

RX - I

**Biomédico
Técnico/Tecnólogo
em Radiologia**



**FÍSICA RADIOLÓGICA
ESTUDO DOS RAIOS-X**



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Protegendo Vidas

MÓDULO - I



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE



RAIOS – X I

“Física Radiológica”

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com
www.aspronline.wix.com/aspronline ; www.facebook.com/asprcq curtir

Milton C. Maciel
Físico em Medicina – ABFM nº 0664
Supervisor em Proteção Radiológica – CNEN RT 050
Supervisor de Proteção Radiológica – CNEN FM - 0138
Coordenador do Dpto. de Física Médica da SCMI/CRI - Radioterapia
Assessor Técnico do Serviço de Radiodiagnóstico da SCMI





ÍNDICE

Prefácio	i
CAPITULO - I “A UNIDADE DOS RAIOS – X”	
1 - Raios – X médico.....	01
Descoberta dos raios – X.....	01
Desenvolvimento da radiografia moderna.....	02
2 - A unidade dos raios - X	03
Console de operação.....	05
Compensadores de linha.....	06
Ajustes do kVp.....	07
Controle do mA.....	08
Regulador de exposição.....	09
Verificador do tempo (time).....	11
3 - Gerador de alta voltagem.....	12
Transformador de alta voltagem.....	12
Retificação da voltagem.....	13
4 - Rede elétrica monofásica.....	16
5 - Rede elétrica trifásica.....	16
Gerador de alta frequência.....	17
Ondulação de voltagem (voltage ripple)	18
6 - Taxa de potência.....	19
O circuito dos raios – X.....	20
CAPÍTULO – II “O TUBO DOS RAIOS – X”	
1 - Introdução.....	22
2 - Estrutura externa.....	22
Suporte da estrutura.....	22
Carcaça protetora do tubo.....	24
Envelope do tubo de vidro.....	24
3 - Estrutura interna.....	25
Catodo.....	25
Filamento.....	26
Copo da focagem.....	26
Corrente do filamento.....	27
Tubo de foco duplo.....	28
Anodo.....	29
O alvo.....	30





4 - Anodo rotatório.....	31
Motor de indução.....	32
Princípio do foco – linha.....	33
Efeito inclinação do anodo (Heel effect)	34
Radiação extra focal.....	36
5 - Falhas nos tubos de raios – X.....	37
Causas.....	37
Exposição excessiva única.....	38
Tempos de exposições longos	39
Vaporização do filamento.....	39
Prevenção de falhas com cartas de potencias dos tubos.....	40
Carta de potência radiográfica.....	40
Carta de esfriamento do anodo.....	41

CAPÍTULO – III “PRODUÇÃO DOS RAIOS – X”

1 - Introdução.....	45
2 - Interação elétron-alvo.....	45
Produção de calor.....	45
Radiação característica.....	47
Radiação de freiamento (Bremsstrahlung)	49
3 - Espectro de emissão dos raios – X.....	50
Espectro dos raios – X característicos.....	52
Espectro dos raios – X de freiamento (Bremsstrahlung).....	52
Comprimento de onda mínimo igual a energia máxima dos raios - X	53
4 - Fatores que afetam o espectro de emissão dos raios – X.....	54
Efeito do mA.....	54
Efeito do kVp.....	55
Efeito da filtração adicional.....	56
Efeito do material do alvo.....	57
Influência da forma de onda da voltagem.....	57

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

CAPÍTULO – IV “EMISSÃO DOS RAIOS – X”

E-mail: aspronline@hotmail.com

1 - Introdução.....	62
2 - Quantidades dos raios – X no feixe.....	62
Intensidade do rendimento.....	62
Fatores que afetam a quantidade dos raios – X.....	63
Miliamper – segundo (mAs)	63
kVp.....	64
Distância.....	65
Filtração.....	65



**ASPR**ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

3 - Qualidade dos raios - X.....	65
Penetrabilidade.....	65
Camada semi-redutora (CSR).....	66
Fatores que afetam a qualidade dos raios – X	67
Quilovoltagem.....	67
Filtração.....	68
Filtração adicional.....	68
Filtro em cunha.....	69
Filtro de forma de arco amarrado especial.....	71
Filtros cônicos.....	71
Filtro em cunha em passo.....	71

CAPÍTULO – V “INTERAÇÃO DOS RAIOS – X COM A MATERIA”

1 - Introdução.....	73
2 - Interação dos raios – X com a matéria.....	73
Espalhamento clássico.....	73
Efeito Compton.....	74
Efeito fotoelétrico.....	76
Produção de pares.....	79
Fotodesintegração.....	80
3 - Absorção Diferencial.....	80
Dependência sobre a densidade de massa.....	83
4 - Atenuação.....	85
Absorção.....	85
5 - Agentes de contrastes radiológicos.....	85
Glossário de termos.....	89

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.comwww.aspronline.wix.com/aspronline ;www.facebook.com/asprcq



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLOGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 1



A Unidade dos Raios - X

Assuntos

1. Estruturas externas
2. Estruturas internas
3. Falhas dos tubos

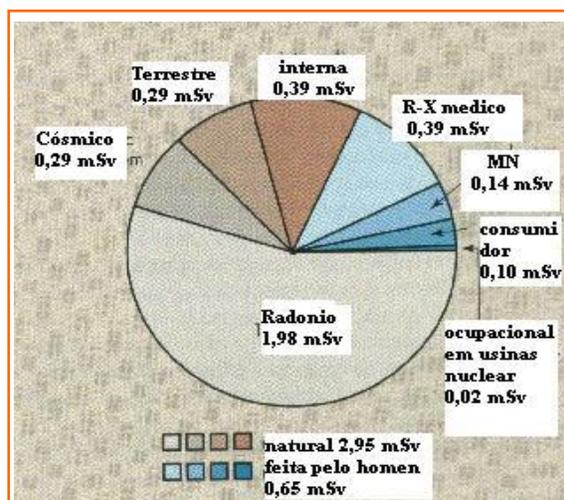
Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com
www.aspronline.wix.com/aspronline ; www.facebook.com/asprcq  curtir



1. A UNIDADE DOS RAIOS-X

Raios – X de Usos Médicos

Os raios – X de usos médicos constituem a maior fonte de radiação ionizante feita pelo homem. Os benefícios médicos vindos dos raios – X são indispensáveis; entretanto, o uso controlado da radiação é igualmente importante. O técnico, o radiologista, e o físico médico são igualmente responsáveis em reduzir as doses de radiação ao público e aos pacientes. Outras fontes de radiação feitas pelo homem incluem usinas nucleares e fontes industriais, as quais somente contribuem muito pouco com doses anuais de radiação à população humana. Alguns itens de consumo como mostradores de relógios, detectores de fumaça, televisão, e sistema de supervisão em aeroporto atualmente contribui mais significante para o aumento da dose anual da população.



A contribuição das várias fontes de radiação em mSv na média da população dos Estados Unidos

A dose de radiação ionizante para os seres humanos é medida em Gray (Gy). O Gray é uma unidade de dose absorvida de radiação ou a quantidade de radiação absorvida pelo o corpo humano. Somente recentemente

esta unidade foi adotada pelo sistema internacional.

As fontes de radiação naturais contribuem aproximadamente com 0,36 cGy para a dose absorvida média em cada humano. Já os raios – X de uso médicos contribuem com 0,04 cGy.

Qual o percentual da média de exposição à radiação vinda dos raios – X de uso médio para um humano?

$$\frac{0,4}{3,6} = 0,11 \text{ ou } 11\%$$

Embora somente 13% de toda exposição a radiação seja devido a raios – X médicos e procedimentos médicos, as pessoas que trabalham com radiação necessitam conhecer os limites da radiação para o público e para os pacientes.

Descoberta dos Raios – X

Os raios – X não foram desenvolvidos. Eles foram descobertos por acidente. Durante os anos de 1870 e 1880, o professor de física universitário estava investigando a condução de raios catódicos (elétrons) através de um tubo de vidro que estava preenchido parcialmente com gás. O tubo de vidro era chamado tubo de Crookes em homenagem ao inglês, Sr. William Crookes, que levou um dos muitos experimentos. O tubo de Crookes foi o precursor da lâmpada fluorescente moderna. Trabalhando experimentos com o tubo de Crookes, Wilhelm Roentgen descobriu acidentalmente os raios – X.

Em 8 de novembro de 1895 Roentgen foi trabalhar em seu laboratório na Universidade de Wurzburg na Alemanha. Ele queria ver melhor o efeito dos raios catódico no tubo de Crook. Após escurecer o laboratório o tubo foi coberto com um papel para que a luz





escapasse deste. Então o tubo foi ativado e ele notou que uma placa fotográfica revestida com platinocianeto de bário, um material fluorescente e que estava sobre uma mesa próxima ao tubo brilhava. A intensidade do brilho ou fluorescência aumentava quando a placa era aproximada do tubo. Havia pouca dúvida sobre a origem da fluorescência, mas a espécie de luz era obscura. Roentgen chamou os raios de luz de X, porque este era um raio desconhecido.

Roentgen continuou a suas investigações minuciosamente por várias semanas, e os resultados experimentais foi reportado para a comunidade científica antes do fim de 1895. Em 1901, ele recebeu o Prêmio Nobel em física. Ele também publicou o primeiro raio - X médico - uma imagem da mão de sua esposa.

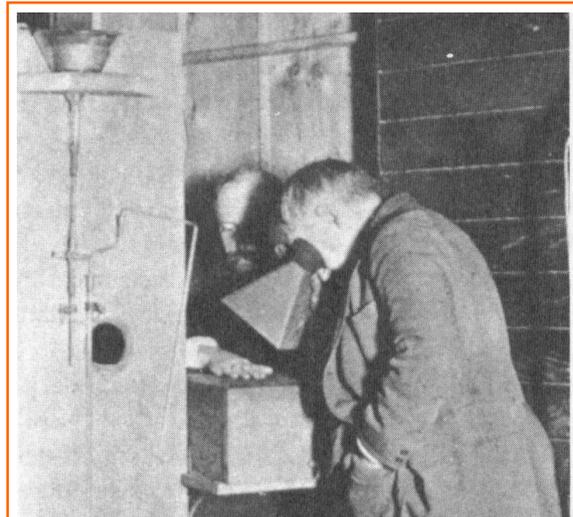


Radiografia das mãos da Sra. Roentgen, feita uns poucos dias após a descoberta. Esta foi a primeira indicação dos raios - X médico

Desenvolvimento da Radiografia Moderna

Durante o tempo de roentgen, a corrente elétrica e a diferença de potencial eram tão limitadas que para se realizar um exame era necessária uma exposição de 30 minutos ou mais. O desenvolvimento de intensificador de imagem ajudou a reduzir o tempo de exposição. Michel Pupin em 1918, foi o primeiro a usar telas fluorescentes unindo placas fotográficas de vidros. Em 1904, Charles Leonard descobriu que expondo duas placas de vidros juntas com as emulsões nas superfícies dividia o tempo de exposição e melhorava a imagem. Este filme de dupla emulsão não era disponível comercialmente até os anos de 1918. Durante a 1ª. guerra mundial, quando o suprimento de vidro de alta qualidade vindo Bélgica foi interrompido, os radiologistas começaram a usar filme flexível que eram melhores do que as placas de vidros. O filme era feito de nitrato de celulose e este rapidamente tornou-se um produto melhor do que a placa de vidro original.

A fluoroscopia foi inventada por Thomas Edison em 1898.



Thomas Edison está vendo a mão de sua assistente, através de um fluoroscópio.

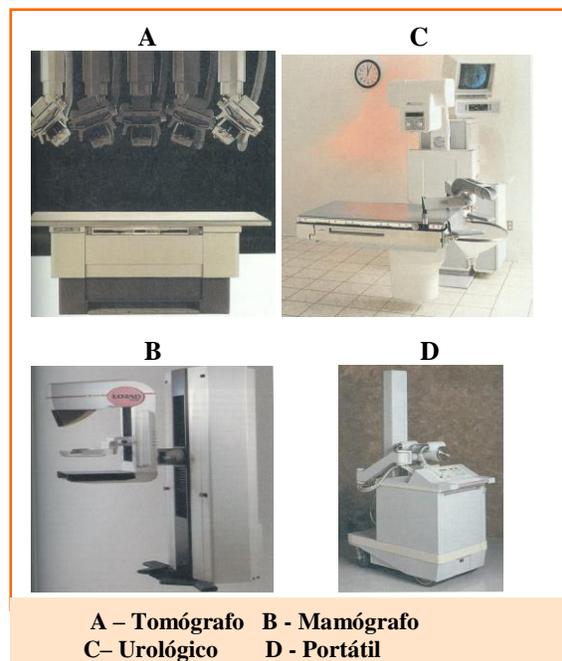




O material fluorescente originalmente foi platinocianeto de bário, um material de laboratório amplamente usado. Thomas Edison investigou o uso de cerca de 1800 materiais incluindo sulfide cádmio de zinco e tungstato de cálcio, materiais que ficaram em uso até o advento das telas intensificadoras de terras raras em 1970. Edison abandonou suas pesquisas quando seu assistente e amigo de longo tempo sofreu a amputação de ambos os braços por causa de sobre exposição à radiação, o assistente de Edison, morreu em 1904 e é considerada a primeira fatalidade decorrente de exposição feita pelo homem nos Estados Unidos.

A unidade de raios – X

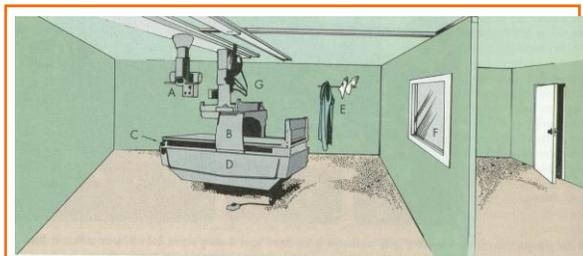
Os muitos tipos diferentes de unidades de raios – X são identificados de acordo com a energia dos raios – X que eles produzem ou a maneira como eles são usados. As unidades de raios – X médicos diagnósticos apresentam-se de várias formas e tamanhos diferentes, alguns dos quais são mostrados na página seguinte.



Os aparelhos de raios-X geralmente são operados em quilovoltagem que varia de 25 a 150 kVp (quilovoltagem pico) e em correntes de tubos que variam de 100 a 1200 mA (miliampere).

As salas modernas de exames com raios – X, geralmente contém uma unidade radiográfica, uma unidade fluoroscópica com um intensificador de imagem. O tubo radiográfico é preso sobre uma coluna o que permite vários graus de movimentos que torna o posicionamento fácil do tubo direcionando melhor o feixe de raios-X.

O tubo de raios – X fluoroscópico geralmente fica localizado sob a mesa radiográfica. Em uma sala equipada com ambas as unidades, fluoroscópica e radiográfica, pode-se realizar quase todos os exames radiográficos e fluoroscópicos.



Sala do RX munida com unidade radiográfica e fluoroscópica para exames gerais

A depender da unidade de raios – X usada, uma mesa radiográfica é necessária (figura).



Mesa de exame do paciente inclinada



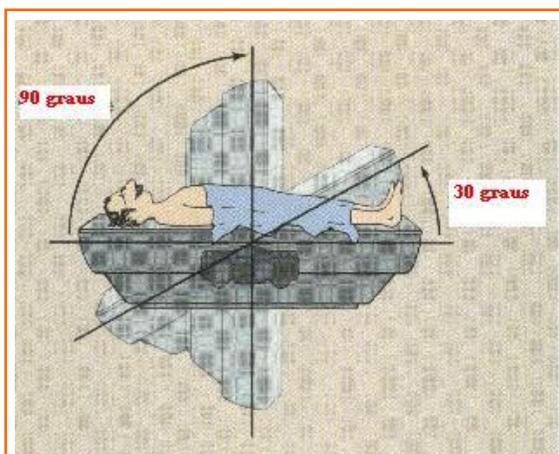


A mesa radiográfica pode ser plana ou curvada mais deve ser uniforme na espessura e tão radioluscente quanto possível aos raios – X.

Os tampos das mesas devem ser de fibra de carbono pois são fortes bastantes para suportar pacientes com peso que vai até 136,2 kg e absorvem pouca radiação; de forma que os raios – X possam passar através do material da mesa e expor o filme radiográfico. A maioria dos tampos das mesas é flutuante. Elas são facilmente deslocadas e movidas pelo técnico radiológico.

Nas mesas radiográficas abaixo do tampo fica uma abertura para a bandeja bucky onde o **chassi** do filme radiográfico e a **grade** antidifusora é fixada. Se a mesa é usada para fluoroscopia, a bandeja deve ser movida para o pé da mesa. O bucky abrindo é automaticamente blindado da radiação com uma cobertura na trilha do bucky.

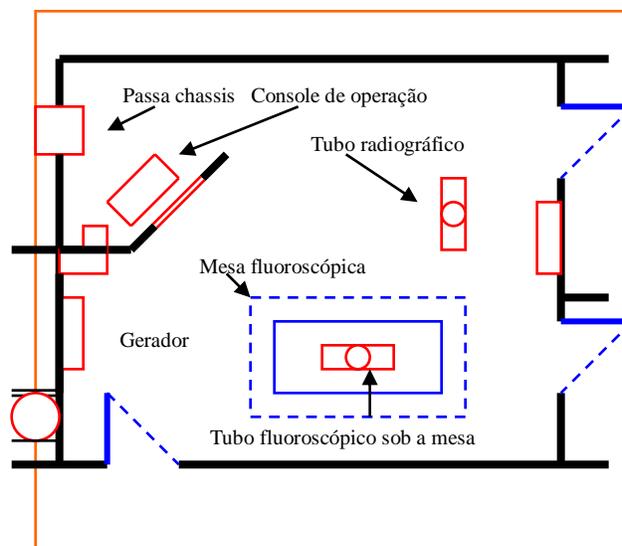
As mesas fluoroscópicas inclinam e podem ser identificadas pelo seu grau de inclinação. Por exemplo, uma mesa $^{90/30}$ seria inclinação de 90 graus para o lado do pé e 30 graus para o lado da cabeça (figura abaixo).



Uma mesa fluoroscópica é identificada pela sua inclinação na cabeça e no pé

Cada unidade de raios – X, a partir de seu projeto, possui três partes principais seguintes: (1) o tubo de raios – X, (2) console de operação, e (3) o gerador de alta voltagem. Em alguns tipos de aparelhos de raios – X, tal como unidades móvel e dental, essas três componentes são compactamente casadas. A maioria dos equipamentos, entretanto, tem o tubo dos raios – X localizado na sala dos raios – X, e o console de operação em uma sala conjugada com uma barreira protetora separando as duas salas. A barreira protetora deve ter uma janela plumbífero para observar o paciente durante o exame.

O gerador de alta voltagem geralmente fica posicionado em um canto na sala dos raios – X. Umas poucas instalações têm a vantagem de tetos falsos, onde estes geradores são localizados fora da visão e acima da sala de exame. Os projetos de geradores modernos que usam circuitos de alta-frequência requerem menos espaços. A figura seguinte é uma planta baixa com o leiaute de uma sala convencional de exames geral.



Desenho de uma sala de exames de raios – X de objetivos gerais mostrando a localização dos vários aparelhos de raios – X.





Console de operação

A parte do equipamento dos raios – X mais familiar para o técnico operador é o console de operação. Este comando permite o operador a controlar a corrente e a voltagem no tubo dos raios-X, assim como a quantidade e a qualidade o feixe dos raios-X útil (figura).



Console de um aparelho de raios – X. O número de medidores e controles depende da capacidade do gerador de alta voltagem

O termo quantidade refere-se ao número de raios-X ou a intensidade do feixe geralmente expressa em mR ou em mR por, mAs (miliroentgens por miliampere segundo). A Qualidade refere-se ao poder de penetração dos raios – X do feixe e é expressa em termos de kV (quilovolt pico) ou Camada Semi-Redutora (CSR ou HVL).

Como mostrado na figura acima, temos alguns dos controles básicos que o painel tem: - Chave **liga/desliga** (on/off); 2– Chave **seletores de mAs**; 3– Chave **seletores de kVp**.

4 – Ativação da mesa; 5 – Chave de exposição. Em suma, o console de operação fornece ajustes de compensação de linha e ocasionalmente controle de mA e tempo de exposição separados. Algumas vezes é também provido de um medidor de miliampere – segundo (mAs). Em equipamentos que incorpora controle de exposição automático (freqüentemente chamado *regulador de tempo*), está presente somente o controle de mAs. Todos os circuitos elétricos conectados aos medidores e controles que estão localizados sobre o consolem de operação são de baixa voltagem, desta forma o perigo de choque elétrico é minimizado. A figura seguinte é um diagrama esquemático simplificado para um tipo de console de operação. Olhando dentro de um console de operação percebe-se como este desenho esquemático é simplificado.

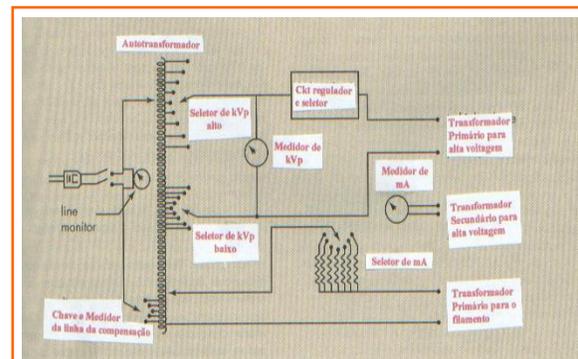


Diagrama do circuito do console de operação identifica os controle e medidores

Muitos comandos de operação modernos estão baseados na tecnologia dos computadores. Nestes consoles de operação, os controles e medidores são digitais, e a seleção dos fatores técnicos é por toque de tela. A seleção de fatores técnicos numéricos é algumas vezes reposta por ícones indicando a parte do corpo, o tamanho e a forma. Muitas das características sobre os painéis de controle são automáticas, mas, o técnico radiográfico deve conhecer seus processos e seus próprios





usos. Cada um dos controles dos consoles requerem conhecimento detalhado. Assim o controle de compensação de linhas nos aparelhos menos atuais, autotransformadores, ajustes de kVp, Seletores e controle de mA, e cinco tipos de temporizadores serão discutidos a seguir:

Compensador de Linha de Rede

A maioria das máquinas dos raios – X são indicadas para operar em tensão de 220 Volts. Infelizmente as companhias de energia elétrica não são capazes de fornecer 220 volts precisos e continuamente. Devido às variações na rede e o consumo nos vários setores do hospital, a voltagem fornecida a unidade de raios – X pode variar por mais do que 5%. As variações no suprimento de voltagem no aparelho resultam numa grande variação no feixe de raios – X. Os feixes de raios – X não podem variar se radiografia de alta qualidade tem de ser consistentemente produzida.

Compensador de linha

O compensador de linha incorpora um medidor para medir a voltagem fornecida para a máquina de raios – X e controla para ajustar a voltagem precisamente em 220 Volts

O controle é ligado ao autotransformador. Em algumas unidades antigas o técnico radiografador deve observar o medidor e ajustar o suprimento de voltagem quando necessário. Nos dias atuais, os equipamentos possuem compensadores de linha automáticos. O suprimento de força das máquinas de raios – X é deliberado por um transformador especial chamado autotransformador.

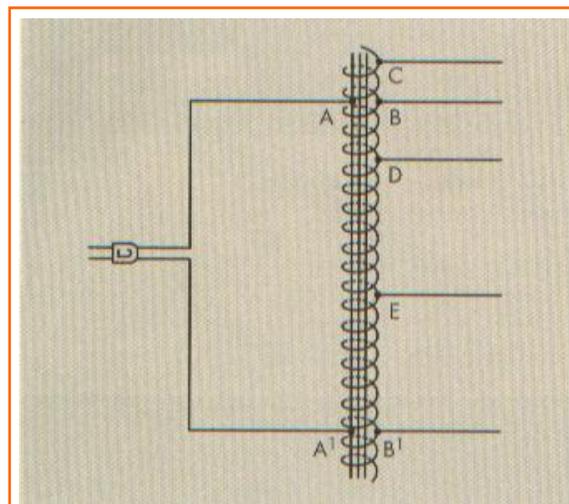
O suprimento de voltagem para o transfor-

Autotransformador

O autotransformador é designado para fornecer uma voltagem para o circuito do filamento e o circuito de alta voltagem da máquina dos raios - X

mador é controlado, mas variável. É muito seguro e fácil em termos de engenharia variar a baixa voltagem aumentando esta do que aumentar a baixa voltagem para o nível de kilovoltagem e então variar sua magnitude.

O autotransformador trabalha sobre o princípio da indução eletromagnética, mas é muito diferente do transformador convencional. Ele tem somente um enrolamento e um só núcleo. Este enrolamento único tem um número de conexões localizadas ao longo de seu comprimento (figura abaixo).



Transformador na forma simplificado

Observe que duas das conexões indicadas como A e A', conduz a entrada da força para o autotransformador e são chamadas conexões primárias. Algumas das conexões secundárias, tal como C, que está localizado no fim do enrolamento. Esta posição permite o autotransformador a aumentar e diminuir a voltagem para aproximadamente duas vezes o valor da voltagem de entrada.





Devido ao autotransformador operar como um dispositivo de indução, a voltagem que este recebe (a voltagem primária) e a voltagem que fornece (a voltagem secundária) estão em relação direta com o número de enrolamentos (espiras) do transformador com suas respectivas conexões.

Leis do autotransformador

As leis do autotransformador são a mesma como a lei do transformador:

$$\frac{V_S}{V_P} = \frac{N_S}{N_P}$$

Onde,

- V_P – Voltagem primária
- V_S – Voltagem secundária
- N_P – Número de espira primária entre A e A´
- N_P – Número de espira secundária entre E e D

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 1:

O autotransformador na figura anterior é suprido com **220 volts** na conexão primária AA´, a qual contém **500 espiras**. Qual será a voltagem secundária através de BB´ (**500 espiras**), CB´ (**700 espiras**), e DE (**200 espiras**)?

Ajustes do kVp

Alguns consórcios de operações dos aparelhos de raios – X antigos tem ajustes rotulados kVp maior e kVp menor, e ao selecionarmos uma combinação destes controles o técnico operador pode fornecer precisamente o kVp requerido.

Qualidade do feixe - kVp

O kVp determina o poder de penetração do feixe de raios - X

O ajuste do kVp maior e o ajuste do kVp menor representam duas séries separadas de conexões no autotransformador. Se a voltagem primária no autotransformador forem 220 Volts, a saída no autotransformador pode ser controlada de cerca de 100 a 400 volts, dependendo do desenho do autotransformador. Esta voltagem baixa torna-se a entrada para elevar a alta voltagem no transformador que aumenta a voltagem do quilovolt requerido.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 2:

Um autotransformador, conectado a um suprimento de **440 volts**, contém **4000 espiras**, todas entre as conexões primárias. Se **2300 espiras** estão entre as conexões secundárias, qual será a voltagem suprida para ao gerador de alta voltagem?

O medidor de kVp é conectado através dos terminais de saída do autotransformador e portanto, ler realmente a voltagem e não a quilovoltagem. Entretanto, a escala do medidor de kVp sobre o painel de controle registra quilovolts. Sobre a maioria dos consoles o medidor de kVp registra mesmo que uma exposição não esteja sendo feita ou nenhuma corrente esteja fluindo no circuito. Este tipo de medidor é conhecido como um voltímetro de pré-leitura. Este medidor permite a voltagem ser monitorado antes que a exposição seja feita.





mA

A corrente do tubo de raios – X, o número de elétrons que atravessam do cátodo para o anodo por segundo é medido em miliamper (mA)

Controle do mA

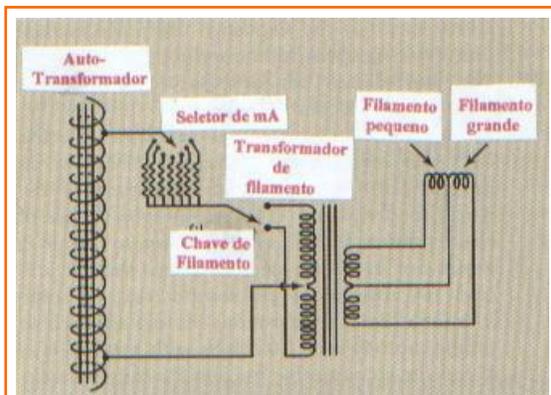
O número de elétrons emitido pelo filamento é determinado pela temperatura do filamento. A temperatura do filamento é controlada pela corrente do filamento, a qual é medida em ampere (A). Quando a corrente do filamento aumenta, o filamento torna-se quente e mais elétrons são desprendidos por emissão termiônica. O filamento normalmente opera em corrente entre 3 e 6 amperes.

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 3:

Uma radiografia é feita em **400 mA** e um tempo de exposição de **100 ms**. Expresse estes em **mAs**.

A corrente no tubo dos raios – X é controlada através de circuito separado chamado a circuito de filamento (figura a baixo).



Circuito do filamento para um tubo de dois filamentos

A voltagem para o circuito do filamento é provida da conexão sobre o autotransformador. Esta voltagem é reduzida pelo uso de um resistor de precisão para um valor correspondente a estação de mA provida. A corrente do tubo de raios-X normalmente não é variável continuamente. A estação de mA fixa fornece corrente de tubo de 100, 200, e 300 mA e maior resultante do resistor de precisão. Em algumas unidades, mAs pode ser variado continuamente durante uma exposição para um tempo de exposição mínimo. Este é referido como queda de carga do mA. A voltagem vinda da chave seletora – mA é então deliberada para o transformador do filamento. O transformador do filamento é um transformador abaixador, portanto a voltagem suprida para o filamento é baixada, por um fator igual a razão de espira, no tempo que a voltagem alimenta o transformador do filamento. Similarmente a corrente é aumentada através do transformador do filamento em proporção da razão de voltas de fio (espira).

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 4:

Um transformador de filamento com uma razão de voltas (espira) de **1:10** fornece **6,2 amperes** para o filamento. Qual é o fluxo de corrente através do enrolamento primário do transformador de filamento?

A corrente é monitorada com um medidor de mA que é colocado no circuito do tubo. O medidor de mA é conectado no centro do enrolamento secundário do autotransformador elevador de alta voltagem. A voltagem secundária alterna tal que o centro deste enrolamento está sempre em zero volt. Nestas condições, nenhuma parte do medidor está em contato com a alta voltagem.





gem, e este pode seguramente ser colocado sobre o console de operação. Algumas vezes nestes medidores ocorrem variações tal que o mAs possa ser monitorado em adição ao mA.

Regulador de Exposição

Para alguns exames radiográficos dados, o número de raios – X que alcançam o receptor de imagem está diretamente relacionado a ambos a corrente do tubo e o tempo que o tubo fica energizado.

Regulador da exposição

O regulador da exposição deixa o tubo de raios-X emitirem raios – X por um tempo específico quando determinado pelo técnico operador ou por controle de exposição automático.

Os consoles de operação dos raios – X fornecem uma ampla seleção dos reguladores de feixe de raios – X e, quando usado em conjunção com a estação de mA apropriado, fornecem uma ampla seleção de valores de mAs.

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 5:

Um exame RUB (radiografia Rim, Uretra e bexiga) usou **75 kVp** e **80 mAs**. Se o técnico seleciona a estação de **200 mA**. Qual o tempo de exposição que deve ser usado?

O circuito de tempo é separado de outros circuitos principais das máquinas de raios–X. Este consiste de dispositivos eletrônicos ou mecânicos cujas ações é “fazer” e “interromper” a alta voltagem através do tubo de raios – X. Isto quase sempre, é

feito sobre o lado primário do transformador de alta voltagem.

Há cinco tipos de circuitos reguladores de voltagem. Quatro podem ser controlados pelo técnico operador, e um é automático. Após estudar esta seção, experimente identificar os tipos de reguladores (timers) sobre os equipamentos que você usa.

1–Regulador mecânico – Reguladores mecânicos são dispositivos muito simples usados somente em algumas unidades portátil e dental. O regulador mecânico opera por um mecanismo de relógio. Um tempo de exposição pré-colocado é mostrado ao girar um botão que envolve uma mola. Quando o botão da exposição é pressionado, a mola é desprendida e desenrolada. O tempo requerido para desenrolá-lo corresponde ao tempo de exposição. Os relógios mecânicos são baratos, mas não são muitos precisos. Eles podem ser usados somente para exposições de tempo maiores do que 250 milissegundos.

2-Relógio síncrono – Nos Estados Unidos, a corrente elétrica é fornecida com uma frequência de 60 Hz. Na Europa, América Latina, e outras partes do mundo a frequência é 50 Hz. Um tipo especial de motor elétrico, conhecido como *motor síncrono*, é um dispositivo de precisão indicado para comandar um eixo precisamente em 60 rotações por segundo (rps). Em alguns equipamentos de raios – X, motores síncronos são usados como mecanismo de cronometragem. Os equipamentos com motores síncronos são recomendados porque o tempo de exposição mínimo possível é 1/60 segundos (17 milissegundos) e intervalos de tempos aumentados por múltiplos desses, por exemplo, 1/30, 1/20 e assim por diante.



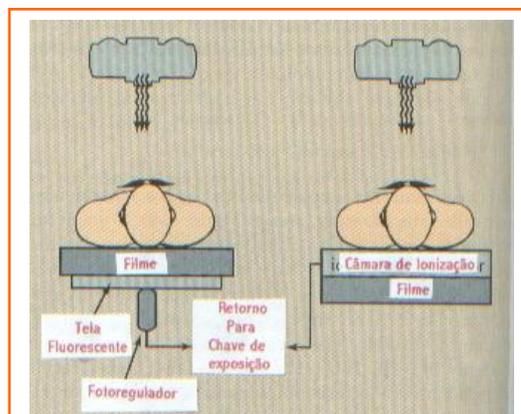


Os relógios síncronos não podem ser usados para exposições seriais porque ele deve ser feito após cada exposição. Mesmo quando ele é feito automaticamente ele requer muito tempo também.

3-Relógios eletrônicos – Relógios eletrônicos são mais sofisticados, mais complicados, e mais precisos dos relógios (timers) de exposição dos raios – X. O relógio eletrônico consiste de circuitos mais complicados baseado sobre o tempo necessário para carregar um capacitor através de um resistor variável. Ele permite um amplo intervalo de tempo a ser selecionado e preciso para intervalos tão pequenos como 1 milissegundo. Ele pode ser usado para exposição serial rápida. Hoje, as maiorias dos relógios de tempos de exposição são eletrônicas.

4-Relógios do mAs – A maioria dos equipamentos de raios – X são elaborados para controlar precisamente a corrente do tubo e o tempo de exposição. O produto do mA e tempo (mAs) determina o número de raios – X emitido. Um relógio eletrônico de espécie especial, chamado “Relógio de mAs” monitora o produto de mA e o tempo de exposição e termina a exposição quando o mAs colocado é alcançado. O relógio do mAs geralmente é indicado para fornecer a mais alta e segura corrente do tubo para o tempo mais curto de exposição para qualquer, mAs selecionado. Assim o relógio de mAs deve monitorar a corrente de tubo atual, este está localizado sobre o lado secundário sobre o transformador de alta voltagem.

5-Controle de exposição automático – Ao contrário dos quatro dispositivos de controles anteriores, o fotoregulador não requer ajustamento pelo técnico operador. Um fotoregulador é um dispositivo que mede a quantidade de radiação que atinge o receptor de imagem. Este termina automaticamente a exposição quando uma quantidade suficiente de radiação para prover a densidade ótica requerida tiver alcançado o receptor de imagem.



