento e do ponto focal fica comprometida. Em geral, é necessário que na técnica de “air gap”, se opere o equipamento com o **foco fino**, que tem um tamanho menor.

Grades

Na maioria dos exames em Radiodiagnóstico, a maneira mais prática e eficaz de reduzir a radiação espalhada é usar grades que são colocadas entre o corpo do paciente e o receptor (**figura 18**).

A grade é construída de tiras de materiais bons absorvedores de raios X, como o chumbo, intercalados por espaços entre as tiras preenchidos com materiais pouco absorvedores, tais como fibra, carbono ou alumínio, com a finalidade prover suporte estrutural. Na maioria das grades, as tiras da grade são anguladas e alinhadas com o feixe primário, e por isso são chamadas de grades focadas.

Figura 18 – Alterações no contraste devido ao uso de grades.

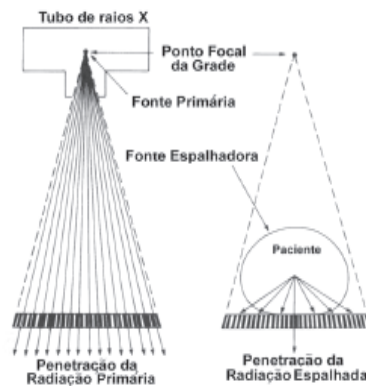


É conveniente que o ponto focal da grade coincida com o ponto focal da fonte de radiação primária. Pelo fato do feixe estar alinhado com a grade, grande parte da radiação primária passa por entre as tiras de chumbo sem interagir com elas. A radiação espalhada, por outro lado, emerge do paciente em uma direção diferente da do feixe primário, como mostra a **figura 19**. Assim, a maior parte dela é absorvida pelas tiras da grade, melhorando o contraste.

A grade ideal absorve toda a radiação espalhada e permite que os raios X primários atinjam o receptor. Infelizmente, não existe tal grade, pois todos os tipos de grades absorvem uma pequena parcela da radiação primária, assim como deixam passar alguma radiação espalhada.

A penetração da radiação espalhada na grade é determinada, principalmente, pelas dimensões das tiras de chumbo e dos espaços entre elas. A altura das tiras de chumbo (**t**), em geral, de **2 a 5 mm**. O espaçamento entre as tiras, denotado por **d**, está na faixa de **0,25 e 0,40 mm**.

Figura 19 – Absorção seletiva da radiação espalhada pela grade



Com relação à performance da grade, o mais importante é relação $r = t / d$, denominada **fator de grade**. O valor dessa relação está na faixa de **5:1 a 16:1** (**figura 20**). Devem ser considerados diversos fatores na escolha de um determinado tipo de exame. Embora as grades com fatores de grade elevados absorvam muita radiação espalhada, elas tendem a aumentar a necessidade de exposição do paciente, a carga no tubo de raios X, e também requerem um posicionamento mais preciso.

As grades podem gerar artefatos. Nas imagens geradas com uso de grades, podem aparecer linhas causadas pelas tiras de material absorvedor. Para evitar que as linhas apareçam na radiografia, criou-se um mecanismo que movimentava a grade durante a exposição, espalhando a imagem das linhas.

Outras causas para o aparecimento de artefatos são: irregularidades no espaçamento entre as linhas ou desalinhamentos verticais ou horizontais entre os focos do feixe de raios X e da grade (**figura 21**). Deve-se tomar cuidado com a situação menos provável, mas possível, de uso de grades em posição invertida.

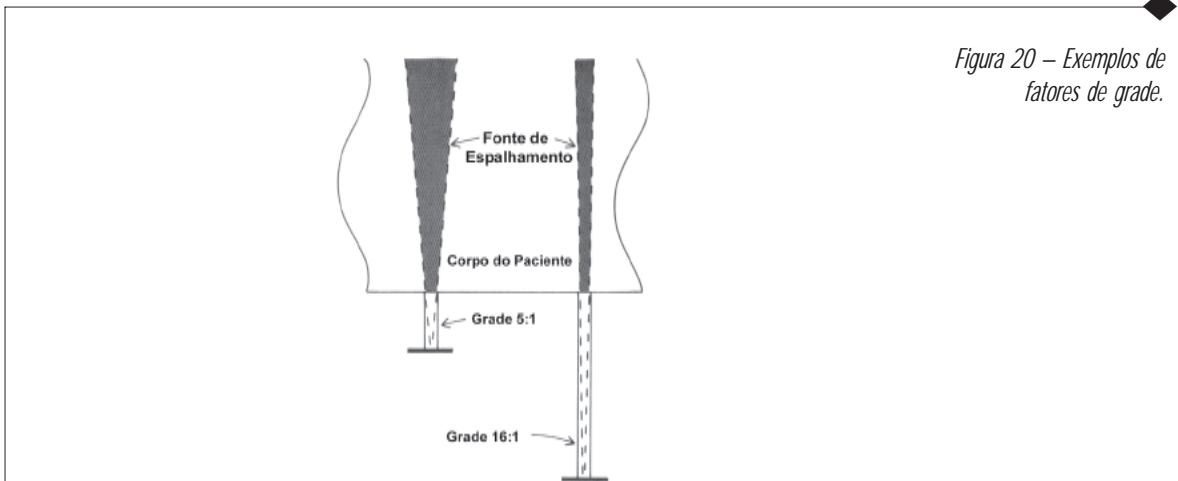


Figura 20 – Exemplos de fatores de grade.

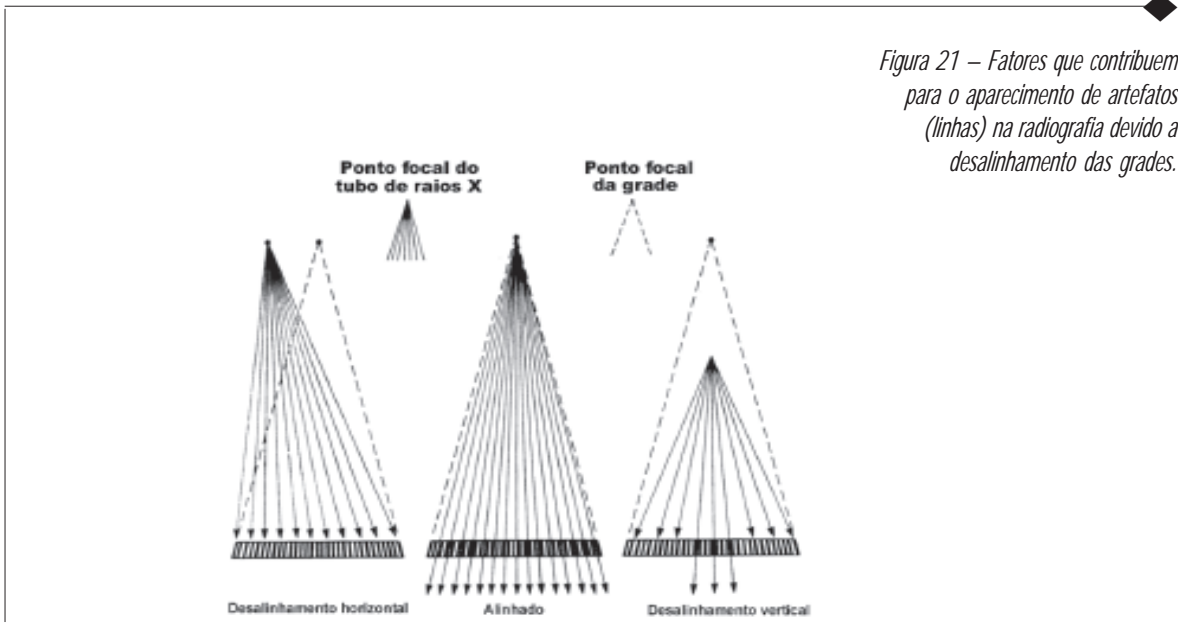


Figura 21 – Fatores que contribuem para o aparecimento de artefatos (linhas) na radiografia devido a desalinhamento das grades.

3.9 - RECEPTORES RADIOGRÁFICOS

Na radiografia convencional, o receptor de imagens consiste em um filme prensado com uma ou duas telas intensificadoras (figura 22). As telas intensificadoras são folhas plásticas finas contendo material fluorescente.

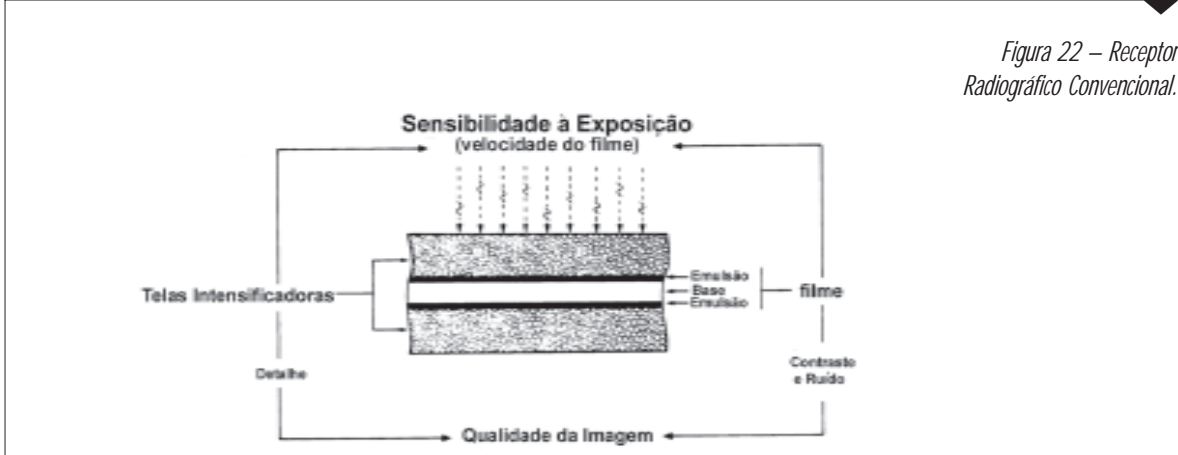


Figura 22 – Receptor Radiográfico Convencional.

O conjunto tela-filme é montado dentro de um cassete. A principal função das telas é reduzir a exposição do paciente, em média, cerca de 100 vezes. O filme radiográfico é muito mais sensível à luz do que aos raios X. No entanto, o benefício gerado pelo uso da tela tem um limite, pois uma grande quantidade de material fluorescente em contato com o filme, como nas telas espessas, provoca uma diminuição na definição da imagem.

O processo de transformação dos raios X em fótons de luz que ocorre nas telas intensificadoras é mostrado na **figura 23**.

Existem diversos tipos de telas intensificadoras de uso clínico. A escolha de uma tela dependerá da exposição que se espera que o paciente receba, do tipo de filme e, também, do nível de detalhamento necessário na imagem.

O receptor de imagens mais usado em radiografia convencional é composto por duas telas intensificadoras em contato com cada uma das duas faces de um filme de dupla emulsão.

Na mamografia, exame em que é preciso observar detalhes pequenos como os contornos das microcalcificações, utiliza-se apenas uma tela e um filme com emulsão em apenas uma das faces. Como consequência, as exposições em mamografia precisam ser bem maiores.

Funções da Tela Intensificadora

- **Absorção de raios X:** a tela ideal deveria absorver **100%** dos raios X que passaram pelo paciente. Uma tela real tem **eficiência** de **20 a 90%** determinada pelo material que a constitui, por sua espessura e pela energia dos fótons incidentes.

- **Produção de Luz:** a eficiência dessa conversão, de **5 a 20%**, representa a capacidade da tela de transformar raios X em luz e depende do material fluorescente que compõe a tela.

- **Redução da Exposição:** os filmes radiográficos são muito mais sensíveis à luz do que aos próprios raios X. Eles têm uma sensibilidade direta à exposição aos raios X da ordem de **50 a 150 mR**. Com o uso de telas, a sensibilidade passa para a faixa de **0,1 a 10 mR**, dependendo do tipo de filme e de tela.

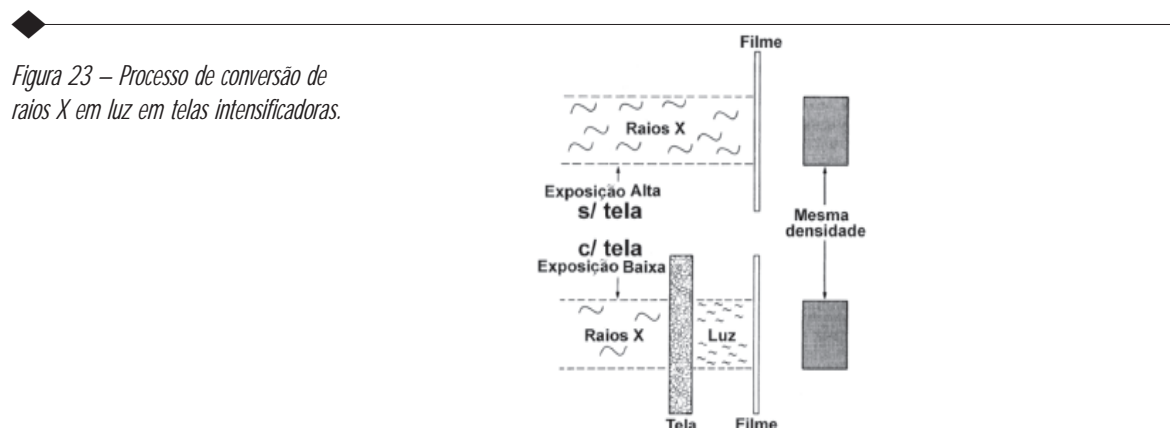


Figura 23 – Processo de conversão de raios X em luz em telas intensificadoras.

Sensibilidade do Receptor Radiográfico

A sensibilidade de um receptor tela-filme é expressa em termos da exposição necessária para produzir uma densidade ótica (tom de cinza) no filme de valor 1 acima do nível **base+fog**. Em geral, os fabricantes fornecem os valores de velocidade do filme (100, 200, 400, etc.) em vez da sensibilidade em termos dessa exposição.

A relação entre a sensibilidade à exposição em **mR** e a velocidade de um filme é dada por:

$$\text{Sensibilidade} = 128 / \text{velocidade}$$

Por exemplo, um receptor que tenha velocidade 100, requer uma exposição igual a 1,28 mR, resultado de 128, 100, para produzir uma densidade ótica no filme de valor unitário acima da densidade de base+fog. A tabela 3 mostra as faixas de sensibilidade e velocidade geralmente usadas na radiografia convencional.

Tabela 3 – Relação entre velocidade do filme e sua sensibilidade (em mR)	
Velocidade	Sensibilidade (mR)
1200	0,10
800	0,16
400	0,32
200	0,64
100	1,28
50	2,56
25	5,00
12	10,00

Cada uma das substâncias fluorescentes que compõem as telas intensificadoras (tungstato de cálcio, sulfato de bário, chumbo, etc.) emite uma cor de luz (ou comprimento de onda) característica. A luz das telas é produzida nas cores espectro de luz visível, ou azul, ou verde. Daí a importância de uma tela ser usada junto com um filme que seja adequado à luz que ela emite, pois, caso contrário, a sensibilidade do receptor seria drasticamente reduzida.

Espessura da tela

Ao escolher-se uma tela intensificadora, deve-se analisar a quantidade de exposição associada e a qualidade da imagem necessária para possibilitar o diagnóstico. As telas finas absorvem menos raios X que as espessas, mas aumentam a definição da imagem.

Como a sensibilidade da tela intensificadora muda com a variação no kV_p , é preciso verificar se as tabelas que fornecem ao operador os valores de kV_p e mAs estão associadas ao tipo de tela e de filme utilizados. Os equipamentos que contam com o dispositivo **AEC**, também devem ser ajustados para o tipo de tela.

Definição da Imagem

O efeito deletério gerado pela tela que mais prejudica a qualidade da imagem é a redução da definição. Suponha que é preciso detectar um pequeno objeto, por exemplo, uma microcalcificação. Os fótons de raios X, ao passar pelo pequeno objeto, são absorvidos pela tela, produzindo luz ao longo do caminho perpendicular em relação à superfície do receptor. Antes de sua saída da tela, o fecho de luz gerado pelos raios X que passaram pelo objeto, alarga-se, como na **figura 24**. A imagem clara do objeto que aparece na superfície da tela intensificadora será, portanto, borrada, com definição mais pobre devido à divergência da luz na tela. O grau de perda de definição, neste caso, está intimamente relacionado com a espessura e a transparência da tela intensificadora.

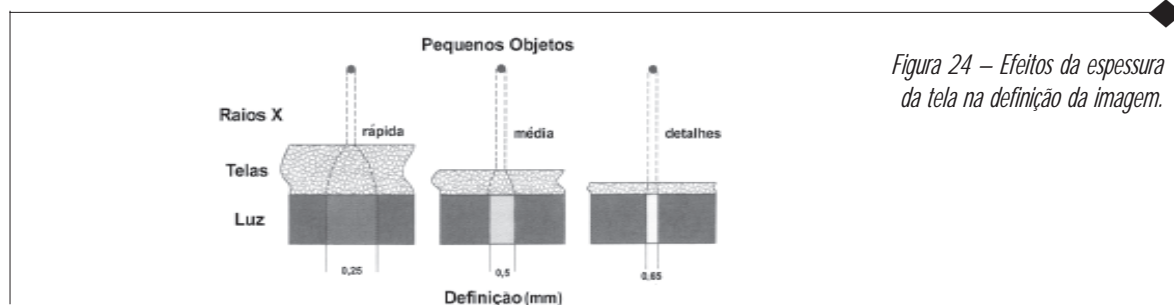


Figura 24 – Efeitos da espessura da tela na definição da imagem.

As telas que permitem uma boa visibilidade de detalhes geralmente têm sensibilidade baixa e, portanto, necessitam de maiores quantidades de raios X. Já as telas de sensibilidade alta ou de alta velocidade não são indicadas quando se pretende observar detalhes pequenos.

As telas intensificadoras disponíveis no mercado quase sempre são identificadas por nomes comerciais, e não por suas características técnicas. Algumas dessas são:

- 1 - Telas de mamografia;
- 2 - Telas para observação de detalhes;
- 3 - Telas de velocidade normal;
- 4 - Telas de velocidade média; e
- 5 - Telas de velocidade alta (ou sensibilidade alta).

Contato tela-filme

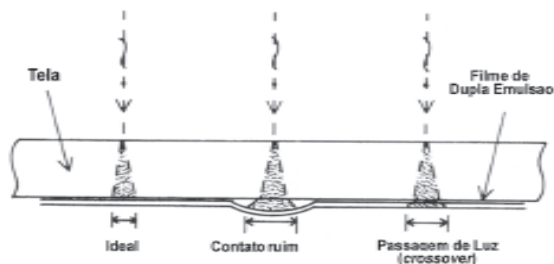
Se o filme radiográfico e a tela intensificadora não estiverem em perfeito contato um com o outro, haverá divergência da luz, (**figura 25**), causando perda de definição. Isto ocorre quando um cassete está defeituoso e não aplica uma pressão suficiente sobre toda a área do filme. Este efeito é geralmente localizado e aparece como imagem desfocada na área onde o contato tela-filme não é bom. Há um acessório de controle de qualidade que permite testar o contato tela-filme.

Crossover

O efeito **crossover** ocorre quando a emulsão do filme não absorve completamente a luz proveniente da tela intensificadora. A luz não absorvida pela emulsão pode passar através da base do filme (material plástico semitransparente usado como suporte estrutural) e atingir o outro lado, onde também há emulsão. Como a luz passa através da base do filme, ela divergirá, deteriorando definição da imagem.

Os filmes modernos têm absorvedores de luz entre a emulsão e a base do filme, de forma a minimizar a ocorrência do **crossover**.

Figura 25 – Causas da perda de definição da imagem em receptores tela-filme.



Reflexão interna

A luz sempre sofre reflexão ao atravessar uma interface entre meios translúcidos diferentes através dos quais ela se propaga. A reflexão ocorre em todas as interfaces existentes entre a emulsão, base do filme, telas intensificadoras e superfícies do cassete. Os filmes que contêm emulsão apenas de um lado da base, têm o lado oposto recoberto por um absorvedor de luz para minimizar mais essa fonte de perda de definição, como no caso da mamografia.

Artefatos de telas

As telas intensificadoras são uma das principais fontes de artefatos, ou seja, de objetos que aparecem na imagem final que não correspondem às características do paciente. Os artefatos podem ser produzidos por arranhões, sujeiras como cabelo, poeira, cinzas de cigarro e até mesmo centelhas devidas à eletricidade estática em caso de ambientes muito secos.

As telas intensificadoras devem ser limpas periodicamente de acordo com as instruções do fabricante.

3.10 - O FILME RADIOGRÁFICO

O conhecimento das funções de um filme na obtenção de uma radiografia e de como elas são afetadas pelas características dos diferentes tipos de filmes existentes no mercado, auxilia na escolha adequada para um procedimento clínico específico, assim como na aplicação correta das técnicas.

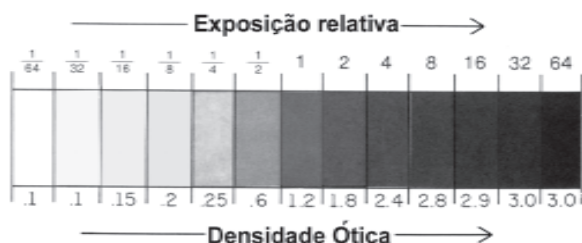
Registro da Imagem no Filme

A maioria das imagens médicas ainda é registrada em filmes radiográficos. A componente ativa do filme é uma emulsão composta por cristais de haletos de prata sensíveis à radiação em suspensão numa gelatina que recobre uma base de material plástico transparente.

A imagem é produzida em duas etapas. Na primeira, a emulsão é ativada pela exposição do filme aos raios X/luz que cria nele uma imagem invisível, a **imagem latente**. A segunda etapa consiste no processamento químico do filme que é feito por meio de soluções que tornam a imagem latente visível com diferentes densidades óticas.

Conforme a exposição em uma área do filme aumenta, a densidade ótica também aumenta (**figura 26**).

Figura 26 – Relação entre densidade ótica e exposição do filme.



O filme é um conversor de imagens que as registra e as conserva. Uma exposição de frações de segundo pode criar uma imagem permanente.

As radiografias são transparências avaliadas com o uso de negatoscópios. O aspecto geral e a qualidade da imagem radiográfica dependem de uma combinação de fatores tais como, as características do filme usado, a maneira como ele foi exposto e as condições de processamento.

Após o processamento do filme, a imagem formada é definitiva e não pode ser modificada. Por isso, os fatores associados à sua produção devem ser ajustados de forma a produzir uma qualidade de imagem satisfatória para que não tenha de ser repetida, o que envolve aumento dos custos e doses extras para os pacientes.

Preservação da imagem médica

A grande vantagem de se preservar a imagem médica através do filme radiográfico é que, se ele for bem processado e armazenado, poderá durar décadas. Dentre as desvantagens, tem-se a demanda de grandes espaços para armazenar as radiografias e a dificuldade de encontrá-las nos arquivos para uma nova observação.

Os filmes radiográficos ainda desempenham um importante papel no Radiodiagnóstico. Entretanto, devido à suas limitações, a tendência é sua substituição gradual pela imagem digital, pelo menos nos grandes centros.

Densidade Ótica

A **densidade ótica** é o grau de enegrecimento ou opacidade à luz de um filme radiográfico cuja base, sem emulsão, é transparente. Ela é produzida pela exposição do filme aos raios X e pelo processamento químico. Uma imagem radiográfica contém áreas de diferentes densidades óticas que aparecem na forma de tons de cinza.

A Penetração da Luz

Por meio de um aparelho chamado **densitômetro ótico**, são atribuídos valores numéricos de 0 a 3 unidades de densidade ótica associados à quantidade de luz que consegue atravessar uma área do filme.

Uma área clara que permite a passagem de **100%** da luz pelo filme tem densidade ótica de **valor zero**. Na realidade a densidade mínima dos filmes é da ordem de **0,1** a **0,2** unidades de densidade ótica. Isto por causa da densidade da **base**, devida à opacidade do plástico que serve de suporte para a emulsão, somada à do **fog**, devida a qualquer enegrecimento na emulsão do filme não associada à exposição no momento do exame.

Cada unidade de densidade diminui a penetração da luz por um fator de 10. Uma área do filme que tenha densidade ótica de valor unitário permite a passagem de **10%** da luz incidente que, no negatoscópio, aparece como um cinza médio. Uma área que tenha densidade igual a **2** permite a passagem de **10%** de **10%** (ou **1%**) da luz. Através de um negatoscópio normal, é possível ver áreas do filme com densidade um pouco acima de **2**.

A densidade de valor **3**, presente nas mamografias, corresponde à penetração de apenas **0,1%** (10% de 10% de 10%) da luz incidente. Áreas com densidade próximas de **3** aparecem opacas em negatoscópios comuns e necessitam de outros com luz mais intensa.

Medição da Densidade Ótica

Os valores das densidades são medidos com um aparelho chamado **densitômetro ótico**. Uma fonte de luz padrão emite um pequeno feixe de luz que passa através da área do filme a ser medida. Do outro lado do filme, um sensor de luz de célula fotovoltaica converte a luz transmitida através do filme em sinal elétrico. Um circuito especial realiza uma conversão logarítmica do sinal e a exhibe em unidades de densidade ótica numa escala de 0 a 3.

O densitômetro, em conjunto com outros acessórios, possibilita o monitoramento da qualidade do processamento do filme em serviços de Radiodiagnóstico.

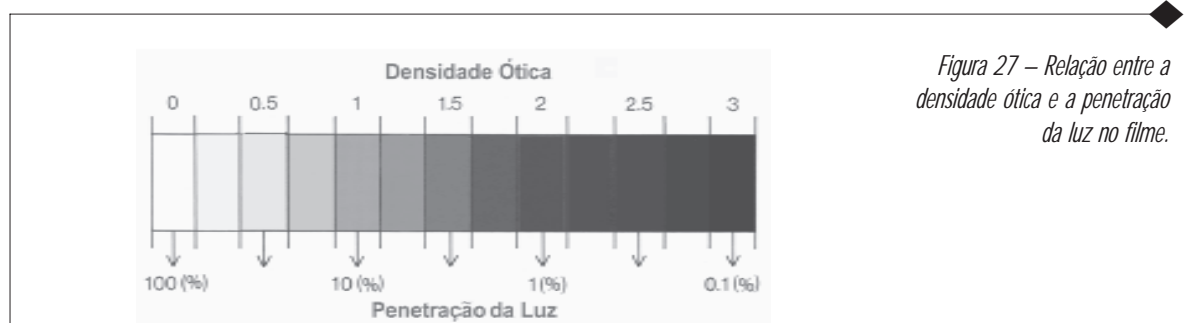


Figura 27 – Relação entre a densidade ótica e a penetração da luz no filme.

Estrutura do Filme

Um filme radiográfico convencional é constituído de uma **base** de poliéster transparente de **150 µm** de espessura, com as duas faces recobertas por uma **emulsão** sensível com espessura de **10 µm** em cada face. Os filmes usados em câmeras fotográficas e em mamografia têm emulsão em apenas uma das faces.

A emulsão é a componente ativa do filme em que a imagem é formada. Ela consiste em pequenos cristais de haletos de prata suspensos em gelatina. São chamados haletos os compostos químicos que contêm um ou mais átomos de um elemento do grupo dos halogênios da tabela periódica (F, Cl, Br, I ou As). A gelatina provê aos cristais de prata, sustentação, separação e proteção contra reações químicas com o ambiente.

Dentre os diferentes tipos de cristais, o mais usado em radiografia é o **brometo de prata** na forma de cristais ou de grãos. Cada grão ou cristal contém cerca de 1 bilhão de átomos. O formato dos cristais de haletos de prata é irregular como grãos de areia. Na radiografia, em geral, são usados cristais cúbicos ou, mais recentemente, cristais planos, que têm maior sensibilidade e reduzem o *crossover*.

3.11 - PROCESSAMENTO RADIOGRÁFICO

O primeiro estágio da formação da **imagem latente** é a absorção de fótons de raios X/luz pelos íons de brometo de prata. Não se consegue distinguir os grãos modificados e os grãos não expostos. No entanto, os grãos expostos são muito mais sensíveis à ação do **revelador químico**. A distribuição desses grãos invisíveis no filme que foram ativados pela luz é que forma a **imagem latente**.

O segundo estágio é o processamento que abrange a revelação, fixação, lavagem e secagem do filme.

a - Revelação

A imagem latente torna-se visível por ação do agente químico chamado de **revelador**. A solução reveladora fornece elétrons que migram para grãos que foram sensibilizados e converte íons de prata que não foram expostos em íons metálicos de cor escura. Isto faz com que apareçam pintas pretas na emulsão. A densidade ótica, então, é produzida pelo revelador através da conversão de íons de prata em prata metálica que escurece cada grão processado.

Geralmente, o filme radiográfico é revelado por uma processadora automática, como na **figura 28** que mostra os quatro estágios do processamento. Em uma processadora convencional, o filme é revelado por um período entre 20 e 25 segundos. O tempo de duração do processamento completo dura cerca de 90 segundos.

Quando o filme é inserido na processadora, ele é transportado por um sistema de rolos para imergir no revelador que, em seguida, o conduzirá aos compartimentos onde se dará a fixação, lavagem e secagem.

Embora haja diferenças entre os **reveladores químicos** disponíveis comercialmente, as substâncias que os constituem são as mesmas, sendo que cada uma tem uma função específica, dentre elas:

a.1) redução: a redução dos grãos de brometo de prata expostos é um processo que os converte em prata metálica visível por ação da fenidona e hidroquinona. A fenidona é mais ativa e é responsável pela produção dos tons baixos e médios da escala de cinza. A hidroquinona produz os tons escuros ou de densidade ótica alta.

a-2) ativação: a função do ativador, geralmente carbonato de cálcio, é amolecer e expandir a emulsão para que o redutor possa alcançar os grãos sensibilizados.

a.3) moderação da velocidade de revelação: em geral, usa-se o brometo de potássio que desempenha a função de diminuir a velocidade das reações.

a.4) conservação: o sulfeto de sódio ajuda a proteger os agentes redutores da oxidação que se dá com o contato com o ar. Também reagem com produtos da oxidação para reduzir sua atividade.

a.5) endurecimento: o glutaraldeído é utilizado para impedir o amolecimento excessivo da emulsão. Isto é necessário em processadoras automáticas que transportam os filmes através de rolos.

b-Fixação:

Após passar pelo revelador, o filme é transportado para um segundo tanque que contém a solução fixadora. O fixador é uma mistura de soluções que têm por funções:

b.1) Neutralização: quando o filme sai do revelador, ele ainda está molhado pela solução reveladora. Utiliza-se o ácido acético para estancar o processo e evitar revelação excessiva que aumenta o *fog* no filme.

b.2) Clareamento: a solução fixadora também clareia os grãos de haletos de prata não revelados. Utiliza-se amônia ou tiosulfato de sódio. Os grãos não expostos são retirados do filme e dissolvem-se na solução fixadora. A prata que se acumula no fixador durante o processo de clareamento pode ser recuperada e tem alto grau de pureza.

b.3) Conservação: o sulfeto de sódio protege o fixador de reações que o deterioram.

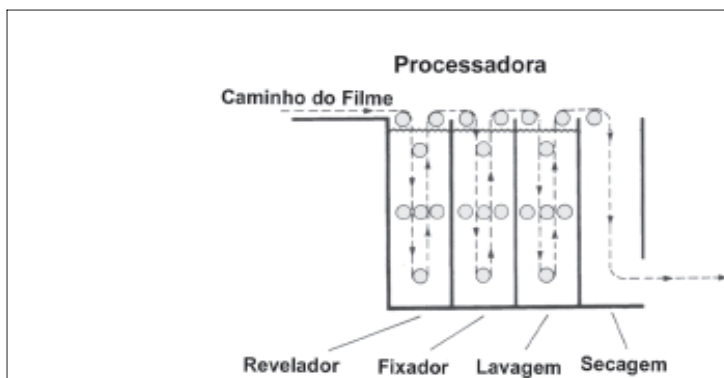


Figura 28 – Processadora Automática de filmes radiográficos.

c - Lavagem

Para retirar da emulsão a solução fixadora, o filme recebe um banho de água. É muito importante que se remova todo o tiosulfato contido no fixador. Se ficar retido na emulsão, ele pode reagir com o nitrato de prata e com o ar para formar o sulfato de prata que dá à radiografia uma coloração marrom-amarelada. A quantidade de tiosulfato retido na emulsão determina o tempo de vida útil da radiografia do filme processado. O “American National Standard Institute” recomenda uma retenção máxima de **30 mg** por polegada quadrada.

d - Secagem

Consiste na última etapa do processamento. Após passar por uma câmara por onde circula ar quente, o filme está pronto para ser manuseado e avaliado.