O fotoregulador termina automaticamente a exposição de raios-X na densidade desejada do filme

A figura acima mostra a operação de dois tipos de fotoregulador. O componente crítico de um dos tipos de fotoregulador é o dispositivo de leitura. O fotomultiplicador observa a tela fluorescente e converte a luz vinda desta para uma carga elétrica. A intensidade da fluorescência é diretamente proporcional a intensidade da radiação incidente. A exposição dos raios – X é terminada quando a carga preselecionada, correspondente a densidade ótica desejada, tenha sido atingida pelo fotomultiplicador. O tipo de fotoregulador usado pela maioria dos fabricantes incorpora uma Câmara de Placas planas Paralelas, posicionadas entre o paciente e o receptor de imagem. A Câmara é





feita radioluscente tal que esta não interfira com a imagem radiográfica. A ionização dentro da câmara cria uma carga proporcional a densidade ótica. Quando a carga apropriada tiver sido alcançada, a exposição é terminada.

A operação de um fotoregulador é simples. Quando uma unidade de raios – X fotoregulada é instalada, esta deve ser calibrada. A calibração é feita expondo um fantoma e vai ajustando o fotoregulador para a faixa de densidade ótica requerida pelo radiologista sobre a radiografia. Geralmente os serviços de engenharia têm muito cuidado neste tipo de calibração. Assim que o fotoregulador tiver sido colocado em operação clínica, o técnico operador simplesmente seleciona a densidade ótica desejada e coloca o tempo de exposição no modo fotoregulador. Quando a carga elétrica da câmara de ionização alcança o nível de valor pré-colocado, um sinal é retornado para o console de operação, e fotoregulador é desligado.

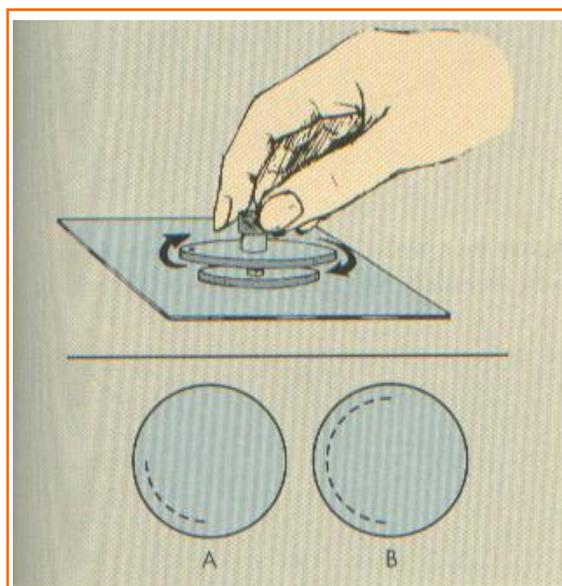
Os fotoreguladores atualmente são amplamente e freqüentemente colocados sobre o console em substituição ao relógio de tempo manual. Cuidados devem ser tomados quando usar o modo fotoregulador, especialmente em exames de kVp baixo, tal como em mamografia. Por causa da composição e espessura variável do tecido da mama, o fotoregulador não pode responder apropriadamente em kVp baixo, e o resultado é a densidade ótica variando.

Quando radiografias são tomadas no modo fotoregulador, o regulador manual deve ser colocado para 2 segundos como um tempo de segurança no caso do fotoregulador falhar para terminar o exame. Esta precaução deve ser seguida para a segurança do paciente e para a proteção do tubo de raios – X.

Sobre muitas unidades há um regulador automático de backup (sobresselente).

Verificando o Relógio (timer)

O pão é um simples dispositivo que pode ser usado para verificar a precisão do regulador de tempo em unidades de retificação de meia onda ou onda completa em que a saída da radiação é pulsada (figura abaixo).



Teste do pão pode ser usado para verificar o regulador de exposição dos raios – X. Uma imagem de um teste de pão deve resultar em 6 traços para uma unidade retificada de meia onda (A) e deve resultar em 12 traços para uma unidade retificada de onda completa (B)

Os detectores de radiação de estado sólido são agora usados para verificar os reguladores de exposição (figura seguinte). Estes dispositivos operam com um relógio interno muito preciso baseado num oscilador de cristal líquido. Eles são capazes de medir tempos de exposições tão curtos tal como 1 milissegundo e quando usado com um osciloscópio, pode mostrar a forma de onda. Estes dispositivos geralmente são usados pelos físicos médicos e engenheiros dos





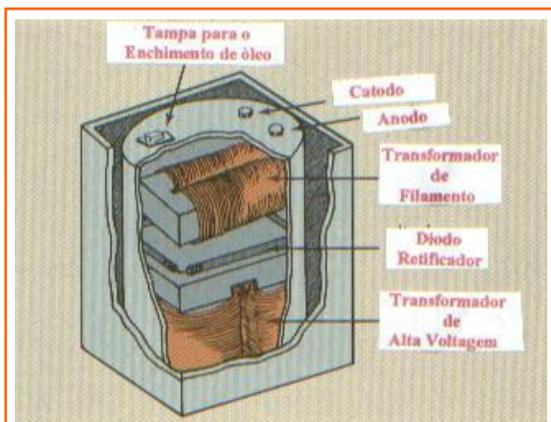
serviços para testar os equipamentos de raios – X.



Regulador de exposição de estado sólido

Gerador de Alta Voltagem

Uma vista em corte de um gerador de alta voltagem típico é mostrada na figura seguinte.



Vista em corte de um transformador de alta voltagem, mostrando transformadores e diodos imersos no óleo

O gerador de alta voltagem contém as três partes principais seguintes: (1) o transformador de alta voltagem, (2) o transformador de filamento, e (3) os retificadores de voltagem (todos imersos em

óleo). Embora algum calor é gerador na seção de alta voltagem, o óleo não é usado como um isolador de calor, mas é usado primeiramente para **isolamento elétrico**.

Gerador de alta voltagem

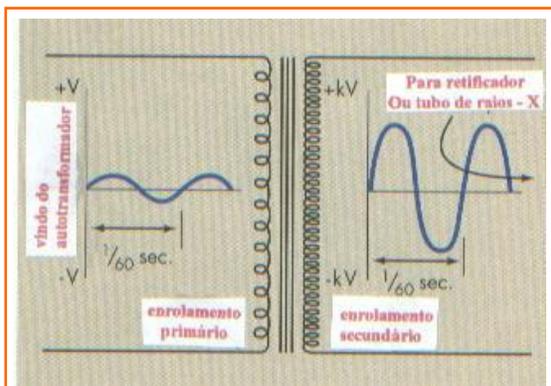
O gerador de alta voltagem de uma máquina de raios – X é responsável para converter a baixa voltagem entregue pela fornecedora para uma quilovoltagem de uma forma de onda própria

Transformador de Alta Voltagem

O transformador de alta voltagem é um transformador de elevação. A voltagem secundária é maior do que a voltagem primária devida o número de enrolamento secundário ser maior do que o número de enrolamento primário.

A razão do número de enrolamento secundário para o número de enrolamento primário é chamada razão de voltagem. A voltagem aumentada é proporcional à razão de voltagem, e de acordo com a lei do transformador, a corrente é reduzida proporcionalmente. A razão de voltagem de um transformador de alta voltagem está geralmente entre 500:1 para 1000:1. Desta forma o transformador opera somente em corrente alternada, A forma de onda da voltagem sobre ambos os enrolamentos do transformador de alta voltagem é senoidal (figura seguinte). A única diferença entre as formas de onda primária e secundária é a amplitude. Em um autotransformador a voltagem primária é medida em volts, e a voltagem secundária é medida em quilovolts.





A voltagem induzida no enrolamento secundário de um transformador elevador é alternada como a voltagem primária, mas tem um valor maior

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 6:

A razão de voltagens de um transformador de alta voltagem é **700:1**, e a voltagem de pico suprida é 120 volts. Qual é a voltagem secundária suprida para o tubo de raios - X?

Retificação da voltagem

Embora o transformador opere com corrente alternada, os tubos de raios - X são providos de corrente contínua. Os raios - X são produzidos por aceleração de elétrons que vão do catodo para o anodo e não pode ser produzido por elétrons fluindo do anodo para o catodo. Isto é porque, a construção dos catodos montados é tal que estes não podem suportar o tremendo calor gerado pelo processo de produção de raios - X, mesmo se o anodo pudesse emitir elétrons termiômicamente. Logo seria desastroso ao tubo dos raios-X se o fluxo de elétrons fosse revezado. Se o fluxo de elétrons flui somente na direção do catodo - anodo, a

voltagem secundária do transformador de alta voltagem deve ser **retificada**. A retificação é o processo de converter voltagem alternada em voltagem contínua e, portanto, corrente alternada em corrente contínua.

A retificação é feita com diodos. Um diodo é um dispositivo eletrônico contendo dois eletrodos. Originalmente, todos os diodos retificadores eram tubos a vácuos chamados tubos de válvulas. Os anodos e catodos das válvulas retificadoras eram construídos muito diferentemente daqueles dos tubos dos raios - X. Como um resultado disso, os raios - X não são emitidos nas válvulas retificadoras. As válvulas retificadoras estão sendo substituídas em muitas unidades de raios - X por retificadores de estado sólido feitos de silicônio.



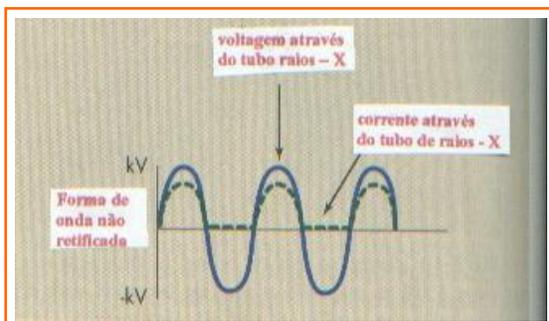
Os retificadores na maioria dos geradores de raios - X modernos são semicondutores de silicônio

A figura seguinte mostra uma voltagem não retificada no lado secundário do transformador de alta voltagem. Esta forma de onda da voltagem é igual a forma de onda da voltagem fornecida ao lado primário do transformador de alta voltagem exceto na sua amplitude que é muito maior. A corrente que passa através do tubo dos raios-X, entretanto, existe somente durante a metade positiva do ciclo, instante que o anodo é pó-





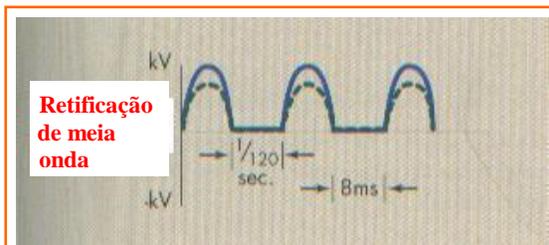
sitivo e o catodo é negativo. Durante a metade negativa do ciclo, a corrente pode fluir somente do anodo para o catodo, mas isso não ocorre porque o anodo não é construído para emitir elétrons. A voltagem através do tubo de raios - X durante a metade negativa do ciclo é chamada voltagem inversa e pode causar defeito no tubo de raios - X. A voltagem inversa é removida do suprimento ao tubo dos raios - X pela retificação.



Forma de onda não retificada sobre o lado secundário do transformador de alta voltagem

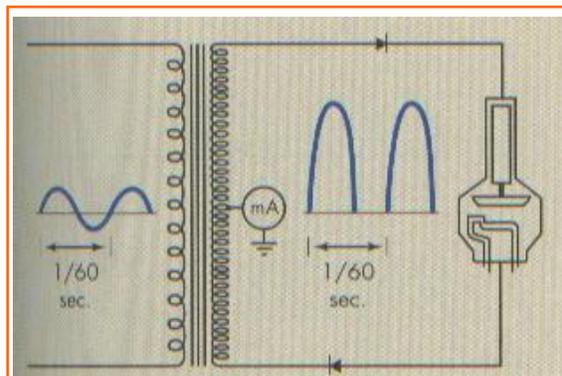
Retificador de meia onda (figura seguinte)

A retificação de meia onda representa uma condição na qual a voltagem não é permitida passar a metade negativa do seu ciclo



Retificação de meia onda

Os dispositivos retificadores, sejam tubo a vácuo ou estado sólido, podem ser montados em circuitos eletrônicos capazes de converter corrente alternada em corrente contínua para a operação do tubo dos raios-X (figura seguinte).



Circuito retificador de meia onda geralmente contém dois diodos, embora alguns contenham um ou mais

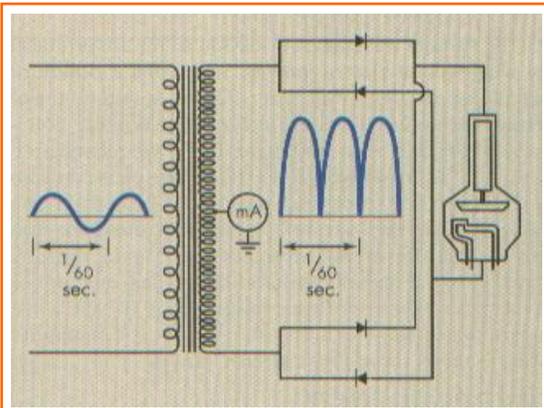
Durante a porção positiva da forma de onda AC, o retificador conduz livremente e permite corrente elétrica a passar através do tubo de raios - X. Durante a porção negativa da forma de onda AC, o retificador não conduz, e dessa forma nenhuma corrente elétrica é permitida a passar. A corrente resultante é uma série de pulsos positivos separados pelos espaços onde a corrente negativa não conduziu. Esta corrente elétrica que foi conduzida é uma corrente retificada, isto porque, fluem elétrons somente numa direção. Esta forma de retificação é chamada Retificação de Meia Onda porque somente uma metade da forma de onda AC aparece na saída. A porção negativa da forma de onda AC foi removida.

Em algumas unidades de raios - X dentais o tubo funciona como um retificador. Tal sistema é conhecido como **auto-retificador**, e a forma de onda resultante deste é a mesma daquela da retificação de meia onda. A autoretificação não é usada em unidades de raios - X médicos porque os tubos dos raios - X não podem manejar o maior nível de potência. Os circuitos retificadores de meia onda sempre podem ser recomendados por que eles contêm um ou dois diodos. A saída dos raios-X vindo de uma unidade de meia onda é pulsante com 60 pulsos de raios-X produzidos em cada segundo. Uma desvantagem





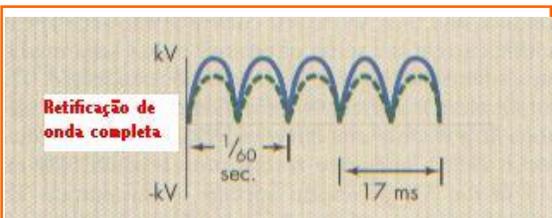
gem dos retificadores de meia onda é que estes ocultam a metade do suprimento de força. Isto possibilitou, entretanto, inventar um circuito que retifique uma forma de onda AC inteira. As máquinas dos raios – X com retificadores de onda completa contém pelo menos 4 diodos nos circuitos de alta voltagem, geralmente arranjados como na figura seguinte.



Circuito retificador de onda completa contém pelo menos 4 diodos. A corrente é passada através do tubo em 120 pulsos por segundo

Retificador de onda completa

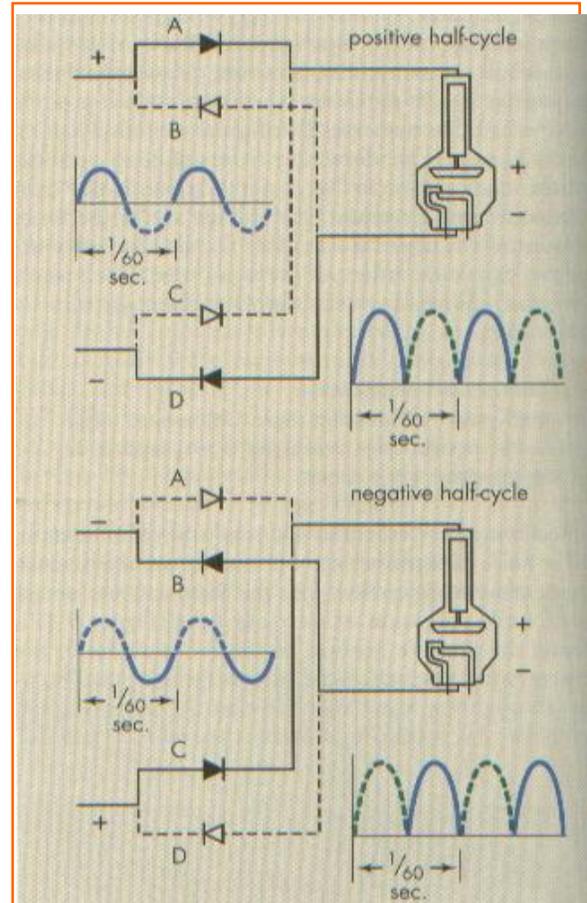
No circuito de onda completa o ciclo negativo correspondente à voltagem inversa é revertido tal que uma voltagem positiva é sempre direcionada através do tubo de raios – X (figura seguinte)



Uma voltagem positiva está sempre através de um circuito retificador de onda completa.

Na figura seguinte a corrente através do circuito é mostrada durante a entrada da forma de onda de ambos as fases positiva e negativa. Em ambos os casos a voltagem saída através do tubo de raios – X é positivo

e não há nenhum vago na forma de onda saída. Todas as formas de ondas entradas são retificadas para uma saída usável. Este é o circuito preferível para uso em dispositivos de raios-X, visto que esta não tem falha em qualquer das fontes entradas.



Em um circuito retificador de onda completa dois diodos (A e B) conduzem durante a metade do ciclo positivo e dois ((B e C) durante a metade do ciclo negativo.

A figura acima ajuda explicar o trabalho da retificação de onda completa. Durante a metade positiva do ciclo da forma de onda da voltagem secundária, elétrons fluem vindo do lado negativo para o diodo **C** e **D**. O diodo **C** é inapto a conduzir elétrons naquela direção, mas o diodo **D** pode conduzir. Os elétrons fluem através do diodo **D** e o tubo de raios – X. Os elétrons então chegam no diodo **A** e **B**. Somente o diodo **A** é posicionado a conduzir





então, e eles fluem para o lado positivo do transformador, completando assim o circuito. Durante a metade negativa do ciclo, o diodo B e C são empurrados para serviços e os diodos A e D bloqueiam o fluxo de elétrons. Note que a polaridade do tubo de raios – X permanece sem mudar. O catodo é sempre negativo e o anodo é sempre positivo, mesmo que a voltagem secundária induzida alterne entre positivo e negativo.

A retificação de onda completa é usada em quase todas as unidades de raios – X estacionárias. Sua principal vantagem é que o tempo de exposição para qualquer técnica dada é reduzido à metade. A metade da onda retificada no tubo de raios – X emite raios – X somente a metade do tempo que este está ligado. Os raios-X pulsados que saem de uma máquina de retificação de onda completa ocorre 120 vezes a cada segundo em vez de 60 vezes por segundo como ocorre com os retificadores de meia onda.

Força (voltagem) monofásica

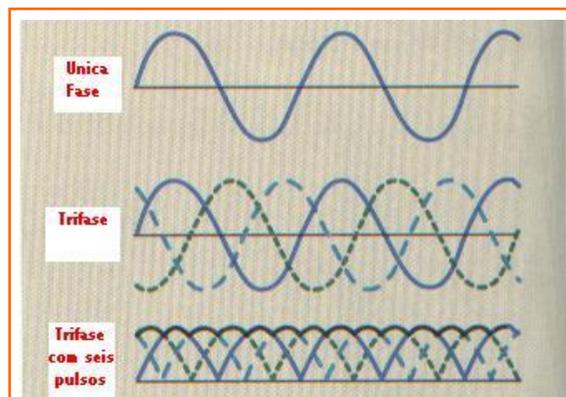
Todas as formas de onda de voltagem discutidas até aqui são produzidas por forças elétricas monofásicas. As forças monofásicas resultam em um feixe de raios – X pulsante. Isto é causado pela oscilação alternada na voltagem que vai de um potencial zero a um potencial máximo 120 vezes por segundo sob uma retificação de onda completa.

Os raios–X produzidos vindos de uma forma de onda de voltagem de uma única fase com o um valor quase zero são de pouco valor diagnóstico porque eles são de baixa energia e, portanto, tem baixa penetrabilidade. Um método para superar esta deficiência é usar alguns princípios de engenharia elétrica sofisticados para gerar, três formas de ondas e voltagem simultânea

saídas do passo com uma outra. Tal manipulação resulta em uma **força elétrica trifásica**.

Força (voltagem) trifásica

A engenharia requerida para produzir voltagem trifásica envolve a maneira como o transformador elevador de alta voltagem é ligado no circuito. A figura seguinte mostra a forma de onda de voltagem para força monofásica, força trifásica quando retificada com onda completa. Com força trifásica, as formas de onda de voltagem múltiplas são superpostas sobre uma outra, que resulta em uma forma de onda que mantém uma **alta voltagem quase constante**. Neste ponto pode ser um ou outro, 6 pulsos por 1/60 de segundos ou 12 pulsos por 1/60 de segundos comparados com os dois pulsos característicos da força monofásica. Com força trifásica a voltagem através do tubo de raios – X é quase constante e nunca cai a zero durante a exposição. Há limitação para a velocidade de partida de exposição (tempo de iniciação) e fim de exposição (tempo de extinção) por causa de como o ferro no transformador responde. Circuitos eletrônicos adicionais e hardware são necessários para corrigir esta deficiência, o qual soma para o custo e tamanho adicional do gerador trifásico.

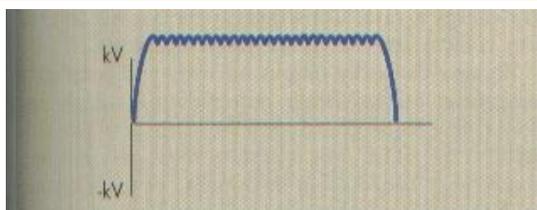


Força trifásica é mais eficiente para produzir R-X do que força monofásica: não retificada; monofásica: trifásica: trifásica associada



Gerador de Alta Frequência

Os novos desenvolvimentos em projetos de geradores de alta voltagem usam um circuito de alta frequência. A força retificada em ondas completa na frequência de 60 Hz é convertida para uma frequência, geralmente de 500 a 25.000 Hz. Uma vantagem deste gerador de alta frequência é o tamanho. Tal gerador pode ser colocado dentro da casa do tubo de raios – X e produzem uma forma de onda de voltagem de potencial quase constante (figura seguinte), que resulta em uma qualidade de imagem melhorada e dose de radiação baixa para o paciente.



Forma de onda de voltagem vinda de um gerador de alta frequência.

As máquinas de r-X portátil foram as primeiras a se beneficiar desta tecnologia. As gerações de voltagens de altas frequências usam circuitos inversores (figura seguinte). Circuitos inversores são chaves de alta velocidade que convertem DC em uma série de pulsos quadrados. Muitos geradores de r-X portátil usam bate-

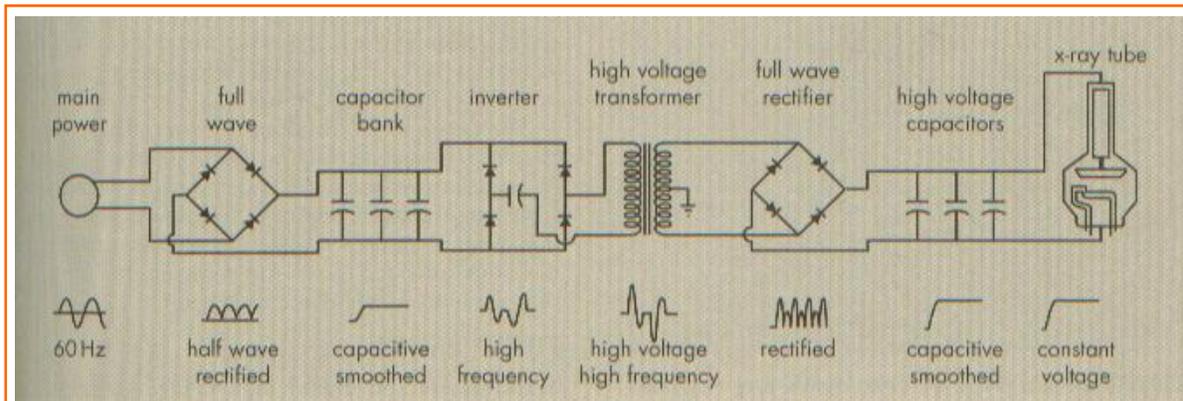
terias de armazenagem e retificadores controlados de silícios (SCRs) para gerar ondas quadradas de 500 Hz, que torna a entrar para o transformador do anodo. O transformador do anodo operando em 500 Hz é cerca de 1/10 do tamanho de um transformador de 60 Hz, que é muito mais largo e pesado. Em 500 Hz, pode algumas vezes aquecer o transformador gerando “zumbido” durante a exposição. O Espaço (Gap) de tempo pequeno entre pulsos de ondas quadradas, diferentes das ondas seno de 60 Hz, é fácil para filtrar, o que produz uma voltagem constante do anodo. Tais geradores de raios – X portáteis desempenham tão bem quanto os melhores geradores trifásicos.

Os geradores de raios – X de alta frequência são de vez em quando agrupados por frequência, tabela seguinte. A principal diferença é nas componentes elétricas designadas como **módulos inversores**. A vantagem real de tais circuitos é que eles são muito menores, menos custo, e mais eficiente do que circuitos antigos.

Características dos geradores de alta frequência

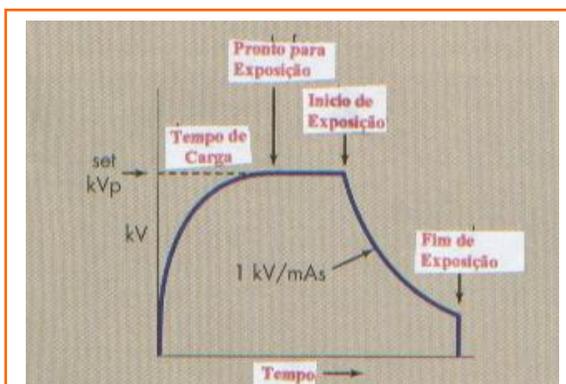
Faixa de frequência característica do inversor

Até 1 KHz	Tiristor
1 KHz a 10 KHz	SCRs grande (Retificador Controlado de Silício)
10 KHz a 100 KHz	Transistor de efeito de campo de potencia





Algumas unidades portáteis usam um gerador de alta voltagem que operam carregando um banco de SCRs vindos da voltagem DC de uma bateria de níquel-cádmio (NiCd). Este é chamado um Gerador de Descarga Capacitiva. Por empilhamento (em um sentido elétrico) dos SCRs, a carga é armazenada como potencial elétrico muito alto ou alta voltagem. Durante a exposição à carga é desprendida para formar a corrente do tubo de raios – X para produzir os raios – X. Durante a descarga do capacitor a voltagem cai por aproximadamente 1 kV/mA figura seguinte. Isto limita a disponibilidade da corrente no tubo de raios – X e resulta em uma queda no kVp durante a exposição. Para obter resultados precisos são necessárias cartas de técnicas radiográficas.



Voltagem caindo no tubo durante exposição usando um gerador de descarga capacitiva

Ondulação de Voltagem (voltage ripple)

Uma outra maneira de caracterizar estas formas de onda de voltagem é por meio da voltagem de ondulação (Voltage Ripple).

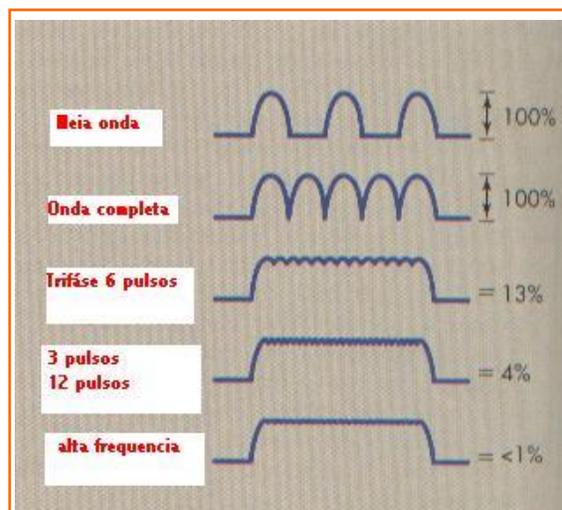
Voltagem de ondulação

Voltagem de ondulação é a variação na forma de onda de voltagem de pico

voltagem de 100%. A voltagem varia de zero, para seu valor máximo. A Força trifásica de 6 pulsos produz voltagem com somente aproximadamente 13% de ondulação, conseqüentemente o suprimento de voltagens para os tubos de raios – X nunca cai abaixo de **87%** do valor máximo. Um melhoramento posterior na força trifásica resultou em 12 pulsos por ciclo que é melhor do que 6 pulsos. Forças elétricas trifásicas de 12 pulsos resultam em um suprimento de voltagem de somente 4% de ondulação e, portanto, o suprimento de voltagem para o tubo de raios – X não cai abaixo de 96% do valor máximo.

Geradores de alta freqüência têm menos do que 3% de ondulação e, portanto, maior **quantidade** e **qualidade** de raios – X. Este é mais eficiente do que aqueles de força trifásica.

Sustentar que maior freqüência é melhor deve estar bem claro. Quando a ondulação de voltagem é menos do que aproximadamente 3%, pouco é ganho pela mesma menor ondulação.



Forma de onda de voltagem resultante de vários suprimentos de forças

Força monofásica tem uma ondulação de

A figura acima mostra a forma de onda da



voltagem resultante fornecida para o tubo de r-X. A ondulação de voltagem (voltage ripple) aproximada é também mostrada. O método mais eficiente de produção de raios-X também tem a forma de onda com a menor ondulação de voltagem. Há muitas vantagens para a voltagem no tubo dos raios - X gerada com menos ondulação (ripple). A vantagem principal é a maior quantidade e qualidade da radiação, o que resulta em suprimento de voltagem mais constante no tubo de r-X.

A quantidade de radiação é maior porque a eficiência na produção de raios-X é maior quando a voltagem no tubo de raios - X é alta. Afirmado diferentemente, para qualquer elétron projectil emitido pelo catodo do tubo dos raios-X, mais raios-X são produzidos quando a energia do elétron (kVp) é alta do que quando esta é baixa.

A qualidade da radiação é aumentada com a voltagem de ondulação baixa (low ripple) porque há poucos elétrons projectis de baixa energia passando do catodo para o anodo para produzir raios - X de baixa energia. Conseqüentemente a média da energia dos raios - X é aumentada comparada às operações com alimentação monofásica.

Devido a intensidade e penetrabilidade dos raios - X serem maior para alimentação com baixa oscilação do que para alimentação monofásica, cartas de técnicas desenvolvida para um aparelho não pode ser usada para o outro. Devido a isso é necessário desenvolver novas cartas de técnicas quando usar equipamento trifásico ou de alta frequência. As operações trifásicas podem requerer uma redução de 10 kVp para produzir a mesma densidade ótica radiográfica quando operada no mesmo, mAs comparada a monofásica.

Uma redução de 12 kV pode ser necessária

quando usando um gerador de alta frequência. Os equipamentos radiográficos trifásicos são fabricados com correntes de tubo tão alto como 1200 mA; portanto, é possível exposição de intensidade alta, extremamente curta.

A principal desvantagem dos aparelhos de raios X trifásicos é seu custo inicial. O custo da instalação e operação, entretanto, pode ser mais baixo do que aquele associado com equipamentos monofásicos. Os geradores de alta frequência têm um custo moderado. A flexibilidade e capacidade total fornecida pelos geradores de baixas oscilações são maiores do que aqueles para equipamento monofásico.

Taxa de Potência

Os transformadores e geradores de alta voltagem geralmente são identificados pela sua taxa de potencia em quilowatts (kW). As forças elétricas para qualquer dispositivo são especificadas em watts com o uso da equação abaixo:

$$\text{Potência} = \text{Corrente} \times \text{Potencial}$$

$$\text{Watts} = \text{Ampere} \times \text{Volts}$$

Um gerador de alta voltagem para uma unidade radiográfica básica seria taxado em 30 a 50 kW.

Potencia máxima disponível

Quando especificar um gerador de alta voltagem, o padrão industrial usa uma corrente (mA) de tubo máxima possível em 100 kVp para uma exposição de 100 milisegundos. Esta combinação geralmente resulta na potência máxima disponível

A equação acima mostra que a potencia é o produto de amperes vezes volts. Isto assume corrente e voltagem constante, o que não existe em circuito de raios- X monofásico. Entretanto, os circuitos de alta frequência e os





trifásicos de potências de ondulações baixas é considerado de corrente constante de forma que a equação acima se mantém verdadeira.

Os geradores monofásicos têm ondulação de voltagem 100% e são geradores de raios – X menos eficiente. A taxa de potencia para os geradores monofásicos é como segue:

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 7:

Quando um sistema de ondulação de voltagem baixa é energizado em **100 kVp, 100 milisegundos**, A corrente máxima possível de tubo é **800 mA**. Qual é a taxa de potencia?

Devido o produto de amperes x volts = watts, o produto de miliampere x quilovolts = watts. Entretanto, a taxa de potencia é expressa em kW, portanto a equação definida para potencia de alta frequência e trifásico é como segue:

$$\text{Taxa de potencia (kw)} = \frac{\text{mA} \times \text{kVp}}{1000}$$

$$\text{Taxa de potência (kw)} = (0,7) \frac{\text{mA} \times \text{kVp}}{1000}$$

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 8:

Uma unidade radiográfica monofásica instalada em um escritório privado tem uma capacidade máxima de **100 milisegundos** de **120 kVp** e **500 mA**. Qual é sua taxa de potencia?

O circuito dos aparelhos dos raios - X

As três seções principais da máquina dos raios-X são: tubo de raios-X, o console de operação e as seções de alta voltagem são representadas na figura abaixo.

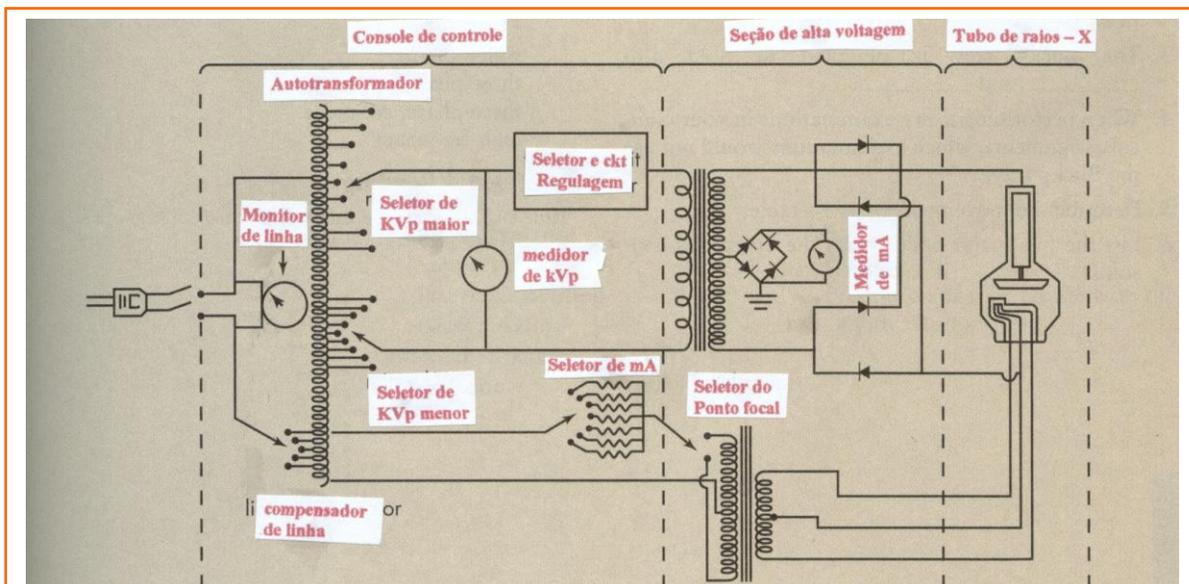


Diagrama de um circuito elétrico simplificado para uma unidade de raios - X





EXERCÍCIOS DE APRENDIZAGEM

Complete e resolvas as questões:

- 1 – A sala dos raios – X de exames gerais contém uma _____ e uma _____ com um _____
- 2 – A mesa radiográfica deve ser radioluscente. Defina radioluscente.
- 3 – A bandeja do bucky é indicada para segurar um _____ e uma _____
- 4 – Quando desempenham exames de raios – X em suas tarefas de rotina radiológica, quais exames você não usaria a bandeja bucky?
- 5 – Descreva o movimento de uma mesa **80/20**.
- 6 – Liste os cinco controles mais importantes sobre o console do operador.
- 7 – O compensador de linha ajusta a voltagem para a unidade de raios – X precisamente em _____ volts
- 8 – Qual é a finalidade do autotransformador? Por que um autotransformador é mais seguro do que um transformador de alta voltagem?
- 9 – Qual é a relação entre a voltagem primária e a voltagem secundária em um autotransformador?
- 10- O que permite fazer o voltímetro de pré-leitura?
- 11 – Os controles nos consoles radiográficos são colocados em **200 mA** com um tempo de exposição de **1/60 segundos**. Qual é o **mAs**?
- 12- Em um exame radiográfico de um paciente pediátrico os controles são colocados em **600 mA** em **30 ms (milisegundos)**. Qual é o, **mAs**?

- 13 - A estação de mA no circuito de filamento não são variável continuamente, antes, estes valores são fixados para a saída da corrente específica por causa do uso do _____
- 14- O circuito regulador de exposição está ligado sobre o _____ do transformador de alta voltagem.
- 15- Os reguladores que tem um tempo de exposição mínimo possível de 1/60 segundos são _____
- 16- Defina fotoregulador (phototimer).
- 17– Contraste a definição de gerador de alta voltagem e transformador de alta voltagem.
- 18- Por que é necessária retificação no circuito de raios – X?
- 19- Relacione as fontes de força com o percentual de ondulação de voltagem correspondente.

FORÇA	% ONDULAÇÃO DE VOLTAGEM
Monofásico	4%
Trifásico, 12 pulsos	100%
Trifásico, 6 pulsos	13%
Alta frequência	3%

20- O fluxo de elétrons vindos do catodo para o anodo de um tubo de raios – X é referido como o:

- a) mA
- b) kVp
- c) Corrente de filamento
- d) Todas acima





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 2



Assuntos

1. Estruturas externas
2. Estruturas internas
3. Falhas dos tubos

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com
 www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 





1. O TUBO DOS RAIOS - X

Introdução

A estrutura externa do tubo de raios – X consiste de três partes – (1) A estrutura suporte da ampola. “Coluna” (2) O cabeçote, e (3) O vidro ou envelope de metal “ampola”. A estrutura interna do tubo é formada de um catodo e um anodo fechada no vácuo. O tubo dos raios-X deteriora-se com o passar do tempo em função do próprio uso.

Uma explanação dos componentes externos do tubo de raios – X e a estrutura externa dos tubos de raios – X é incluído neste capítulo. No final do capítulo, as causas e prevenções das falhas dos tubos dos raios – X serão discutidos.

Estrutura Externa

Suporte da estrutura (coluna)

O tubo de raios – X é muito pesado e requer uma estrutura robusta para suportar o seu peso. São necessários mecanismos para que o técnico operador possa mover o peso do tubo facilmente. A figura na página seguinte ilustra três dos seis principais métodos para suportar o tubo de raios – X.

1– O suporte de teto (figura A) é o sistema mais freqüentemente usado. Este sistema consiste de dois grupos de trilhos montados diretamente no teto, um, perpendicular ao outro de forma que o tubo possa mover-se longitudinalmente ao longo do comprimento da mesa e transversalmente em uma direção perpendicular ao comprimento da mesa. Uma coluna telescópica

presa no trilho do teto e na carcaça do tubo, facilita o manuseio do tubo pelo técnico operador. A coluna pode mudar a distância para a mesa. A distância do tubo para o filme dos raios – X ou cassete é chamada Distancia Fonte Receptor Imagem (DFI). A DFI foi formalmente expressada como Distancia Foco Filme (DFF). Quando o tubo é centrado sobre a mesa em uma DFI padrão, diz-se que o tubo está em espera ou em posição travada. Outras posições além das travadas podem ser escolhidas pelo o operador.

- 2 – O sistema de suporte de teto - chão tem uma coluna com rodas montadas em trilhos presas em cada uma de suas extremidades teto e chão. O tubo dos raios – X move-se ao longo do trilho longitudinalmente, bem como para cima e para baixo, e de forma lateral sobre a coluna.
- 3 – Uma alternativa para montar a coluna é montar um tubo de raios – X sobre o sistema montado no chão (fig. B)
- 4 – O tubo dos raios – X fluoroscópico é montado debaixo da mesa radiográfica e é energizado somente durante a fluoroscopia quando a torre do intensificador de imagem está fixada no lugar.
- 5 – O tubo de raios – X pode também ser montado sobre um suporte formatado como um C. Estes são chamados unidades de braço C (figura C) e são usados como unidades fluoroscópicas portátil ou em suíte de procedimentos especiais.
- 6 – Os tubos de raios – X podem ser montados sobre portátil ou máquina móvel para usar no leito do paciente.







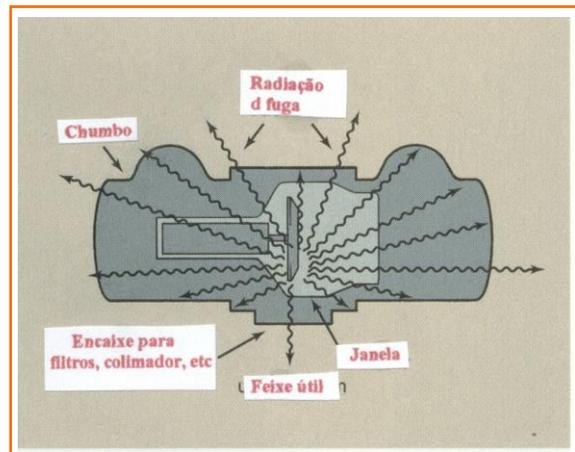
Carcaça protetora do tubo dos raios-X

Quando os raios – X são produzidos, eles são emitidos **isotropicamente** com igual intensidade em todas as direções. O feixe útil é somente aquele que é emitido através da seção especial do tubo de raios – chamado **janela** (figura seguinte). Os outros raios – X que escapam através da carcaça protetora são chamados de radiação de fuga. Eles não contribuem em nada na informação diagnóstica e resultam em exposição desnecessária para o paciente e o técnico operador.

Uma carcaça protetora fabricada apropriadamente reduz o nível de radiação de fuga quando operado na condição máxima. Os fabricantes de tubos dos raios – X obedecem a padrões estabelecidos para a radiação de fuga determinada pelos órgãos governamentais. Os padrões são menos do que 100 mR/h a 1m. A carcaça protetora também incorpora especialmente receptáculos de alta voltagem projetados para proteção contra o choque elétrico acidental. A morte por eletrocussão era um perigo muito real para os operadores anteriores. A carcaça protetora também fornece suporte mecânico para o tubo dos raios – X e protege o tubo de danos causados por manuseio.

A carcaça protetora que protege os tubos dos raios – X contém óleo que serve para ambas as funções: a de isolamento elétrico e amortecedor térmico. Algumas carcaças protetoras têm um ventilador de esfriamento para esfriar o ar do tubo ou o óleo no qual o tubo dos raios – X é imerso e bramar como dispositivo para permitir o óleo expandir quando aquecido. Se a expansão é muito grande, uma micro chave (microswitch) é ativado de forma que o tubo não possa ser usado até que este esfrie.

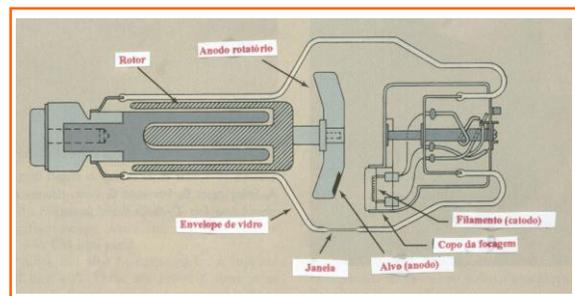
Lembrete: A carcaça protetora nunca deve ser segura durante um exame radiográfico. Em suma, membros do paciente não devem repousar sobre o tubo ou carcaça durante um exame de raios – X. Os cabos de alta voltagem e terminais não devem ser usados com as mãos para posicionar o tubo



A carcaça protetora reduz a intensidade da radiação de fuga para menos do que 100 mR/h a 1 metro

Envelope (tubo) de vidro

Um tubo de raios – X é um tubo a vácuo ou diodo com dois eletrodos: O catodo (filamento) e o anodo (alvo) figura seguinte.



Principais partes de um tubo de raios – X de anodo rotatório moderno

Os componentes estão contidos dentro de um envelope de vidro vácuo. O tubo dos raios-X, entretanto, é uma espécie de tubo a vácuo. Este é relativamente grande, talvez 30 a 50 cm de comprimento e 20 cm em diâmetro.





O envelope de vidro é feito de vidro Pyrex para capacitá-lo a suportar o tremendo calor gerado. O envelope mantém um vácuo ou espaço vazio dentro do tubo. Este vácuo permite a produção mais eficiente de raios-X e uma vida mais longa do tubo. Se o tubo fosse preenchido com gás, o fluxo de elétron vindo do catodo para o anodo seria reduzido, poucos raios-X seriam produzidos, e mais calor seria criado. Os tubos de r-X antigos, modificações do tubo de Crookes, não eram tubos a vácuo, mas continham quantidades controladas de gás dentro do envelope de vidro e seria mais indicado como luz fluorescente.

Os tubos dos r-X modernos, os tubos de Coolidge, é um tubo a vácuo. Se este fica gasoso, por ser preenchida com molécula de gás, a produção dos raios - X diminuiria e o tubo falharia.

Os recentes melhoramentos nos projetos dos tubos incorporam metal como parte ou o envelope todo que é melhor do que vidro.

Como o envelope de vidro envelhece, algum tungstênio vaporiza e cobre o interior. Isto altera o potencial elétrico do tubo, o que permite a corrente do tubo vagar e interagir com o envelope de vidro. O resultado é centelhação e falha do tubo. Os tubos de envelopes de metais mantêm um potencial elétrico constante entre o elétron da corrente do tubo e o envelope. Além disso ele tem uma vida longa e são menos prováveis a falhar. Virtualmente todos os tubos de r-X de alto-produção agora usam envelopes de metal.

A janela do tubo é uma área no envelope de vidro ou metal, de aproximadamente 5 cm², que é fina e pelo qual o feixe de raios - X útil é emitido. A janela fina permite emissão máxima de raios - X com um mínimo de absorção pelo vidro ou metal.

Estrutura Interna

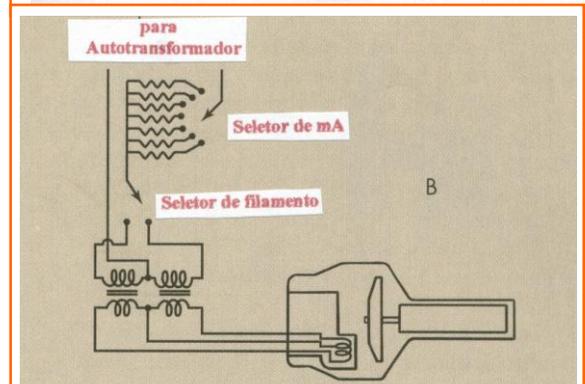
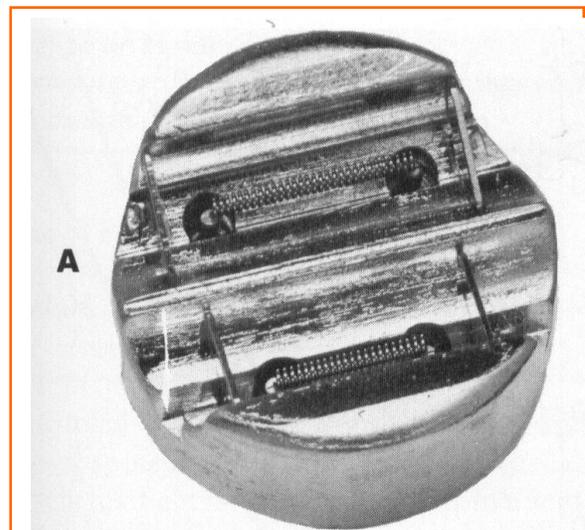
Vamos entender melhor o interior do tubo dos raios - X estudando cada um de seus componentes.

Catodo

Catodo

O catodo é o lado negativo do tubo dos raios - X e tem duas partes primárias (1) um **filamento** e (2) e um **copo de focagem**

A figura seguinte mostra uma fotografia de um catodo de duplo filamento e um desenho esquemático de seu suprimento elétrico.



A - Catodo de filamento duplo indicado para fornecer pontos focais de 0,5 mm e 1,5 mm B - esquema para catodo de duplo filamento





Filamento

O filamento é uma bobina de fio similar aquela das tostadeiras usadas em cozinhas exceto que é muito menor. O filamento geralmente é cerca de **2 mm de diâmetro** e de **1 a 2 cm de comprimento**. Nas tostadeira de cozinha, uma corrente elétrica é conduzida através da bobina, e esta por sua vez, começa a emitir uma grande quantidade de calor. Um filamento do tubo de raios – X emite elétrons quando este é aquecido. Quando a corrente através do filamento é suficientemente alta de aproximadamente 4 amperes ou acima, os elétrons das camadas externas dos átomos do filamento são literalmente fervilhados e ejetados do filamento. Este fenômeno é conhecido como **emissão termiônica**.

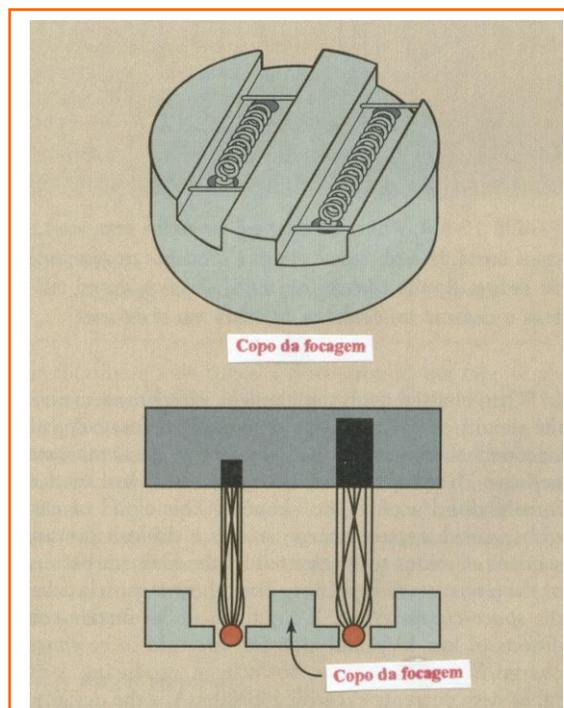
Os filamentos geralmente são feitos de tungstênio toriado. O tungstênio fornece uma maior emissão termiônica do que outros materiais porque seu ponto de fusão é 3410°C , e, portanto, este não é provavelmente esgotável. Em suma, o tungstênio não vaporiza facilmente. Se este vaporizar, provavelmente o tubo ficará gasoso e suas partes internas cobertas com tungstênio. Finalmente, depois de um uso longo, o tungstênio vaporiza e este se deposita sobre os componentes internos. Isto atrapalha algumas das características elétricas do tubo e pode levar o tubo a falhar. Embora, não sensacional ou imprevisível, isto são as causas mais comuns de falha no tubo.

A adição de 1% a 2% de tório para o filamento de tungstênio aumenta a eficiência da emissão termiônica e prolonga a vida do tubo.

Copo da Focagem

O filamento é embutido em um copo de metal chamado de copo da focagem (figura

seguinte). Devido todos os elétrons acelerados vindos do catodo para o anodo estarem eletricamente negativos, os feixes de elétrons tendem a se abrir por causa da repulsão eletrostática. Alguns elétrons podem até mesmo errar completamente o anodo.



O copo de focagem é um metal que rodeia o filamento

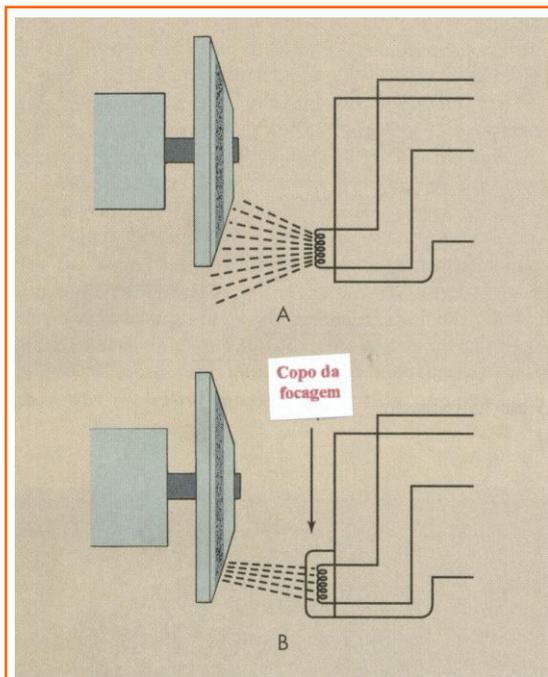
O copo de focagem é eletrizado negativamente tal que este por repulsão condensa o feixe de elétrons para uma pequena área do anodo (figura seguinte). A efetividade do copo da focagem é determinada pelo seu tamanho e forma, sua carga, o tamanho e forma do filamento, e a posição do filamento dentro do copo da focagem.

Certos tipos de tubos de raios – X chamados tubos de grade-controlada são projetados para ser ligados e desligados muito rapidamente. Os tubos de grades controlados são usados em unidades de descargas capacitivas portáteis e em angiografia de sub-





tração digital, radiografia digital, e cineradiografia, todos os quais requerem múltiplas exposições no tempo de exposição precisa. O termo grade é emprestado dos tubos eletrônicos a vácuo e refere-se a um elemento no tubo que atua como um interruptor. Em um tubo de raios-X de grade-controlada o copo da focagem é a grade e, portanto, o interruptor de exposição.



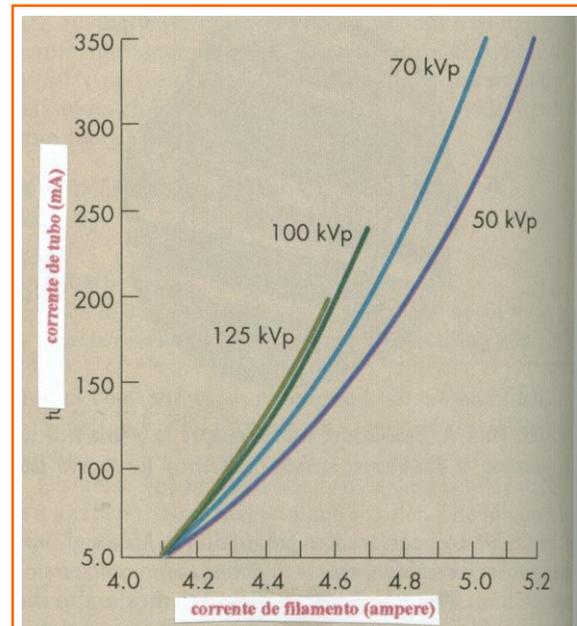
A – Sem o copo de focagem, o feixe de elétrons seria engrossado além do anodo por causa da repulsão eletrostática mutua entre os elétrons

B- Com o copo de focagem, que está carregado negativamente, o feixe é condensado e direcionado para a área desejada do anodo.

Corrente de filamento

Quando a unidade do r-X é ligada, primeiro flui uma corrente baixa através do filamento para aquecer e preparar este para o solavanco termal necessário para a produção de raios – X. Em corrente de filamento baixo, nenhuma corrente de tubo flui porque o filamento não produz calor

bastante para emissão termiônica. Assim que a corrente de filamento é alta bastante para emissão termiônica, uma pequena elevação de corrente de filamento resulta em uma grande elevação de corrente no tubo. Esta relação entre corrente de filamento e corrente do tubo depende da voltagem do tubo fixada na estação do console (figura seguinte).



A corrente no tubo de raios – X é atualmente controlada pela mudança da corrente de filamento. Por causa da emissão termiônica uma pequena mudança na corrente de filamento resulta em uma grande mudança na corrente do tubo

Corrente de filamento

A corrente do tubo de raios – X é ajustada por controlar a corrente do filamento

Estação fixada de 100, 200, e 300 mA e assim em correspondência a conexão discreta sobre o transformador de filamento ou resistores de precisão.

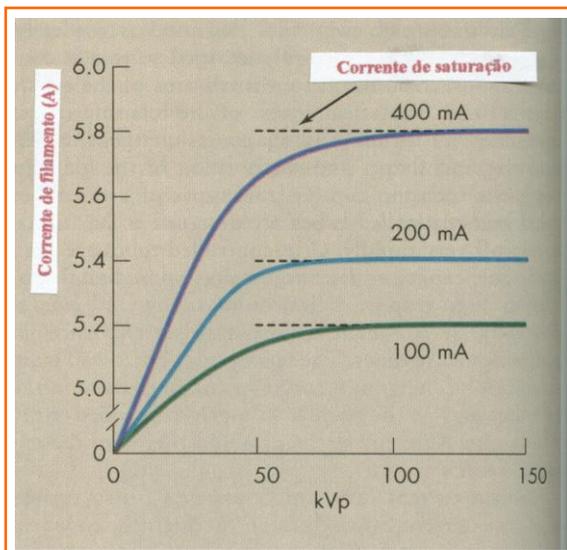
Quando os elétrons saem do filamento estes permanecem momentaneamente na vizinhança do filamento antes de começarem





a aceleração para o anodo. Devido estes elétrons estarem carregados negativamente, eles se repelem entre si e tendem a formar uma nuvem espacial ao redor do filamento. Esta nuvem de elétrons chamada carga espacial, dificulta elétrons subseqüente de serem emitidos pelo filamento devido à repulsão eletrostática. Este fenômeno é chamado efeito carga-espaco (space-charge effect). O tubo dos raios – X sob certas condições de kVp baixo e mA alto são ditos estarem com a carga-espaco limitada. Um obstáculo maior na fabricação de tubos dos raios – X com correntes que excede a 1000 mA é o desenho do dispositivo de compensação carga-espaco adequado.

Em qualquer corrente de filamento dado, por exemplo, 5,2 amperes (figura seguinte), a corrente do tubo dos raios – X se originaria com o kVp crescendo para um valor máximo. Um aumento posterior no kVp não resultaria em um mA maior porque todos os elétrons disponíveis foram usados. Isto é o que chamamos de corrente de saturação. A corrente de saturação não é atingida em kVp baixo por causa da limitação carga-espaco.



A corrente do tubo de raios – X alcança um nível máximo chamado “Corrente de Saturação”

Tube de Duplo Foco

A maioria dos tubos dos raios – X diagnósticos tem dois pontos focais, um grande (grosso) e outro pequeno (fino). O ponto focal pequeno é usado quando requeremos uma **melhor resolução espacial e magnificação**. O ponto focal grande é usado quando se requer fatores técnicos que produzam **calor alto**. As seleções de pontos focais grandes ou pequenas geralmente são feitas com o seletor da estação de mA sobre o console de operação ou com a chave de seleção de ponto focal.

Ponto focal pequeno ou grande

Normalmente o filamento pode ser usado com a estação de mA baixo (aproximadamente 300 mA ou menos)

Somente ponto focal grande

Em aproximadamente 400 mA e acima, somente o ponto focal grande é recomendado para usar porque com o ponto focal pequeno a **capacidade de calor** do anodo pode ser excedida trazendo danos ao tubo.

O ponto focal pequeno tem em tamanhos que variam de 0,1 a 0,5 milímetro e pontos focais grandes em tamanhos que variam de 0,4 a 1,2 milímetros. Cada filamento de um catodo moderno de filamento duplo construído é envoltado no copo da focagem (figura seguinte). O tamanho do ponto focal pequeno está associado com o filamento pequeno e o tamanho do ponto focal grande está associado com o filamento grande. A corrente elétrica flui através do filamento apropriado conforme a condição estabelecida pelo técnico operador.

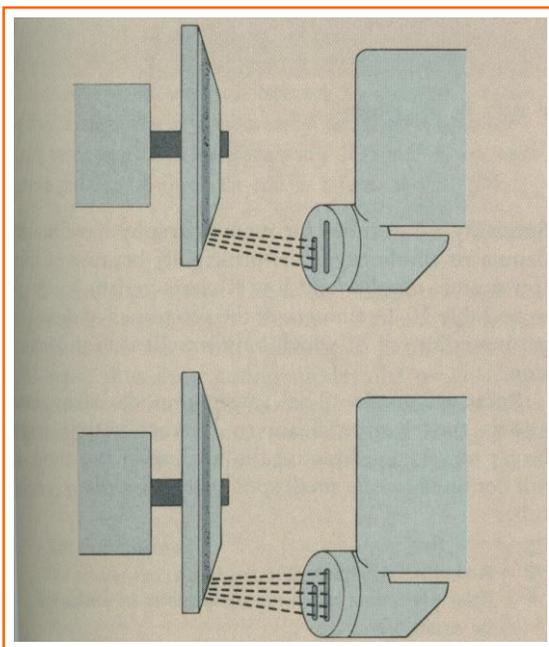




Anodo

Anodo

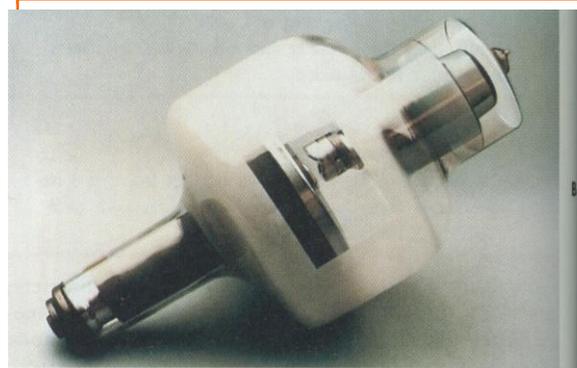
O anodo é o **lado positivo** do tubo dos raios – X. Existem dois tipos de anodos – (1) **Estacionário** e (2) **Rotatório** (figura seguinte). Ambos os tipos tem uma estrutura suporte e um alvo (veja abaixo para uma explicação do alvo).



Em um tubo de raios – X com foco duplo, o tamanho do ponto focal é controlado pelo aquecimento em um dos dois filamentos

Os tubos dos raios – X de anodos fixos são usados em máquinas de raios – X dentais, aparelhos portáteis, e outras unidades de objetivos especiais onde não são necessários potências e correntes altas de tubos. Os tubos dos raios – X de objetivos gerais usam os anodos rotatórios porque eles devem ser capazes de produzir feixes de raios – X de alta intensidade em um tempo curto.

O anodo no tubo de raios – X servem a três funções.



Todos os tubos de raios – X diagnósticos podem ser classificados de acordo com o tipo de anodo que eles contêm. A) Anodo estacionário B) anodo rotatório

- 1- O anodo é um condutor elétrico. Estes recebem elétrons emitidos pelo catodo. E é alimentado com voltagem positiva através dos cabos conectados vindo do gerador de alta voltagem.
- 2- O anodo fornece também suporte mecânico (base de apoio) para o alvo
- 3- O anodo deve ser também um bom condutor térmico. Quando os elétrons batem com violência no anodo, mais de 99% de sua energia cinética é convertida em calor. Este calor deve ser jogado fora antes que derreta o anodo. Dissipadores de calor adequados é a maior barreira da engenharia nos projetos de tubos dos raios – X de maior capacidade.



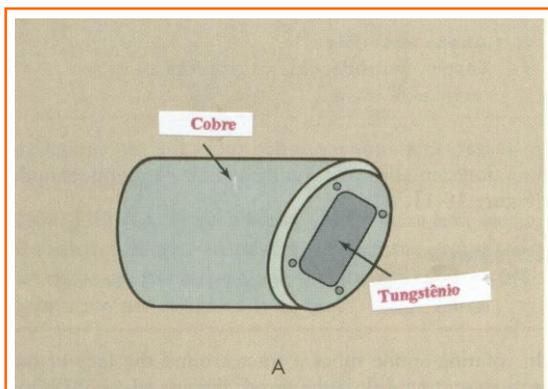


Material do Anodo

Cobre, molibdênio e grafite são os materiais de anodo mais comumente usados.

O alvo

Nos tubos dos raios – X de anodos estacionários (fixo) o alvo consiste de uma liga de metal de tungstênio embutido no anodo de cobre (figura seguinte).

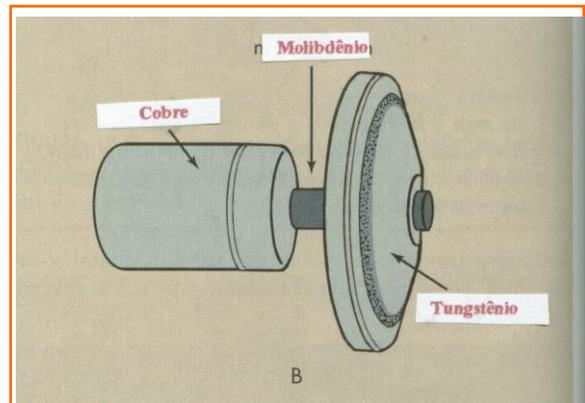


A) Em um tubo de anodo fixo o alvo está embutido no anodo de cobre

O alvo

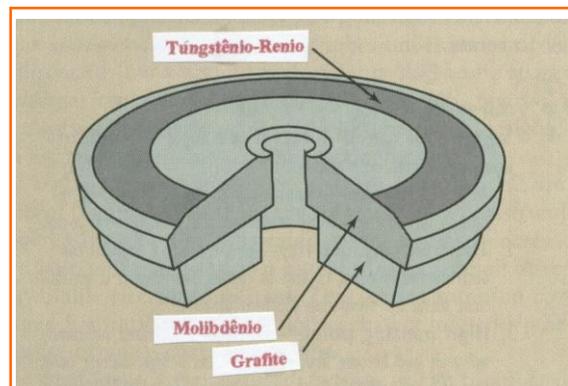
O alvo é a área do ponto focal no anodo aonde os elétrons vindos do catodo colidem.

Nos tubos de anodos rotatórios uma área ao redor da face do disco circulando inteiramente o disco é o alvo (figura seguinte). Este disco geralmente é feito de uma liga de tungstênio. A liga de tungstênio é misturada ao rênio que dará a este, intensidade mecânica adicional para resistir o esforço da rotação de alta velocidade.



Em tubo de anodo rotatório o alvo é a área circular no disco.

Os tubos dos raios-X de alta capacidade têm molibdênio e/ou uma camada de grafite sob o alvo de tungstênio (figura seguinte). Ambos os molibdênio e grafite têm menor densidade de massas do que o tungstênio, que torna o anodo mais fácil para girar.



A camada do anodo consiste de um alvo na superfície forrada por uma ou mais camadas para aumentar a capacidade

Os tubos dos raios – X especialmente para mamografia têm principalmente alvos de molibdênio ou ródio por causa do seu número atômico baixo e a baixa energia dos raios – X característicos – K. A tabela seguinte resume as propriedades destes materiais de alvo, todos os quais têm excelente condução de calor.





Material do Alvo

Tungstênio é o material de escolha para o alvo em radiografia geral por três razões principais:

- 1 – **Número atômico** – Tungstênio tem número atômico alto, $Z = 74$, que resulta em alta eficiência na produção de raios – X e em raios – X de alta energia.
- 2 – **Condutividade térmica** – O Tungstênio tem uma condutividade quase igual a do cobre. Portanto, este é um eficiente metal para dissipar o calor produzido.
- 3 – **Alto ponto de fusão** – Qualquer material, se aquecido suficientemente, fundirá e se tornará líquido. O tungstênio tem um ponto de fusão alto (aproximadamente 3400°C comparado com o cobre que é cerca de 1100°C) e, portanto, pode manter-se sob uma corrente de tubo alta sem **corroer** ou **bolhar**

Características dos alvos dos raios - X

Elemento	Z	Energia do RX K	Temperatura PF
Tungstênio (W)	74	69 keV	3400°C
Molibdênio (Mo)	42	20 keV	2600°C
Ródio (Rh)	45	23 keV	3200°C

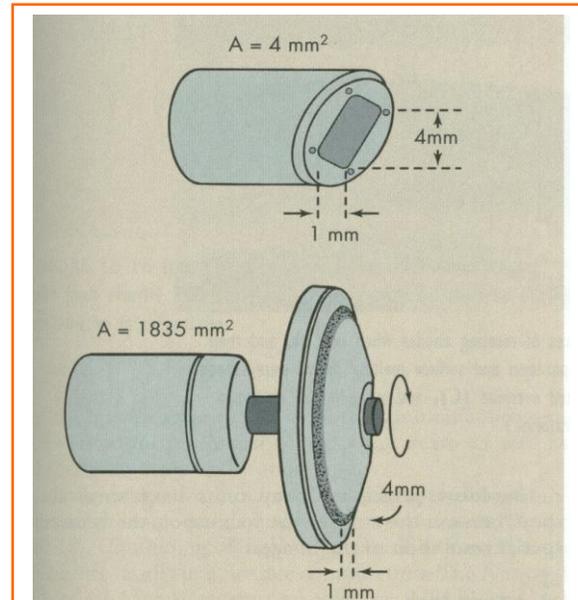
Anodo Rotatório

O anodo rotatório no tubo dos raios – X permite que o feixe de elétrons interaja muito mais com a área do alvo e o calor do anodo não fica concentrado somente a um pequeno ponto como ocorre com os tubos de anodos fixos.

Anodo Rotatório

Com o anodo rotatório podem-se usar correntes de tubos maiores e em conseqüência tempos de exposições mais curtos.

A figura seguinte compara as áreas do alvo de tubos de raios – X de anodos fixos típicos com tubos de raios – X de anodos rotatórios com pontos focais de 1 mm.



Tubo de anodo fixo com um ponto focal de 1 mm pode ter uma área de alvo de 4 mm^2 . Uma área de alvo de anodo rotatório de 4 cm comparável tem aproximadamente 1835 mm^2 de área, o que aumenta a capacidade de calor do tubo por um fator de quase 500

A área do alvo atual para o anodo fixo do tubo é $1 \text{ mm} \times 4 \text{ mm} = 4 \text{ mm}^2$. A área do alvo atual para a extensão do anodo rotatório de 4 mm é 1835 mm^2 , desta forma o anodo rotatório do tubo fornece aproximadamente 500 vezes mais área para o feixe de elétrons interagirem do que um tubo de anodo fixo. Além disso a capacidade calorífica pode ser melhorada se aumentarmos a velocidade de rotação (rpm) do anodo.