3.12 - A SENSIBILIDADE DO FILME RADIOGRÁFICO

Uma das mais importantes características dos filmes radiográficos é a sua sensibilidade. É ela que determina a quantidade de exposição que um filme deve receber para produzir uma imagem. Um filme de sensibilidade alta (ou velocidade alta) necessita de menos exposição do que um filme de baixa sensibilidade.

As sensibilidades de filmes são comparadas através das quantidades de exposições necessárias para produzir uma densidade ótica de valor unitário acima do nível de densidade ótica de base+fog. A sensibilidade de um filme, em geral, não é expressa por valores numéricos, mas por nomes genéricos tais como, filmes de velocidade alta, média ou baixa (vide item 9 deste capítulo).

A **figura 29** compara dois filmes de sensibilidades diferentes. Uma mesma exposição produzirá densidades óticas maiores em um filme de sensibilidade mais alta em relação a um de sensibilidade mais baixa. Portanto, a produção de um valor de densidade unitário (**D=1**) no filme mais sensível requer uma exposição menor.

Filmes de alta sensibilidade são escolhidos quando os objetivos são limitar a dose de radiação no paciente e o aquecimento do tubo de raios X.

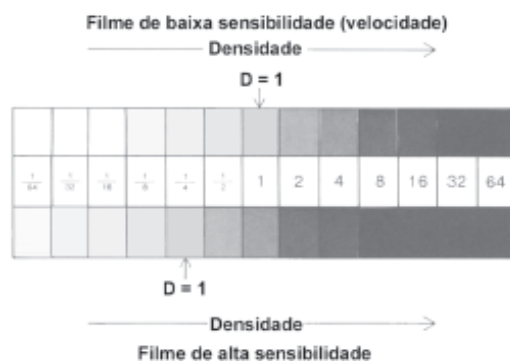


Figura 29 – Comparação entre dois filmes de sensibilidades diferentes.

Figura 30 – Fatores que afetam a sensibilidade do filme.



A sensibilidade de um filme é determinada pela composição da emulsão, forma e tamanho dos cristais de haletos de prata. Aumentando-se o tamanho dos grãos, geralmente aumenta-se a sensibilidade. A sensibilidade depende também fortemente de fatores associados ao produto químico revelador como:

- **tipo**- os produtos químicos de processamento fornecidos pelos fabricantes não são iguais. É comum processar-se filmes com produtos químicos diferentes. A consequência é que não se reproduz uma mesma sensibilidade. A variação na sensibilidade é relativamente pequena, mas deve ser levada em conta quando se troca a marca de revelador.
- **concentração**- o revelador, em geral, é fornecido em forma de um concentrado que deve ser diluído em água para abastecer a processadora. Se a diluição não for correta a sensibilidade no filme é alterada.
- **taxa de reposição**- a revelação do filme consome uma parte da solução reveladora tornando o restante menos reativo. Se não houver uma reposição correta do revelador, a sensibilidade vai diminuindo gradualmente. Nas processadoras, a reposição é automática. A taxa de reposição necessária depende do tamanho do filme. Uma processadora usada apenas para revelar radiografias de tórax necessita de uma taxa maior de reposição que as usadas para revelar radiografias menores.
- **contaminação**- se o revelador for contaminado com outro produto químico, como o fixador, por exemplo, ocorrerão alterações abruptas na sensibilidade do filme (aumento ou decréscimo), dependendo do tipo e da quantidade de contaminante.
- **tempo**- quando um filme entra na solução reveladora, a revelação não é instantânea. É um processo durante o qual os grãos são revelados gradualmente aumentando as densidades óticas nas áreas do filme. O processo cessa com a entrada do filme no tanque de fixação. Aumentando o tempo de revelação, geralmente a sensibilidade do filme aumenta, pois menos exposição é necessária para produzir a densidade ótica que no caso em que se usa um tempo menor.
- **temperatura**- a atividade do revelador varia com a sua temperatura. Um aumento na temperatura aumenta a taxa da reação, e também aumenta a sensibilidade do filme, já que menos exposição é necessária para produzir uma determinada densidade ótica. Geralmente, a temperatura do revelador situa-se na faixa de 32 a 35 °C.

Nas aplicações médicas, o objetivo não é manipular esses fatores para controlar a sensibilidade do filme, mas estabilizá-los para manter uma sensibilidade constante e previsível.

Luz de Segurança e a Sensibilidade

As luzes de segurança são utilizadas em locais escuros onde os filmes radiográficos são manipulados sem a proteção usual. A luz de segurança é emitida em um comprimento de onda correspondente ao vermelho. Mas, embora os filmes tenham uma sensibilidade muito baixa às luzes de segurança, elas podem induzir *fog*. Portanto, deve-se controlar não só a cor da luz como o brilho, a distância dos filmes e o tempo de duração da manipulação.

A cor da luz deve ser controlada por meio de **filtros de luz** tipo **GBX**, indicados quando se trabalha com filmes sensíveis à luz verde, que é o usual.

Tempo de Exposição e a Sensibilidade

Como a intensidade de um feixe de raios X é proporcional à corrente **mA** (miliAmpère) no tubo, é equivalente a dizer que uma dada exposição (em miliAmpère.segundo) pode ser produzida com muitas combinações diferentes de **tempo** e **mA**. É a lei da reciprocidade, que diz ser possível permutar a intensidade de radiação (em **mA**) pelo tempo de exposição (**t**) e obter a mesma exposição no filme. Quando um filme é diretamente exposto aos raios X,

a lei da reciprocidade permanece válida. Ou seja, **100 mAs** produzirão a mesma densidade no filme, se escolhidos **200 mA e 0,5 s** ou **500 mA e 0,2 s**.

Entretanto, quando um filme é exposto à luz das telas intensificadoras, a lei da reciprocidade não vale. Ao contrário da exposição aos raios X, um único grão de haleto de prata deve absorver muito mais que apenas um fóton antes de ser revelado e contribuir para a densidade ótica na imagem. Esta perda de sensibilidade varia de filme para filme.

Por isso, procedimentos em que se usa um mAs que fornece densidades óticas adequadas com tempos de exposição pequenos não devem ser realizados com tempos longos, a fim de se evitar a perda de sensibilidade do filme.

3.13 - NOÇÕES DE CONTROLE DE QUALIDADE DO PROCESSAMENTO

A má qualidade no processamento de filmes pode ser causada por:

a- **Sub-processamento**: caso o processamento seja insuficiente, a sensibilidade do filme e o contraste serão menores que os ideais. A perda de sensibilidade pode ser compensada por um aumento na exposição, mas o contraste não pode ser recuperado.

b- **Processamento Excessivo**: a sensibilidade e o contraste aumentam em filmes até certo ponto a partir do qual começam a diminuir devido ao aumento do *fog* que piora o contraste.

Qualidade do Processamento

O controle de qualidade, neste caso, consiste em ajustar as condições de processamento e, em seguida, monitorar a ocorrência de possíveis variações indesejáveis.

Em primeiro lugar, deve-se verificar regularmente:

- **as condições do processamento**: se estão dentro das especificações a temperatura, o tempo, os tipos de químicos, taxa de reposição, etc. As condições ideais devem ser informadas pelos fornecedores de filmes e produtos químicos.
- **a qualidade dos filmes**: depois que as condições ideais recomendadas estiverem satisfatórias, deve-se testar cada tipo de filme para verificar se a sensibilidade e características de contraste do mesmo condizem com aquelas especificadas pelo fabricante. Estas especificações são geralmente fornecidas em forma de um gráfico, relacionando a densidade ótica com a exposição relativa do filme que gerou o espectro de densidades óticas. A curva característica do filme pode ser comparada aos dados obtidos na avaliação da processadora. O segundo passo no controle de qualidade é monitorar constantemente o processamento, de forma a reduzir as variações das condições ao longo do tempo, pois podem alterar a sensibilidade das radiografias.

As processadoras devem ser checadas várias vezes por semana. Inicialmente expõe-se o filme a ser testado a uma fonte de luz padrão em um aparelho chamado **sensitômetro** que gera um gradiente de exposição, formando uma imagem latente. Após passar pela processadora, aparece no filme-teste um degradê de tons de cinza em degraus numerados onde é possível medir as **densidades óticas** com o auxílio de um **densitômetro**. Não é necessário avaliar todos os degraus. A **figura 31** mostra um filme exposto à luz do sensitômetro, já revelado, contendo os dados necessários à avaliação sensitométrica.

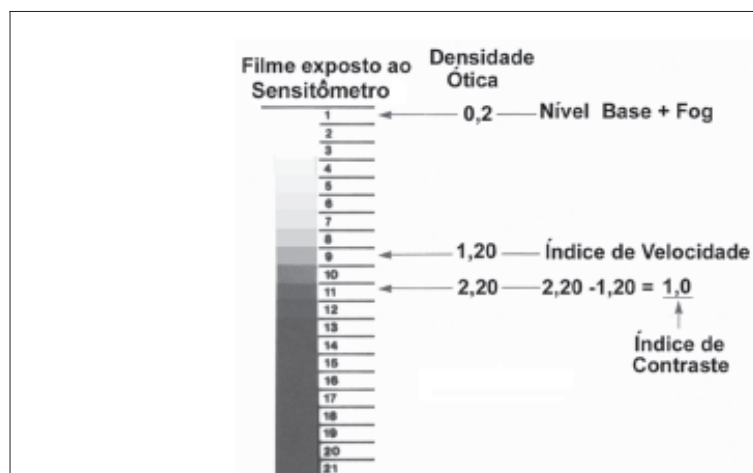


Figura 31 – Filme-teste exposto ao sensitômetro já revelado.

Densidade base+fog

A densidade ótica de base+fog é obtida medindo-se a densidade do primeiro degrau, a área do filme que não foi exposta à luz no sensitômetro. Um processamento excessivo aumenta o valor da densidade base+fog.

Índice Velocidade

É determinado pelo degrau que produzir uma densidade ótica de valor **1** (um) acima do nível **base+fog** e será usado como indicador da velocidade do filme. Como já visto, a velocidade fornece a sensibilidade do filme. O valor da densidade ótica do **degrau do índice de velocidade**, identificado por um número, deve ser anotado diariamente e registrado em uma tabela ou gráfico. A ocorrência de variações acentuadas na densidade ótica deste degrau indica problemas, tais como temperatura do revelador, taxas de reposição das soluções, contaminação, etc. Variações aceitáveis devem ser menores que 15%.

Contraste

A diferença de densidade entre dois degraus selecionados é usada para medir **índice de contraste**. O degrau do **índice de contraste** no exemplo da **figura 31** foi selecionado convenientemente, buscando-se aquele com densidade ótica uma unidade acima do **índice de velocidade**. Os valores de densidade dos dois degraus de referência devem ser monitorados frequentemente a fim de detectar variações anormais na produção do contraste devido às condições de processamento.

Caso se verifique variação acentuada na densidade ótica nesses degraus, deve-se investigar as possíveis causas tais como a temperatura do revelador, taxa de reposição das soluções e contaminação.

Esses mesmos princípios podem ser utilizados para se fazer testes de aceitação em lotes de filmes fornecidos pelos fabricantes.

Artefatos

São imagens na radiografia que não correspondem a características do corpo do paciente e podem induzir o radiologista a erros de avaliação. Há diversos tipos de artefatos produzidos durante a estocagem, manipulação ou processamento do filme.

Dobras em filmes produzem marcas que podem aparecer como marcas claras ou escuras na imagem final. A manipulação dos filmes em ambientes muito secos pode gerar centelhas devido à eletricidade estática que marcam o filme com pontos negros ou estrias.

Outra fonte de artefatos é pressão não uniforme exercida pelos rolos de transporte na processadora devido ao acúmulo de sujeira. Este tipo de artefato é mais fácil de detectar, pois repete-se em intervalos que correspondem às dimensões do perímetro do rolo de transporte.

3.14 - CARACTERÍSTICAS DE CONTRASTE DO FILME RADIOGRÁFICO

O contraste talvez seja a característica mais importante de uma imagem registrada em filme.

O contraste da exposição entre duas áreas pode ser expresso como uma razão ou valor percentual, como ilustrado na **figura 32**. A capacidade do filme de converter o contraste virtual (contraste entre exposições) em contraste no filme pode ser expressa em termos do **fator de contraste**.

O valor do fator de contraste é a quantidade de contraste no filme resultante de uma diferença de exposição de 50%.

A quantidade de contraste produzido em filmes depende de quatro fatores básicos:

- 1- tipo de emulsão;
- 2- quantidade de exposição;
- 3- processamento; e
- 4- *fog*.

Transferência de contraste

A capacidade de um filme de converter diferentes exposições em contraste pode ser determinada pela observação da diferença entre as densidades de duas áreas que recebem quantidades específicas de exposição conhecidas, como na **figura 32**. Como a quantidade de contraste é afetada pela quantidade de radiação que o filme recebe, deve-se entregar ao filme exposições em um intervalo de valores amplo para que se possa avaliar as características de contraste de forma completa.

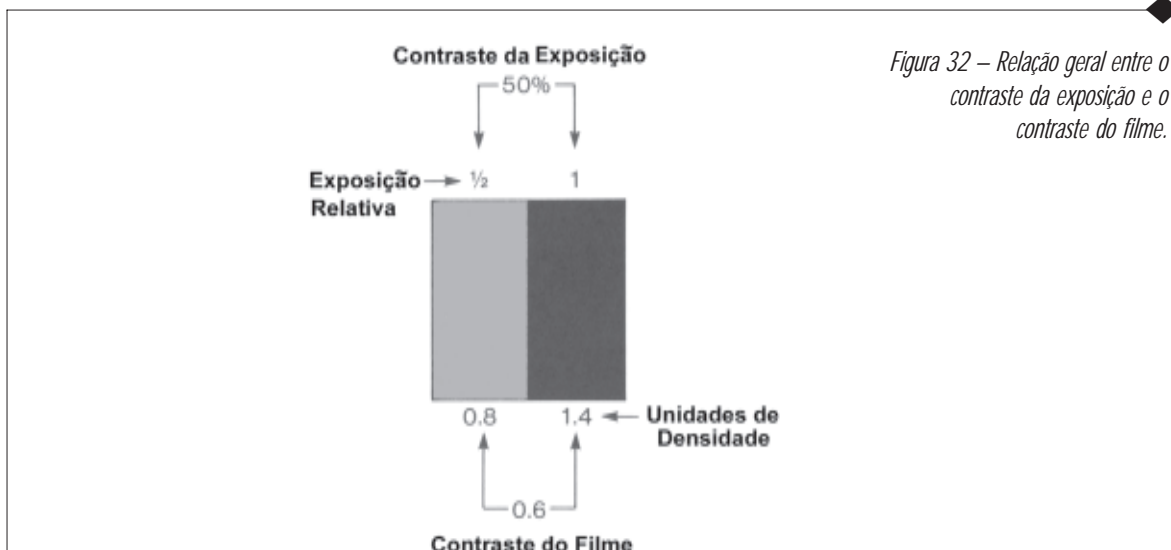


Figura 32 – Relação geral entre o contraste da exposição e o contraste do filme.

A **figura 33** mostra o caso em que as exposições utilizadas em duas áreas adjacentes diferem por um fator 2 (50%). Este tipo de imagem é obtido através do sensitômetro.

Na avaliação do contraste, geralmente, não estamos interessados nos valores de exposição reais, mas na exposição relativa entre as diferentes áreas do filme.