RPM dos Anodos

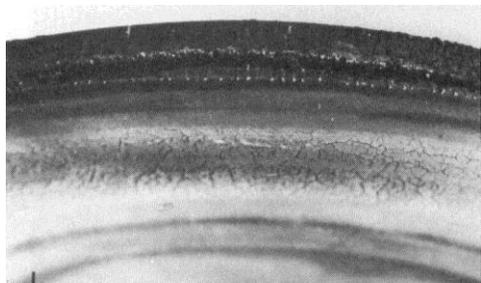
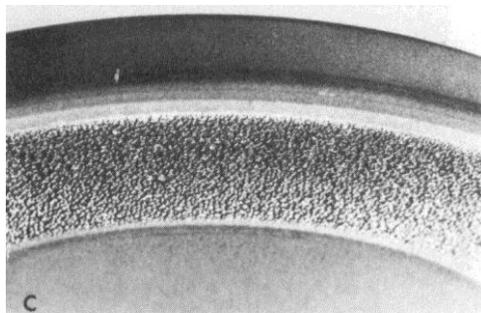
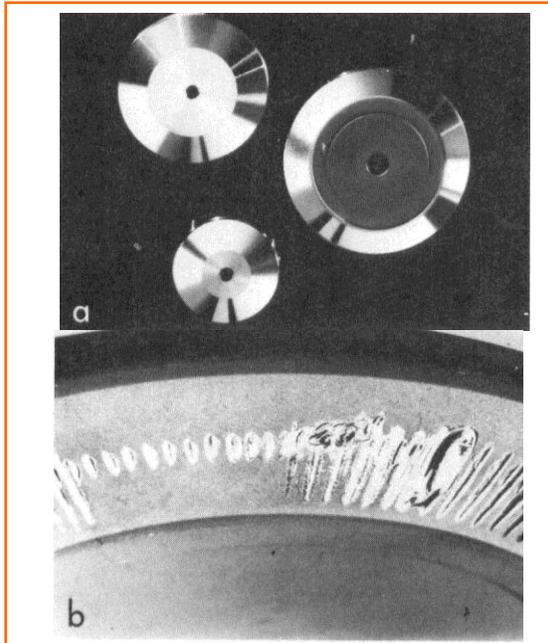
A maioria dos anodos rotatórios revolve em 3400 rotações por minuto (rpm)

Os anodos de tubos de alta capacidade rotacionam em 10.000 rpm. O pescoço do anodo é o talo entre o anodo e o rotor. Este talo é geralmente de molibdênio por causa de suas propriedades de conduzir calor. Ocasionalmente o mecanismo do rotor de um tubo de anodo rotatório falha. Quando isso





acontece, o anodo se torna superaquecido ocasionando fendas e rachaduras, o que causam a falha do tubo (figura seguinte).



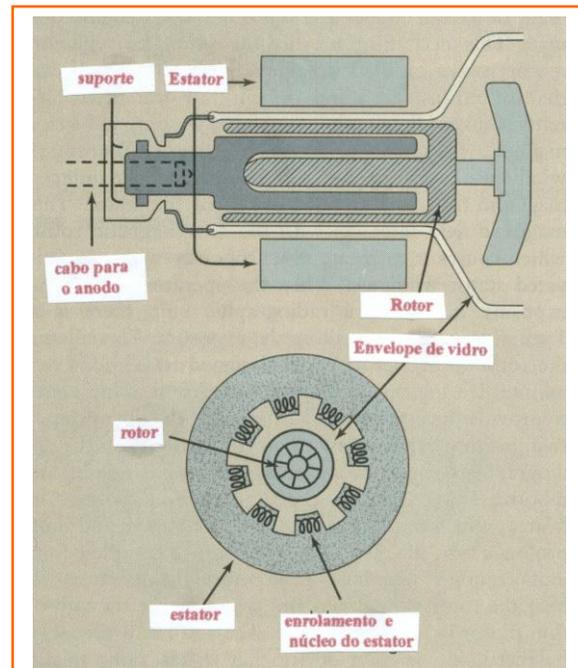
Comparação de anodos de rotação de aparências lisas e brilhosas quando nova (A) e sua aparência após falhar (B) a (D). Exemplos de fusão de superfícies e separação de anodos mostrando que foi causado por rotação baixa causada pelo dano do apoio (B) repetição de sobrecarga (C) excesso da capacidade máxima de calor (D)

Motor de Indução

O anodo rotaciona dentro da ampola de vidro sem nenhuma conexão mecânica com o lado externo da ampola.

Anodo Rotatório

O Anodo é comandado por um **motor de indução** eletromagnética (figura seguinte)



O alvo de um anodo rotatório é alimentado por um motor de indução, os seus componentes principais são o estator e o rotor

O motor de indução consiste de duas partes principais que estão separadas uma da outra pelo o tubo de vidro. A parte que fica fora do tubo é chamada o estator, e consiste de uma série de eletromagnetos igualmente espaçado ao redor do pescoço do tubo. Dentro do tubo de vidro está um talo de barra de cobre e ferro macio fabricado em uma massa. Este mecanismo é chamado rotor. O motor de indução trabalha baseado na indução eletromagnética similar ao transformador e baseado na Lei de Lenz da corrente de indução.





A corrente flui em cada enrolamento do estator induzindo um campo magnético que rodeia o rotor. O enrolamento do estator é energizado sequencialmente assim que o campo magnético induzido rotaciona sobre o eixo do estator. Este campo magnético interage com o ferromagnético do rotor, o qual passa a rotacionar sincronizadamente com o enrolamento do estator ativado. Quando o operador pressiona o botão de exposição de uma unidade radiográfica ocorre primeiro um tempo de espera de 1 segundo antes de acontecer a exposição. Este fato permite o rotor a acelerar-se para sua rpm indicada. Durante este tempo, a corrente de filamento é aumentada para fornecer a corrente do tubo de raios - X.

Quando usando um interruptor de duas posições de exposição, é importante para o técnico ou radiologista pressionar o interruptor para sua posição final em um movimento. O que minimizará o tempo que o filamento é aquecido, evitando desta forma o excesso de carga espacial, prolongando desta forma a vida do tubo. Quando a exposição é completada, em unidades equipadas com rotores de alta velocidade, o operador pode ouvir o rotor diminuir a velocidade e parar porque o motor de indução é colocado para o reverso.

O rotor é um dispositivo de baixa fricção, balanceado precisamente que se deixado sozinho pode levar muitos minutos para parar após uso. Nos tubos de raios - X novos o tempo de costa ou tempo de parada do anodo seria cerca de 60 segundos. Com o envelhecimento o tempo de parada é reduzido por causa do desgaste do dos pontos de apoio do rotor.

Princípio do Foco – Linha

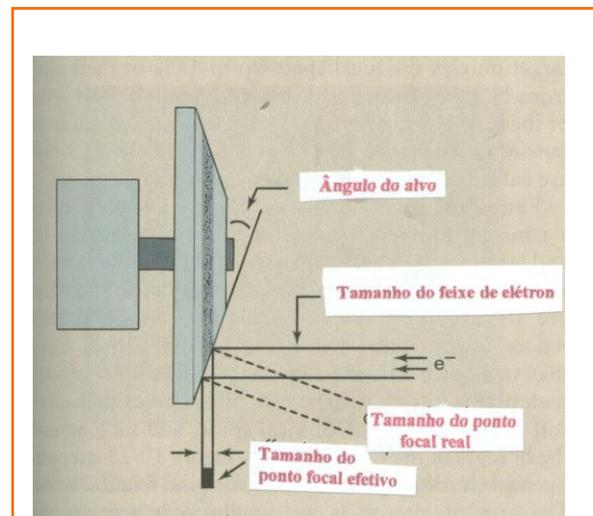
A unidade dos raios-X tem ponto focal pequeno porque quanto menor o ponto focal

melhor a resolução espacial da imagem.

Ponto focal

O ponto focal é a área do alvo que de fato recebe o impacto com os elétrons dos quais os raios -X são emitidos. O ponto focal é a fonte real de radiação.

Infelizmente, quando o tamanho do ponto focal é diminuído, o aquecimento do alvo é concentrado em uma área menor. Este é o fator limitante para o tamanho do ponto focal. Antes do desenvolvimento do anodo rotatório, um outro detalhe foi incorporado aos alvos dos tubos de raios - X, tornando a área de aquecimento maior e mantendo o ponto focal pequeno. O detalhe exibido é conhecido como princípio do foco - linha. Angulando o alvo, a área efetiva do alvo torna-se muito maior do que a área real de interação dos elétrons (figura seguinte).



O princípio do foco de linha permite um alto aquecimento do anodo com um ponto focal efetivo pequeno. Quando o ângulo do alvo diminui, faz o tamanho do ponto focal ser efetivo

Ponto Focal Efetivo

A área do alvo efetiva ou o **ponto focal efetivo** é o ponto focal projetado para o paciente e o **receptor de imagem**

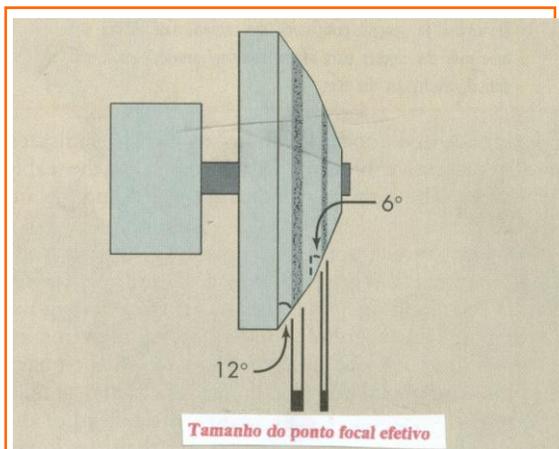




O tamanho do ponto focal efetivo é o valor determinado quando identificamos o ponto focal pequeno ou grande. Quando o ângulo do alvo é feito menor, o tamanho do ponto focal efetivo também será pequeno. Os tubos dos raios – X diagnóstico têm ângulos de alvo variando de cerca de 5 a 15 graus.

A vantagem do princípio do foco – linha é que esta melhora simultaneamente a resolução espacial do feixe de raios – X bem como a capacidade de calor do anodo.

Alvos bi-ângulos são fabricados com dois ângulos sobre o mesmo anodo e dois tamanhos de ponto focal (figura seguinte). Combinando alvos bi-ângulos com diferentes comprimentos de filamentos resultam em uma combinação flexível. A Associação Nacional de Fabricantes Elétricos (NEMA) tem estabelecido padrões e variâncias para o tamanho do ponto focal. Quando um fabricante afirma que o ponto focal é o “tamanho nominal” isto significa que o ponto focal do equipamento está dentro do padrão aceitável.



Alguns alvos têm dois ângulos para produzir dois pontos focais.

Efeito Inclinação do Anodo (Heel Effect)

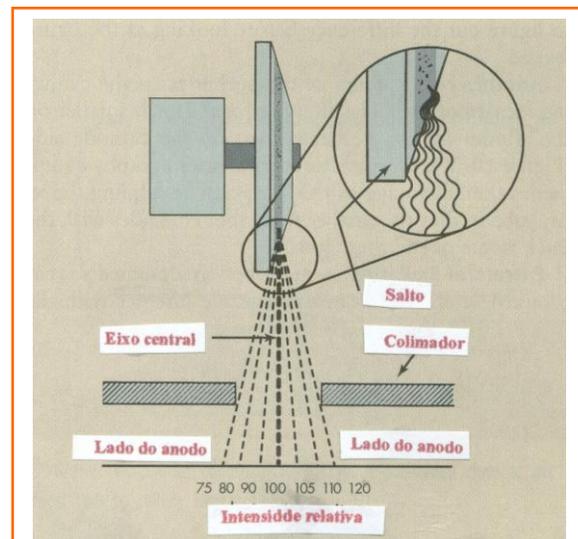
Infelizmente uma consequência do princí-

pio foco–linha é o efeito inclinação do anodo.

Efeito Anodo

O efeito anodo reduz a intensidade do feixe de radiação dos raios – X no lado do anodo deixando o feixe mais intenso no lado do catodo.

Neste efeito os elétrons interagem com os átomos do alvo em várias profundidades do alvo. Os raios – X que constituem o feixe útil são emitidos vindos de profundidade na direção do alvo no lado do anodo e devem atravessar uma espessura maior de material do alvo do que os raios –X emitidos que vem na direção do lado do catodo. As intensidades dos raios – X emitidos através da inclinação do alvo são reduzidas porque eles têm um caminho mais longo através do alvo para escapar e, portanto, há uma absorção aumentada dos raios – X naquele lado. Isto é o efeito inclinação do anodo (heel effect). Geralmente quanto menor o ângulo do anodo, maior é o efeito anodo. A diferença na intensidade de radiação através do feixe útil de um campo de raios – X pode variar tanto como 45%.



O efeito anodo resulta na redução da intensidade do feixe útil de raios –X no lado do anodo por causa da absorção dos raios – X na inclinação do alvo.





Raio central do feixe de raios – X

O raio central do feixe útil é a linha imaginária gerada pela parte mais central no feixe de r-X

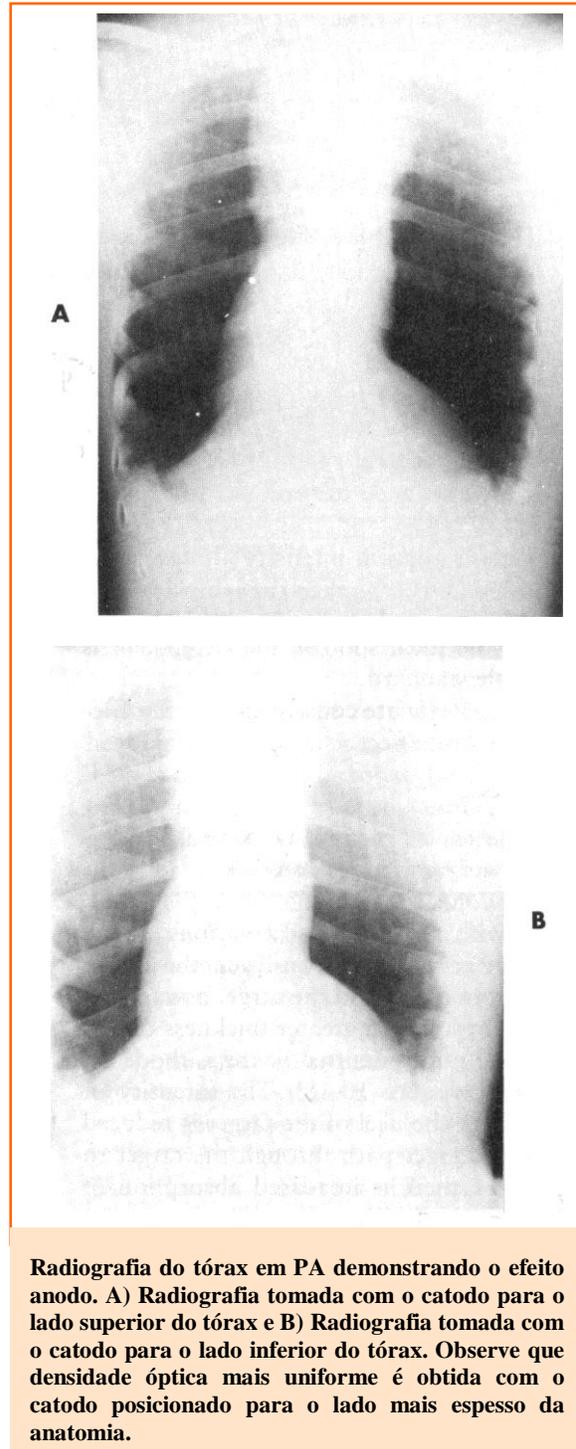
Se a intensidade da radiação ao longo do raio central é designada como 100%, então a intensidade sobre o alvo no lado do catodo pode ser um tanto maior como 120% e a intensidade do lado do anodo podem ser, um tanto menor como 75%. O efeito anodo é importante quando radiografamos estruturas anatômicas de espessuras e densidades diferentes.

Relembrando

Em geral, posicionando o lado do catodo do tubo dos raios – X sobre a parte mais espessa da anatomia este fornece mais densidade óptica uniforme sobre o filme radiográfico

As posições do catodo e do anodo geralmente são indicadas sobre a carcaça protetora do tubo, algumas vezes próximas ao cabo conector. O catodo é indicado como (-) e o anodo é (+). Por exemplo, em radiografia de tórax, o catodo deve ser a direção dos pés. O tórax inferior, na região do diafragma, é considerado mais espesso do que o tórax superior e, portanto, requer maior intensidade de radiação para se ter uma exposição mais uniforme no receptor de imagem. Uma imagem abdominal, por outro lado, deve ser tomada tal que o catodo esteja na direção da cabeça do paciente. O abdômen superior é mais espesso do que o abdômen inferior e pelvis e requer intensidade de raios – X maior para se obter densidade óptica mais uniforme. A Figura seguinte mostra duas radiografias de tórax anteroposterior (PA), uma feita com o catodo para o lado superior, e a outra feita com o catodo para o lado inferior.

Experimente olhando as duas fotografias da imagem radiográficas obtidas antes de ler a legenda, observe as diferenças que as duas imagens apresentam.

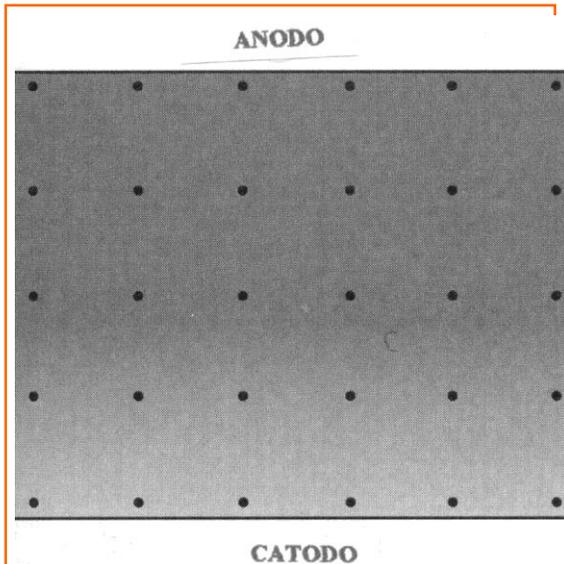


Radiografia do tórax em PA demonstrando o efeito anodo. A) Radiografia tomada com o catodo para o lado superior do tórax e B) Radiografia tomada com o catodo para o lado inferior do tórax. Observe que densidade óptica mais uniforme é obtida com o catodo posicionado para o lado mais espesso da anatomia.





Uma outra consequência do efeito anodo é a mudança do tamanho do ponto focal. O ponto focal efetivo é muito menor sobre o lado do anodo do feixe do que sobre o lado do catodo (figura seguinte). Os fabricantes de equipamentos de mamografia aproveitam a vantagem desta propriedade por angular o tubo de raios – X tal que o ponto focal menor coincide com a espessura de tecido da parede do tórax.

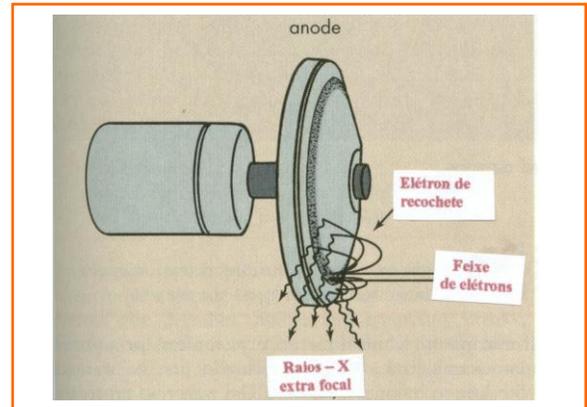


O ponto focal efetivo muda o tamanho e a forma através do campo dos raios – X projetado

Radiação Extrafocal

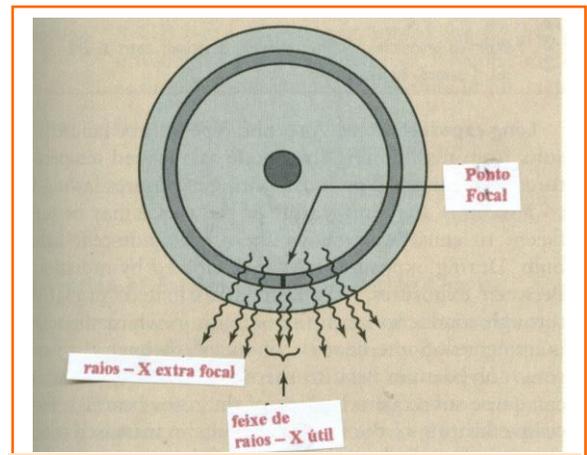
Os tubos dos raios – X são projetados tal que os elétrons-projéteis vindos do catodo interagem com o alvo somente no ponto focal. Até 15% desses elétrons ricocheteiam fora do ponto focal e regiões sobre outras áreas do alvo, o que produz r-X vindos do lado de fora do ponto focal (figura seguinte). Estes raios – X são chamados extrafocal ou radiação fora do foco.

Radiação extrafocal é como esguichando uma pistola de água em um pavimento de concreto. Algumas águas salpizam fora e em região de grande área.



Raios – X extrafocal resultante de elétrons interagindo fora do ponto focal

A radiação extrafocal é indesejável porque esta faz parecer aumentar o tamanho do ponto focal (figura seguinte).



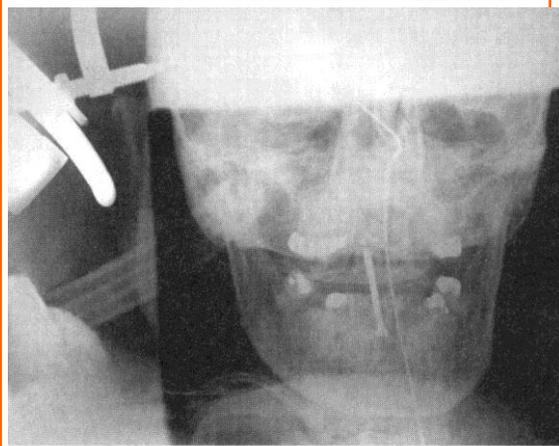
Raios – X extra focal criam um ponto focal maior do que o pretendido

A radiação extrafocal pode reduzir significativamente o contraste da imagem e expor partes do paciente que não são de interesse radiográfico. Exemplos de tais imagens indesejáveis são as orelhas em um exame de crânio, tecidos moles como a espinha cervical, pulmão, além de bordas da espinha torácica. A figura seguinte é uma radiografia operatória de um parafuso de fixação da espinha cervical. A área de interesse é bem colimada; entretanto, o aro



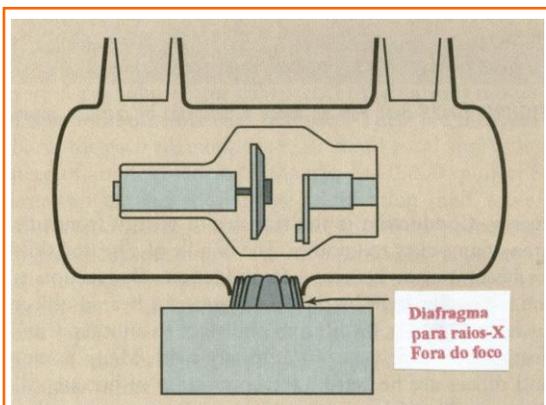


que segura a cabeça do paciente para posicionamento foi exposto também. Este é um exemplo de radiação extrafocal expondo áreas fora da anatomia de interesse.



Radiação extrafocal expondo área fora da anatomia de interesse

A radiação extrafocal é reduzida projetando um diafragma fixo na carcaça do tubo próximo a janela do tubo de raios - X (figura seguinte). Uma outra solução efetiva é um tubo de raios - X de ampola de metal. Os elétrons refletidos do ponto focal são extraídos pelo envelope do metal e administrado fora.



Um diafragma adicional é posicionado próximo ao ponto focal para reduzir a radiação extrafocal.

Falhas nos Tubos de Raios - X

Causas

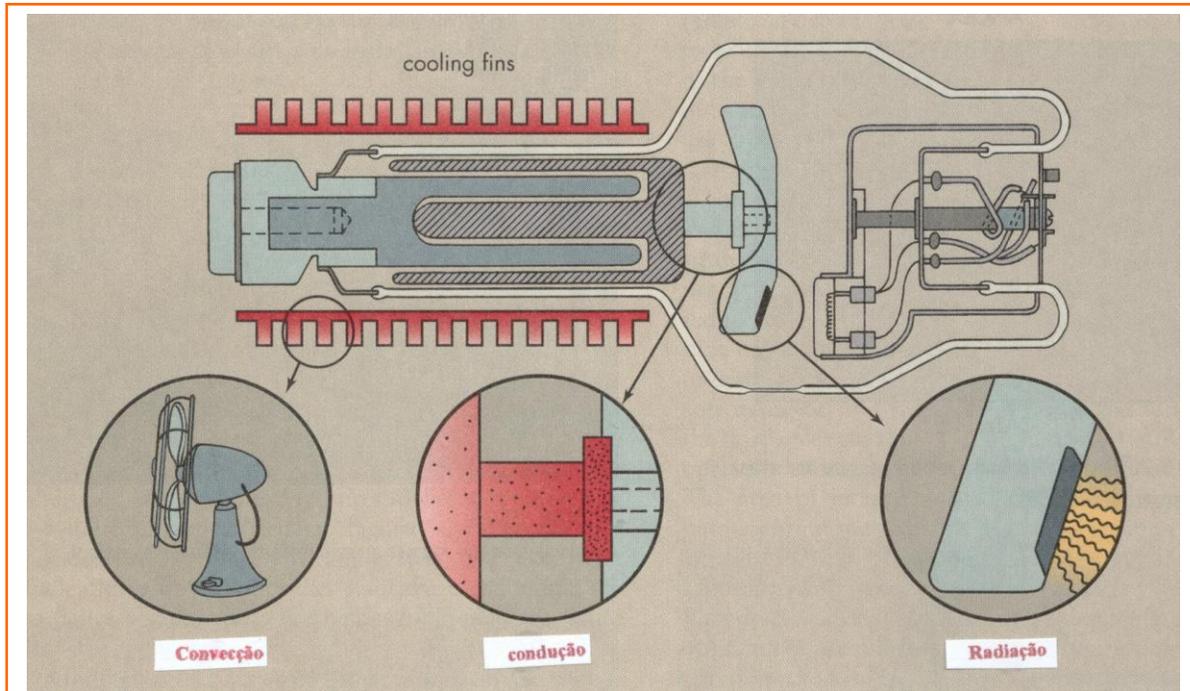
Com o uso cuidadoso os tubos dos raios - X podem fornecer muitos anos de serviço. Com um técnico operador sem conhecimento a vida útil do tubo pode ser substancialmente reduzida e o tubo pode até mesmo falhar abruptamente. A vida útil do tubo é prolongada se usar os fatores radiográficos de mA, kVp, e tempo de exposição apropriadamente para cada exame. Atualmente o uso de receptores de imagens rápidas e tempos de exposições curtos têm resultado em uma vida longa dos tubos. Há várias causas para as falhas nos tubos, todas as quais estão relacionadas às características dos tubos dos raios - X. Enorme calor é gerado no anodo do tubo dos raios - X durante a exposição dos raios - X. Este calor deve ser dissipado em regra para o tubo dos raios - X continuar a funcionar. O calor pode ser dissipado de três maneiras - (1) radiação, (2) condução, e (3) convecção (fig. seguinte). **Radiação** é a transferência de calor por emissão de radiação infravermelha. O calor das lâmpadas emite não somente luz visível, mas também energia infravermelha. **Condução** é a transferência de energia vindo de uma área mais quente para outra mais fria. **Convecção** é a transferência de calor pelo movimento de um objeto quente tal como ar, água, ou óleo para outro lugar. A convecção pode somente ocorrer em um campo de gravidade. Muitas casas e escritórios são aquecidos por convecção do ar quente. Todos os três modos de transferência de calor ocorrem em um tubo de raios - X. A maioria do calor é dissipada por radiação durante a exposição. O anodo pode ficar com um brilho vermelho quente. Este sempre emite energia infravermelha. Algum calor é conduzido através do pescoço do anodo para o rotor e a ampola de vidro. O calor na ampola de vidro aumenta a temperatura do





óleo em banho, o qual converte o calor para a carcaça do tubo e então para o ar da sala.

técnicos são requeridos para um certo exame, o anodo deve primeiro ser aquecido realizando uma operação de baixa técnica.



O calor vindo de um anodo é dissipado por radiação, condução e convecção

Exposição Única Excessiva

Quando a temperatura do anodo é excessiva durante uma única exposição, podem ocorrer no anodo fenda e derretimento na superfície localizada. Estas irregularidades na superfície resultam em saída de radiação reduzida e variável. Se o derretimento da superfície for suficientemente severo, o tungstênio pode ser vaporizado. O tungstênio vaporizado chapeia o lado de dentro da ampola de vidro, o qual causa a filtração do feixe de raios – X e interferência com o fluxo de elétrons vindo do catodo para o anodo. Se a temperatura do anodo aumenta tão rapidamente, o anodo pode rachar, tornando a rotação instável, e inutilizando o tubo dos raios- X. Se fatores

O procedimento de aquecimento ser feito após 45 minutos de não uso da unidade dos raios – X. O procedimento é como segue ou como especificado pelo fabricante do equipamento.

Relembrando

Para prevenir de buracos e rachaduras, fatores técnicos radiográficos máximos nunca devem ser aplicados ao anodo frio.

Procedimento de aquecimento = três exposições
 3 segundos a parte em **200 mA, 1 segundo, 80 kVp.**





Tempos Longos de Exposições

Um segundo tipo de falha no tubo é resultante devido manter o anodo em elevada temperatura por períodos prolongados. Durante exposições que duram de 1 a 3 segundo a temperatura do anodo pode ser suficiente para por este a brilhar como uma lâmpada incandescente. Durante a exposição, este calor é dissipado por radiação. Entre exposições, este calor é dissipado, primeiramente através da condução para o óleo em banho no qual o tubo está imerso e segundo algum calor é conduzido através do pescoço estreito de molibdênio onde o rotor é montado, e este pode causar aquecimento subsequente ao mancal do rotor.

Calor excessivo dos mancais do rotor resulta em aumento da fricção rotacional e um desbalanço do anodo – rotor montado. O dano do mancal é uma outra causa de falha do tubo. Se a tensão térmica sobre o anodo dos raios – X é mantida por um período prolongado, como por exemplo, em fluoroscopia, a capacidade térmica total do sistema do anodo e da carcaça do tubo de raios – X sofre. Durante a fluoroscopia, a corrente do tubo de raios – X é geralmente menos do que 5 mA, em lugar de centenas de mA como em radiografia. Sob tais condições a taxa de dissipação de calor vindo do alvo ratacionando atinge equilíbrio com a taxa de calor que entra, e esta taxa raramente é suficiente para causar defeitos superficiais no alvo.

O tubo pode falhar, entretanto, devido a liberação continua de calor para o rotor montado, como para o óleo em banho, e a carcaça do tubo de raios – X. O mancal pode falhar, a ampola pode rachar, e a carcaça de proteção do tubo pode falhar.

Vaporização do Filamento

Uma causa final de o tubo falhar envolve o filamento. Devido à alta temperatura do filamento, os átomos de tungstênio são lentamente vaporizados, mesmo com o uso normal e cobrindo o lado de dentro do vidro ou envelope de metal. Este tungstênio juntamente com aqueles vindo do anodo, pode perturbar o balanço elétrico do tubo de raios – X, o qual causa abrupta mudança intermitente na corrente do tubo ou pode levar a formação de arco e falha do tubo.

Falha no tubo

A vaporização do filamento e a galvanização do vidro ou envelope de metal é a mais freqüente causa de falha do tubo.

O aquecimento excessivo do filamento causado por operação de mA alto em períodos prolongados vaporiza o filamento. O fio do filamento torna-se mais fino e eventual quebra, causando um filamento aberto. Este é o mesmo tipo de falha que ocorre quando uma lâmpada incandescente queima. Da mesma forma que a vida de uma lâmpada é medida em horas (2000 horas é um padrão) o tubo de raios – X é medido em dezenas de milhares de exposição. Alguns tubos de TC são agora garantidos para 100.000 exposições.

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 9:

Um tubo de raios – X CT é garantido para **25.000** varreduras. Cada varredura é limitada para uma exposição de **1 segundo** de exposição. Qual a vida do tubo de raios – X em horas?





Prevenção de Falhas Usando Cartas de Potências dos Tubos.

O técnico radiologista é guiado no uso dos tubos de raios – X pelas cartas de potencia do tubo de raios – X. É absolutamente essencial que o técnico operador esteja apto a ler e entender as cartas de potencia. Três tipos de cartas de potencia dos tubos de raios – X são particularmente significantes para o técnico operador – (1) A carta de potencia radiográfica, (2) A carta de esfriamento do anodo, e (3) A carta de esfriamento da carcaça.

Carta de Potencia Radiográfica

Das três cartas de potencia, a carta de potencia radiográfica é a mais importante.

Relembrando

A carta de potencia radiográfica é a mais importante porque esta afirma qual fator técnico radiográfico é seguro e qual fator não é seguro para operar o tubo.

Cada carta na figura seguinte contém uma família de curvas que representam as várias correntes de tubos em mA. O eixo X e o eixo Y mostram escalas de dois outros parâmetros – tempo e kVp. Para um dado mA, qualquer combinação de kVp e tempo que **fique abaixo da curva de mA esta é segura**. Qualquer combinação de kVp e tempo que **fique acima da curva, esta é insegura**. Se uma exposição inadequada foi feita, o tubo pode falhar abruptamente.

Exposições operando com segurança

As unidades de raios – X têm embutido dispositivos de segurança que não permite que uma exposição seja feita quando a técnica selecionada causaria o tubo a exceder a condição segura da carta de potencia radiográfica

Uma série de cartas de potencia radiográfica acompanha cada tubo de raios – X. Estas cartas cobrem os vários modos de operações possíveis com aquele tubo. Há diferentes cartas para cada filamento (ponto focal grosso ou fino), a velocidade de rotação do anodo (3.400 rpm ou 10.000 rpm), o ângulo do alvo, e retificação da voltagem (meia onda, onda completa, ou tri fase). Assegure-se para usar a carta de potencia radiográfica apropriada para cada tubo. Isto é particularmente importante após a reposição do tubo de raios – X. Uma carta de potencia radiográfica é fornecida com cada tubo de raios – X repostado e pode ser diferente daquele do tubo original. A aplicação da carta de potencia radiográfica não é difícil.

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 10:

Com referencia a figura seguinte, qual dos seguintes fatores de exposição são seguros e quais são inseguros?

- 95 kVp; 150 mA; 1 s; 3400 rpm; PF 0,6 mm
- 80 kVp; 400 mA; 0,5 s; 3400rpm; PF 1 mm
- 125 kVp; 500 mA; 0,1 s; 10000 rpm; PF 1 mm
- 75 kVp; 700 mA; 0,3 s; 10000 rpm; PF 1 mm
- 88 kVp; 400 mA; 0,1s 10000 rpm; PF 0,6mm

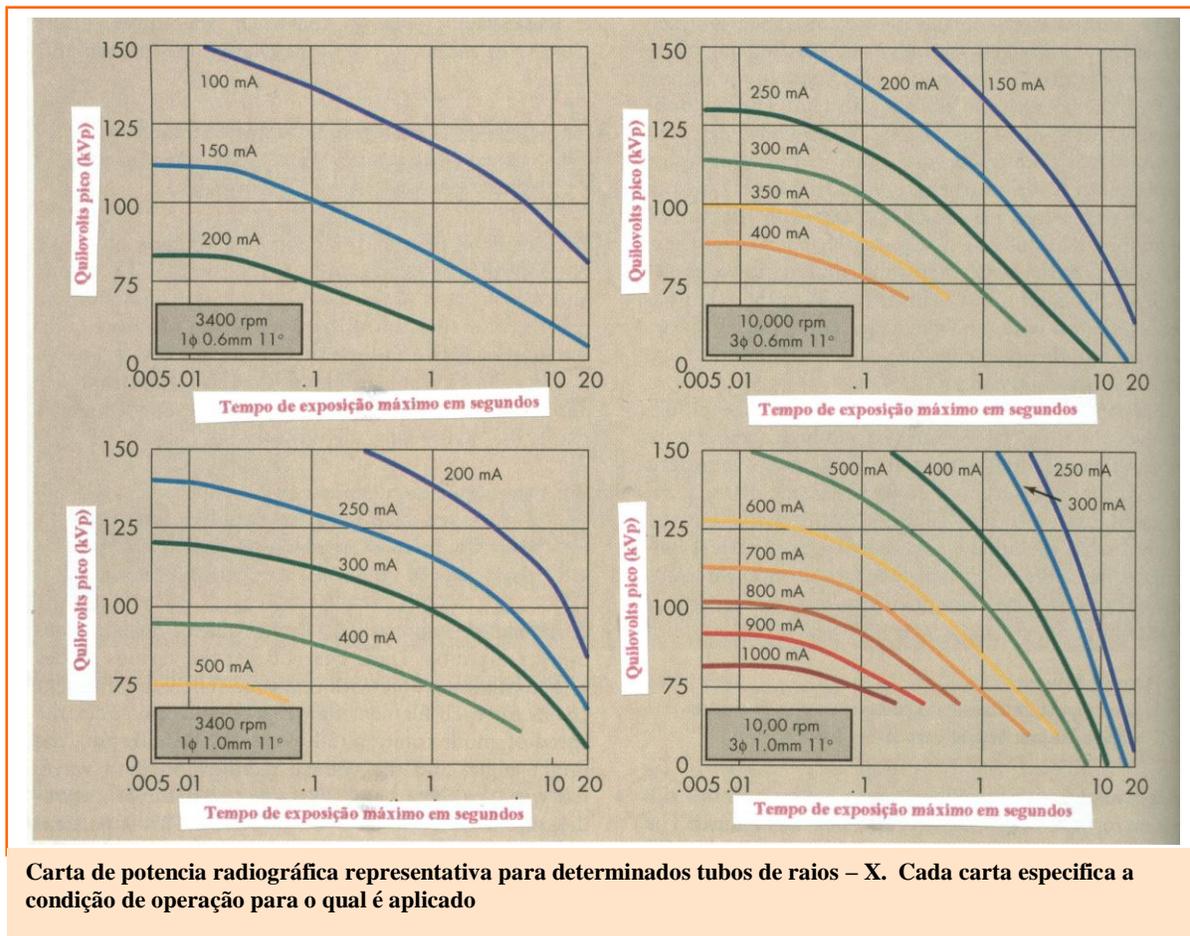
(PF = ponto focal)

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 11:

Um exame radiográfico do abdômen com um tubo que tem um ponto focal (PF) de **0,6 mm** e rotação de anodo de **10.000 rpm** requerem fatores técnicos de **95 kVp, 150 mAs**. Qual é o menor tempo de exposição possível para este exame?





Carta de Esfriamento do Anodo

O anodo tem uma capacidade limitada para armazenar calor. Embora o calor seja dissipado pelo o banho em óleo e a carcaça do tubo, é possível pelo uso prolongado ou múltipla exposição exceder a capacidade de armazenagem de calor do anodo. A energia térmica é convencionalmente medida em unidades de calor, Unidade Térmica Britânica (BTU), ou joules. Em aplicações dos raios – X, a energia térmica é medida em Unidade de Calor (UC). A capacidade do anodo e da carcaça para armazenar calor é medida em unidade de calor.

Unidade de calor para unidade monofásica

Uma unidade de calor é igual ao produto de **1 kVp, 1 mA e 1 segundo**

$$UC = kVp \times mA \times segundos$$

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 12:

Um exame radiográfico de uma espinha lateral lombar requer **98 kVp** em **120 mAs**. Quantas unidades de calor são geradas por esta exposição?





VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 13:

Um exame fluoroscópico é desempenhado em **76 kVp** e **1,5 mA** para **3 ½ minutos**. Quantas unidades de calor são geradas?

Mais calor é gerado quando equipamento trifásico é usado do que com equipamento monofásico e de alta frequência. Um fator de modificação é necessário para calcular unidade de calor trifásica, desta forma a equação anterior torna-se:

Unidade de Calor Para Unidade Trifásica

Unidade de Calor para Unidade trifásica de 6 pulsos

$$UC = 1,35 \times kVp \times mA \times segundos$$

Unidade de Calor para Unidade trifásica de 12 pulsos

$$UC = 1,41 \times kVp \times mA \times segundo$$

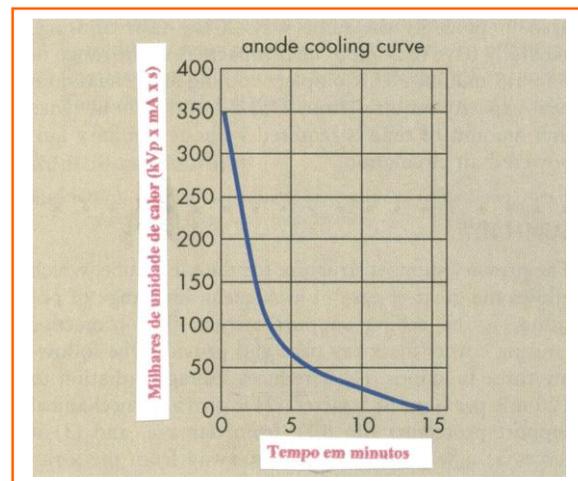
VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 14:

Seis filmes seqüenciais de crânios são expostos com um gerador trifásico operado em **82 kVp** e **120 mAs**. Qual é o calor total gerado?

A capacidade térmica de um anodo e sua dissipação de calor característica está contida em uma carta de potencia chamada carta de esfriamento do anodo (figura seguinte). Diferente da carta de potencia radiográfica, a carta de esfriamento do anodo não é dependente sobre o tamanho

do filamento ou a velocidade de rotação. O tubo representado na figura citada acima tem uma capacidade de calor de anodo máximo de 350.000 UC. A carta mostra que se a carga de calor máximo era atingida, esta levaria 15 minutos para o anodo esfriar completamente. A taxa de esfriamento é rápida no princípio e lenta quando o anodo esfria. Em suma, para determinar a capacidade de calor máximo do anodo, a carta de esfriamento do anodo é usada para determinar a intensidade do tempo requerido para o esfriamento completo após qualquer nível de calor recebido.



Carta de esfriamento do anodo, que mostra o tempo requerido para o anodo esfriar

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 15:

Um exame determinado resultou em **50.000 UC** sendo deliberado para o anodo em uma questão de segundos. Quanto tempo levará o anodo para esfriar completamente?





Embora o calor gerado na produção de raios-X é expresso em unidades de calor, o equivalente em joules é:

$$1 \text{ W} = 1 \text{ V} \times 1 \text{ A}$$

mas

$$1 \text{ W} = 1 \text{ J/s} \times 1 \text{ C/s}$$

$$1 \text{ W} = 1 \text{ J/s}$$

portanto

$$1 \text{ W} = 1 \text{ J/s} = 1 \text{ kV} \times 1 \text{ mA}$$

$$1 \text{ W} = 1 \text{ kV} \times 1 \text{ mA} \times 1 \text{ s}$$

$$1 \text{ W} = 1 \text{ UC}$$

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 16:

Quantas energias de calor (em joules) são produzidas durante uma única exposição mamográfica de **25 kVp** em **200 mAs** num gerador de alta frequência?

Carta de Esfriamento da Carcaça

A carta de esfriamento da carcaça para o tubo de raios – X tem uma forma similar àquela da carta de esfriamento de anodo e é usada precisamente da mesma maneira. A carcaça do tubo de raios – X geralmente tem uma capacidade de calor na faixa de 1 a 2 horas. Cerca de duas vezes a quantidade de tempo requerido sem ventilador de circulação de ar.





EXERCÍCIOS DE APRENDIZAGEM

- 1- Liste os seis métodos principais usados para suportar o tubo de raios – X e descreva brevemente cada método.
- 2- Defina DFI.
- 3- _____ nada contribui na maneira da informação diagnóstica e resulta em exposição desnecessária para o paciente o técnico operador.
- 4- Qual é o comprimento e o diâmetro de um tubo de raios – X?
- 5- Por que falhas no tubo e formação de arco não é mais um problema e projetos de tubos de raios – X modernos?
- 6- Explique o fenômeno da emissão termiônica.
- 7- Descreva a principal causa do tubo de raios – X falhar e que se adicionou ao material de filamento para prolongar a vida do tubo?
- 8- Qual é a razão para o filamento ser embebido em um copo focado?
- 9- A nuvem de elétrons que rodeia o filamento é chamada o _____.
- 10- Porque os tubos de raios – X são fabricados com dois pontos focais?
- 11-Relacione o seguinte:

Anodo	Carga negativa
Catodo	Carga positivas
- 12-Liste e descreva dois tipos de anodo.
- 13-Quais são as três funções que o anodo serve em um tubo de raios – X? Liste os três materiais mais comuns
- 14-Qual o número atômico, condutividade térmica e ponto de fusão afetam o material do alvo do anodo?

- 15- Desenhe os diagramas de anodos fixos e rotatórios.
- 16- As rotações por minuto do anodo rotatório são iguais a _____
- 17- Como o anodo rotaciona dentro do tubo com nenhuma conexão mecânica para o lado de fora?
- 18- Use um desenho para mostrar as diferenças entre o ponto focal real e efetivo.
- 19- Defina o efeito anodo e descreva como este pode ser usado com vantagem.
- 20- Liste o procedimento para o aquecimento do tubo de raios-X e explique as três causas das falhas para o tubo de raios – X.

QUESTÕES COM AS CARTAS DE POTÊNCIA DO TUBO.

- 21- Usando uma unidade radiográfica monofásica, um umbral em exame de raios – X é desempenhado usando **70 kVp em 12 mAs**. Quantas unidades de calor são geradas usando esta exposição?
- 22- Uma série de raios – X foi completada em rápida sucessão sobre um caso de multitrauma vindo de um acidente de veículo motorizado. Usando a seguinte lista e fatores técnicos, determine a unidade de calor gerado vindo deste caso sobre uma unidade trifásica de 6 pulsos.

Pelves (posição anterior) **80 kVp em 40, mAs**.

Quadril (mesa lateral) **80 kVp em 50 mAs**

Espinha torácica (posição anterior) **80 kVp em 20 mAs**.

Espinha torácica (posição lateral) **70 kVp em 50 mA em 2,5 segundos**.
- 23- Crânio realizado a uma distância de **1 m** com **20, mAs**.

A – Que mAs usaríamos a 1,5 metros

B – Que mAs usaríamos a 2,0 metros





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 3

Produção dos raios - X

Assuntos

1. Interação entre elétrons projetéis e átomos do alvo

2. Espectros de emissão dos raios- X

3. Fatores que afetam o espectro de emissão dos raios- X

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com



www.aspronline.wix.com/aspronline ;



www.facebook.com/asprcq curtir





3. PRODUÇÃO DE RAIOS - X

No capítulo anterior as componentes do tubo dos raios - X, o catodo e anodo dentro da ampola de vidro ou de metal, foram esboçados. Este capítulo explica a interação entre o trem de elétrons vindo do catodo para o anodo ou alvo de tungstênio.

Interação Elétron - Alvo

Produção de calor

A função primária do tubo de raios - X é acelerar os elétrons produzidos no cátodo para o ânodo. As três partes principais de uma unidade dos raios - X são como segue: (1) O console de operação, (2) O gerador de alta voltagem, e (3) O tubo de raios - X. Todos os componentes são projetados para fornecer um grande número de elétrons no catodo para serem focados e acelerados para um pequeno ponto sobre o ânodo.

Quando os elétrons em alta velocidade vão na direção do anodo, eles estão com alta energia cinética. Relembramos que energia cinética é a energia de movimento. Objetos parados não têm energia cinética. Objetos em movimentos têm energia cinética proporcional a sua massa e ao quadrado de sua velocidade.

Revisão da Energia Cinética

A equação usada para calcular energia cinética é como segue:

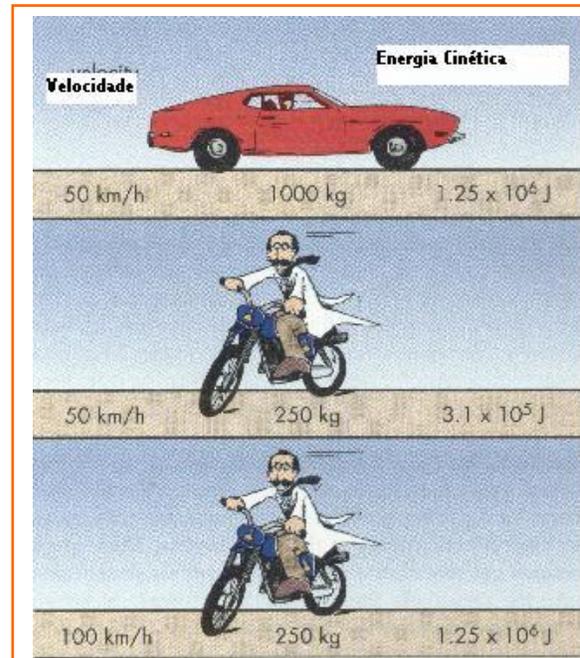
$$E_c = \frac{1}{2} m \cdot v^2$$

m – é a massa em quilograma

V – é a velocidade em metros por segundo

E_c – é a energia cinética em joules

Por exemplo, um automóvel de 1000 kg tem quatro vezes a energia cinética que uma motocicleta de 250 kg quando ela está viajando na mesma velocidade (figura seguinte). Se a motocicleta tivesse a sua velocidade dobrada, esta teria a mesma energia cinética que a do automóvel.



A energia cinética é proporcional ao produto da massa pelo quadrado da velocidade. Se o peso de uma motocicleta é um $\frac{1}{4}$ do peso de um automóvel e a motocicleta está viajando duas vezes mais rápido que o automóvel, então a motocicleta e o automóvel têm iguais energias cinéticas.

Energia cinética e Velocidade

Na determinação da magnitude da energia cinética de um projétil, a velocidade é mais importante do que a massa.

Em um tubo de raios - X o projétil é o elétron. Todos os elétrons têm a mesma massa; portanto, a energia cinética do elétron é aumentada quando o kVp é aumentado. Quando a energia cinética é aumentada, ambos a intensidade (mAs) e a energia (kVp) do feixe de raios - X aumentam.





As máquinas modernas de raios – X são notáveis. Estas máquinas transportam para o alvo no tubo um número enorme de elétrons com uma energia cinética precisamente controlada. Por exemplo, em 100 mA, 6×10^{17} elétrons viajam do catodo para o anodo do tubo dos raios – X em cada segundo. Em uma unidade operando em 70 kVp, cada elétron chega no alvo com uma energia cinética máxima de 70 keV. Assim há $1,6 \times 10^{-16}$ J por keV, esta energia é equivalente ao seguinte:

$$(70 \text{ keV}) (1,6 \times 10^{-16} \text{ J/keV}) = 1,12 \times 10^{-14} \text{ J}$$

Esta é a energia do elétron ao atingir o alvo com 70 keV.

Inserindo esta energia na equação da energia cinética e resolvendo para a velocidade dos elétrons encontramos:

$$E_C = \frac{1}{2} m v^2$$

$$v^2 = 2 E_C / m$$

$$1,12 \times 10^{-14} \text{ J} = \frac{1}{2} (9,1 \times 10^{-31} \text{ kg}) v^2$$

$$v^2 = \frac{(2) (1,12 \times 10^{-14} \text{ J})}{(9,1 \times 10^{-31} \text{ kg})}$$

$$v^2 = 0,25 \times 10^{17} \text{ m}^2/\text{s}^2$$

$$v^2 = 1,6 \times 10^8 \text{ m/s}$$

Esta é a velocidade dos elétrons que atinge o alvo em 70 keV.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 17:

Em que fração da velocidade da luz viaja um elétron em 70 keV?

Estes cálculos não são precisamente corretos, mas eles servem para ilustrar o ponto e demonstrar o uso da equação da energia cinética. De acordo com a teoria da relatividade, a massa do elétron aumenta quando esta se aproxima da velocidade da luz, assim o valor atual de v/c é 0,47 em 70 keV. A distância entre o filamento e o alvo é somente de 1 a 3 cm. Não é difícil imaginar a intensidade da força de aceleração requerida para aumentar a velocidade de zero à metade da velocidade da luz nesta curta distancia.

Os elétrons viajando do catodo para o anodo formam a corrente do tubo dos raios – X e algumas vezes chamados elétrons – projéteis. Quando estes elétrons – projéteis se chocam com os átomos do metal pesado do alvo, eles transferem sua energia cinética para os átomos do alvo. Estas interações ocorrem em profundidade de penetração do alvo muito pequena. Quando elas ocorrem, os elétrons projéteis reduzem a velocidade (freiam) e finalmente vai quase parando. Estes então são conduzidos através do anodo montado e saem para o circuito eletrônico associado. Os elétrons - projéteis interagem com os elétrons orbitais ou do núcleo dos átomos do alvo. A interação resulta na conversão de energia cinética em energia térmica (calor), e energia eletromagnética na forma de radiação infravermelha e raios – X.

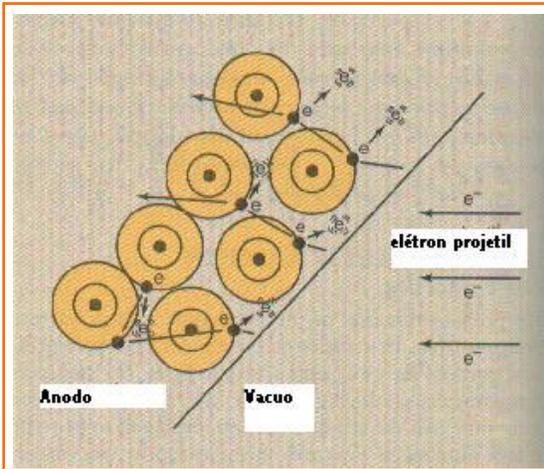
Os elétrons - projéteis interagem com os elétrons das camadas externas do átomo do alvo, mas não transfere energia suficiente para estes elétrons das camadas externas se ionizarem. Ao invés disso, os elétrons das camadas externas são simplesmente levados a um estado excitados ou nível de energia maior. Os elétrons das camadas externas imediatamente retornam ao seu nível de energia normal com a emissão de radiação infravermelha ou calor. A constante excitação e o retorno dos elétrons são responsáveis pelo o calor gerado no anodo do tubo de raios – X.





Produção de Calor

Geralmente, mais do que 99% da energia cinética do elétron – projétil é convertida em calor e que menos de 1% é disponível para produzir raios – X (figura seguinte)



As maiorias da energia cinéticas dos elétrons projetem são transformados em calor pela interação com os elétrons das camadas externas do átomo do alvo. Estas interações são principalmente excitações em lugar de ionização

Como os tubos de raios – X são sofisticados, estes realmente são muito ineficientes. A produção de calor no anodo aumenta diretamente com o aumento da corrente do tubo. Dobrando a corrente do tubo dobra a quantidade de calor produzido. A produção de calor também aumenta diretamente com o aumento do kVp, em pelo menos na faixa de diagnóstico. Embora a relação entre kVp variando e produção de calor variando ser aproximada, estas são suficientemente exatas para permitir a computação de unidades de calor usando as cartas de esfriamento do anodo.

A eficiência da produção dos raios – X é independente da corrente do tubo. Conseqüentemente, indiferentemente de que a estação do mA seja selecionado, a efi-

ciência da produção de raios – X permanece constante. A eficiência da produção de raios – X aumenta com o aumento do kVp. Em 60 kVp, somente 0,5% da energia cinética do elétron é convertida em raios – X. Em 100 kVp, aproximadamente 1% é convertido em raios – X, e em 20 MV, 70% da energia cinética é convertida em raios – X.

Radiação característica

Radiação característica

Se o elétron – projétil interage com um elétron da camada mais interna do átomo do alvo do que com o elétron da camada mais externa, **raios – X característicos** podem ser produzidos. Raios – X característicos resultam quando a interação é suficiente violenta para ionizar o átomo do alvo removendo totalmente um elétron da camada mais interna.

O elétron da camada mais interna do átomo está ligado mais firmemente ao núcleo do átomo. Assim, elétrons da camada – K ou elétrons das camadas mais internas tem uma energia de ligação maior do que elétrons de camada mais externa.

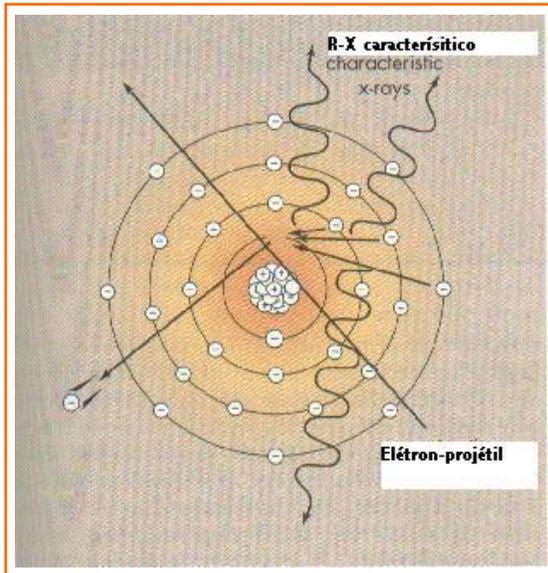
O tungstênio é um átomo grande com 74 elétrons orbital. Quando a complexidade atômica aumenta, os elétrons em qualquer camada determinada são mais firmemente ligados do que em átomos menos complexo.

A figura seguinte ilustra como estes raios – X característicos são produzidos. Quando um elétron - projétil ioniza um átomo do alvo removendo um elétron da camada–K, é produzida na camada–K uma vaga temporária do elétron. Isto deixa o átomo do alvo em um estado altamente instável, o qual é normalizado quando a vaga deixada é preenchida por outro elétron vindo de camadas mais externas do mesmo átomo.





O tungstênio, por exemplo, tem elétrons externos para camada-P, e quando um elétron da camada-K é ionizado, sua posição pode ser preenchida com elétrons vindos de qualquer uma das camadas externas. A transição de um elétron orbital vindo de uma camada mais externa é acompanhada pela emissão de um raio - X característico.



Raios - X característicos são produzidos após a ionização de um elétron-K. Quando um elétron da camada mais externa preenche a vacância na camada K, um raio - X é emitido

Radiação característica

Os raios - X tem energia igual a diferença na **energia de ligação** dos elétrons orbitais envolvido.

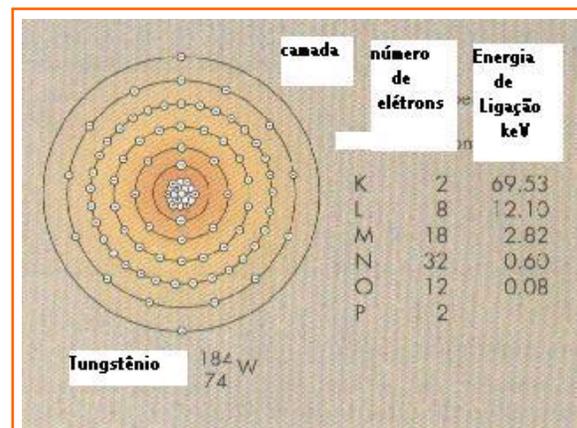
VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 18:

Um elétron da camada-K de um átomo de tungstênio é removido e a vaga é preenchida por um elétron da camada-L. Qual é a energia dos raios - X característico que é emitido?

Pelo mesmo procedimento, a energia dos raios - X resultantes vindos de transições de M para K, N para K, O para K, e P para K podem ser calculados. Todos estes raios - X são chamados raios - X K porque eles resultam de ionização dos elétrons da camada-K. Similarmente raios - X característicos são produzidos quando o átomo do alvo é ionizado e suas vagas preenchidas por elétrons vindos de outras camadas do que a camada-K. Um diagrama disto mostraria a remoção de um elétron da camada-L por um elétron-projétil. A vacância na camada - L deve ser preenchido por um elétron vindo de qualquer outra das camadas externas. Os raios - X resultantes de elétrons de transição para a camada - L são chamados raios - X L e são muito menos energéticos do que os raios - X K, visto que a energia de ligação de um elétron da camada-L é muito menor do que aquele elétron da camada -K.

Similarmente, raios - X característicos-M, raios - X característicos-N, e mesmo raios - X característicos -O podem ser produzidos em um alvo de tungstênio.



Configuração atômica e energia de ligação para o átomo de tungstênio.

A tabela seguinte resume a produção de raios-X característicos no tungstênio. Embora muitos raios-X característicos pos-





sam ser produzidos, deve ser enfatizado que eles podem ser produzidos somente em energias específicas, iguais à diferença na energia de ligação do elétron para os vários elétrons de transição.

radiação característica porque esta é característica do elemento do alvo. A energia efetiva dos raios-X característicos aumenta com o aumento do número atômico do elemento do alvo.

Raios – X Característicos do Tungstênio e suas Energias Efetivas (keV)

Elétrons de transição vindos de

Característico	Camada-L	Camada-M	Camada-N	Camada-O	Camada-P	Energia Efetiva
K	57,4	66,7	68,9	69,4	69,5	69,0 keV
L		9,3	11,5	12,0	12,1	12,0 keV
M			2,5	2,7	2,8	2,0 keV
N			2,2	0,52	0,6	0,6 keV
O					0,08	0,08 keV

Raios – X K

Exceto para raios – X K, todos os raios – X característicos tem energia muito baixa. Somente os raios – X característicos – K com uma energia efetiva de **69 keV** são úteis para fazer um diagnóstico radiográfico.

Os raios-X L, com aproximadamente 12 keV de energia, penetram somente poucos centímetros no tecido. Conseqüentemente, eles são totalmente inúteis para raios – X diagnóstico, como são todos os outros raios-X característicos de baixa energia.

A ultima coluna na tabela acima mostra a energia efetiva para cada um dos raios – X característicos de tungstênio. Estes valores efetivos serão explicados depois.

Em resumo, raios – X característicos são produzidos pela transição de elétrons orbitais vindos de camadas externas para camadas internas. Por causa da energia de ligação dos elétrons para cada elemento ser diferente, a energia dos r-X característicos produzidos nos vários elementos é também diferente. Este tipo de radiação é chamado

Radiação de Freiamento (Bremsstrahlung)

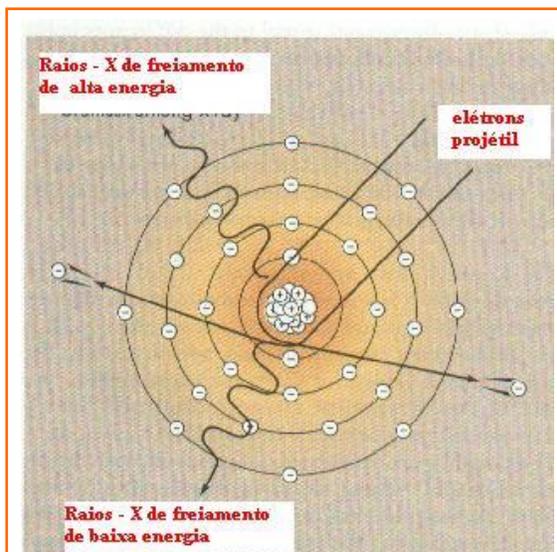
A produção de calor e raios – X característicos envolve interações entre os elétrons - projeteis e os elétrons dos átomos do alvo. Um outro tipo de interação na qual o elétron – projétil perde sua energia cinética é uma interação com o núcleo do átomo do alvo. Neste tipo de interação a energia cinética do elétron – projétil é convertida em energia eletromagnética.

Um elétron–projétil que evita completamente os elétrons orbitais quando esta passa através do átomo do alvo, pode chegar suficientemente próximo ao núcleo do átomo que ficará sob sua influencia (figura seguinte). Devido os elétrons estarem carregado negativamente e o núcleo carregado positivamente, ocorre uma força eletrostática de atração entre eles. Quando o elétron–projétil é aproximado do núcleo, e este é influenciado pelo campo eletrostático do núcleo. Este campo é muito forte porque o núcleo contém muitos prótons e a distância entre o núcleo e os elétrons – projéteis são muito pequenos. Quando o elétron projétil passa pelo núcleo este reduz a velocidade,





muda o seu curso, e sai com energia cinética reduzida em uma direção diferente. Esta perda de energia reaparece como raios – X. Este tipo de raios – X é chamado raios–X de freiamto (bremsstrahlung). Bremsstrahlung é uma palavra germânica para a redução de velocidade ou freiamto.



Raios – X de freiamto resultam de uma interação entre o elétron – projéteis e um núcleo do átomo do alvo. O elétron – projétil reduz sua velocidade e muda sua direção (freiamto)

Radiação de freiamto (Bremsstrahlung)

Radiação de freiamto pode ser considerada radiação resultante do freiamto do elétron – projétil pelo núcleo do átomo.

Um elétron – projétil pode perder qualquer quantidade de sua energia em uma interação com o núcleo de um átomo do alvo, e a radiação de freiamto associada com a perda pode assumir uma faixa de valores. Por exemplo, quando uma unidade de raios – X é operada em 70 kVp, o elétron–projétil tem energia cinética de até 70 keV. Um elétron com energia cinética de 70 keV pode perder qualquer nível de energia cinética em uma interação de freiamto. Portanto, os raios – X de freiamto produ-

zido podem ter qualquer energia na faixa de 0 a 70 keV.

A forma como estes raios – X são produzidos é diferente daqueles dos raios – Característicos, os quais têm energias específicas. Os raios – X de freiamto (Bremsstrahlung) são emitidos randomicamente vindos do alvo.

Raios – X de freiamto de baixa energia resultam quando os elétrons - projéteis são apenas pouco influenciados pelo o núcleo e raios – X de energia máxima ocorre quando o elétron – projétil perde toda sua energia cinética e simplesmente desvia sua rota do núcleo. Os raios – X de freiamto podem ser produzidos em qualquer energia dos elétrons – projéteis. Já os raios–X característicos requerem um potencial de tubo de pelo menos 70 kVp por causa da energia de ligação do tungstênio.

Radiação de freiamto

Na faixa de diagnóstico, a maioria dos raios – X são de origem de freiamto (Bremsstrahlung)

Em 100 kVp, por exemplo, somente aproximadamente 15% do feixe de raios – X resulta da radiação característica.

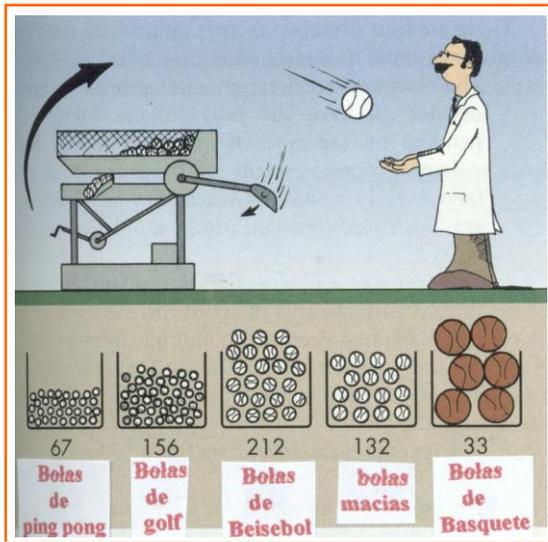
Espectro de Emissão de Raios - X

A maioria das pessoas tem visto ou ouvido falar de máquinas arremessadoras (dispositivo usado pelos times de beisebol para prática de bater de forma que o arremessador não joga a bola fora). Há também máquinas similares para o arremessamento automático de bolas, como bolas de tênis, e mesmo bolas de ping-pong. Supõe que haja um dispositivo que possa arremessar todos esses tipos de bolas randomicamente com uma taxa de uma bola por segundo. O modo mais direto para deter-





minar qual a frequência que cada tipo de bola foi arremessada e a média de captura de cada bola quando esta foi arremessada, é identificando esta, e a colocando em um cesto, tal que no final do período de observação o número total de cada tipo de bola pudesse ser contada. Supõe que o resultado obtido para um período de 10 minutos é o que é mostrado na figura seguinte.



Em um período de 10 minutos uma máquina lançadora de bola pode lançar 600 bolas que são distribuídas como mostradas a seguir

Um total de 600 bolas foi arremessado. Talvez o modo mais fácil para representar estes resultados graficamente seria traçar o número total de cada tipo de bola emitido durante o período de observação de 10 minutos e representar cada total por uma barra (figura seguinte). Visto que um gráfico de barra pode ser descrito como um espectro das bolas-lançadas discreto que é representativo da máquina de arremesso automática. Este é um gráfico do número de bolas arremessadas por unidade de tempo baseado sobre o tipo de bola. Somente cinco tipos de bolas estão envolvidas. Interligando as barras com linhas curvas

como mostrado, este indicaria um grande número de diferentes bolas. Esta curva é chamada Espectro Contínuo dos arremessos. A palavra **espectro** refere-se à variação de tipos. O número total de bolas arremessadas é representado pela soma das áreas sob as barras, no caso do espectro discreto, e a área sob a curva, no caso do espectro contínuo.

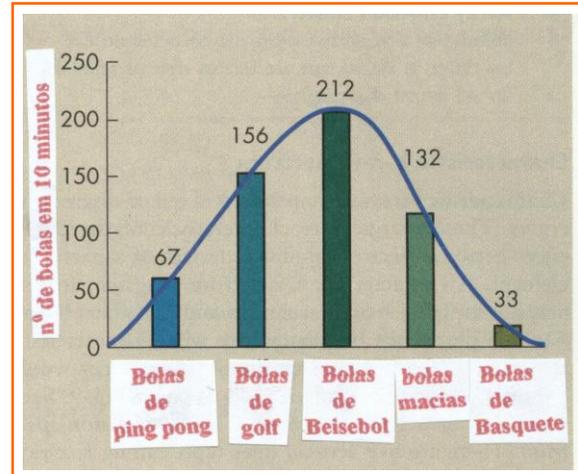


Gráfico de barra representando o resultado de 10 minutos de observações das bolas arremessadas pela máquina de arremesso automático da figura anterior

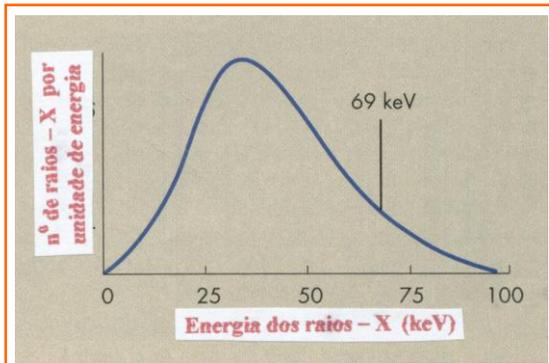
Sem considerar o número absoluto de bolas emitidas, a figura anterior, pode também ser identificada como espectro de bolas arremessadas relativo visto que uma pode dizer a frequência relativa de arremessos de cada tipo de bola. Falando relativamente, bolas de beisebol são arremessadas mais frequentemente e bolas de basquete menos frequente. Se a máquina de arremesso de bola opera randomicamente, o resultado destes 10 minutos de observações seria característico de qualquer tempo de observação.