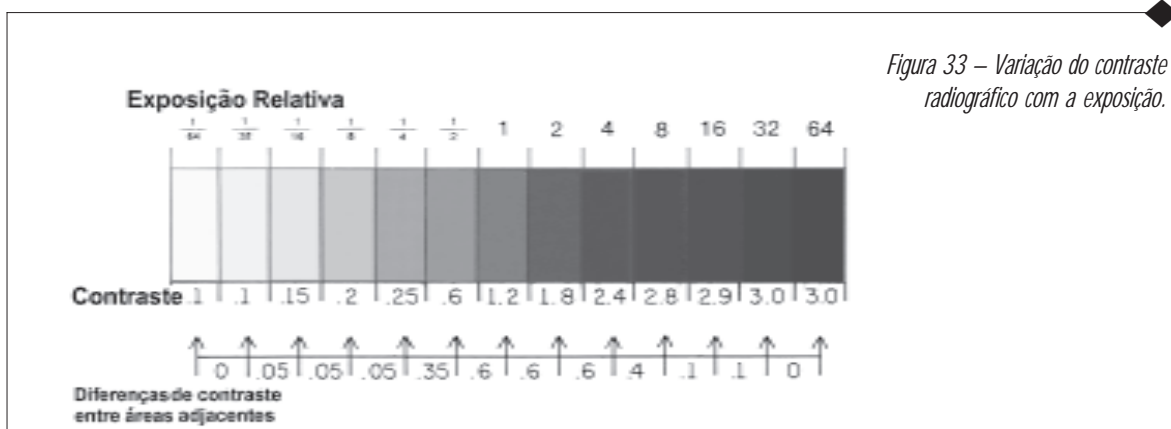


Figura 33 – Variação do contraste radiográfico com a exposição.

As exposições das diferentes áreas são fornecidas em relação à da área do **degrau central** da escala ao qual **é atribuído o valor 1**. As discussões que se seguem referem-se a esta escala de exposição relativa.

A quantidade de contraste entre dois degraus adjacentes é dada pela diferença entre suas densidades óticas. Uma característica muito importante dos filmes é a de que o **contraste entre duas áreas adjacentes não é constante** ao longo da escala: o contraste entre as duas primeiras é zero, mas cresce gradualmente com a exposição, até atingir um valor máximo, para depois decrescer de volta a zero em níveis de exposição mais altos.

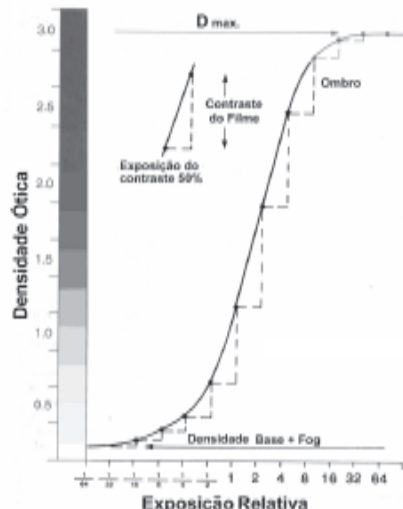
Em resumo, os filmes não produzem o mesmo contraste em todos níveis de exposição, o que deve ser considerado ao se escolher os filmes radiográficos para registros de imagens médicas.

Todos os filmes têm um intervalo de exposição no qual são capazes de produzir contraste útil. Se áreas no filme receberem exposições acima ou abaixo do intervalo de exposição útil, o contraste será baixo ou, por vezes, ausente. O contraste da imagem é reduzido quando um filme é subexposto ou superexposto.

A Curva Característica

A relação entre as densidades óticas de um filme e as exposições é freqüentemente representada pela **curva característica** (**figura 34**). Esta curva é construída a partir dos dados apresentados no exemplo da **figura 33**. O gráfico descreve o comportamento do contraste em um amplo intervalo de valores de exposição. O formato da curva depende do tipo da emulsão do filme e do seu processamento.

Figura 34 – Curva característica: relaciona densidade ótica e exposição relativa.



O contraste é representado pela inclinação da curva, ou seja, é a diferença entre densidades óticas produzidas por diferenças de exposições no filme.

A curva característica de um filme tem três regiões distintas, com diferentes características de transferência de contraste. A porção da curva associada a baixas exposições corresponde às áreas de baixa densidade ótica do filme. Quando uma imagem formada recai nessa área, pouco ou nenhum contraste aparece. É o caso das exposições mais à esquerda do gráfico da **figura 34**.

A capacidade de transferir contraste também é menor em áreas que recebem exposições relativamente altas. É o caso da porção mais alta da curva característica, ou “*ombro*”, onde a inclinação diminui com o aumento da exposição. Áreas da imagem que recebem exposições dentro desses intervalos são completamente escuras (ou densas) e com contraste muito baixo. Nestes casos, o contraste da imagem está presente, mas objetos não podem ser observados em negatoscópios comuns. No entanto, é possível que sejam visíveis em negatoscópios especiais com luzes mais intensas. O contraste do filme é dado pela diferença de densidades correspondentes aos extremos da porção da curva cujo formato se aproxima ao de uma reta inclinada.

A densidade mínima, na parte baixa, é a densidade residual, que é medida após o processamento de um filme não exposto cujo valor está entre 0,1 e 0,2 unidades de densidade ótica. Esta densidade é produzida pela densidade natural inerente da base constituída de poliéster transparente somada ao nível mínimo de densidade de **fog** da emulsão. A densidade máxima $D_{m\acute{a}x}$, no ombro da curva, é determinada pela emulsão do filme e pelo processamento.

Curva de Contraste

É mais fácil ver a relação entre o contraste e a exposição na **curva de contraste** mostrada na **figura 35**. A curva de contraste corresponde à inclinação da curva característica. Ela representa a capacidade do filme de transferir diferenças de exposição em contraste no filme em função do nível de exposição. Valores altos de contraste são produzidos somente dentro de um intervalo de exposições limitado.

O intervalo de exposição dentro do qual o contraste é produzido denomina-se latitude. Uma área do filme não exposta contém pouco ou nenhum contraste. Valores de exposição acima do intervalo de latitude também não produzirão contraste e, além disso, são áreas muito escuras.

Como as características de contraste do filme mudam com a exposição, as características de um filme específico são melhores descritas através da curva característica ou curva de contraste, como mostrado na **figura 35**.

Latitude do Filme

O intervalo de exposição no qual um filme é capaz de produzir contraste útil é conhecido como **latitude** e depende da composição da emulsão e, em menor escala, das condições de processamento. Sua importância se deve ao fato dela representar as limitações de exposição e, conseqüentemente, limitações da utilização dos filmes nos serviços de Radiodiagnóstico.

Exposições em filmes que não estejam dentro da faixa ideal recairão ou acima ou abaixo da parte reta da curva (**figura 35**).

Uma exposição em um filme fora da **latitude** pode ser causada por:

- ajuste errado da exposição no equipamento de raios X, o que pode gerar subexposição ou superexposição; ou
- estruturas anatômicas que geram um amplo intervalo de valores de exposição dentro da imagem e que pode exceder o intervalo de latitude.

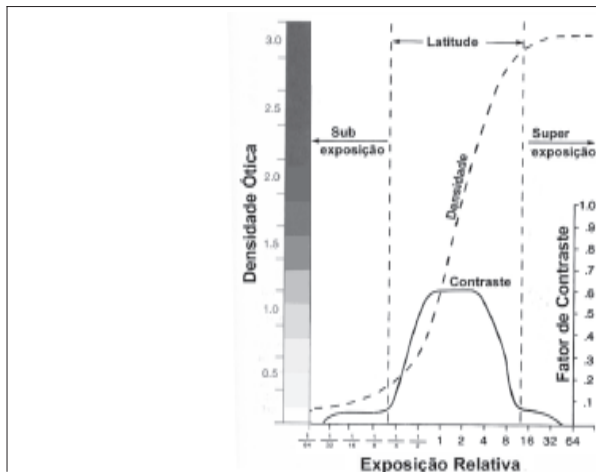


Figura 35 – Relação entre o contraste do filme (linha sólida) e a exposição relativa e a curva característica (linha tracejada).

Exposição Errada

Em todos os processos de formação de imagens, é necessário ajustar uma exposição que seja adequada à sensibilidade ou velocidade do filme, o que nem sempre é tarefa fácil.

Geralmente, erros de exposição constituem um problema mais significativo na radiografia convencional do que em outros métodos de Radiodiagnóstico.

Nem sempre é possível prever com precisão a quantidade de raios X necessária para se obter uma boa imagem em todos os procedimentos por causa de variações sutis no tamanho e na composição do corpo do paciente. Na prática, é muito comum a repetição de exames radiográficos devido a erros na avaliação dos parâmetros de exposição.

Intervalo de Variação do Contraste Virtual

Quando um feixe de raios X passa através de certas áreas do corpo, a penetração nas áreas varia consideravelmente por causa das diferenças de espessura e composição dos tecidos. Sob essas condições, é possível que a exposição que emerge do corpo do paciente (contraste virtual) esteja fora da latitude do filme. Isto provoca um nível muito alto de contraste entre áreas, como discutido anteriormente no capítulo 7.

Os detalhes localizados nas áreas em que o valor da exposição estiver fora da latitude do filme serão registrados com contraste menor (figura 36). Os objetos localizados dentro de seções muito espessas ou muito finas de um corpo são menos visíveis nas imagens, pois a exposição no filme excede a sua latitude. A radiografia de tórax é um exemplo. Nela a área da imagem correspondente ao mediastino recebe pouca exposição, enquanto a área do pulmão recebe muita exposição.

Uma forma de contornar esse problema é diminuir o intervalo do contraste virtual aumentando o kV_p ou a filtragem. Outra solução é utilizar filmes com latitudes maiores.

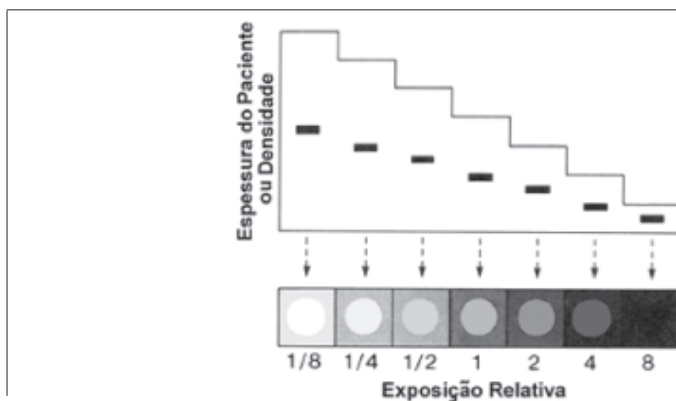


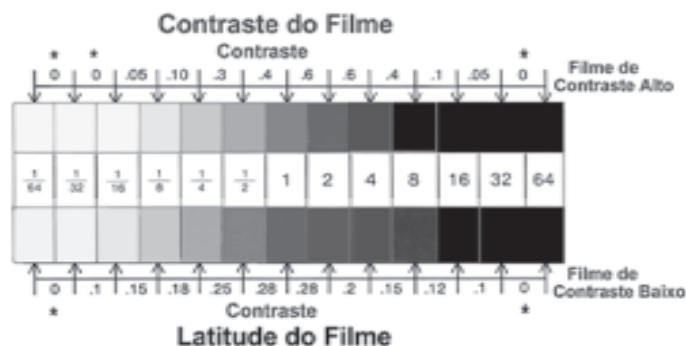
Figura 36 – Perda de contraste em seções espessas e finas de um corpo com o uso de filmes de alto contraste.

Tipos de Filmes

A caracterização total do contraste de um filme (forma da curva característica e latitude) é determinada pela composição da emulsão. Em geral, os filmes radiográficos são chamados ou de alto contraste ou de baixo contraste. Os filmes de contraste médio são denominados filmes de latitude.

As características de contraste devem ser levadas em consideração na seleção de um filme para uma aplicação médica específica. A **figura 37** compara as características de dois tipos genéricos de filme.

Figura 37 – Comparação entre filmes de alto e baixo contraste.



Os filmes de alto contraste podem gerar um contraste maior. Por exemplo, as áreas que correspondem aos valores de exposição relativa **1** e **2**, apresentam um **contraste de 0,6** que corresponde à diferença entre as respectivas densidades óticas. Entretanto, o contraste é mais limitado, pois a latitude é menor. O filme de contraste médio (filme de latitude) produz menos contraste entre as mesmas áreas de exposição relativa **1** e **2**, mas pode fazê-lo num intervalo mais amplo de exposição.

As características de contraste e de sensibilidade de um filme também são afetadas pelo processamento que depende de três fatores:

- 1- atividade química do revelador;
- 2- temperatura do revelador; e
- 3- tempo de imersão do filme no revelador.

Na maioria das aplicações médicas, é desejável que se mantenha uma atividade do revelador constante, caso contrário, a curva característica seria modificada.

Fog

O **fog** em um filme é qualquer densidade ótica presente na radiografia e que não tenha sido causada pela exposição gerada durante o exame. As principais fontes de **fog** são:

- **inerente**- devido à pequena opacidade da base do filme e também à camada de emulsão não exposta. Valores típicos de densidade variam de 0,15 a 0,20.
- **químico**- ocorre quando há um processamento excessivo. Grãos pouco expostos ou não expostos são revelados.
- **idade do filme** – um lote de filmes não deve ser estocado por muito tempo, pois o **fog** aumenta gradualmente com a idade.
- **calor**- refrigeração aumenta o tempo de vida do filme, pois o calor induz fog.
- **exposição acidental**- causada por fuga de raios X ou de luz na câmara escura.

Controle da Densidade Radiográfica

A qualidade máxima de uma radiografia ou de outras imagens médicas requer que as densidades óticas estejam dentro de um intervalo que produza contrastes adequados. Isto pode alcançado ajustando-se a exposição em função do tipo de procedimento, e do conjunto formado pelo receptor de imagem e pelo paciente. O nível de exposição pode ser selecionado ajustando-se o **kV_p**, **mA**, **tempo** de exposição ou, ainda, através do uso de um dispositivo **AEC**.

Obtém-se uma boa radiografia quando a exposição aos raios X que penetraram e deixaram o paciente coincide exatamente com a sensibilidade dos receptores de imagem.

Os erros nas exposições dos filmes são causados pela variação de qualquer dos parâmetros listados na **figura 38**. A densidade do filme é ótima quando esses fatores estão devidamente balanceados.

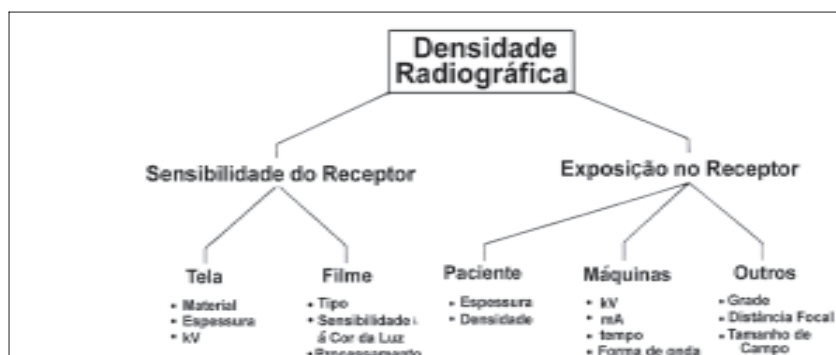


Figura 38 – Fatores que afetam a densidade ótica na radiografia.

Depois que um sistema radiográfico estiver instalado, e filmes, telas, grades, assim como o processamento adequado tiverem sido escolhidos, deve-se escolher os valores de **kV_p** e **mAs** ideais, de forma a compensar a espessura e composição do paciente.

Se o **kV_p** e o **mAs** forem selecionados manualmente, deve-se usar tabelas de referência. O tipo de tabela mais comum fornece os valores de **kV_p** e o **mAs** em função da espessura de diferentes partes do corpo. Antes, deve-se observar se ela é adequada ao equipamento e à combinação filme-tela-grade para os quais ela foi confeccionada.

Quando for necessário efetuar uma mudança em algum parâmetro para atender a um exame específico, como a distância foco-filme ou **kV_p**, ela pode ser compensada modificando-se um outro fator, mas sempre respeitando as relações entre as grandezas.

3.15 - O GERADOR DE RAIOS X

A exposição gerada pelo tubo de raios X é controlada selecionando-se o **kV_p**, o **mA** e o **tempo** de exposição. Em princípio, uma série de combinações desses três parâmetros poderia produzir a mesma densidade radiográfica. Entretanto, ao se ajustar os parâmetros de operação, outros fatores devem ser considerados, tais como a exposição no paciente, produção de calor no tubo, capacidade do gerador, contraste da imagem, definição da imagem, dentre outros.