Este tipo de relação é fundamental para descrever o rendimento de uma unidade dos raios - X. Se pudéssemos nos posicionar no meio do feixe dos raios - X útil e capturar cada raio - X individualmente e medir sua





energia poderíamos descrever o que é conhecido como Espectro de Emissão de Raios – X (figura seguinte). Aqui o número relativo de raios – X emitidos é traçado como função da energia de cada raios – X individualmente. Embora uma pessoa não possa capturar e identificar cada raios – X, há instrumento disponível que pode fazer isso. O espectro de raios – X tem sido medido para todos os tipos de raios – X das máquinas.

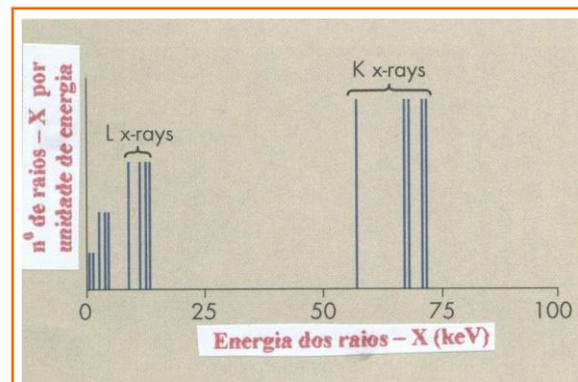


Forma geral do espectro da Emissão de Raios-X

Espectro de Emissão de Raios – X

Entendendo o espectro de emissão de raios – X é uma chave para entender como mudanças no **kVp**, **mA**, tempo, e **filtração** afeta a **densidade óptica** e o **contraste** de uma radiografia.

trado para o tungstênio (figura seguinte). Tal gráfico é chamado **Espectro de Emissão de Raios – X Característico**. Há cinco linhas verticais representando os raios – X K e quatro linhas verticais representando os raios – X L. As outras, linhas de energia menores representam emissões características vindas de elétrons das camadas externas. A Intensidade relativa dos raios – X K é maior do que aquelas dos raios – X característicos de energia menores por causa da natureza do processo de interação. Raios – X K são os únicos raios – X característicos do tungstênio com energia suficiente para ser de valor em radiologia diagnóstico. Embora haja cinco raios - X K, estes são costumeiramente representados somente por um, como foi feito com uma única linha vertical em 69 keV na figura citada.



Espectro de emissão de raios – X característicos para tungstênio contém 15 raios – X de energias diferentes

Espectro de Raios – X Característicos

Os raios – X característicos têm energias precisamente fixas ou discretas. Estas energias são características das diferenças entre as energias de ligação do elétron para cada elemento particular. Um r-X característico vindo do tungstênio, por exemplo, pode ter 1 das 15 energias e nenhuma outra (tabela anterior). Um gráfico da frequência na qual, raios–X característicos são emitidos como função de suas energias apareceria como o que é mos-

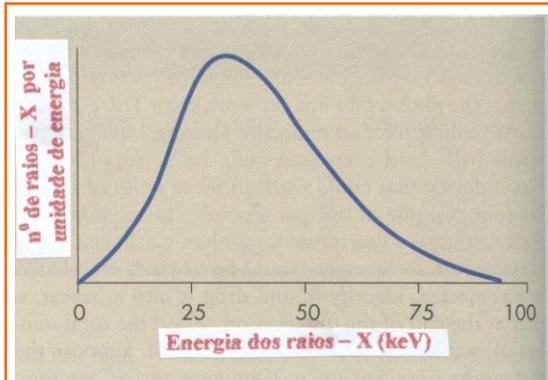
Espectro de Raios–X de Freio (Bremsstrahlung)

Se fosse possível medir a energia contida em cada fóton de freio emitido de um tubo de raios–X, encontraríamos que estas energias variam de todas as energias de elétron de pico reduzindo lentamente para zero. Em outras palavras, quando um tubo de raios–X é operado em 70 kVp, os fótons de





freiamiento com energias variando de 0 para 70 keV são emitidos. Um espectro de emissão de raios – X de freiamiento (bremsstrahlung) é mostrado na figura seguinte. A forma geral do espectro dos raios – X de freiamiento é o mesmo para todas as máquinas de raios – X. A energia máxima que um raio – X pode ter é numericamente igual ao kVp de operação. Entretanto, o maior número de raios – X emitido tem energias aproximadamente um terço da energia máxima. O número de raios – X emitidos diminui em energias muito baixas e abaixo de 5 keV quase atinge zero.



Espectro de emissão de raios – X de freiamiento estende-se de zero até a energia máxima do elétron – projétil, com o maior número de raios – X tendo aproximadamente um terço da energia máxima.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 19:

Em que kVp estava a máquina de raios – X representada na figura acima quando operada.

Há quatro fatores principais influenciando a forma do espectro de emissão de raios-X:

1–Nem todos os elétrons acelerados do catodo para o anodo têm a energia cinética em pico. Dependendo sobre o tipo de retificação e gerador de alta voltagem, muito desses elétrons podem ter energias muito baixas quando ele se choca no alvo. Estes elétrons podem produzir somente raios – X de baixa energia.

2-O alvo dos tubos de raios – X diagnóstico são relativamente espessos. Conseqüentemente, dos raios – X de freiamientos emitidos resultam de múltiplas interações dos elétrons – projéteis. Para cada interação sucessiva, o elétron projétil tem menos e menos energia.

3-Os raios – X de baixa energia são mais prováveis de serem absorvidos no alvo.

4-Filtração Externa é quase sempre adicionada ao tubo de raios – X montado. Esta filtração adicional serve para remover seletivamente os raios – X de baixa energia vindo do feixe.

VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 20:

Construa o espectro de emissão esperado para uma máquina de raios – X com um alvo de molibdênio puro (Energia efetiva de raios – X K é igual a **19 keV**) operado em **95 kVp**.

Comprimento de Onda Mínimo Igual A Energia Máxima dos Raios – X

Como descrito anteriormente, a energia de um fóton de raios-X é igual ao produto da frequência do fóton e a constante de planck's





($E = h f$). A energia dos raios – X é também inversamente proporcional ao comprimento de onda do fóton ($E = h \cdot c/\lambda$). Quando o comprimento de onda aumenta, a energia do fóton diminui.

Comprimento de onda máximo

Energia máxima dos raios – X está associada com o comprimento de onda mínimo dos raios – X (λ_{\min}).

Para resolver sobre o comprimento de onda mínimo da emissão dos raios – X, segue o cálculo a seguir.

Para calcular λ_{\min} , devemos resolver a seguinte equação para λ :

$$\lambda = \frac{h \times c}{E}$$

Ambos h e c são constantes ($h = 4,15 \times 10^{-15}$ eV-s, $c = 3 \times 10^8$ m/s) e, portanto:

$$\lambda = \frac{12,4 \times 10^{-7} \text{ eV-m}}{E}$$

Devido o comprimento de onda mínimo da emissão de raios – X corresponderem a energia máxima dos raios – X e a energia máxima dos raios – X é numericamente igual ao kVp ou ($\text{kVp} = \text{keV}$), a equação anterior pode ser expressa como segue:

$$\lambda = \frac{12,4 \times 10^{-10}}{\text{kVp}}$$

onde λ_{\min} é em metros.

Para expressar λ_{\min} em nanômetros (nm) aplica-se o fator de aplicação seguinte:

$$1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ metros}$$

VERIFIQUE O QUE VOCE ESTÁ APREDENDO

Questão 21:

Qual é o comprimento de onda mínimo associado com os raios – X emitidos vindo de uma máquina de raios – X operada em **100 kVp**?

Fatores Que Afetam o Espectro de Emissão dos Raios - X

O número total de raios – X emitidos vindo do tubo de raios – X pode ser determinado somando o número de raios – X emitidos para cada energia sobre o espectro inteiro através de um processo chamado integração. Graficamente, o número total de raios – X emitido é equivalente à área sob a curva. A forma geral de um espectro de emissão é sempre a mesma, mas sua posição relativa ao longo do eixo da energia pode mudar. O mais longe a direita do espectro é a área de maior energia efetiva ou **qualidade** do feixe de raios – X. A área maior sob a curva, é a área de maior intensidade do feixe de raios – X ou **quantidade** de fótons no feixe. Fatores que são controlados pelo técnico influenciam o tamanho e a forma do espectro de emissão dos raios – X.

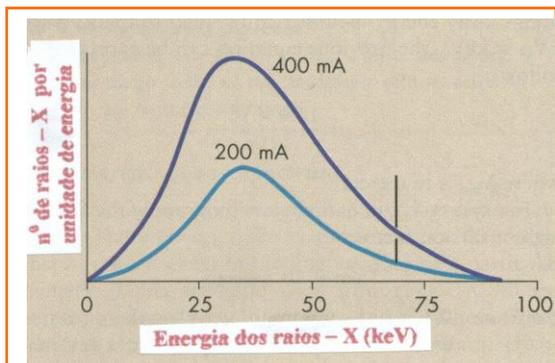
Efeito do mA

Mudando a estação de mA de 200 para 400 mA enquanto todas as outras condições permanecem constantes resultam em duas vezes mais elétrons fluindo do catodo para o anodo. Esta mudança operacional produz duas vezes mais raios – X de todas as energias. Em outras palavras o espectro de emissão dos raios–X será mudada na ampli-





tude mas não na forma (figura seguinte). Cada ponto sobre a curva rotulada de 400 mA é precisamente duas vezes maior do que o ponto associado sobre a curva de 200 mA.



Mudanças no mA do tubo resulta em uma mudança proporcional na amplitude do espectro de emissão dos raios - X em todas as energias.

Efeito do mA

Uma mudança no mA resulta em uma mudança **diretamente proporcional na amplitude** do espectro de emissão de raios - X em todas as energias.

Esta relação também é verdadeira para mudanças no, mAs. Desta forma a área sob a curva de emissão dos raios - X varia diretamente em proporção para mudanças no mA ou, mAs, como também a quantidade de raios - X.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTA APRENDENDO

Questão 22:

Supõe que a área sob a curva de 200 mA na figura anterior é **4,2 cm²**, e a quantidade de raios - X é **325 mR** (84 μ C/kg). Qual seria a área sob a curva e a quantidade de tubo fosse aumentada para **400 mA** enquanto outros fatores permanecem constantes?

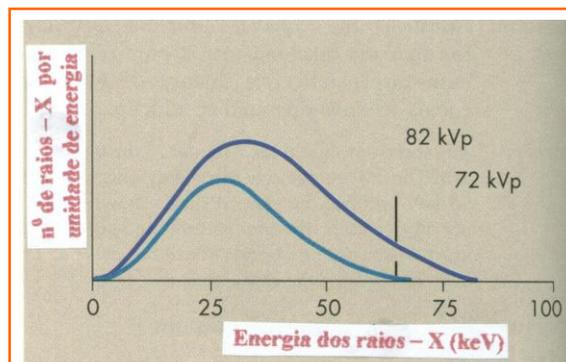
Efeito do kVp

Efeito de kVp

Uma mudança no **kVp** afeta a **amplitude** e a **posição** do espectro de emissão dos raios - X. Quando o kVp é aumentado, a distribuição relativa de raios - x emitidos desloca-se para a direita na direção de maior energia dos raios - X.

Quando o kVp cresce, a área sob a curva aumenta para uma área aproximadamente do quadrado do fator pelo qual o kVp foi aumentado. Por conseguinte, a quantidade de r-X aumenta com o quadrado deste fator.

A figura seguinte demonstra o efeito do aumento do kVp enquanto outros fatores permanecem constantes. O espectro inferior representa os r-X de operação em 72 kVp, e o espectro superior representa em operação de 82 kVp, que é um aumento de 10 kVp. Podemos ver que a área sob a curva tem aproximadamente o dobro, e a posição relativa da curva foi deslocada para a direita do lado da alta energia. Muitos r-X são emitidos em todas as energias durante a operação em 82 kVp do que durante operação em 72 kVp. O aumento, entretanto, é relativamente maior para r-X de alta energia do que para r-X de baixa energia. Uma mudança no kVp não desloca a posição do espectro de emissão dos r-X característicos (discreto).



Mudança no kVp resulta em um aumento na amplitude do espectro de emissão em todas as energias, mas um aumento maior em altas energias do que em baixas energias.





VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 23:

Supõe que a curva rotulada **72 kVp** na figura anterior cobre uma área total de **3,6 cm²** e representa uma quantidade de raios – X de **125 mR** (32 $\mu\text{C/kg}$). Que área sob a curva e que quantidade de raios – X seria esperado para operação em **82 kVp**?

Este exemplo explica particularmente a regra do dedo polegar usado pelo técnico para relacionar mudanças necessárias no kVp e mAs para produzir uma densidade óptica constante sobre a radiografia.

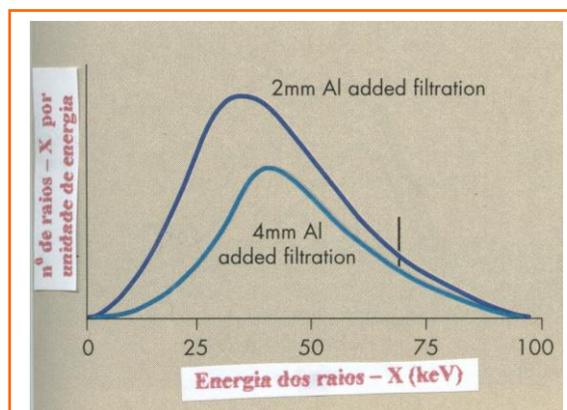
Regra de 15% do kVp

A regra afirma que um **aumento de 15% no kVp é equivalente ao mAs dobrando**.

Em níveis de kVp baixo (i.e., 50 a 60 kVp), um aumento de 7 kVp é equivalente ao mAs dobrando. Em tubos com potencial acima de 100 kVp, pode ser necessária uma mudança de 15 kVp. Um aumento de 15% no kVp não dobra a intensidade saída vindo de uma máquina de raios – X, mas um aumento de 15% é equivalente a dobrar o mAs para obter uma dada densidade óptica sobre a radiografia. Para dobrar a saída da intensidade por meio do kVp, teríamos que aumentar o kVp um tanto quanto 40%. Radiograficamente, somente uns 15% de aumento no kVp é necessário porque com o kVp aumentado, a penetrabilidade do feixe é aumentada e menos radiação é absorvida pelo paciente, levando proporcionalmente mais raios – X para expor o filme.

Efeito da Filtração Adicional

A filtração adicional para um tubo de raios – X tem um efeito sobre a forma relativa do espectro similar para aquela do aumento do kVp. Este efeito é mostrado na figura seguinte no qual um tubo é operado em 95 kVp com filtração adicional de 2 milímetros de alumínio (2 mmAl) comparado com a mesma operação, mas com filtração adicional de 4 mmAl. A filtração adicional efetivamente absorve os raios – X de baixa energia e permite os raios – X de maior energia a passar através deste. Portanto o espectro de emissão dos raios – X é reduzido mais sobre o lado esquerdo do que sobre a direita do eixo das energias.



Filtração adicional para um tubo de raios – X resulta na redução da intensidade, mas aumenta a energia efetiva. O espectro de emissão representa aqui o resultado da operação no mesmo, mAs, e kVp, mas filtração diferente

Filtração adicional

O resultado global da filtração adicional é um aumento na energia efetiva do feixe de raios – X (**maior qualidade**) acompanhado da redução da intensidade do feixe de raios – X.

A filtração adicional é algumas vezes chamada endurecimento do feixe de raios – X. O espectro característico não é afetado e nem a energia máxima da emissão dos r-X.





Além do mais, não há método simples para calcular mudanças na quantidade e qualidade dos raios – X com uma mudança na filtração.

Efeito do Material do Alvo

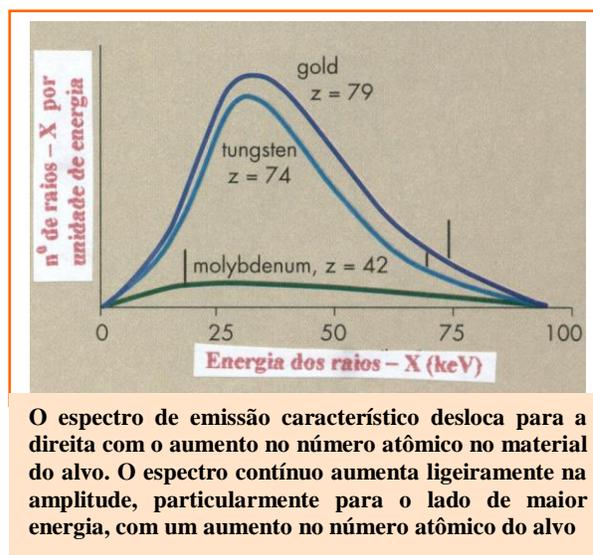
O número atômico do material do alvo também afeta a ambos, o número (quantidade) e a energia efetiva (qualidade) dos raios – X.

Material do Alvo

Quando o número atômico do material do alvo **aumenta**, a **eficiência** da produção dos raios – x de freiamto **aumenta** e os raios – X de maior energia aumentam em número mais do que os raios – X de baixa energia.

A mudança no espectro de raios – X de freiamento quase não é pronunciado como mudança no espectro de raios – X característicos. Após um aumento no número atômico do material do alvo, o espectro característico é deslocado para a direita, representando maior energia da radiação característica. Este fenômeno é um resultado direto da maior energia de ligação do elétron associado com o aumento do número atômico. Estas mudanças estão mostradas esquematicamente na figura seguinte. O tungstênio é a componente primária dos alvos dos aparelhos de raios – X, mas alguns tubos especiais usam ouro como material do alvo. Os números atômicos para o tungstênio e o ouro são 74 e 79, respectivamente. Molibdênio ($Z = 42$) e ródio ($Z = 45$) são elementos de alvos usados para mamografia. A maioria das máquinas de mamografia tem alvo de molibdênio. A quantidade de raios – X vindos de tais alvos é baixa devido à ineficiência da produção de raios – X. Isto ocorre como um resultado do número atômico baixo do molibdênio. O número

atômico baixo também produz raios – X característicos de baixa energia, mas raios – X de baixa energia são necessários para imagens em níveis de kVp baixo (23 a 32) para ver detalhes nos tecidos moles em mamografia.



Influencia da Forma de Onda da Voltagem

Em capítulos anteriores os vários tipos de formas de ondas de voltagens foram discutidos. Há principalmente cinco formas de voltagens: (1) retificação de meia onda; (2) retificação de onda completa; (3) força trifásica - 6 pulsos, (4) força trifásica – 12 pulsos; e (5) alta frequência.

As formas de ondas de voltagens de retificação de meia onda e retificação de onda completa são as mesmas com exceção da frequência de repetição de pulsos dos raios – X. Há duas vezes mais pulsos de raios – X por ciclo com retificadores de onda completa do que com retificadores de meia onda.

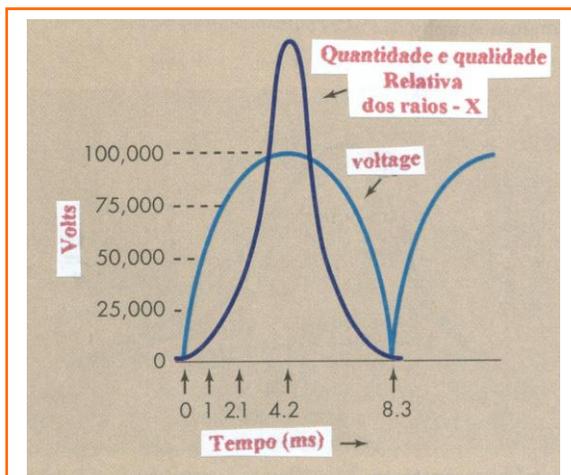
A diferença entre forças trifásicas – 6 pulsos e 12 pulsos é simplesmente a **ondulação reduzida** obtida com geração 12 pulsos com-





parados com a geração de 6 pulsos. Geradores de alta frequência são baseados fundamentalmente em diferenças em princípios de engenharia elétrica. Eles produzem a onda de tensão mais baixa de todos os geradores.

A figura seguinte mostra uma vista explodida de uma forma de onda de tensão de retificação completa para uma unidade de raios - X operando em 100 kVp. Lembramos que a amplitude da forma de onda corresponde à tensão aplicada e que o eixo horizontal representa o tempo. Em $t = 0$, a tensão através do tubo de raios-X



Quando a tensão através do tubo de raios - X aumenta do zero ao seu valor de pico máximo, a intensidade e a energia (qualidade) aumentam, lentamente na primeira e então rapidamente quando o pico da tensão é obtido

é 0 volts, indicando que neste instante nenhum elétron está fluindo e nenhum dos raios - X estão sendo produzidos. Em $t = 1$ milissegundo, a tensão através do tubo dos raios - X foi aumentado de 0 para aproximadamente 10.000 volts. Os raios-X produzidos neste instante são relativamente de intensidade e energia baixa; nenhum excede a 10 keV. Em $t = 2,1$ milissegundos, a tensão do tubo

foi aumentada para aproximadamente 25.000 volts e rapidamente é alcançado seu valor de pico. Em $t = 4,2$ milissegundos, a tensão máxima do tubo é obtida e a intensidade e as energias máximas da emissão dos raios - X são produzidas. Para um quarto do ciclo seguinte entre 4,2 e 8,3 milissegundos, a quantidade e a qualidade diminuem novamente para zero.

O número de raios - X emitidos em cada instante por um ciclo não é proporcional a tensão. O número aumenta lentamente em tensão menores e mais rapidamente em tensões maiores. A quantidade de raios - X é muito maior em tensões de pico do que em tensões baixas. Conseqüentemente, operações em formas de onda de tensões trifásica ou alta frequência resultam consideravelmente na emissão de raios - X mais intensos do que aqueles vindos de operações monofásicos. Esta relação entre a quantidade e o tipo de gerador de alta tensão é a base para outras regras do dedo polegar usado pelos técnicos radiologistas.

Força trifásica versus força monofásica

Operação com força trifásica é equivalente a um aumento de **12%** de aumento no kVp ou quase um dobro do mAs comparado a força monofásica.

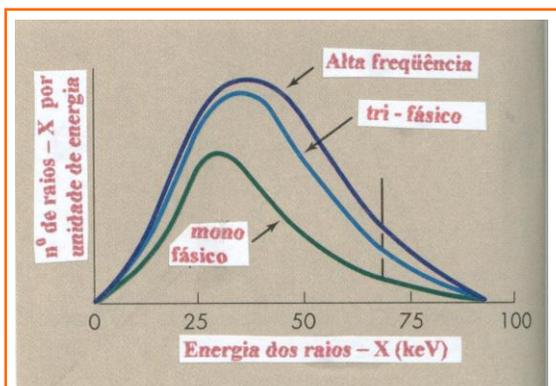
Por exemplo, se uma técnica lateral de crânio é operada em 72 kVp sobre um equipamento monofásico, em equipamento trifásico com aproximadamente 64 kVp produz resultados similares. Geradores de alta frequência resultam aproximadamente em um equivalente de 16% de aumento no kVp.

Esta discussão é resumida na figura seguinte. Um espectro de emissão de raios - X vindos de uma unidade de retificação de onda completa é comparado com aqueles de geradores trifásico - 12 pulsos e geradores de





alta frequência, todos operados em 92 kVp e o mesmo, mAs. O espectro de emissão de raios – X resultante de operação de alta frequência é mais eficiente do que os monofásicos ou trifásicos. A área sob a curva é consideravelmente maior e o espectro de emissão de raios – X é deslocado para o lado de maior energia.



Operação em trifásica e alta frequência é consideravelmente mais eficiente do que operação monofásica. Ambos as intensidades dos raios – X (área sob a curva) e a energia efetiva (deslocamento relativo da amplitude) são aumentadas. A figura é o espectro representativo para operação em 92 keV

O espectro de emissão dos raios – X característicos permanecem fixos na sua posição ao longo do eixo da energia, mas aumenta ligeiramente na magnitude por causa do aumento no número de elétrons – projétil disponível na interação do elétron da camada K. Não há uma maneira simples para calcular a diferença na quantidade entre operação monofásica e trifásica.

A tabela seguinte apresenta um sumário do efeito sobre a quantidade e a qualidade dos raios–X vindo de cada dos fatores que afetam o espectro de emissão dos raios–X. Embora cinco fatores são listados, somente os dois primeiros, mAs e o kVp são controlados pelo técnico operador.

VERIFIQUE O QUE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 24:

Qual será a diferença no espectro de emissão de raios – X entre uma operação de retificação de onda completa comparada com uma operação de retificação de meia onda se o kVp e o mAs são mantidos constantes?

Mudanças na intensidade e qualidade no feixe de raios – X ocasionado por fatores que influenciam o espectro de emissão

<u>Aumento</u>	<u>Resultados</u>
mAs	Aumenta a quantidade, mas não muda a qualidade
kVp	Aumenta a quantidade e a qualidade
mmAl adicional	Diminuição na quantidade e aumento na qualidade
Material do alvo	Aumenta a quantidade e a Qualidade
Onda de voltagem	Diminui a quantidade e a qualidade

Fatores que afetam o tamanho e a posição relativa do espectro de emissão de raios – X estão resumidos na tabela seguinte.

Fatores que afetam o tamanho e a posição do espectro de emissão de raios - X

<u>Fatores</u>	<u>Efeito</u>
Corrente do tubo	Amplitude do espectro
Voltagem do tubo	Amplitude e posição do espectro
Filtração adicional	Amplitude em baixa energia
Material do alvo(Z)	Amplitude e posição do espectro





EXERCÍCIO DE APRENDIZAGEM

- 1- A carga espacial de todos os elétrons tem a mesma massa e, portanto, a mesma energia cinética. Como é a energia cinética do elétron fluindo através do tubo de raios – X aumentado para aumentar a intensidade e o nível de energia do feixe de raios – X?
- 2- Em **80 kVp**, qual é a energia em joules dos elétrons chegando no alvo?
- 3- Calcule o seguinte: elétrons de **80 keV** viajam em que fração da velocidade da luz?
- 4- Qual é a distancia entre o filamento e o alvo no tubo de raios – X? Em **80 keV**, qual é a faixa de aceleração dos elétrons vindos do filamento para o alvo?
- 5- Qual é o tubo de raios – X considerado uma máquina ineficiente?
- 6- Desenhe o diagrama e escreva a descrição da formação da formação da radiação característica.
- 7- Usando a figura do espectro relativo ao número atômico, calcule a energia dos raios X característicos se elétron da camada-K é repostos por elétrons da camada-M.
- 8- Qual é a importância dos raios – X característicos – K na formação de uma radiografia diagnóstica
- 9- Desenhe o diagrama e escreva a descrição da formação de radiação de freinamento (Bremsstrahlung).
- 10- Qual é a faixa de energia da radiação de bremsstrahlung?
- 11- Na faixa diagnóstica, a maioria dos raios – X são de origem _____
- 12- Qual é a importância de estudar o espectro de emissão dos raios – X?

- 13- A energia máxima dos raios–X está associada com a _____ do comprimento de onda dos raios – X.
- 14- Qual é o comprimento de onda mínimo associado com os raios – X emitidos vindos dos tubos de raios – X operado em **90 kVp**?
- 15- Defina integração e como este se refere ao espectro de emissão de raios – X.
- 16- Liste os fatores que afetam o espectro de emissão dos raios – X e descreva brevemente como o espectro é afetado por cada fator.
- 17- Defina e explique a regra dos **15% kVp**
- 18- Qual é considerada a faixa de valores de kVp dos raios – X diagnóstico?
- 19- Qual é considerada a faixa de valores de kVp para mamografia? Que tipo de radiação é útil para mamografia e ao útil para exposição diagnóstica geral?
- 20- Em suas colocações clínicas, observe ou pergunte que filtração é usada sobre o tubo de raios – X. Porque a filtração é importante?
- 21- Os raios – X são produzidos em um tubo de raios- X quando:
 - a) Elétrons de alta velocidade vindos do filamento chocam-se no alvo do anodo
 - b) Elétrons são ferverilhados para fora do filamento
 - c) O alvo é aquecido a 2000°C
 - d) O filamento é aquecido por 6 amperes
- 22- O fluxo de elétrons do catodo para o anodo de um tubo de raios – X é referido como:
 - a) mA
 - b) kVp
 - c) corrente de filamento
 - d) Todos acima estão corretos





23-Raios – X característicos são produzidos quando:

- a) Elétrons de alta velocidade colidem com elétrons da camada interna do alvo e causa ionização.
- b) Elétrons interage com o núcleo do átomo
- c) Elétrons são ferverlhados para fora do filamento
- d) Nenhumas das questões acima são verdadeiras.

24-Radiação de freiamento (Bremsstrahlung) é produzido quando:

- a) Elétrons de alta velocidade colidem com os átomos da camada interna do alvo e causa ionização.
- b) Elétrons de alta velocidade são desacelerados por campo de força do núcleo, perdendo sua energia cinética e mudando a direção do seu trajeto.
- c) Elétrons são levados para órbitas maiores
- d) O núcleo perde prótons

25- Um traçado do número de raios – X emanando do tubo dos raios – X em função de sua energia é chamado:

- a) Espectro de emissão de raios – X
- b) Espectro de mA
- c) Espectro de kVp
- d) Fatores técnicos de exposição

26-O principal fator controlador da qualidade do feixe que está sob controle direto do técnico operador é o:

- a) Forma de onda da voltagem
- b) Filtração
- c) Material do alvo do tubo de raios – X
- d) KVp

27-Qual dos seguintes é o principal fator de controle para a quantidade do feixe de raios-X

- a) kVp
- b) Tempo de exposição
- c) MA
- d) Filtração

28-A filtração do feixe de raios – X resulta em:

- a) Um endurecimento do feixe
- b) Um feixe mais penetrante
- c) Uma diminuição da quantidade de raios – X e um aumento na qualidade do feixe.
- d) Todos acima





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 4

Emissão dos Raios - X

Assuntos

1. Quantidades dos raios-X no feixe
2. Qualidade dos raios - X no feixe

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Protegendo Vidas

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com



www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 





1. QUANTIDADE DOS RAIOS-X NO FEIXE

Introdução

Raios – X são emitidos através de uma janela no vidro ou metal do tubo para formar um feixe com energias variadas. O rendimento do tubo é caracterizado pela quantidade (número dos raios – X que sai) e a qualidade (poder de penetração do feixe).

Quantidade dos Raios - X

Intensidade do rendimento

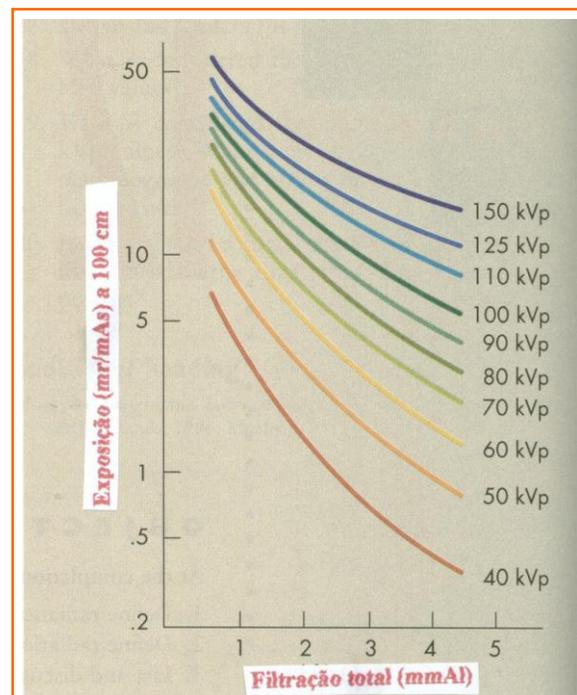
A intensidade do rendimento de uma unidade de r-X é medida em Roentgen (R) ou miliroentgen (mR) e é denominado como quantidade de raios – X ou Exposição à radiação. Ambos quantidade e exposição a radiação tem o mesmo significado. O Roentgen é uma medida do número de pares de íons produzidos no ar por uma quantidade de raios – X. A ionização do ar é medida em Coulomb da carga por quilograma do ar ($1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$) e aumenta quando o número de r-X no feixe aumenta. A relação entre a quantidade dos raios – X quando medida em roentgen e o número dos raios – X no feixe não é sempre de um para um. Há algumas pequenas variações relacionadas a energia efetiva dos raios – X, mas estas variações são sem importância sobre a faixa de energia dos raios – X usadas em radiologia diagnóstica.

Quantidade da Radiação

O número dos raios – X no feixe útil, que é o feixe que forma a imagem radiográfica, é a quantidade de radiação. A quantidade de radiação pode ser definida como a intensidade de radiação, normalmente medida em **mR ou exposição**.

O equipamento quando operado com cerca

de 70 kVp, o tubo dos raios-X de usos gerais produz a intensidades dos raios-X de cerca de 5 mR/mAs (75 a 150 $\mu C/kg/mAs$) na distância fonte receptor de imagem (DFI) de 100 cm). A figura a seguir é um nomograma, um gráfico feito de curvas paralelas para estimar a intensidade dos raios-X para uma ampla faixa de técnicas. Estas curvas aplicam-se somente para aparelhos de retificação de meia onda e retificação de onda completa. Como a legenda sob o nomograma explica, a quantidade, mR/mAs, pode ser facilmente estimado sabendo primeiro o nível de filtração do tubo dos raios – X e o kVp em uso, basta traçar uma linha vertical vindo do nível de filtração e encontrar a linha do valor apropriado da curva do kVp. A linha horizontal traçada do valor do kVp para o eixo y indica o valor da exposição a radiação mR/mAs para aquele tubo dos raios-X. Nomograma são também disponíveis para aparelho trifásico.



Nomograma para estimar a intensidade do feixe de raios – X. Da posição do eixo – X correspondente a filtração da máquina, trace uma linha vertical até esta interceptar com o kVp apropriado. Uma linha horizontal daquele ponto intercepta o eixo y na quantidade de r-X apropriada para a máquina.





Fatores que afetam a quantidade dos r-X

Quatro são os fatores que afetam a quantidade dos raios – X: (1) mAs, (2) kVp, (3) DFI, e (4) filtração. Esta sessão pode servir primeiramente como uma revisão porque os fatores que afetam a quantidade dos raios – X são quase os mesmos como aqueles controladores da densidade óptica sobre uma radiografia (tabela seguinte).

Fatores Que Afetam a Quantidade dos Raios – X e a Densidade Óptica		
Aumento	Quantidade dos Raios – X	Densidade Óptica
mAs	Aumenta proporcionalmente	Aumenta
kVp	Aumentado por $\left(\frac{kVp_2}{kVp_1}\right)^2$	Aumenta
Distância	Reduzida por $\left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2$	Reduz
Filtração	Reduz	Reduz

Miliamper – segundo (mAs)

A quantidade de raios – X é diretamente proporcional ao, mAs. Quando o, mAs é dobrado, o número de elétrons que se chocam no alvo do tubo é dobrado e, portanto, o número de raios – X emitidos é dobrado.

As equações seguintes representam a relação entre intensidade em R ou mR e mAs:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mAs_1}{mAs_2}$$

$$I = R \text{ ou } mR$$

$$mAs = \text{miliamper} \times \text{segundo}$$

VERIFIQUE O QUE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 25:

Fatores técnicos de uma radiografia de tórax lateral utilizam **110 kVp** em **10 mAs**, a qual resultou em uma intensidade de raios – X de **32 mR (8,3 µC/kg)** no paciente. Se o **mAs** é aumentado para **20 mAs**, qual será a intensidade de raios – X ?