3.15.1- O mA

A intensidade de um feixe de raios X é diretamente proporcional ao valor de **mA**. Um gerador típico permite a seleção dos valores de **mA** (25, 50, 100, 200, 500, etc.). Em geral, a seleção de um valor de **mA** está vinculada à seleção do tamanho do ponto focal. O uso de um ponto focal pequeno com o intuito de um melhor detalhamento da imagem limita o **mA** a valores menores. O **mA** não pode ser ajustado independentemente, mas sim em conjunto com o **tempo** de exposição e o **kV_p**.

Regras para a seleção do mA:

- 1- Quando o objetivo for observar detalhes na imagem, optar por um valor de **mA** baixo de forma a permitir o uso de um ponto focal pequeno (foco fino).
- 2- Quando houver perda de definição devido ao movimento do paciente, selecionar um valor de **mA** alto para reduzir o **tempo**, de forma a manter o **mAs**.
- 3- Quando se deseja aumentar o contraste reduzindo o **kV_p**, seleciona-se um valor de **mA** mais elevado.

A exposição gerada por um equipamento de raios X é diretamente proporcional ao **mA**.

Dois tipos de erros na seleção do **mA** resultam em uma exposição inadequada: erro humano e aqueles associados ao mal funcionamento do equipamento, freqüentemente, do gerador.

Quando o operador seleciona um **mA** não apropriado para ser ajustado junto com o **tempo** e o **kV** escolhidos, ocorrem desvios em relação à exposição ideal que deveria ser entregue ao receptor de imagem. Erros na exposição também acontecem se as dimensões e composição do paciente não forem avaliadas ou, ainda, quando a tabela técnica não estiver corretamente calibrada para o gerador de raios X que está sendo usado.

Erros ocorrem quando a taxa de exposição que emerge do equipamento não é proporcional ao **mA** nominal. Também, é comum o valor real do **mA** não corresponder ao **mA** indicado no seletor. Mas isto pode ser evitado através da calibração periódica do equipamento. A calibração é o procedimento técnico que consiste na medição da taxa de exposição aos raios X para todos os **mA** ajustáveis no equipamento, a fim de que, se for o caso, se proceda a um ajuste no circuito responsável pelo controle dentro do gerador.

3.15.2 - O Tempo de Exposição

A exposição produzida por um tubo de raios X é diretamente proporcional ao **tempo** selecionado. Em exames a radiográficos, os tempos de exposição são selecionados pelo operador, que ajusta um temporizador antes de iniciar o procedimento. Há também equipamentos controlados automaticamente por um dispositivo **AEC**.

O **tempo** de exposição deve ser selecionado em conjunto com o **mA** e o **kV_p**, que, juntos, determinarão a exposição que será gerada.

Regras para a seleção do tempo:

1- Para melhorar o detalhamento da imagem, seleciona-se um **tempo** mais curto, pois isso ajuda a diminuir a perda de definição devido à movimentação do paciente.

2- Quando for necessário diminuir o **mA** ou o **kV_p**, selecionam-se **tempos** de exposição maiores.

Podem acontecer erros na exposição, como resultado da seleção inadequada do **tempo** pelo operador ou devido à falha no gerador ao não reproduzir o **tempo** ajustado no seletor. Por isso, os temporizadores devem ser calibrados periodicamente.

3.15.3 - O kV_p

A exposição no filme é mais sensível a variações ao **kV_p** do que ao **tempo** ou ao **mA**.

Elevando-se o **kV_p**, a produção de raios X aumenta exponencialmente e o feixe torna-se mais penetrante. Por isso é que pequenas variações no **kV_p** alteram significativamente a quantidade de exposição envolvida.

Há, em radiografia, uma regra prática - a **regra dos 15%**. Segundo essa regra, um aumento de **15% no kV** corresponde a um aumento de **100% no mA** ou no **tempo**.

Não é uma regra precisa, mas apenas uma aproximação útil para relacionarmos os efeitos devidos às variações do **kV_p** com as do **mA** e do **tempo**.

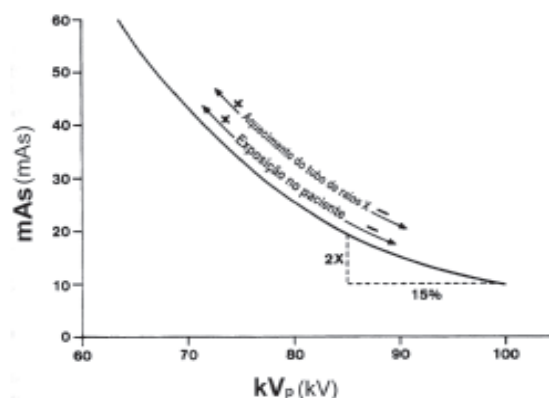
De forma mais precisa, se aumentarmos uma tensão de **85 kV** em 15%, ou seja, de **85 kV** para **98 kV**, e mantivermos o **tempo** e o **mA** selecionados anteriormente, aí sim a exposição dobra (**figura 39**).

Em outras palavras, um aumento de apenas **15%** em um **kV_p = 85 kV** provoca um aumento de exposição equivalente a manter os mesmos **85 kV** e aumentar em **100%** o valor do **mA** ou do **tempo**.

A **figura 39** mostra associações de **mAs** e **kV_p** que produzem a mesma quantidade de exposição no filme. Os valores mostrados na curva referem-se a um tipo específico de equipamento, de receptor, de espessura e de composição de paciente. Qualquer modificação em um desses componentes modificaria o formato da curva.



Figura 39 – Relação entre o **kV_p** e o **mAs** para controle da densidade no filme.



Embora os valores combinados de **kV_p** e **mAs** constantes da **figura 39** produzam uma mesma exposição no filme, o mesmo não vale para a qualidade da imagem, a exposição no paciente e também para o “esforço” exigido do tubo e do gerador na produção de raios X.

O intervalo de valores do **kV_p** para um procedimento específico é selecionado com base nas necessidades de contraste, exposição no paciente, e nas limitações no tubo de raios X. Assim, pode-se usar pequenas variações no **kV_p** para se ajustar a exposição ideal.

Podem ocorrer erros na exposição se o **kV_p** real não corresponder à indicação no seletor. Calibrações periódicas do gerador previnem este problema.

Tubos de Raios X

Os tubos de raios X não produzem a mesma exposição para um dado kV_p e mAs específicos ao longo de sua vida útil. A exposição gerada diminui com o tempo de uso.

Diferenças na exposição são freqüentemente causadas por mudanças dos filtros na saída do feixe. Portanto, não se pode trocar um tubo de raios X de um equipamento por um outro inadvertidamente, pois isso pode não acarretar a mesma exposição nos filmes que antes.

Sensibilidade do Receptor

A sensibilidade total de um receptor depende do filme e da tela intensificadora, e é expressa em valores de velocidade. A sensibilidade das telas intensificadoras muda em função do kV . O quanto muda, e se para mais ou menos, depende da composição da tela.

Um fator que altera a sensibilidade do receptor e, portanto, induz a erros, é a variação da atividade e da temperatura do revelador. A sensibilidade dos filmes varia inerentemente de um lote para outro, mas não o suficiente para causar alterações significativas. As variações na sensibilidade das telas com o kV_p é que podem trazer problemas, especialmente quando há troca entre telas de características diferentes para um mesmo filme.

Grades

Quando se troca uma grade, deve-se alterar o fator de exposição. Por exemplo, mudando as condições ao passar de um exame realizado sem grade, caso em que o fator de penetração de grade é igual a 1, para outro exame com grade em que o fator é 0,2, torna-se necessário aumentar o mAs em 5 vezes.

Paciente

Para um dado kV_p , a penetração dos raios X em uma seção do corpo depende de sua espessura e composição, o que varia muito de pessoa para pessoa em um mesmo tipo de exame.

Diferenças na espessura e composição do corpo de pacientes podem ser compensados mudando-se o kV_p ou o mAs . Uma relação aproximada para se estimar o kV_p necessário ao exame em função da espessura do corpo (X), em centímetros, é dada por:

$$kV_p = 50 + 2 X.$$

Por exemplo, com base na relação acima, concluímos que, para um corpo de **15 cm** de espessura, é necessário um kV_p de aproximadamente **80 kV**, enquanto para uma espessura de **20 cm**, é necessário um kV_p de **90 kV**.

Em relação ao mAs , também há uma regra prática: quando for necessário que a espessura do paciente seja compensada por uma alteração no mAs , para cada diferença de espessura de **5 cm** em relação ao valores da tabela de referência do equipamento aplica-se o **fator 2**, ou seja, se a tabela indica um valor de mA para pacientes com espessura de X cm, mas o paciente a ser examinado tem espessura $X+5$ cm, **multiplica-se o mA por 2**. Se a espessura agora é $X-5$ cm em relação à tabela, **divide-se o mA por 2**. Porém, isto muda com o kV_p . A compensação no mA de uma diferença de espessura quando são usados valores de kV_p mais altos requer uma variação menor no mAs .

A presença de muitas condições patológicas em uma seção do corpo examinada também pode alterar a penetração dos raios X, o que requer ajustes apropriados das condições de exposição. Pacientes musculosos geralmente requerem um aumento dos parâmetros que controlam a exposição, enquanto os pacientes mais idosos requerem uma diminuição.

Distância e Área de Campo

Um aumento da área de cobertura do feixe de raios X (tamanho de campo), produz uma maior quantidade de radiação espalhada que contribui com uma exposição extra no filme. Embora boa parte da radiação espalhada seja absorvida pela grade, muitas vezes é necessário modificar os fatores que controlam a exposição para que se tenha uma mesma densidade com diferentes tamanhos de campo.

A exposição que alcança o receptor está relacionada com a distância (d) entre o ponto focal e o receptor através da lei do inverso de quadrado da distância. Se esta distância é modificada, o novo valor de mAs necessário para obter-se a mesma densidade radiográfica pode ser obtido por:

$$mAs_{(novo)} = [d^2_{(nova)} / d^2_{(antiga)}] \times mAs_{(antigo)}$$

Uma característica desta relação é que, dobrando-se a distância, é necessário que se quadruplique o mAs para se ter a mesma exposição no filme.

Em geral, um aumento na distância receptor-ponto focal melhora a definição da imagem, diminui a exposição do paciente e a distorção. Entretanto, é necessário um aumento significativo no **mAs**.

3.16 - DEFINIÇÃO, RESOLUÇÃO, NITIDEZ E VISIBILIDADE DE DETALHES

Estruturas e objetos no corpo variam, não somente em termos de contraste físico, mas também em tamanho. Estão presentes no corpo objetos de dimensões que vão de grandes órgãos ou ossos até pequenas estruturas como os padrões trabeculares e microcalcificações.

A capacidade de mostrar detalhes anatômicos do corpo humano é uma importante característica dentre os métodos de formação de imagens médicas. Chama-se de detalhes pequenas estruturas, características e objetos associados à anatomia ou patologias.

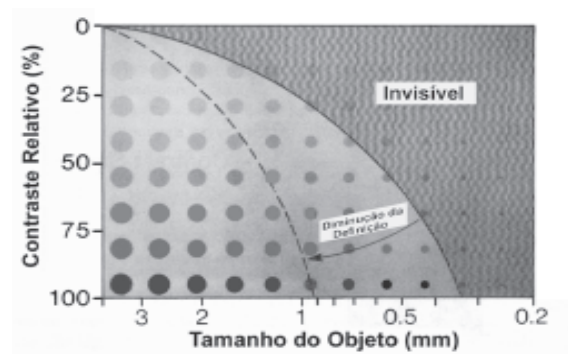
O menor detalhe possível de ser visto é determinado, em grande parte, pelo grau de definição presente na imagem. A perda de definição da imagem está presente em todos os métodos de Radiodiagnóstico. No entanto, alguns métodos produzem imagens com grau de definição ou com uma riqueza de detalhes muito maior do que outros. Todos os métodos de Radiodiagnóstico são limitados quanto à capacidade de transformar um objeto pequeno em uma imagem visível, pois todos têm fatores que contribuem para a perda de definição da imagem o que, conseqüentemente, limita a visibilidade.

As conseqüências fundamentais da deterioração da definição da imagem são as reduções do contraste e da visibilidade de detalhes ou objetos pequenos.

A **figura 40** representa objetos de diversos níveis de contraste físico e tamanhos. Nela está presente uma metáfora que será usada nas análises aqui apresentadas, que é a de uma cortina de invisibilidade que vai descendo sobre a imagem conforme a definição vai diminuindo. Neste caso, o efeito é o de ofuscar a imagem de detalhes e objetos pequenos. A perda de definição tem pouco efeito sobre a visibilidade de objetos grandes, mas reduz o contraste e a visibilidade de objetos pequenos e detalhes. Quando a perda de definição está presente (e sempre estará), uma cortina de invisibilidade cobrirá os pequenos objetos e detalhes da imagem.



Figura 40 – Efeito da perda de definição na visibilidade de detalhes da imagem.



Definição

A deterioração da definição está presente em todos os métodos de formação de imagem tais como, o sentido da visão, a fotografia e os métodos de formação de imagens médicas. Uma imagem é uma representação visual de um objeto físico específico, como o corpo do paciente. Em uma situação ideal, cada pequeno ponto do objeto deveria ser representado por um pequeno e bem definido ponto na imagem. Na verdade, a imagem de cada ponto do objeto aparece difusa ou borrada.

O grau de definição de uma imagem é expresso pelo **fator de definição**, dado em milímetros, e representa a dimensão da imagem do menor objeto, borrada, mas ainda visível na imagem final. Para a mamografia, esses valores são da ordem de **0,15mm**, e para a gama-câmera, em média, **15 mm**.

A perda de definição da imagem de um ponto pequeno pertencente a um objeto, pode se dar de várias formas (**figura 41**). Alguns componentes dos sistemas de raios X, tais como as telas intensificadoras e tubos intensificadores de imagens, geralmente produzem padrões característicos de formatos de borrões que contribuem para perda de definição da radiografia.

A maioria dos métodos que produzem imagens digitais (angiografia de subtração digital, tomografia computadorizada e ressonância magnética, etc.) produz um borrão de formato quadrado relacionado às dimensões de um **pixel** (elemento de área da imagem) ou de um **voxel** (elemento de volume). Movimentos durante o processo de formação de imagens geram perda de definição, dando aos detalhes um aspecto alongado. O ponto focal de um aparelho de raios X produz uma variedade de formas de borrões nos detalhes.

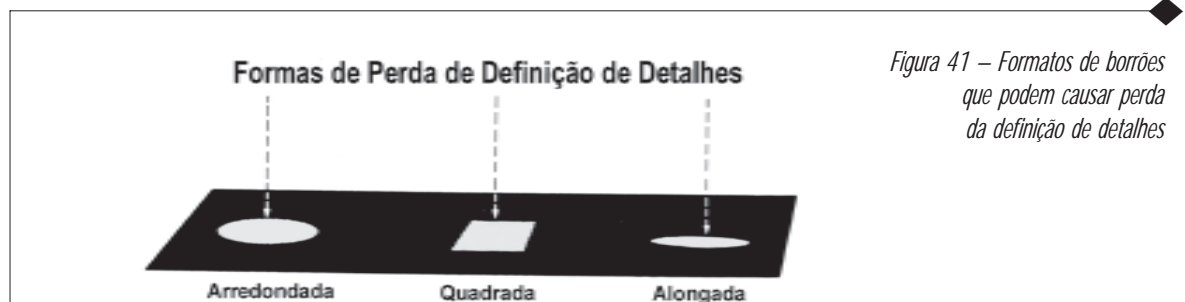


Figura 41 – Formatos de borrões que podem causar perda da definição de detalhes

Além do formato e do tamanho, a perda de definição produzida por cada fator isoladamente tem uma distribuição de intensidade específica. Esta característica está associada com a maneira como o ponto do objeto representado é espalhado ou distribuído na área do borrão na imagem. A **figura 42** mostra dois desses padrões de distribuição.

Algumas fontes de perda de definição distribuem o ponto objeto uniformemente na área borrada. Pode-se, neste caso, associar um valor preciso ao grau de definição, como mostra a **figura 42**. Entretanto, outras dessas fontes causam perda de definição de maneira não uniforme, como, por exemplo, as telas intensificadoras e os sistemas óticos não focados.