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 26:

O fator técnico radiográfico para um RUB (rim, uretra e bexiga) é **74 kVp** em **60 mAs**. O resultado é uma exposição do paciente de **248 mR**. Qual será a exposição potencial se o **mAs** pode ser reduzido para **45 mAs**?

Lembrete

Relembramos que o **mAs** é exatamente uma medida do número total de elétrons que viajam do catodo para o anodo para produzir os raios – X.

$$mAs = mA \times \text{segundos}$$

$$mAs = mC/s \times \text{segundos}$$

$$mAs = mC$$

C – é a medida da carga eletrostática chamada Coulomb

$$1C = 6,25 \times 10^{18} \text{ elétrons}$$





VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 27:

Uma radiografia é feita em **74 kVp** em **100 mAs**. Quantos elétrons interagem com o alvo?

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 28:

Se a intensidade do rendimento radiográfico é **6,2 mR/mAs**, quantos elétrons são requeridos para produzir **1,0 mR**?

kVp

KVp

A mudança na quantidade dos raios – X é proporcional ao quadrado da razão do kVp. Se kVp for dobrado, a intensidade dos raios – X aumenta por um fator de quatro. Matematicamente esta expressão é como segue:

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{kVp_1}{kVp_2} \right)^2$$

I_1 e I_2 são a intensidades dos raios – X no kVp₁ e kVp₂, respectivamente.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 29:

Fatores técnicos de uma radiografia de tórax lateral utiliza **110 kVp** em **10 mAs** e resulta em uma intensidade de raios – X de **32 mR** (8,3 µC/kg). Qual será a intensidade se o **kVp** é aumentado para **125** e o **mAs** permanece fixo?

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 30:

Uma extremidade é examinada com uma técnica de **58 kVp** em **8 mAs**, que resulta em uma intensidade de **24 mR**. Se o fator técnico é mudado para **54 kVp**, em **8 mAs** qual será a intensidade dos raios – X?

Na prática, fatores técnicos radiográficos são selecionados de uma faixa estreita de valores, geralmente entre 40 e 150 kVp. Na teoria, para dobrar a intensidade pela manipulação única do kVp, o kVp deve ser aumentado por 41%. Entretanto, na prática um aumento de 41% no kVp para dobrar a intensidade não se trabalha. Quando o kVp é aumentado, a penetrabilidade do feixe de raios – X é aumentada também, o que resulta em poucos raios - X absorvidos no paciente, ou seja, mais raios – X passam através do paciente, não interagindo com o tecido, mas são registrados sobre a imagem. Para manter uma constante de exposição do filme, um aumento de 15% no kVp deve ser acompanhado por uma redução da metade no mAs.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 31:

Fatores técnicos radiográficos utilizam **80 kVp** em **30 mAs** e resultam em uma intensidade de **135 mR**. Qual é a intensidade esperada se o kVp é aumentado para **92 kVp (+15%)** e o, mAs reduzido para a metade para **15 mAs**?





Distância

Lei do Inverso do Quadrado

A intensidade da radiação vinda de um tubo dos raios – X varia inversamente com o quadrado da distância vindo do alvo. Esta relação é conhecida como a **lei do inverso do quadrado**. Esta relação pode ser calculada pela seguinte fórmula:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{(d_2)^2}{(d_1)^2}$$

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 32:

Um exame com uma unidade de raios – X portátil é normalmente conduzida em **100 cm** da **DFI** e resulta em uma intensidade de **12,5 mR** ($3,2 \mu\text{C/kg}$) no filme. Se **91 cm** é a **DFI** máximo que pode ser obtido para uma situação particular, qual será a intensidade da radiação no filme.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 33:

Um exame Antero – posterior (PA) é realizado em uma unidade radiográfica portátil em **120 kVp** em **3 mAs** é feita em uma **DFI** de **300 cm**. A intensidade no receptor de imagem é **12 mR**. Se a mesma técnica é usada em uma **DFI** de **100 cm**, qual será a intensidade dos raios – X?

Filtração

Filtração

As unidades dos raios – X têm um filtro de metal, geralmente de **1 a 3 mmAl**, posicionado no feixe útil. O objetivo primário desses filtros é reduzir o número de raios – X de baixa energia que atingem o paciente.

Os raios – X de baixa energia não contribuem para a qualidade diagnóstica da radiografia. Os raios – X de baixa energia aumentam a dose no paciente desnecessariamente porque estes são absorvidos nos tecidos superficiais e não penetram as partes do corpo para atingir o filme. Quando a filtração é inserida no feixe dos raios – X, a dose no paciente é reduzida porque os raios – X de baixa energia são retirados do feixe e não atingi o paciente. O cálculo das quantidades da redução na exposição requer um conhecimento das Camadas Semi – Redutoras (CSR), que é discutida na seção seguinte. Uma estimativa da redução da exposição pode ser feita obtida do nomograma na figura anterior, onde este mostra que a redução não é proporcional a espessura de filtro adicionado, mas é relacionado de uma maneira complexa.

Qualidade dos Raios - X

Penetrabilidade

Penetrabilidade

Penetrabilidade refere-se a atenuação dos raios – X no tecido. Quanto maior a energia dos raios – X mais aptos para penetrar mais longe através do tecido do que os raios – X de baixa energia.

A penetrabilidade ou poder de penetração de um feixe de raios – X é chamado Qualidade dos raios – X. Os raios – X com alta penetrabilidade são termado qualidade alta ou raios – X duros. Os raios – X com baixa penetrabilidade são de qualidade baixa e são chamados de raios – X moles. A qualidade dos raios – X é identificada numericamente pela sua CSR (Camada Semi – Redutora). A Camada Semi – Redutora é afetada pelo kVp e a quantidade de filtração no feixe útil, e, portanto, a qualidade dos raios – X é influenciada pelo kVp e a filtração.





Os fatores que afetam a qualidade do feixe também influenciam o contraste radiográfico. A distância e o, mAs não afetam a qualidade da radiação, mas podem afetar a quantidade conforme foi explicada na próxima seção.

Camada semi - redutora

Os raios - X de alta energia são considerados mais penetrantes do que os raios - X de baixa energia. Em 100 keV os raios - X são atenuados e absorvidos na taxa de somente 3% por centímetro de tecido mole, mas raios - X de 10 keV são absorvidos na taxa de 15% por centímetro de tecido mole. Os raios - X de qualquer dada energia são mais penetrantes em tecidos de números atômicos baixos tais como pele ou músculos do que em tecidos de números atômicos altos tais como osso.

Na radiografia a qualidade dos raios - X é caracterizada pela camada semi - redutora.

Camada Semi - Redutora

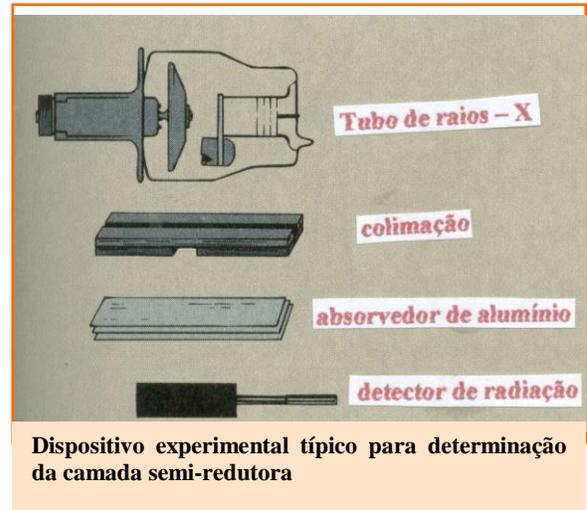
A camada Semi Redutora de um feixe de raios-X refere-se a espessura de material absorvedor necessária para reduzir a intensidade do feixe a metade do seu valor inicial.

A camada semi-redutora caracteriza o feixe de raios - X. Um feixe de raios - X diagnósticos geralmente tem uma camada semi-redutora na faixa de 3 a 5 mmAl ou 4 a 8 cm de tecidos moles.

As camadas semi-redutoras são determinadas por meios experimentais com dispositivos similares ao que são mostrados na figura seguinte.

As três partes principais seguintes do arranjo experimental que detecta a camada

semi-redutora são: (1) o tubo de raios - X (com colimador), (2) espessura gradual de alumínio usada como filtro e, (3) um detector de radiação.



Primeiro é feita uma medida da radiação sem o filtro entre o tubo de raios - X e o detector. Em seguida várias medidas das intensidades da radiação são feitas para sucessivas sessões de espessuras de filtro. A espessura da filtração que reduz a intensidade dos raios - X para a metade do seu valor original é a camada semi- redutora.

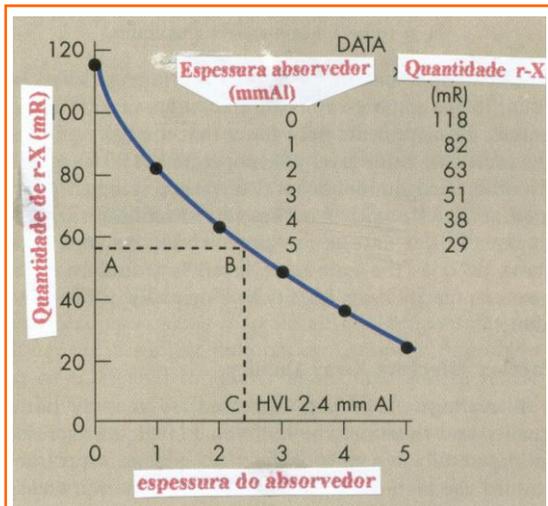
Um número de métodos pode ser usado para determinar a camada semi-redutora de um feixe de raios - X. Talvez a mais direta é traçar num gráfico as medidas feitas com o dispositivo da figura anterior. O gráfico na figura seguinte mostra como isto pode ser feito quando os seguintes passos são completados. Valores numéricos da amostra são mostrados na tabela seguinte.

- 1- Determine a quantidade de raios - X sem material absorvedor no feixe e com espessuras conhecidas de material absorvedor.
- 2- Traçar os pares ordenados dos dados (espessura do absorvedor e quantidade de raios - X).





- 3- Determine a quantidade de raios – X igual a metade da quantidade inicial e localizar este valor sobre o eixo y, ou vertical, eixo do gráfico (A)
- 4- Trace uma linha horizontal paralela com o eixo x vindo do ponto-A no passo 3 até sua intersecção a curva (B).
- 5- Do ponto (B) da interseção, trace uma linha vertical para o eixo x.
- 6- Sobre o eixo x, leia a espessura do absorvedor requerido para reduzir a intensidade para a metade do valor inicial ponto (C). Esta é a CSR



Dados na tabela são típicos para a determinação da CSR. O traçado desses dados mostra uma CSR de 2,4 mmAl

Dados experimentais obtidos para determinar a Camada Semi – Redutora (CSR)

Filtro (mmAl)	mR
Nenhum	94
0,5	79
1,0	67
1,5	57
2,0	49
2,5	42
3,0	38
3,5	33

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 34:

A lista de dados sobre a tabela – 2 é obtida com um tubo radiográfico operado em **70 kVp** enquanto o detector é posicionado a **100 cm** do alvo com **0,5 mmAl** de filtro é no meio do caminho entre o alvo e o detector. Estime a Camada Semi – Redutora vinda de uma simples observação destes dados, então trace os dados para ver como ela fica.

Diferentes combinações das filtrações adicionais e kVp podem resultar num mesmo valor de CSR do feixe de raios – X. Por exemplo, medições podem mostrar que uma única unidade tem o mesmo valor da metade da camada quando operada em **90 kVp** com filtração total de 2 mmAl. Neste caso, as penetrabilidades dos raios – X permanecem constantes, como faz a camada de meio valor. Não é correto especificar a qualidade do feixe somente pelo kVp ou pela filtração.

Fatores que afetam a qualidade dos r - X

Quilovoltagem

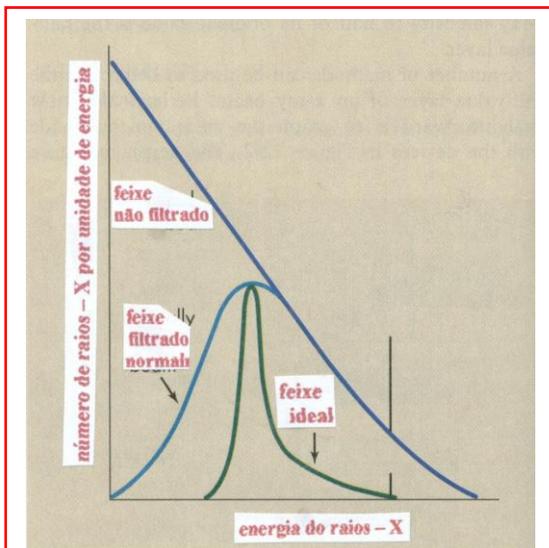
Quando o kVp é aumentado, de igual modo a qualidade do feixe de raios – X o é e portanto a camada semi-redutora. Um aumento no kVp resulta em um deslocamento do espectro de emissão dos raios – X na direção das altas energias, o que causa um aumento na energia do feixe. O resultado é um feixe de raios – X mais penetrante. A tabela anterior mostra as mudanças medidas mudando a camada semi-redutora quando o kVp é aumentado de 50 para 150 kVp para uma unidade dos raios – X representativos. Uma filtração total do feixe é 2,5 mmAl equivalente.





Filtração

O objetivo primário da filtração adicional para um feixe de raios – X é remover seletivamente os raios – X de baixa energia que não tem nenhuma chance de chegar no filme. A figura seguinte mostra o espectro de emissão dos raios – X representando um feixe não filtrado, e idealmente um feixe de raios – X filtrado. O feixe de raios – X idealmente filtrado tem quase todos a mesma energia ou são monoenergético. O desejável é remover totalmente todos os raios – X com energias abaixo de certo nível. Este nível é determinado pelo tipo de exame de raios – X e a meta é reduzir a dose no paciente. É também desejável remover os raios – X com energias abaixo de um certo nível para melhorar o contraste radiográfico. Infelizmente, a remoção total da região de um feixe de raios – X não é possível.



A filtração é usada para remover seletivamente do feixe útil os raios – X de baixa energia. Uma filtração ideal remove todos os raios – X de baixa energia.

Quase todos os materiais podem servir como um filtro para os raios – X. O alumínio é escolhido porque este é eficiente

na remoção dos raios – X de baixa energia e porque este é barato, e fácil de moldar em filtro. O cobre ($Z=29$), latão ($Z = 50$), gadolínio ($Z=64$), e hólmia ($Z=67$) têm sido usados ocasionalmente.

Efeito da filtração

Quando a filtração é aumentada, a qualidade do feixe também o é, mas a quantidade é diminuída.

A filtração em feixes de raios – X diagnósticos tem as duas componentes seguintes: (1) Filtração inerente e (2) Filtração adicional. A ampola de vidro do tubo de raios – X filtra o feixe de raios – X que emerge, e devido a isso é chamada filtração inerente. Uma inspeção do tubo de raios – X revela que a parte da ampola de vidro ou janela através do quais os raios – X são emitidos, é fina. Isto é para fornecer uma filtração inerente baixa. A filtração inerente de um tubo de raios – X para objetivos gerais é aproximadamente 0,5 mmAl equivalente. Com o tempo, a filtração inerente tende a aumentar com o metal do tungstênio de ambos do alvo e do filamento que se vaporizam e ficam depositados sobre as paredes da ampola de vidro. Tubos de objetivos especiais, tais como aqueles usados em mamografia, tem uma janela do tubo de raios – X muito fina. Estes algumas vezes são feitos de berílio ($Z=4$) melhor do que vidro e tem filtração inerente de aproximadamente 0,1 mmAl equivalente.

Filtração adicional

A filtração adicional consiste de folhas de alumínio colocado entre a carcaça protetora do tubo e a carcaça externa ou colimador. A adição de um filtro para o feixe de raios – X atenua os raios – X de todas as energias emitidas pelo tubo dos raios – X, mas este





atenua mais os raios – X de baixa energia do que raios – X de alta energia. Isto desloca o espectro de emissão dos raios – X para o lado das altas energias, o que resulta em um feixe de raios – X com energia maior, maior penetrabilidade, e maior qualidade. A filtração adicional resulta em um aumento na camada semi-redutora. A extensão do aumento na CSR não pode ser prevista mesmo quando a espessura da filtração adicional é conhecida.

Devido a filtração adicional atenuar o feixe de raios – X, estes afetam a quantidade de raios – X do feixe. Estes valores podem ser previstos se soubermos o valor da metade da camada usada no feixe. A adição de uma filtração igual a metade do valor da camada reduz a quantidade do feixe para a metade do seu valor pré-filtrado e resulta em um endurecimento do feixe de raios – X.

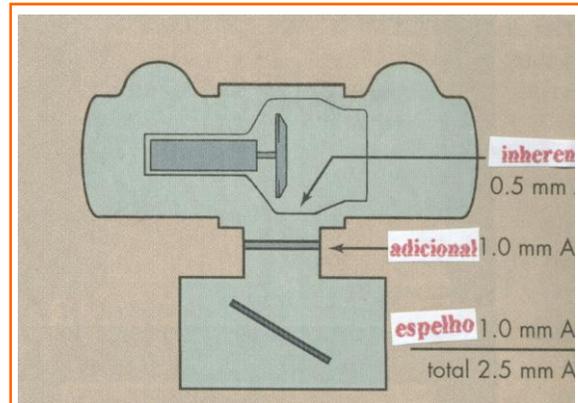
VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 35:

Um tubo de raios – x de objetivos gerais tem uma **CSR = 2,2 mmAl**. A exposição vinda desta máquina é **2 mR/mA** (0,5 $\mu\text{C/kg/mA}$) em uma **DFI = 100 cm**. Se **2,2 mmAl** é adicionado ao feixe, qual será a intensidade ou quantidade?

A filtração adicional geralmente tem duas fontes e um total de 2 a 3 mmAl equivalentes. Primeiro, 1 ou 2 mm de folhas de alumínio será permanentemente instalado em um ponto da carcaça do tubo, entre a carcaça e o colimador. Se o colimador é um colimador de abertura variável com luz de localização convencional, o colimador contribuirá com uma filtração adicional de 1 mmAl equivalente. Esta filtração resulta da superfície de prata do espelho no colimador (fig. seguinte). Uma das dificuldades mais

difíceis enfrentada pelo técnico operador é produzir uma imagem de densidade óptica uniforme quando radiografa uma parte do corpo que varia gradualmente na composição da espessura ou tecido.



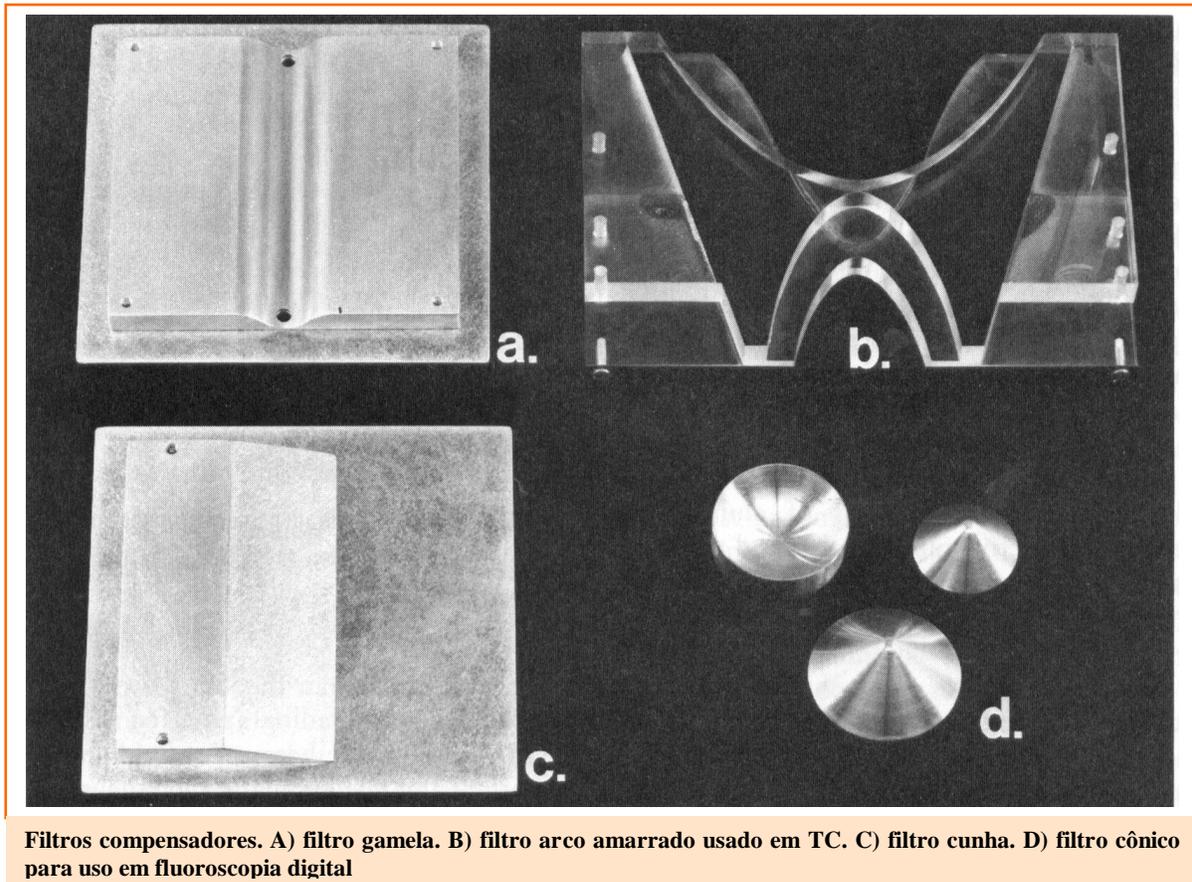
A filtração total consiste da filtração inerente do tubo de raios – X, um filtro adicional e filtração pelo espelho da luz de localização de colimador

Durante uma radiografia de tórax em PA, por exemplo, se o tórax esquerdo é radiopaco por causa do fluído e o tórax direito é normal e preenchido com ar, então a imagem teria muito pouca densidade óptica sobre o lado esquerdo do tórax e muito alta densidade óptica sobre o lado direito. Compensação para esta variação de densidade é feita usando um filtro de forma que a parte fina do filtro é posicionada sobre o lado esquerdo do tórax. Quando um filtro é usado neste modo, este é chamado de filtro compensador devido este compensar as diferenças na radiopacidade submetido. Filtros compensadores podem ser fabricados para muitos procedimentos e, portanto, vem em vários tamanhos e formas. Eles são quase sempre construídos de alumínio, mas material plástico pode também ser usado. A figura seguinte mostra alguns dos filtros compensadores usados.

Filtro em cunha

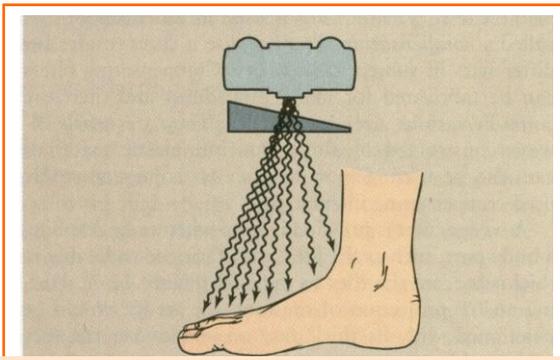
Um filtro em cunha é usado principalmente





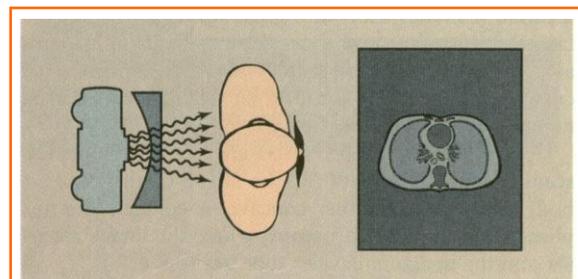
Filtros compensadores. A) filtro gamela. B) filtro arco amarrado usado em TC. C) filtro cunha. D) filtro cônico para uso em fluoroscopia digital

quando radiografamos uma parte do corpo, tal como os pés, que variam consideravelmente na espessura vindo dos dedos dos pés para o calcanhar (figura seguinte). Durante uma projeção AP dos pés, a cunha seria posicionada com sua porção espessa cobrindo os dedos dos pés e sua porção fina cobrindo o calcanhar.



Uso de um filtro em cunha para exame dos pés

Um filtro em cunha bilateral ou um filtro gamela é algumas vezes usado em radiografia do tórax (fig. seguinte). A região fina central da cunha é posicionada sobre o mediastino (inclui o coração e os vasos maiores), onde a porção espessa lateral cobre o campo do pulmão (preenchido com ar). O resultado é uma radiografia com mais uniformidade óptica. Filtros compensadores especiais deste tipo são usados em radiografia de tórax.



Uso de um filtro gamela para radiografia de tórax.





Filtro de forma de arco amarrado especial

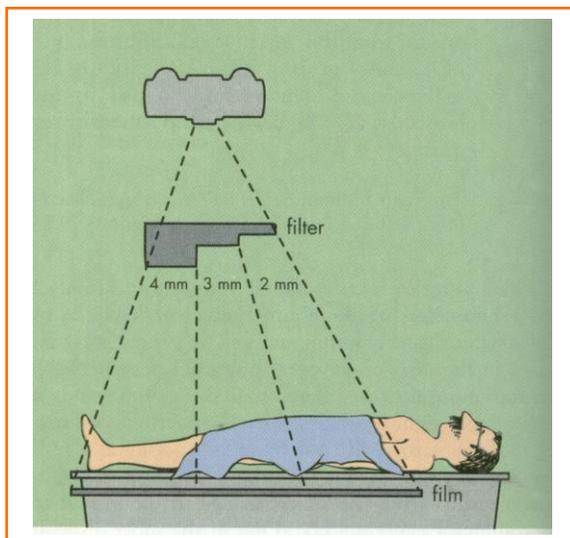
Filtros especiais de forma em arco amarrado são usados com algum escâner CT para compensar a forma da cabeça ou corpo.

Filtros cônicos

Filtros cônicos, côncavos ou convexos, encontram aplicações em fluoroscopia digital, onde o receptor de imagem e o tubo intensificador de imagem estão ao redor.

Filtro em cunha em passo

Um filtro em cunha em passo é uma adaptação do filtro em cunha (figura seguinte). Este é usado em alguns procedimentos especiais, geralmente, onde a anatomia de seções dos pulmões é radiografada e imageadas com dois ou três filmes separados. Uma aplicação comum desta técnica usa uma cunha de alumínio em três passos e três filmes (30 x 36 cm) em mudança rápida para arteriografia femoral, translumbar e venografia.



Arranjo do aparelho usando uma cunha em passo de alumínio para radiografia serial de abdômen e extremidades baixa

Um resumo dos fatores que afetam a qualidade dos raios – X e a densidade óptica radiográfica estão listadas na tabela seguinte.

Fatores Que Afetam a Qualidade e a Densidade Óptica Radiográfica

Aumento no	Efeito sobre qualidade do R- X	Efeito sobre densidade óptica radiográfica
mAs	nenhum	aumento
kVp	aumento	aumento
Distancia	nenhum	reduz
Filtração	aumento	reduz

COM CERTEZA VOCÊ É UMA PESSOA MAIS PREPARADA DO QUE ANTES, CONTINUE ASSIM, E VOCÊ SERÁ UM VENCEDOR. PARABÉNS POR TER CONSEGUIDO VENCER MAIS ESTA ETAPA.





EXERCÍCIO DE APRENDIZAGEM

1- Ligue com o seu correspondente:

Rendimento do tubo Qualidade do feixe

Penetrabilidade Quantidade de r- X

2- O rendimento do tubo é medido em _____ e é a medida da _____

3- Uma exposição radiográfica é **80 kVp** em **50 mAs**. Quantos elétrons interagem com o alvo?

4- A intensidade da radiação em uma exposição é **2 mR**. Quantos elétrons interagem com o alvo?

5- Uma extremidade é radiografada usando fatores de **60 kVp** em **10 mAs** com uma intensidade de **28 mR**. Se a técnica é mudada para **55 kVp** com o **mAs** constante, que é a resultante na intensidade dos Raios – X?

6- Um filme de tórax é feito em **180 cm** resulta em uma exposição de **12 mR**. Qual seria a exposição a radiação se o mesmo fator fosse usado em (a) **DFI a 90 cm** e (b) **DFI a 100 cm**?

7- Um aumento de _____ em **kVp** é acompanhado por um _____ em uma metade do **mAs** para manter a exposição constante.

8- Afirme a lei do inverso do quadrado da distancia.

9- Qual é o objetivo primário do filtro de raios- X

10- Preencha o quadro abaixo:

Aumentando	Efeito sobre a quantidade do feixe dos raios - X	Efeito sobre a densidade óptica
mAs		
kVp		
Distancia		
Filtração		

11- Qual é a relação entre a quantidade de raios – X e mAs?

12- Quais são os raios – X duros? Quais são os raios – X moles?

13- Defina a camada semi-redutora.

14- Liste as duas maneiras que o espectro de emissão do feixe de raios – X podem ser deslocados para o nível de maior energia.

15- Porque o alumínio é usado para filtração do feixe de raios – X

16- Defina o termo colimador de abertura variável de localização da luz.

17- Descreva o uso de um filtro em cunha quando radiografando um pé.

18- A filtração adicional para o feixe de raios – X afeta a quantidade de raios – X que atinge o filme?

19- Preencha o quadro seguinte:

Aumentando	Efeito sobre a Qualidade do feixe R-X	Efeito sobre a densidade óptica
mAs		
kVp		
Distancia		
Filtração		

20-A filtração do feixe de raios – X resulta em:

- Um endurecimento do feixe
- Um feixe mais penetrante
- Uma diminuição na quantidade de raios – X e um aumento na qualidade do feixe.
- Todos acima.

21- Qual dos seguintes é o maior fator de controle para a quantidade do feixe?

- kVp
- Tempo de exposição
- mA
- filtração





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLOGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 5

Interação dos Raios - X Com a Matéria

Assunto

1. Interação dos raios – X com a matéria
2. Absorção diferencial
3. Atenuação
4. Agentes de contrastes radiológicos

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com



www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 





1. INTERAÇÃO DOS RAIOS-X COM A MATÉRIA

Introdução

Os fótons do feixe dos raios – X interagem com a matéria de cinco maneiras seguintes: (1) pelo espalhamento clássico (2) através do efeito Compton, (3) através do efeito fotoelétrico, (4) pela produção de pares, e (5) pela fotodesintegração.

Interação dos Raios – X Com a Matéria

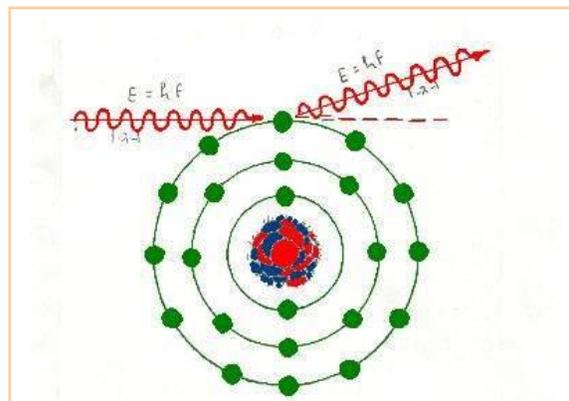
A interação entre radiação eletromagnética e a matéria será descrita neste capítulo. A interação tem propriedades como partícula e como ondas, e interação da radiação eletromagnética com estruturas similar em tamanho ao seu comprimento de onda. Os raios – X têm comprimento de onda muito curto da ordem de 10^{-8} a 10^{-10} metros. Quanto maior é a energia dos raios – X, menor será o seu comprimento de onda. Conseqüentemente, os raios – X de baixa energia tendem a interagir com átomos inteiros que tem diâmetro de aproximadamente 10^{-9} a 10^{-10} metros. Geralmente os raios – X de energia moderada interagem com os elétrons, e os raios – X de alta energia geralmente interagem com o núcleo dos átomos.

Neste capítulo será apresentada a interação entre raios – X e a matéria. Em radiografia, matéria é definida como tecido humano. A interação entre raios – X e tecido humano é importante para estudo em radiografia porque fatores técnicos específicos (kVp e, mAs) são requeridos para radiografar certos tecidos e, se escolhido apropriadamente, pode reduzir a exposição ao paciente.

O capítulo introduz a interação fundamental entre raios – X e todas as matérias, que incluem o tecido humano. São cinco as seguintes maneiras básicas na quais os raios – X interagem com a matéria: (1) Espalhamento clássico, (2) efeito Compton, (3) efeito fotoelétrico, (4) produção de pares, e (5) fotodesintegração. Dois desses, o efeito Compton e o efeito Fotoelétrico, são particularmente importantes para a radiografia.

Espalhamento Clássico

Os raios – X de baixa energia, aqueles com energia abaixo de 10 keV, interagem com a matéria por espalhamento clássico, algumas vezes chamado de espalhamento coerente (figura seguinte).



Espalhamento clássico é uma interação entre raios-X de baixa energia e átomos. Os raios – X não perdem nenhuma energia, mas mudam ligeiramente a direção. O comprimento de onda dos raios – X incidentes é igual ao comprimento de onda dos raios – X espalhados

JJ Thomson descreveu o espalhamento clássico de um raio-X com um elétron. Quando a interação é com o átomo inteiro este é chamado espalhamento Rayleigh. No espalhamento clássico o raio-X incidente interage com um átomo do alvo, o que faz es-



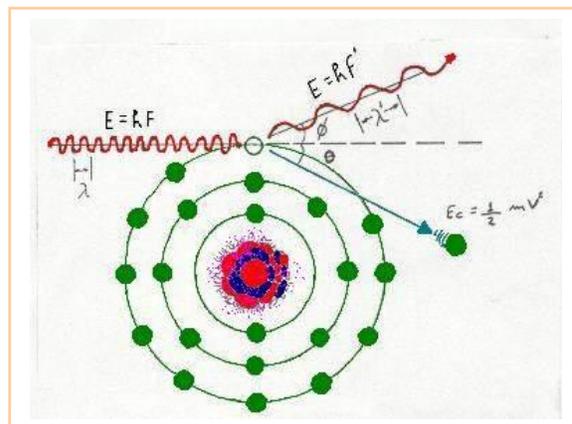


te ficar excitado. O átomo do alvo desprende imediatamente este excesso de energia como um raio - X espalhado e com um comprimento de onda igual a do raio-X incidente ($\lambda = \lambda'$) e, portanto, de energia igual. A direção do raio - X espalhados, porém, é diferente da direção do raio-X incidente. O resultado líquido do espalhamento clássico é uma mudança na direção do raio-X sem uma mudança em sua energia. Não há transferência de energia e, portanto, não há ionização. A maioria dos raios - X no espalhamento clássico são espalhados para frente.

O espalhamento clássico é de pouca importância para a radiologia diagnóstica porque este envolve primeiramente raios - X de baixa energia, os quais contribuem pouco para a radiografia. Espalhamento clássico ocorre ao longo da faixa diagnóstica, mas é mais prevalente em energias menores (<10 keV). Em 70 kVp, 3% dos raios - X espalhamento clássico, contribuem com uma pequena quantidade para o fog do filme (velamento do filme).