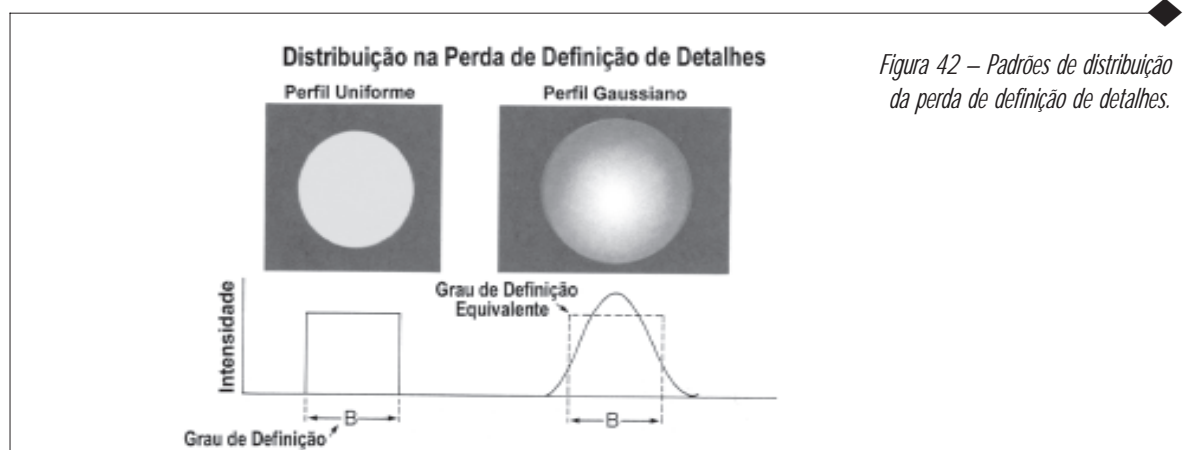


Figura 42 – Padrões de distribuição da perda de definição de detalhes.

Um padrão muito comum é aquele que tem uma alta intensidade próxima da região central com uma redução gradual ao aproximar-se das bordas. Este perfil é chamado de Gaussiano. A dimensão (diâmetro) total do padrão Gaussiano não é utilizada para expressar o **fator de definição**, pois ele o superestima neste caso.

O valor mais representativo é a dimensão de uma distribuição uniforme que produziria a mesma qualidade geral que a distribuição Gaussiana, chamado de **fator de definição equivalente**. Por exemplo, os dois padrões mostrados na **figura 42** têm o mesmo efeito na qualidade da imagem, embora a extensão total da distribuição Gaussiana seja maior em relação ao padrão uniforme.

Visibilidade de Detalhes

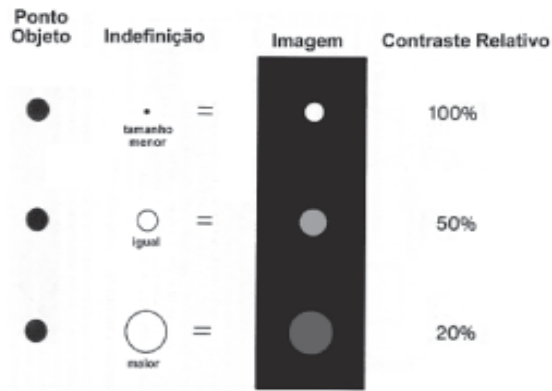
A conseqüência mais importante da perda da definição na imagem é a redução da visibilidade de detalhes. Em todas as técnicas de radiodiagnóstico, é o grau de definição que estabelece os limites de visibilidade.

O efeito imediato da perda de definição é a redução do contraste de pequenos objetos, como mostra a **figura 43**. De fato, uma diminuição do fator de definição “esparra” a imagem de pequenos objetos na área de fundo que o circunda. Como a imagem é espalhada, o contraste e a visibilidade tornam-se reduzidos.

A visibilidade de objetos específicos depende em muito da relação entre tamanho e o fator de definição da imagem. Se o fator de definição for menor que a dimensão de um objeto, a redução no contraste, em geral, não afeta a visibilidade. Quando o fator de definição for da ordem das dimensões do objeto, uma diminuição no grau de definição a afetará significativamente.

Em muitas situações, especialmente quando o objeto já tem um baixo contraste físico inerente, a visibilidade é muito afetada. **Pode-se, portanto considerar o valor do fator definição como sendo um limiar da visibilidade de detalhes.**

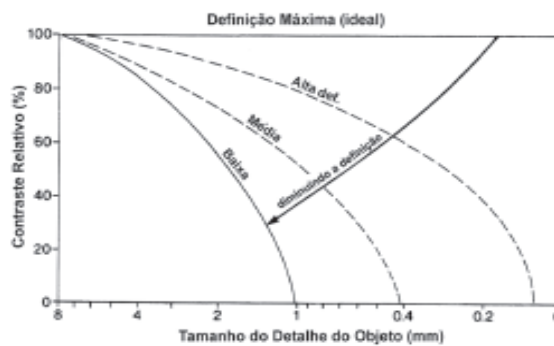
Figura 43 – Efeito da perda de definição no contraste da imagem.



Em procedimentos que utilizam raios X, pequenos objetos tendem a produzir muito menos contraste que os objetos grandes, por serem mais penetráveis aos raios X. O contraste e a visibilidade de pequenos objetos são efetivamente reduzidos pelo aumento da penetração e pela perda de definição.

Quando o grau de definição da imagem diminui, a perda de contraste aumenta para todos os objetos e o limiar de visibilidade, ou tamanho do menor objeto possível de ser visto, move-se para a esquerda, como mostra a **figura 44**.

Figura 44 – Efeito da perda de definição no contraste de objetos de diferentes tamanhos.



Nitidez

Uma imagem nítida é aquela que mostra muitos detalhes e, além disso, apresenta contornos diferenciados (arestas nítidas). A diminuição da definição acarreta também uma diminuição da nitidez. Os termos **imagem nítida** ou **imagem definida** referem-se às mesmas características gerais da imagem. Mais precisamente, a nitidez da imagem é apenas um dos diversos efeitos visuais que determinam o grau de definição total de uma imagem.

O grau de nitidez pode ser percebido nas delimitações e contornos das imagens de objetos da radiografia. Nos primórdios da Radiologia, o termo “penumbra” era erroneamente utilizado em relação à nitidez. A **penumbra** é causada por efeitos não relacionados a esse contexto, mas à ótica e astronomia.

Resolução

A resolução descreve a habilidade de um sistema de imagens em distinguir ou separar objetos muito próximos uns dos outros. A capacidade de resolução de um sistema em particular é determinada pela definição. Conforme a definição da imagem vai diminuindo, as imagens de objetos individuais começam a se juntar, a ponto de não ser mais possível distinguir a separação entre pequenos detalhes.

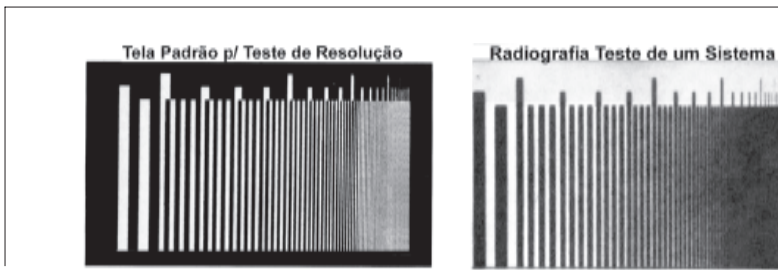


Figura 45 – Objeto de teste padrão usado para a avaliação da resolução.

A **resolução** de um sistema de imagens é relativamente fácil de se medir e é freqüentemente utilizada para se avaliar a definição da imagem. A **figura 45** mostra um tipo de objeto de teste utilizado para quantificar a resolução, constituído por várias tiras paralelas de absorvedor de raios X e separadas umas das outras por uma distância igual à largura da tira anterior. As larguras das tiras e dos espaços diminuem gradualmente.

Um sistema de formação de imagens é avaliado radiografando-se esse objeto de teste, e observando-se, no filme revelado, a freqüência espacial mais alta, ou seja, o menor espaço ainda visível entre as linhas. Assim, a resolução é representada em termos de pares de linhas por unidade de distância, **lp/mm** (**lp-line pairs**). Um par de linhas consiste em uma tira mais um espaço de separação adjacente de largura igual à da tira.

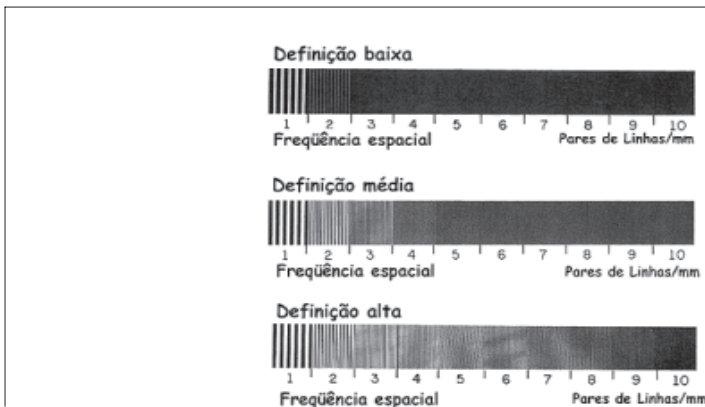


Figura 46 – Comparação da resolução de 3 sistemas radiográficos.

A **figura 46** mostra que, quando a definição da imagem obtida através de um sistema radiográfico é boa, consegue-se perceber uma grande quantidade de pares de linhas.

Os níveis de definição e resolução encontrados em vários métodos de formação de imagens são comparados na **figura 47**, que mostra, em parte, porque alguns métodos são muito melhores que outros para se observar detalhes anatômicos.

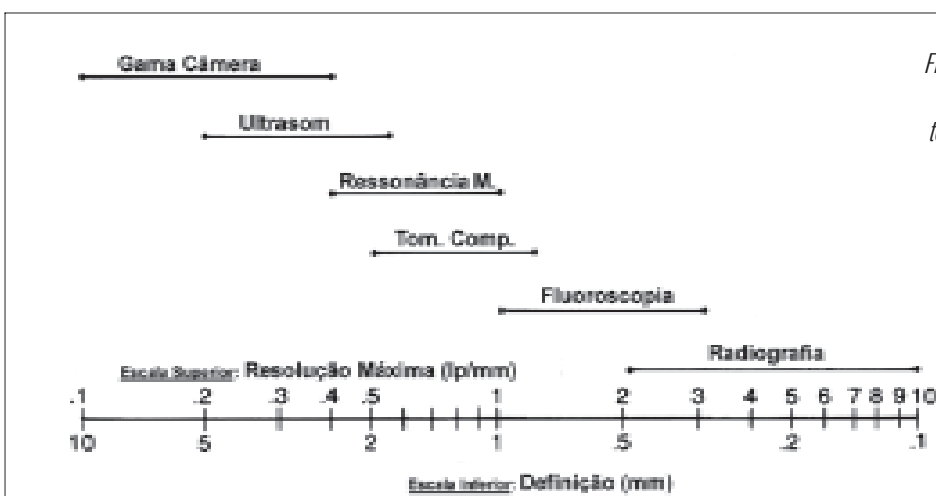


Figura 47 – Comparação das definições e resoluções de técnicas de Radiodiagnóstico.

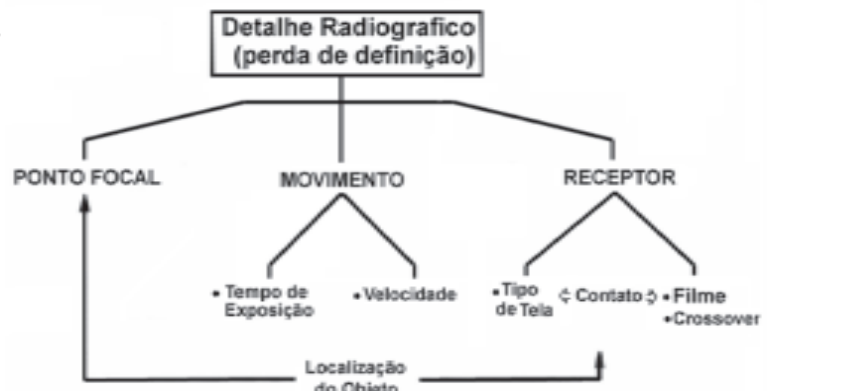
Detalhe Radiográfico

Dentre todos os métodos de formação de imagens médicas, aquele que tem a capacidade de produzir imagens mais detalhadas é a **radiografia convencional**, apesar de ser o método mais antigo.

Os fatores que diminuem a definição da imagem e que, por conseguinte, levam à perda da visibilidade de detalhes são: o ponto focal, o movimento do paciente no momento da exposição e o receptor de imagens (**figura 48**).

O principal componente na deterioração da definição devida ao receptor de imagens é o espalhamento da luz na tela intensificadora. Outro fator que também contribui, mas em menor escala, é o *crossover*, que é passagem de luz de um lado para outro em filmes de dupla emulsão. Um contato deficiente entre a tela e o filme também piora a definição.

Figura 48 – Fatores que deterioram a definição em uma radiografia.



Os valores associados à definição na radiografia convencional (não-digital), geralmente estão contidos no intervalo de **0,15 a 1 mm**. Isto significa que o menor objeto visível em uma radiografia é, também, da ordem de **0,15 a 1 mm**. O nível de definição, em uma radiografia, é influenciado por uma série de fatores, incluindo o ponto focal, tipo de tela intensificadora, localização do objeto radiografado e, se houver risco de movimentação, o tempo de exposição.

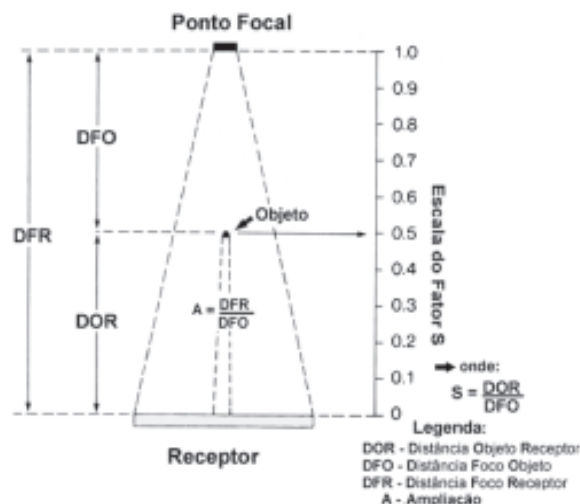
Algumas vezes, o objetivo em Radiologia não precisa ser o de produzir uma radiografia com o mais alto nível de detalhamento possível, e sim o de produzir uma imagem que forneça ao médico radiologista as informações necessárias e suficientes para a elaboração de um laudo diagnóstico preciso. O processo de obtenção da radiografia deve estar sempre comprometido e ser otimizado em relação às limitações de aquecimento do tubo de raios X e, em especial, à exposição do paciente.

Perda de definição na Ampliação

A formação da imagem e sua qualidade dependem das relações entre as distâncias, e não dos valores absolutos do:

- foco-objeto (**DFO**);
- objeto-receptor (**DOR**); e
- foco-receptor (**DFR**), que é a soma das duas anteriores (**figura 49**).

Figura 49 – Relações entre as distâncias na formação da imagem radiográfica.



Na formação de uma imagem por raios X, sempre que o objeto estiver afastado do receptor, sua imagem será maior que o seu tamanho original. Isto se deve à natureza do feixe de raios X que diverge a partir do ponto focal. A ampliação (**A**) no tamanho do objeto na imagem é igual à razão entre **DFR** (distância foco-receptor) e **DFO** (distância foco-objeto), ou:

$$A = DFR / DFO$$

Na expressão acima, conforme a distância foco-receptor cresce, por exemplo, através do afastamento do tubo de raios X do paciente, a ampliação também cresce.

Outra relação importante é a razão:

$$S = DOR / DFR$$

Esta quantidade é usada para especificar a distância entre o objeto e o receptor (**DOR**) em relação à distância total foco-receptor (**DFR**). Um valor de **S=0,2**, por exemplo, significa que a distância objeto-receptor (**DOR**) corresponde a **20%** da distância foco receptor (**DFR**). A distância objeto-receptor (**DOR**), é um importante componente na perda de definição, ou de quão borrada a imagem aparece. A técnica de *air gap*, que consiste no aumento exatamente da distância objeto-receptor, apresenta esta desvantagem.

Quando um valor numérico é associado à definição, é necessário informar onde este fator foi avaliado dentro do sistema. Os valores de definição geralmente são especificados, ou no plano de entrada no receptor, ou no plano onde está localizado o objeto radiografado. Se a definição tiver um valor de **0,3 mm** no plano do objeto e a ampliação for de **1,2**, a definição no local da imagem do objeto no receptor será **0,3 x 1,2 = 0,36 mm**. A **figura 50** ilustra esta perda de definição.

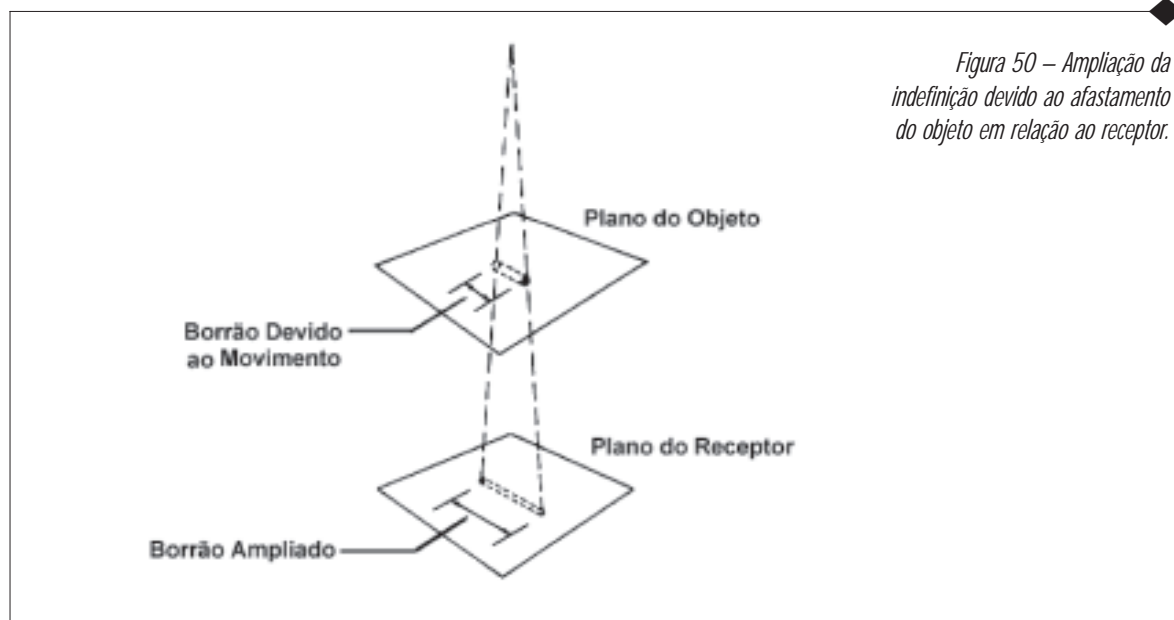


Figura 50 – Ampliação da indefinição devido ao afastamento do objeto em relação ao receptor.

O componente devido à movimentação do objeto na perda de definição deve ser sempre evitado, orientando-se o paciente a permanecer imóvel.

Os chamados pontos focais, na verdade, têm dimensões e por isso também contribuem para a perda de definição. Quanto maior o ponto focal, menor será a definição.

Quando a riqueza de detalhes, em uma imagem radiográfica, é importante, deve-se utilizar um foco pequeno.

Telas Intensificadoras e a Definição da Imagem

Os valores típicos de definição das telas intensificadoras são da ordem de **0,15 a 0,7 mm**, dependendo da espessura. Os valores aproximados da definição para os tipos de telas intensificadoras mais comuns são:

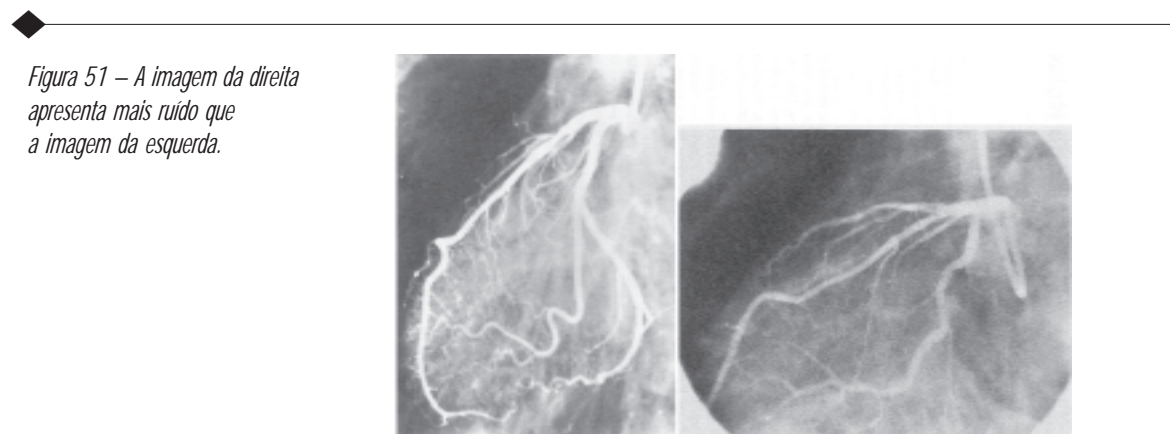
- telas de mamografia, **0,15 - 0,20 mm**;
- telas alta visibilidade de detalhes, **0,2 - 0,35 mm**;
- telas de velocidade média (sensíveis), **0,5 - 0,6 mm**;
- telas de velocidade alta (muito sensíveis), **0,6 - 0,7 mm**.

3.17 - RUÍDO

Outra característica presente em todas as imagens médicas é o ruído. O ruído dá à imagem uma aparência granulada ou nevada. A quantidade de ruído na imagem varia com a técnica de Radiodiagnóstico.

Em geral, é desejável que a densidade ótica do filme, ou brilho da imagem, seja uniforme, exceto nos locais onde um objeto está representado, já que necessitamos de contraste para observá-lo.

Existem fatores que tendem a produzir variações na densidade do filme mesmo quando não há imagem de objetos presente. Esta variação é geralmente aleatória e não segue um padrão específico. Muitas vezes **o ruído reduz a qualidade da imagem e o efeito é especialmente significativo quando estão sendo radiografados objetos pequenos ou de baixo contraste**. Esta variação na densidade do filme ou no brilho da imagem é denominada “ruído” (figura 51).

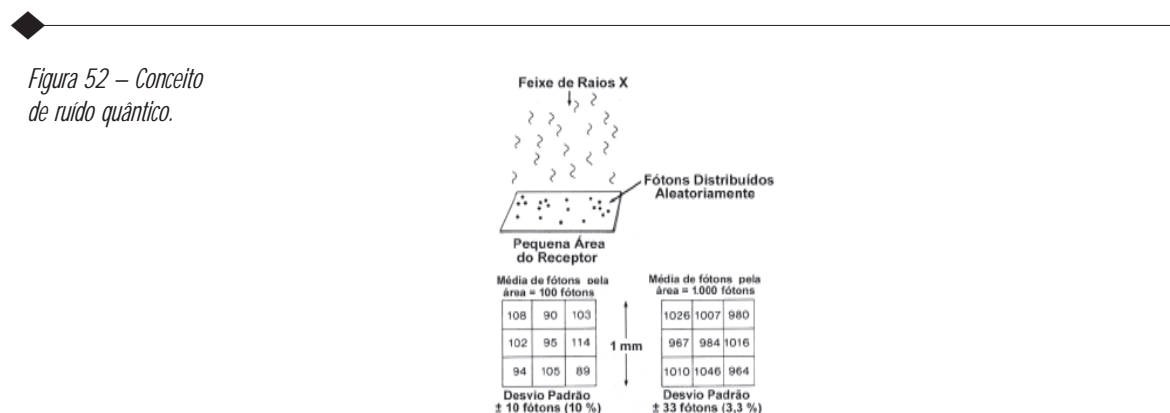


Imagens, em Medicina Nuclear, geralmente apresentam um maior nível de ruído. O ruído também está presente na ressonância magnética, tomografia computadorizada e ultra-som. Comparada a esses métodos, **a radiografia convencional é a que gera imagens com os menores níveis de ruído**. Imagens fluoroscópicas têm níveis de ruído mais altos que a radiografia. Apenas a fotografia produz imagens praticamente livres de ruído, mas, nas fotos com baixa iluminação, ele pode estar presente.

Em princípio, quando se reduz o ruído da imagem, os objetos de dentro do corpo que têm baixo contraste tornam-se visíveis. Mas, se o ruído da imagem pode ser ajustado, então **por que não se reduz o ruído ao menor valor possível, de modo a se obter a melhor visibilidade?** Isto não é possível porque há comprometimento de outros aspectos envolvidos. Na radiografia convencional, a redução do ruído implica um aumento da exposição do paciente. Na ressonância magnética o compromisso é com o tempo gasto no exame. Também há comprometimento entre o nível de ruído, contraste e definição.

O usuário de cada técnica de Radiodiagnóstico é quem deve determinar o nível de ruído aceitável para um procedimento específico e selecionar os ajustes de forma a se obter valores mínimos de exposição no paciente, de tempo de obtenção da imagem ou outro fator, dentre outros.

Um dos componentes do ruído é o **ruído quântico**. Ele está relacionado com o fato de que algumas áreas da radiografia, por exemplo, podem receber mais fótons que outras, já que os raios X são distribuídos aleatoriamente (figura 52). A esta distribuição irregular de fótons é que se dá o nome de **ruído quântico**. A quantidade de ruído é determinada pela variação da concentração de fótons na superfície do receptor avaliada ponto a ponto.



A **figura 52** mostra dois quadrados de **1 mm** de lado divididos em nove setores. Cada setor do primeiro quadrado é atingido, em média, por **100 fótons** e, os do segundo, por **1000 fótons**. Uma estimativa da variação estatística do número de fótons incidentes, calculando-se o desvio padrão, aponta para o percentual de **10%** para o primeiro quadrado, e **3,3%** para o segundo. No segundo quadrado, verifica-se um ruído menor, ou seja, uma menor variação da incidência de raios X em cada setor, isto é, a ocorrência de diferenças fortuitas nos tons de cinza entre os setores será menor.

O ruído quântico pode, portanto, ser minimizado aumentando-se o número de fótons envolvidos na formação da imagem, mas com a desvantagem do paciente ser submetido a níveis de exposição maiores. Em muitas situações, se a exposição do paciente for excessivamente reduzida, ocorre um aumento do ruído quântico e, como consequência, uma redução na visibilidade de detalhes na imagem.

A **figura 53** mostra o efeito de um aumento no ruído. A cortina de invisibilidade desce, impedindo que sejam visíveis objetos de baixo contraste que, por natureza, já estão no limiar de detecção.

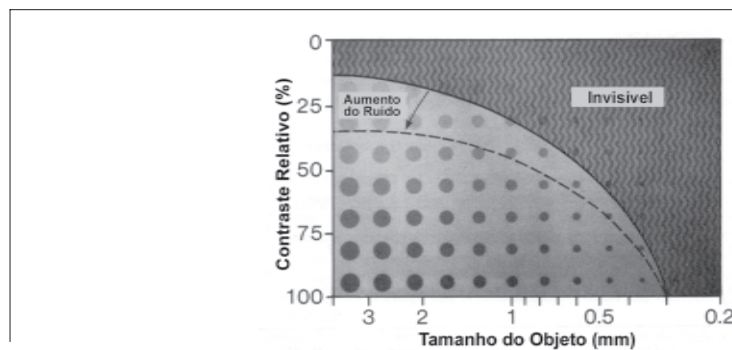


Figura 53 – Efeito do ruído na visibilidade de objetos.

3.18 - CONDIÇÕES DE VISIBILIDADE DA IMAGEM

Enxergar um objeto ou uma característica específica depende das condições sob as quais se observa uma imagem. Por exemplo, a luz de velas cria um clima romântico, mas dificulta a leitura do cardápio. Faróis de carros cruzando nas estradas reduzem a nossa capacidade de visão. Ver televisão de muito perto, assim como ler muito próximo à página, também causa desconforto. Também, é mais fácil localizar um pequeno objeto que está sobre uma superfície uniforme do que sobre um tapete ou superfície irregular. Esses são exemplos de alguns dos fatores que determinam a visibilidade de detalhes.

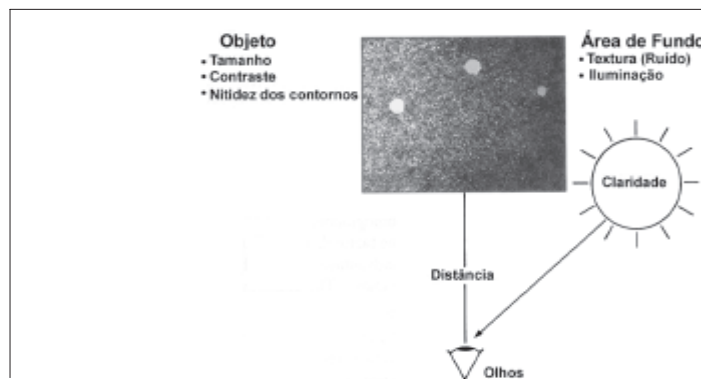


Figura 54 – Fatores que afetam as condições de visibilidade.

Na **figura 54**, há objetos circulares inseridos em uma área de fundo irregular. A capacidade de um observador detectá-los depende da combinação de fatores tais como contraste e tamanho do objeto, área de fundo, brilho (ou luminância), textura, clareza produzida por outras fontes de luz dentro do campo de visão, distância entre a imagem e o observador e tempo disponível para procurar o objeto.

O Brilho da Área de Fundo

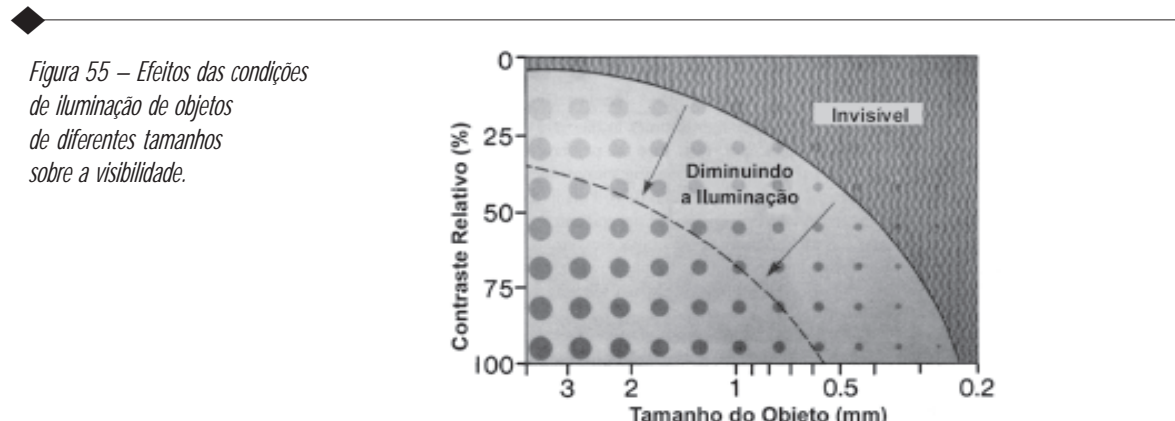
O olho humano é capaz de perceber detalhes com diversos níveis de intensidades luminosas, mas não em todos. A capacidade de detectar objetos geralmente aumenta com o aumento do brilho de fundo, como a iluminação de um negatoscópio, no caso da radiografia. Sob baixa iluminação, torna-se difícil observar os objetos de baixo contraste (**figura 55**).

Os **negatoscópios** têm forte influência na visibilidade de características em uma imagem. Eles devem ter uma luminância para radiografias convencionais de, no mínimo, **1500 nit** (**nit** é uma unidade da luminância). Para mamografia, recomenda-se uma iluminação mais intensa de, no mínimo, **3500 nit**.

Tamanho do Objeto

A relação entre o nível de contraste necessário para detectar um objeto e o brilho de fundo da imagem é influenciada pelo tamanho do objeto. Para que objetos pequenos sejam detectados, é necessário ou um nível de contraste maior, ou um brilho de fundo maior.

A capacidade de detecção de um objeto está intimamente relacionada à abertura ou ângulo do campo de visão. Este ângulo é a razão entre o diâmetro do objeto e a distância da imagem ao observador.



Distância observador-objeto

A relação entre visibilidade e distância de observação é afetada por diversos fatores. Quando a distância entre o observador e o objeto é pequena, o ângulo ou campo de visão é maior e o objeto nos parece grande e com mais detalhes. Entretanto, os olhos não focam igualmente bem em qualquer distância, pois a sensibilidade máxima ao contraste ocorre em faixa relativamente estreita.

A relação ideal entre a visibilidade de detalhes e a distância de observação de um objeto geralmente se dá à distância de, aproximadamente, 60 cm para um olho normal, podendo variar de pessoa para pessoa em virtude de características particulares como a presença de miopia, astigmatismo, hipermetropia, presbiopia, etc.

Claridade

A claridade dentro do campo de visão do observador, produzida por fontes de luz ou refletida por superfície branca no momento da avaliação da radiografia ou outra imagem médica, acarreta efeitos indesejáveis. Um deles é a redução da percepção de contraste de objetos na imagem.

Quando a luz advinda de uma fonte luminosa entra nos olhos, parte dela é espalhada internamente, reduzindo a sensibilidade do observador ao contraste. O quanto ela é reduzida depende da intensidade da claridade, do tamanho da fonte luminosa e da proximidade do objeto sob observação.

A claridade é um problema significativo quando alguma área do negatoscópio não coberta pela radiografia em análise está descoberta. Algumas vezes é possível aumentar surpreendentemente a visibilidade de detalhes radiográficos simplesmente cobrindo as áreas descobertas ao se observar radiografias menores que a área total do negatoscópio, como no caso da mamografia.

Recomenda-se utilizar molduras opacas de coloração escura à luz em torno das radiografias. As condições de observação podem também ser melhoradas evitando-se paredes ou fórmicas de cores claras em posições próximas ao campo de visão do observador.

Textura do Fundo

A estrutura ou textura da área de fundo onde o objeto está inserido tem um efeito significativo na sua visibilidade que é máxima quando o objeto está sobre uma área de fundo uniforme. A visibilidade de objetos de baixo contraste, quando aparece sobre uma imagem de fundo texturizada ou irregular, é pequena. Por exemplo, como estruturas anatômicas envoltas por diversos tecidos ou, também, devido ao efeito do ruído.

3.19 - CONTROLE DA QUALIDADE E A PORTARIA 453/98 DA ANVISA/MS

Em todos os equipamentos de raios X, o operador pode controlar a quantidade ou a capacidade de penetração da radiação através dos controles de **kV**, **mA** e **tempo de exposição**.

Caso os equipamentos não estejam devidamente calibrados ou funcionando adequadamente, além de poderem irradiar desnecessariamente o paciente, freqüentemente geram imagens ruins, o que obriga a repetição do exame devido à falta de qualidade, aumentando os custos operacionais. As doses extras nos paciente devidas às repetições de exames por falta de qualidade são, algumas vezes, mais significativas.

É necessário, portanto, observar as normas federais e estaduais no momento da instalação do equipamento, assim como calibrações periódicas através de inspeções de checagem rotineiras que devem ser realizadas por físicos devidamente capacitados, como obriga a portaria 453/98 da Anvisa. Esta portaria do Ministério da Saúde regula a área de Radiodiagnóstico e estabelece os parâmetros de funcionamento adequado dos equipamentos de aquisição de imagens médicas.

3.20 - DESEMPENHO DO OBSERVADOR

Em muitas situações, a presença de um objeto ou evidência específica em uma imagem não tem interpretação óbvia e requer perícia de um observador devidamente treinado. O critério usado para estabelecer a presença de uma evidência específica na imagem varia entre observadores. É comum observadores adotarem critérios diferentes, freqüentemente influenciados pelo significado clínico de uma observação específica.

Suponhamos que temos um número relativamente grande de casos para serem examinados por meio da radiografia, e que uma condição patológica específica esteja presente em alguns exames e ausente em outros. A situação ideal seria se uma condição patológica fosse diagnosticada como positiva quando presente, e negativa quando ausente. Na prática, não é isso que acontece. O objetivo da Física Médica é minimizar os diagnósticos de falsos-positivos ou negativos devido a desvios de funcionamento do sistema de formação de imagens médicas. Já a perícia do médico radiologista em diagnosticar necessita de treinamento e exercício no âmbito da própria Radiologia.

A Física Médica tem enorme importância para a Radiologia, pois ela supre o médico com informações e parâmetros para que sejam capazes de identificar quando os componentes de um equipamento de Radiodiagnóstico (gerador, tubo de raios X, filtros, telas intensificadoras, filmes, ajustes, parâmetros geométricos, etc.) estão afetando a qualidade imagem médica. Espera-se que esses conhecimentos contribuam para uma prática mais segura e eficiente da Radiologia.

BIBLIOGRAFIA

- 1- Knoll, Glenn F. – “Radiation Detection and Measurement”- Wiley Ed. 2ª edição (1989)
- 2- Tauhata, Luiz; Salati, Ivan P.A., Prinzi, Renato Di; Prinzi, Antonieta R.Di Apostila “Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos” – Pub. Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão de Energia Nuclear (1999).
- 3- Sprawls Jr, Perry – “Physical Principles of Medical Imaging” – Aspen Ed. 2ª edição (1995)
- 4- Eisemberg, Ronald L. – “Radiology, An Illustrated History - Mosby Year Book Ed - 1ª edição (1992)
- 5- Portaria 453/1998 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde- “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico”

ANEXO: ROTEIRO PARA FIXAÇÃO DE CONTEÚDO

Capítulo 1 - Princípios de Física das Radiações:

- 1 - Cite as principais fontes de radiações naturais e artificiais.
- 3 - Dê os percentuais de doses na população referentes às irradiação naturais e médicas.
- 2 - Quais as partículas associadas às radiações nucleares e suas características?
- 3 - Comente o poder de penetração desses principais tipos de radiação e as blindagens necessárias.
- 4 - Explique o que acontece com o número atômico (Z) de um elemento radioativo quando ele emite uma radiação: a-alfa; b-beta; c-beta menos; e d-gama.
- 5 - Faça um esboço de um tubo de raios X e explique como eles são gerados.
- 6 - Como se originam os **raios X característicos** e os de **frenagem (bremsstrahlung)**. Qual dos dois é mais abundante em um feixe?
- 7 - Como é definida a **Atividade** de uma fonte radioativa? Dê suas unidades e a relação entre elas.
- 8 - Suponha que um médico especialista em Medicina Nuclear receba uma quantidade de cerca de 40 MBq do radionuclídeo **tecnécio 99m** cuja meia-vida é de 6 horas. Estime sua atividade após 24 horas.
- 9 - O que são isótopos? E radioisótopos?
- 10 - Explique o conceito de **meia-vida** para fontes de radiação e sua relação com equipamentos geradores de raios X.
- 11 - Refere-se a um feixe de raios X como tendo energia de $kV_p = 100 \text{ kV}$. Qual o significado em relação à energia dos fótons? Qual é, aproximadamente, o valor médio da energia do feixe?
- 12 - Explique o que é excitação atômica, os fenômenos **fosforescência** e **fluorescência**.
- 13 - Como se dá a ionização? Explique os processos através dos quais ela é produzida e como eles estão presentes no Radiodiagnóstico.
- 14 - Explique as diferenças entre kV_p , **keV** e **kV**. Cite exemplos de quando são usados.
- 15 - Como um filme de raios X é impressionado no momento do exame?
- 16 - Por que se deve utilizar as **grades** em radiodiagnóstico e que benefícios trazem?
- 17 - Como funcionam as **telas intensificadoras (écran)** e quais as vantagens do seu uso?
- 18 - Faça um esboço mostrando a passagem de um feixe de raios X através da tela, grade, maca, do paciente e do filme.
- 19 - Explique os conceitos de camadas semi-redutoras (**CSR**) e deci-redutoras (**CDR**).
- 20 - Faça os exercícios de cálculos de blindagem no final do capítulo 1.

Capítulo 2 - Radioproteção:

- 1 - Explique os princípios da proteção radiológica: de justificação, de otimização e da limitação de dose.
- 2 - Quais são os meios utilizados para se proteger das radiações ionizantes?
- 3 - Explique as diferenças entre **dose absorvida**, **dose equivalente** e **de dose efetiva**, comentando suas respectivas unidades, novas e antigas.
- 4 - Para que serve W_r , o fator de ponderação das radiações?
- 5 - Para que serve W_T , o fator de ponderação dos tecidos?
- 6 - Cite quais os 5 órgãos do corpo humano mais sensíveis às radiações.
- 7 - Qual a diferença entre **contaminação radioativa** e **exposição à radiação**?
- 8 - Qual o limite anual de dose de corpo inteiro que o médico (ou trabalhador envolvido com radiação) pode receber segundo a legislação?
- 9 - O que são os **efeitos determinísticos** da radiação ionizante? Cite alguns desses efeitos e os limites criados para preveni-los.
- 10 - Defina os **efeitos estocásticos** da radiação ionizante e dê exemplos. Qual o limite criado para diminuir a sua incidência em uma população?

- 11 - Comente sobre o tempo de aparecimento dos efeitos determinísticos e estocásticos, assim como a relação entre severidade e a dose.
- 12 - Descreva o que acontece quando ocorrem em humanos os efeitos físicos, químicos, biológicos e orgânicos.
- 13 - Que conseqüências pode trazer a ionização causada pela irradiação das substâncias presentes no interior das células ?
- 14 - Como as radiações ionizantes podem alterar os genes?
- 15 - Cite os três possíveis tipos de aberrações genéticas encontradas em células irradiadas.
- 16 - Quais os possíveis efeitos biológicos decorrentes das mutações genéticas?
- 17 - Explique o mecanismo pelo qual se dá o surgimento do câncer radioinduzido.
- 18 - De quais fatores depende a reação dentre pessoas irradiadas?
- 19 - Cite os efeitos da irradiação aguda.
- 20 - Ordene, em ordem crescente, as técnicas de radiodiagnóstico quanto à quantidade de exposição que o paciente recebe: radiografia convencional (tórax-PA), mamografia, fluoroscopia (1 min), tomografia computadorizada e ultra-som.
- 21 - Comente a proteção radiológica da mulher em idade fértil, da grávida e do feto.
- 22 - Cite os principais equipamentos de proteção e de monitoramento individual disponíveis para o médico. E em qual dos exames de Radiodiagnóstico os médicos ficam mais expostos?
- 23 - Que assuntos regulam a portaria 453/98 da Anvisa/Ministério da Saúde?

Capítulo 3 - Formação da Imagens em Radiologia

- 1 - Faça um esboço mostrando os principais componentes de um tubo de raios X e suas funções.
- 2 - Explique por que é obrigatório o uso de filtros na saída dos feixes de raios X.
- 3 - Qual a função do gerador em um equipamento de raios X e quais as grandezas radiológicas controladas por ele?
- 4 - Qual a diferença entre as definições de **mA** e **mAs**?
- 5 - Todos os procedimentos abaixo foram realizados com $kV_p=80$ kV. Calcule os **mAs** e indique em qual deles é gerada uma quantidade maior de raios X.

Procedimento	Corrente (mA)	tempo de exposição(s)	mAs
A	100	0,50	
B	400	0,15	
C	150	0,20	

Dentre os procedimentos, em qual deles é gerada uma quantidade de raios X maior?

- 6 - Como é definida a densidade ótica? Como ela é medida e qual a relação entre seus valores e a quantidade de luz que atravessa o filme?
- 7 - O que é contraste? Quais os tipos de contrastes envolvidos na formação das imagens?
- 8 - Que fatores influenciam na formação do contraste?
- 9 - Como é definida a latitude de um filme radiográfico? O que significa dizer que um filme tem uma latitude maior que a de outro filme?
- 10 - Como é gerada a radiação espalhada, e qual sua influência na qualidade da imagem?
- 11 - Cite pelo menos três formas de se reduzir a radiação espalhada.
- 12 - Explique a estrutura de uma grade utilizada em radiodiagnóstico e como ela funciona. O que é fator de grade?
- 13 - Desenhe um esboço de um receptor de imagens típico utilizado em radiografia convencional e descreva a função das telas intensificadoras.
- 14 - Qual a relação entre a sensibilidade e a velocidade de um filme?
- 15 - Qual a composição de um filme radiográfico convencional? Quais as diferenças entre filmes radiográficos convencionais e filmes de mamografias?

- 16 - Como se forma a imagem latente no filme e qual o seu aspecto?
- 17 - Qual o percentual de luz que atravessa uma área da radiografia em que a densidade ótica tem valor 2? Qual o intervalo típico de variação da densidade ótica?
- 18 - Faça um esboço de uma processadora automática, mostrando os compartimentos por onde o filme passa, citando as etapas do processamento.
- 19 - Descreva como é realizado o processo de **revelação** de um filme radiográfico em uma processadora automática.
- 20 - Descreva como ocorre o restante do processamento após a revelação do filme.
- 20 - Qual o efeito do processamento excessivo, e também do insuficiente sobre a qualidade de uma radiografia?
- 21 - O que é **fog** em radiografia convencional? Quais suas causas mais comuns e como minimizá-lo?
- 22 - Qual o efeito de um aumento no **mAs** em um feixe de raios X?
- 23 - Quais os efeitos de um aumento do **kV_p** em um feixe de raios X?
- 24 - Em relação aos exames radiográficos, cite e comente as regras gerais que devem nortear a escolha do:
- mA**;
 - kV_p**; e
 - tempo de exposição.
- 25 - Qual a influência do tamanho do ponto focal na qualidade da imagem?
- 26 - O que é **definição da imagem**? Aponte os fatores que podem influenciá-la?
- 27 - Como é definida a **resolução** de uma imagem? Como se testa o grau de resolução de um sistema radiográfico?
- 28 - Defina **nitidez** da imagem.
- 29 - Como se pode perceber o **ruído** em uma imagem radiográfica? Qual a sua origem?
- 30 - Que conjunto de atitudes se deve tomar para obter uma imagem rica em detalhes?
- 31 - Explique o que é o dispositivo **AEC** em radiodiagnóstico.
- 32 - Qual a diferença entre a radiografia convencional e a digital? Em qual delas é possível, em geral, se detectar o menor detalhe?
- 33 - Além de garantia da uniformidade da intensidade da luz sobre a área do negatoscópio, que outras medidas podem-se tomadas para melhorar as condições de observação de uma radiografia?
- 34 - O que são artefatos? Cite as principais fontes de aparecimento de artefatos em uma radiografia.
- 35 - Diga o que acontece com a exposição no paciente, em procedimentos de radiografia convencional, em cada caso:
- quando se mantém o **mA** e o **kV_p**, mas se dobra o tempo de exposição em relação à situação anterior.
 - quando se mantém o **tempo** e o **kV_p**, mas se dobra o **mA**.
 - quando se mantém o **tempo** e o **mA**, mas se aumenta um **kV_p = 85kV** em **15%**.
- 36 - Considere um caso em que há perdas de detalhes na radiografia devido ao surgimento de um contraste muito alto entre as áreas onde eles aparecem, por exemplo, entre pulmão e mediastino, para um dado valor de **mAs** e **kV_p**. Quais alterações pode-se fazer nesses parâmetros para aumentar o detalhamento da imagem?
- 37 - Qual a diferença entre negatoscópios para radiografia convencional e para mamografia? Porque há essa distinção?
- 38 - Que tipos de materiais geralmente compõem os anodos? Quais as características dos raios X por eles gerados e seus usos em Radiodiagnóstico?
- 39 - Defina índice de velocidade e índice de contraste. Para que eles são usados?
- 40 - Em que consiste a técnica radiográfica de “air gap”? Quais suas vantagens e desvantagens? Como é definida a ampliação (**A**) nessa técnica?
- 41 - Suponha que o fator de definição em uma técnica radiográfica convencional seja **0,4 mm**. Calcule o novo valor de definição quando se utiliza a técnica de “air gap” cujo fator de ampliação é **A = 1,5**, mantendo-se o mesmo equipamento e com os mesmos ajustes, exceto é claro o mAs.
- 42 - Dê os intervalos de definição, em **mm**, dos métodos de aquisição de imagens em Radiodiagnóstico: cintilografia, ultra-som, ressonância magnética, tomografia computadorizada, fluoroscopia, radiografia convencional e mamografia.