Efeito Compton

Os raios - X de energia moderada ao longo da faixa diagnóstica podem sofrer uma interação com elétrons das camadas externas. Esta interação não somente espalha os raios - X, mas também reduz sua energia e ioniza o átomo. Esta interação é chamada o Efeito Compton ou Espalhamento Compton (figura seguinte). Com o efeito Compton, o raio-X incidente interage com elétrons das camadas externas, ejetando este do átomo e ionizando o mesmo. O raio-X continua em uma direção diferente com menos energia. A energia dos raios-X do espalhamento Compton é igual a diferença entre a energia do raio - X incidente e a energia do elétron ejetado.



O efeito Compton ocorre entre raios - X de energia moderada e elétrons de camadas externas. Este efeito resulta na ionização do átomo do alvo, mudando a direção e reduzindo a energia do fóton. O comprimento de onda do raio-X espalhado é maior do que a do raio-X incidente

A energia do elétron ejetado é igual a sua energia de ligação mais a energia cinética que este tem quando é abandonado do átomo. Matematicamente esta energia transferida é representada como segue:

Transferência de energia efeito Compton

$$E_i = E_E + (E_L + E_{Ec})$$

Onde

- E_i - é a energia do raio - X incidente
- E_L - é a energia do raio - X espalhado
- E_L - é a energia de ligação do elétron
- E_{Kc} - é a energia cinética adquirida do elétron

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 36:

Um raio - X de **30 keV** ioniza um átomo de bário por ejetar um elétron da camada **K** com **12 keV** de energia cinética. Qual é a energia do raio - X espalhado?



Durante a interação Compton, a maioria da energia é dividida entre o seguinte: (1) o raio - X espalhado e (2) o elétron Compton, o qual é também chamado elétron secundário. Geralmente os raios-X espalhados retêm a maioria da energia, mas ambos o raio-X espalhado e o elétron secundário podem ter energia suficiente para sofrer mais interações e ionizações antes de perder toda sua energia. No final das contas, os raios - X espalhados são absorvidos. O elétron secundário perde toda a sua energia cinética no meio por excitação e ionização. O elétron então cai para preencher a vacância na camada do elétron criada por algum outro evento de ionização.

Os raios - X de espalhamento Compton podem ser defletidos em qualquer direção, incluindo 180 graus dos raios -X incidentes.

Em uma deflexão de **0 grau**, nenhuma energia é transferida. Quando o ângulo de deflexão aumenta para 180 graus, a maior parte da energia é transferida para o elétron secundário. Mesmo em uma deflexão de 180 graus o r -X espalhado retém cerca de 2/3 de sua energia original. Os raios - X espalhados para trás na direção do feixe de raios - X incidente são chamados de radiação retro - espalhada.

Em radiografia, a radiação retro-espalhada vindo do tecido do paciente ou objetos por trás do chassi pode causar artefatos tal como imagem com presilhas veja na fig. seguinte. A probabilidade de um dado raio - X sofrer efeito Compton é uma função complexa da energia do raio - X incidente. Geralmente a probabilidade do efeito Compton diminui quando a energia do raio - X aumenta.

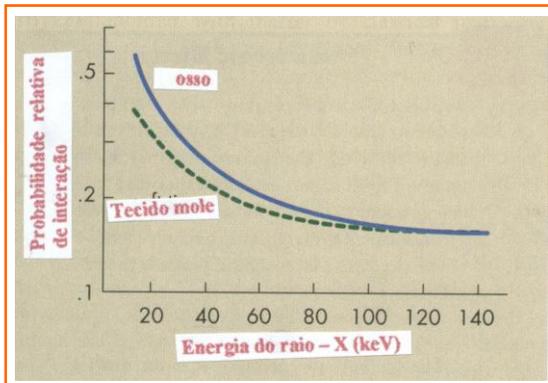


A radiação retro-espalhada é responsável por artefatos sobre a imagem radiográfica





A probabilidade de o efeito Compton ocorrer não depende do número atômico do átomo envolvido. Quaisquer raios-X determinados têm igualmente probabilidade de sofrer o efeito Compton com um átomo do tecido mole como também com um átomo do osso (figura seguinte).



A probabilidade de um raio-X interagir por efeito Compton é aproximadamente o mesmo para átomos do alvo do tecido mole e osso. Esta probabilidade diminui com o aumento da energia do fóton ou r-X

A tabela seguinte resume o espalhamento Compton.

Características do espalhamento Compton

Mais provável ocorrer quando a energia do R-X aumenta

- . Com elétrons da camada externa
- . Com elétrons de ligação livre
- . Aumenta probabilidade de penetração através do tecido sem interação
- . Aumenta a probabilidade espalhamento Compton relativo ao efeito fotoelétrico
- . Reduz probabilidade de espalhamento Compton

Quando o n° atômico da matéria aumenta e quando a densidade aumenta

- . Nenhum efeito sobre a probabilidade de espalhamento Compton
- . Aumento proporcional na atenuação dos raios - X
- . Mais espalhamento Compton

O espalhamento Compton pode ocorrer com todos os raios – X. Portanto, o espalhamento Compton é de considerável importância em radiografia, mas em um sentido negativo. Os raios – X espalhados não fornecem informação útil sobre a radiografia. Os raios – X do espalhamento Compton produzem uma densidade óptica uniforme (fog) sobre a radiografia, o que resulta em contraste de imagem reduzida. Há maneiras de reduzir a radiação espalhada, que serão discutidas depois, mas nenhuma é totalmente efetiva. As radiografias sempre aparecem mais escuras sem contrastes por causa dos raios – X do espalhamento Compton.

Os raios – X espalhados vindos das interações Compton podem criar uma série de perigo de exposição de radiação na radiografia, particularmente em fluoroscopia. Uma grande quantidade de radiação pode ser espalhada vinda do paciente durante a fluoroscopia. Tal radiação é a fonte da maioria das exposições de radiação ocupacional que os técnicos operadores e radiologistas recebem. Durante a radiografia de filme, o perigo é menos severo porque somente o paciente está dentro da sala. Não obstante, os níveis de radiação espalhada são bastante altos para ter obrigatoriedade federal para blindagem protetora de raios – X na sala de exame.

Efeito fotoelétrico

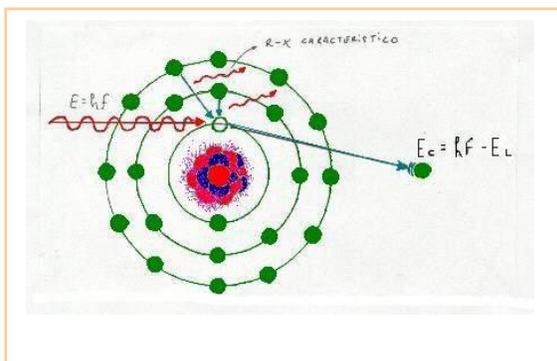
Os raios – X na faixa do diagnóstico também sofrem interações ionizantes com os elétrons das camadas internas. Os raios – X não são espalhados e sim absorvidos totalmente. Este processo é chamado o efeito fotoelétrico (figura seguinte).

Para átomos de números atômicos baixos, tais como os encontrados em tecidos moles, a energia de ligação de até mesmos elétrons da camada-K é baixo (i.é. 0,248 keV para car-





bono). Portanto o fotoelétron é desprendido com energia cinética quase igual a energia do raios-X incidente. Para átomos do alvo de número atômico alto, as energias de ligações dos elétrons são altas (37,4 keV para elétrons da camada-K do bário). Portanto a energia cinética do fotoelétron do átomo de bário é aproximadamente menor.



O efeito fotoelétron ocorre quando um raio-X incidente é totalmente absorvido durante a ionização de um elétron da camada interna. O fóton incidente desaparece, e o elétron da camada-K, agora chamado fotoelétron, é ejetado do átomo.

Efeito fotoelétron

O efeito fotoelétron é uma interação de absorção do raio-X no qual o raio - X não é espalhado, mas, sim totalmente absorvido. O elétron ou fotoelétron é removido do átomo e escapa com energia cinética igual a diferença entre a energia do raio- X incidente e a energia de ligação do elétron. Matematicamente isto é mostrado como segue:

$$E_i = E_L + E_C$$

Onde

E_i – Energia dos raios - X incidentes
 E_L – Energia de ligação do elétron
 E_C – Energia cinética do fotoelétron

A tabela seguinte mostra a energia de ligação da camada-K para alguns elementos.

Número Atômico e Energia de Ligação da Camada - K de alguns elementos

Elemento	nº Atômico	Energia de ligação da camada - K
Hidrogênio	1	0,02 keV
Carbono	6	0,3 keV
Nitrogênio	7	0,4 keV
Oxigênio	8	0,5 keV
Alumínio	13	1,6 keV
Cálcio	20	4,1 keV
Molibdênio	42	20,0 keV
Rênio	45	24,0 keV
Iodo	53	33,0 keV
Bário	56	37,0 keV
Tungstênio	74	69,0 keV
Chumbo	82	88,0 keV

Os raios - X característicos são produzidos após uma interação fotoelétron de uma maneira similar àquela descrita anteriormente. A ejeção de um fotoelétron da camada-K pelo raio-X incidente resulta em uma vacância na camada -K. Isto é um estado anormal que é imediatamente corrigido por um elétron da camada externa, geralmente da camada -L, que cai preenchendo a vacância deixada. Este elétron de transição é acompanhado pela emissão de um raio - X característico com energia que é igual a diferença na energia de ligação das camadas envolvidas. Esta transição não ocorre frequentemente. Os raios - X característicos são radiações secundárias e se comportam da mesma maneira como radiação espalhada. A radiação secundária não contribui com nada para o valor diagnóstico da imagem radiográfica.



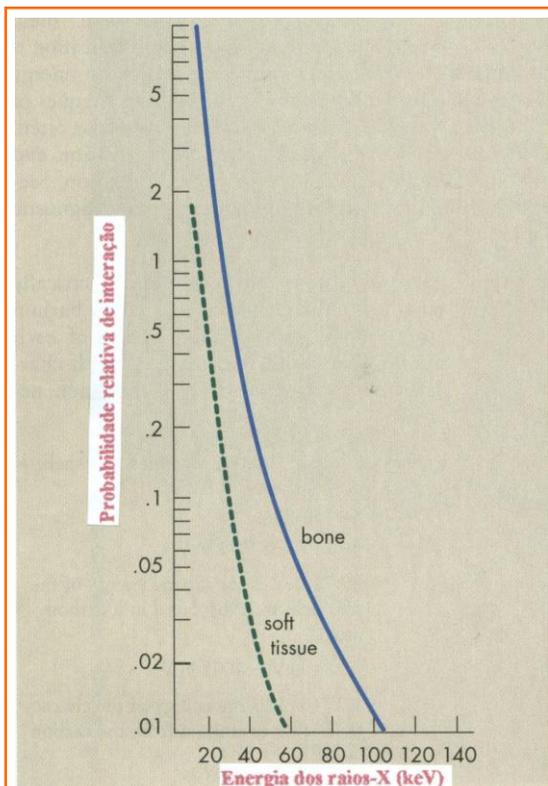


VERIFIQUE SE VOCE ESTÁ APRENDENDO

Questão 37:

Um raio-X de **50 keV** interage fotoeletricamente com (a) um átomo de carbono e (b) com um átomo de bário. Qual é a energia cinética de cada fotoelêtron e a energia cinética de cada raio-X característico se uma transição L para K ocorrer?

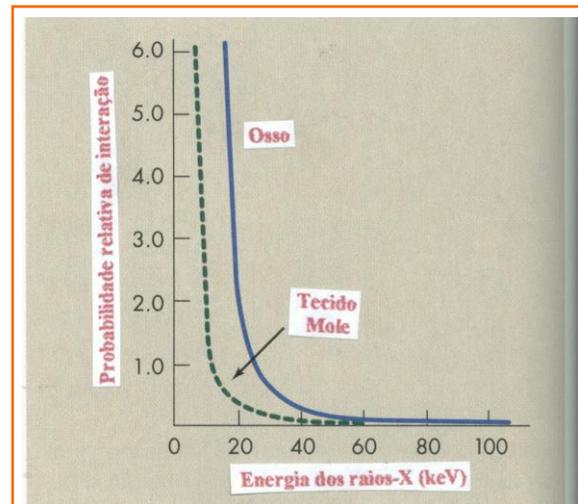
A probabilidade de que um dado raio-X sofra uma interação fotoelétrica é uma função de ambos a energia dos raios - X e o número atômico do átomo com o qual este interage.



A probabilidade relativa que um dado r-X sofrerá uma interação fotoelétrica é inversamente proporcional a $1/3$ da força da energia do fóton e diretamente proporcional a $1/3$ da força do número atômico do absorvedor. A) Relação para tecido mole. B) relação para osso

Uma interação fotoelétrica não pode ocorrer a menos que o raio - X incidente tenha energia igual ou maior do que a energia de ligação do elétron. Um elétron da camada-K do átomo de bário ligado ao núcleo por 37.441 keV não pode ser removido por um raio-X de 25 keV. Se o raio - X incidente tiver energia suficiente, a probabilidade de que este sofra um efeito fotoelétrico diminui com um terço da força da energia ($1/E^3$). A probabilidade do efeito fotoelêtron é inversamente proporcional a um terço da força da energia do raio-X. Esta relação é mostrada graficamente na figura seguinte para tecidos moles e ossos.

Como o deslocamento vertical relativo entre os gráficos de tecido mole e osso demonstra, a interação fotoelétrica é muito mais provável de ocorrer com átomos de Z-alto do que com átomos com Z-baixo (figura seguinte). Em gordura a probabilidade de interações fotoelétricas é diretamente proporcional a $1/3$ da força do número atômico do material absorvedor.



Probabilidades relativas para interação fotoelétrica variam sobre várias ordens de magnitude. Se este é traçado no modo da aritmética convencional, não podemos estimar seu valor acima de uma energia de cerca de 20 keV





A tabela seguinte apresenta o número atômico efetivo dos átomos.

Número Atômico Efetivo de Vários Materiais Importante para Radiologia Diagnóstica

Tipo de substancia Número atômico efetivo

Tecido humano

Gordura	6,3
Músculo	7,4
Pulmão	7,4
Osso	13,8

Agente de contraste

Ar	7,6
Iodo	53,0
Bário	56,0

Outros

Concreto	17,0
Molibdênio	42,0
Tungstênio	74,0
Chumbo	82,0

Relação Cúbica

A probabilidade de interação proporcional a $1/3$ da força muda rapidamente. Para o efeito fotoelétrico, isto significa que uma pequena variação no número atômico do átomo do tecido ou uma pequena variação na energia dos raios - X resulta em uma grande mudança na chance de interação fotoelétrica. Isto é o contrário da situação que existe para a interação Compton.

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 39:

Se a probabilidade relativa de uma interação fotoelétrica com tecido mole para um raio - X de **20 keV** é **1**, quanto menos provável será uma interação para um raio - X de **50 keV**? Quanto mais provável será uma interação com iodo do que com tecido mole para um raio - X de **70 keV** ?

VERIFIQUE SE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 38

Se um raio - X de **80 keV** entra no primeiro centímetro de tecido mole, qual é sua probabilidade relativa de interação com o seguinte:

- Gordura ($Z = 6,3$)
- Bário ($Z = 56$)

Probabilidade = $1/E^3$ (referida na tabela anterior)

Produção de pares

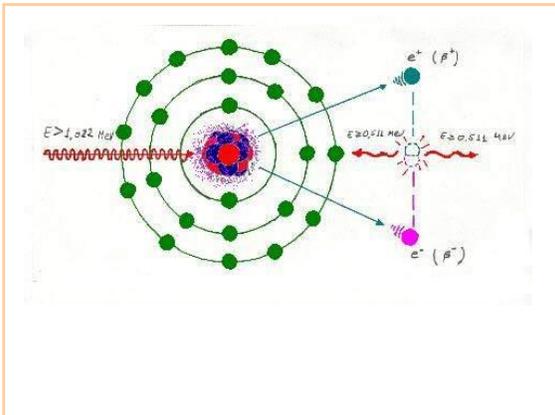
Se um raio - X incidente tem energia suficiente, este pode escapar da interação com o elétron da camada e aproximar-se bastante do núcleo do átomo para ser influenciado por um campo eletrostática forte do núcleo. A interação entre o raio-X e o campo eletrostática nuclear causa ao raio - X o seu desaparecimento. No seu lugar aparecem dois elétrons, um carregado positivamente “pósitron” e um carregado negativamente “negatron”. Este processo é chamado produção de pares (figura seguinte).

Como estudado anteriormente, a energia equivalente da massa de um elétron é calculada e é igual a $0,51 \text{ MeV}$. Assim dois elétrons são formados em uma interação de produção pares. O fóton (R-X) incidente deve





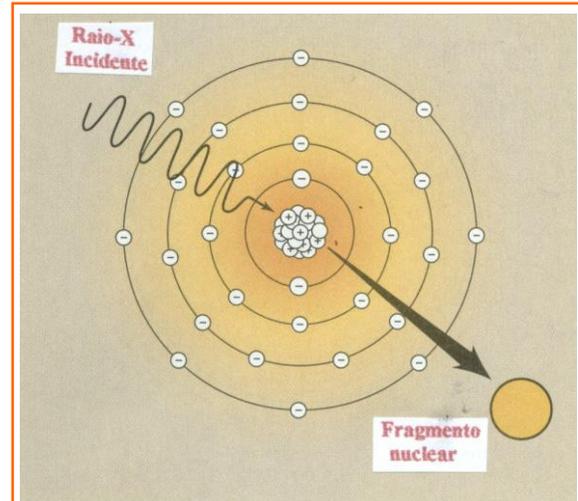
ter pelo menos 1,02 MeV de energia. Um raio – X com menos do que 1,02 MeV, não pode sofrer produção de pares. Qualquer energia excedente dos 1,02 MeV é distribuída igualmente entre os dois elétrons como energia cinética. Devido a produção de pares envolver somente raios – X com energias maiores do que 1,02 MeV, este raramente ocorre na faixa de raios- X diagnósticos.



Produção de Pares ocorrem com os raios – X que tem energias maiores do que 1,02 MeV. O fóton interage com o campo de força nuclear, e são criados dois elétrons que tem cargas elétricas opostas

Fotodesintegração

Raios – X de energia muito alta, aqueles com energia acima de 10 MeV, podem escapar a interação com os elétrons e o campo eletrostático nuclear e ser absorvido diretamente pelo núcleo. Quando isto acontece, o núcleo é levado a um estado excitado e emite instantaneamente um nucleon ou outro fragmento nuclear. Este processo é chamado fotodesintegração (figura seguinte). Devido este envolver somente raios-X com energia maior do que aproximadamente 10 MeV, fotodesintegração como produção de pares, raramente ocorrem na faixa de diagnóstico.

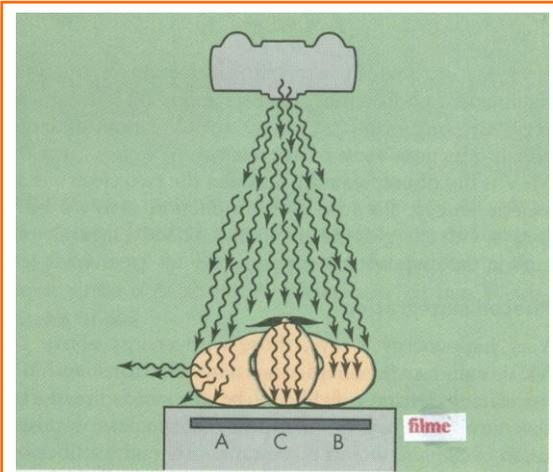


Fóton desintegração é uma interação entre fotos de alta energia e o núcleo. O fóton é absorvido pelo o núcleo, e um fragmento nuclear é emitido

2. ABSORÇÃO DIFERENCIAL

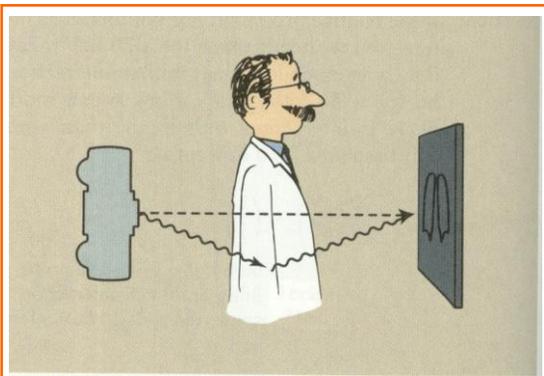
Das cinco maneiras que os raios-X podem interagir com o tecido, somente as duas seguintes podem ocorrer na faixa diagnóstica: (1) o efeito Compton e (2) o efeito fotoelétrico. O efeito Compton resulta em nenhuma informação diagnóstica atinge a imagem. O efeito fotoelétrico resulta nos raios – X que são completamente absorvidos. Aqueles fótons de raios – X que passam através do corpo sem interagir produz a imagem dos raios – X. A figura seguinte mostra esquematicamente como cada um desses três tipos de raios – X contribui para a imagem radiográfica. Devem ficar claro que os raios – X de espalhamento Compton não contribuem com nenhuma informação útil para a radiografia. Quando os raios-X de espalhamento Compton interagem com a emulsão do filme, este não leva informação acerca do tecido através do qual este passou (figura seguinte).





Os três tipos seguintes de interações de raios - X são importantes para fazer uma radiografia: A) espalhamento por interação Compton; B) fotoelétrons absorvidos totalmente; C) Os raios - X transmitidos através do paciente sem interação

Estes raios - X espalhados resultam em filme nevoado (fog), um escurecimento generalizado da imagem sobre a radiografia pela densidade óptica que não apresenta a informação diagnóstica. Para reduzir o fog, há técnicas e dispositivos que reduzem o número de raios - X espalhados que atingem o filme.



Quando um raio - X de Espalhamento Compton, o receptor de imagem responde quando estes vêm diretamente do alvo

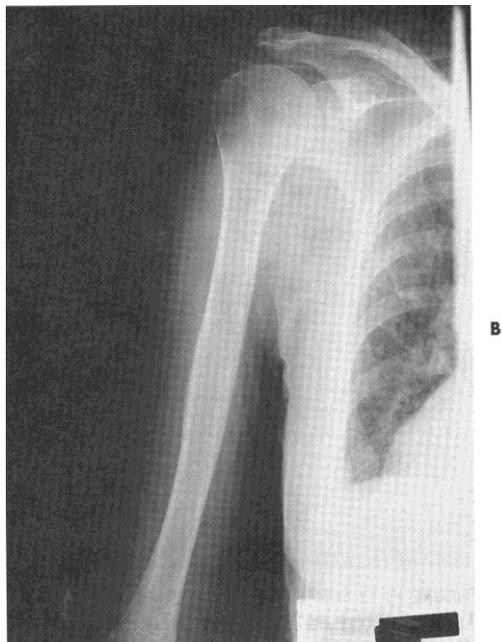
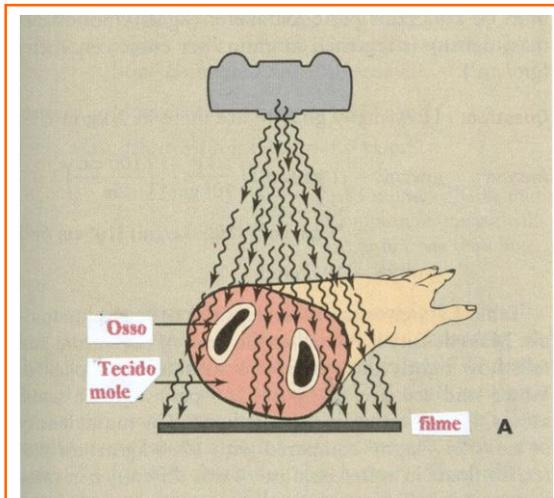
Os raios - X que sofrem interações fotoelétricas fornecem as informações diagnósticas para o receptor de imagem ou filme. Estes não atingem o filme, mas estes raios - X representam estruturas atômicas com alta absorção dos raios - X. Tais estruturas são **radiopacas**. A absorção fotoelétrica dos raios - X resulta nas áreas brilhosas de uma radiografia, o que corresponde ao osso ou outro tecido denso. Seja qual forem, outros raios - X penetram o corpo com nenhuma interação. Estes resultam no escurecimento (alta densidade óptica) de áreas da radiografia. A estrutura anatômica através das quais estes raios - X passam são **radioluscente**.

Basicamente, uma imagem dos raios - X resulta das diferenças entre aqueles raios - X fotoeletricamente absorvidos e aqueles não absorvidos totalmente. Esta característica é chamada absorção diferencial. Excerto em kVp muito baixo, a maioria dos raios - X que interagem é feita pelo efeito Compton. Esta é uma das razões por que as radiografias não são tão contrastadas e claras como as fotografias. Geralmente menos do que 5% dos raios - X incidentes passam através do paciente e atingem o filme. Menos da metade dos raios-X que atingem o filme interage para formar uma imagem. A imagem radiográfica resulta de somente 1% dos raios - X emitido pela a unidade de r- X. Conseqüentemente, um controle cuidadoso e seleção do feixe de raios - X são necessários para produzir radiografias de alta qualidade. Produzir uma imagem de alta qualidade requer a seleção apropriada do kVp tal que a energia efetiva dos raios - X resultam em uma absorção diferencial Máximo. Devido a absorção aumentar quando o kVp é reduzido, A redução no kVp resulta num aumento de dose para o paciente. Uma kVp ótima é usada para fornecer um compromisso entre absorção e penetração se baseia sobre o número atômico (Z) do tecido.





Considere a radiografia de uma extremidade (figura seguinte). Uma imagem do osso é produzida porque muitos mais raios – X são absorvidos fotoeletricamente no osso do que nos tecidos moles.



Radiografia de uma estrutura óssea resultante da absorção diferencial entre ossos e tecidos moles como mostra em A- desenho de um antebraço e B- Uma radiografia de um membro superior e um umbro

Relembramos que a probabilidade de um raio-X sofrer absorção fotoelétrica é proporcional a $1/3$ da força do número atômico do tecido. De acordo com a tabela anterior, Osso tem um número atômico de 13,8; tecido mole tem um número atômico de 7,4. Conseqüentemente, a probabilidade que um raio – X sofra uma interação fotoelétrica é aproximadamente sete vezes maior em osso do que em tecidos moles.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 39:

Qual é a maior probabilidade de um raio-X interagir com osso do que músculo?

Esses valores relativos de interações são aparentes na figura anterior sobre interação relativa, quando se presta atenção particular a escala logarítmica do eixo vertical. Observe que a probabilidade relativa de interação entre ossos e tecidos moles (absorção diferencial) permanece constante, considerando a probabilidade absoluta de cada diminuição com o aumento da energia. Com energia de raios – X maiores, poucas interações; assim mais raios – X são transmitidos sem interações.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 40:

Qual é a probabilidade relativa que um raio-X de 20 KeV sofrerá interação fotoelétrica em osso comparada com gordura?





Os espalhamentos Compton dos raios – X são independentes do número atômico (Z) dos diferentes tecidos. A probabilidade de espalhamento Compton para átomos de ossos e para átomos de tecidos moles é aproximadamente igual e diminui com o aumento da energia dos raios – X. Este diminui no espalhamento, entretanto, não é tão rápido quanto que ocorre com absorção fotoelétrica.

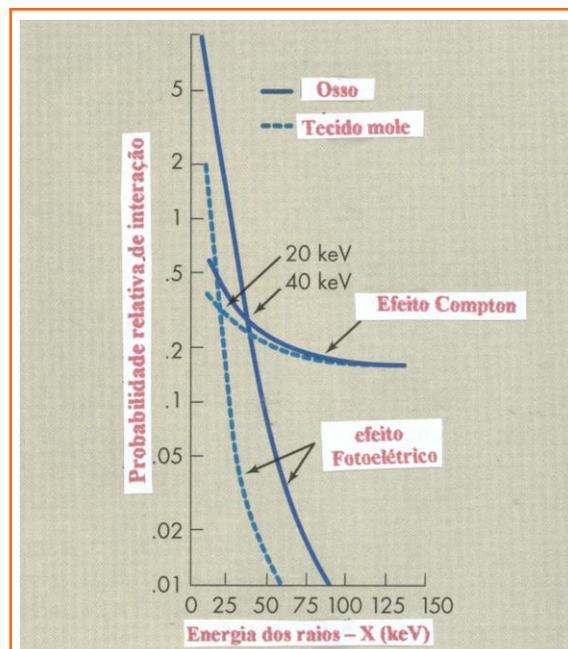
Formulas de probabilidades de interações

A probabilidade de espalhamento Compton é inversamente proporcional a energia do raio – X ($1/E$). A probabilidade do efeito fotoelétrico é aproximadamente inversamente proporcional a um terço da energia ($1/E^3$).

Em baixas energias a maioria das interações dos raios – X são fotoelétricas. Em altas energias, predomina o espalhamento Compton. Claro que, quando a energia dos raios – X é aumentada, a chance de qualquer interação em todas diminui, mais raios – X chega ao filme, portanto uma quantidade de raios – X menor (menor, mAs) é requerida. A figura seguinte combina todos esses fatores em um gráfico. Em 20 KeV a probabilidade de efeitos fotoelétricos é igual a probabilidade do espalhamento Compton em tecido mole. Abaixo desta energia a maioria dos raios – X interage fotoeletricamente com os tecidos moles. Acima desta energia a interação predominante com tecidos moles é o espalhamento Compton. Para a imagem, pequenas diferenças no tecido mole, como em mamografia, KVp baixo resulta em absorção diferencial máximo.

Em resumo, interações fotoelétricas em osso e tecidos moles dependem sobre o número atômico (Z) do tecido. A absorção diferencial máxima forma a mais alta qualidade radiográfica. A perda de contraste

radiográfico é devida o fog (véu) causado pelo espalhamento Compton. Quando a quantidade de radiação espalhada se torna muito alta, grades devem ser usadas. A grade não afeta a absorção diferencial; ela simplesmente reduz a radiação espalhada que atinge o filme.



O gráfico mostra a probabilidade de interações fotoelétrica e Compton com tecido mole e osso. A interseção dessas curvas indica aquelas energias na qual a chance de absorção fotoelétrica é igual a chance de espalhamento Compton.

Os dois outros fatores seguintes também são importantes na formação da imagem: (1) espectro de emissão de raios – X e (2) a densidade de massa do tecido do paciente.

Dependência sobre a densidade de massa

Os ossos podem formar imagem mesmo se absorção diferencial não está relacionada ao número atômico, porque o osso tem uma densidade de massa muito maior do que o tecido mole. A densidade de massa não pode ser confundida com densidade óptica. A den-





sidade de massa é a quantidade de matéria por unidade de volume, geralmente especificada em unidades de quilograma por metro cúbico (kg/m^3). Algumas vezes densidade de massa é reportada em gramas por centímetro cúbico (g/cm^3).

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 41:

Quantas g/cm^3 há em 1 kg/m^3 ?

A tabela seguinte dar a densidade de massa de vários materiais. A densidade de massa está relacionada a massa de cada átomo e diz como firmemente os átomos de uma substância estão unidos. Água e gelo são compostos precisamente dos mesmos átomos, mas o gelo ocupa mais volume. A densidade de massa do gelo é 917 kg/m^3 comparados com 1000 kg/m^3 para a água. O gelo flutua na água por causa da sua diferença na densidade de massa. O gelo é mais leve que a água.

Densidade de Massa de Vários Materiais Importantes para a Radiologia Diagnóstica

Tipo de substancia	Densidade de Massa (kg/m^3)
Tecido Humano	
Pulmão	320
Gordura	910
Músculo	1000
Osso	1850
Material de contraste	
Ar	1,3
Bário	3500
Iodo	4930
Outros	
Cálcio	1550
Concreto	2350
Molibdênio	10200
Rênio	12350
Tungstênio	19300
Chumbo	11350

Densidade de massa

A interação entre raios – X e tecido é proporcional a densidade de massa do tecido.

Quando a densidade de massa é dobrada, a chance para a interação com os raios – X é dobrada porque há duas vezes mais elétrons disponíveis para interação. Portanto, mesmo sem o efeito fotoelétrico relacionado a Z, quase duas vezes mais raios – X seriam absorvidos e se espalhariam em osso como em tecido mole.

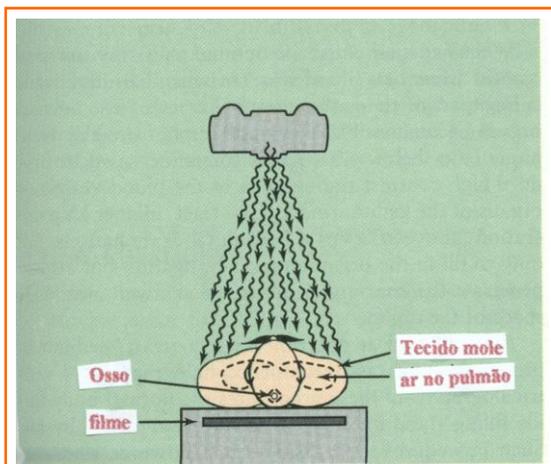
VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 42:

Qual é a probabilidade relativa que raios – X de **60 KeV** sofreriam espalhamento Compton em osso comparado com tecido mole?

As imagens dos pulmões em uma radiografia de tórax são imageada por causa da diferença na densidade de massa. De acordo com a tabela anterior, a densidade de massa de tecidos moles é 773 vezes mais que o ar. Para a mesma espessura, 773 vezes como quantos raios – X interagirão com os tecidos moles do que com o ar. Os números atômicos do ar e tecidos mole são aproximadamente os mesmos (7,4 para tecidos moles e 7,6 para o ar). Assim a absorção diferencial em cavidades de tecidos moles preenchidos por ar é principalmente, devido as diferenças na densidade de massa. A figura seguinte demonstra as absorções diferenciais no ar, tecidos moles e ossos causados pelas diferenças na densidade de massa. A tabela seguinte resume as várias relações de absorção diferencial.





Mesmo se as interações de raios – X não está relacionada ao número atômico de (Z), a absorção diferencial ocorreria devido da diferença na densidade de massa.

VERIFIQUE O QUE VOCÊ ESTÁ APRENDENDO

Questão 43:

Assuma que todas as interações de raios – X durante mamografia são fotoelétricas. Qual é a absorção diferencial dos raios – X em **microcalcificações** (osso) relativo ao tecido gorduroso?
(veja as 3 últimas tabelas)

3. ATENUAÇÃO

Absorção

Quando os raios – X penetram qualquer tipo de tecido, eles interagem com os átomos do tecido por quaisquer dos cinco mecanismos discutidos anteriormente. A frequência relativa da interação por cada mecanismo depende principalmente sobre o número atômico dos átomos do tecido e da energia dos raios – X. O efeito fotoelétrico é chamado absorção porque os raios – X desaparecem. As interações nas quais são absorvidos somente parcialmente, tal como os efeitos Compton, são processos espalhados.

Espalhamentos Clássicos, produção de pares, e fotodesintegração também representam eventos de espalhamentos porque os raios – X emergentes da interação viajam em uma direção diferente daquela dos raios – X incidentes.

Características da Absorção Diferencial

Quando aumento a energia dos R-X	. Ocorrem poucas interações Compton
	. Ocorrem muito poucas interações fotoelétricas
	. Mais fótons são transmitidos através do tecido
Quando aumenta O n^0 atômico	. Não ocorre nenhuma mudança no n^0 de interações Compton
	. Ocorre muito mais interação fotoelétrica
	. Menos transmissão dos raios - X
Quando aumenta densidade de massa do tecido	. Aumento proporcional na interação Compton
	. Aumento proporcional na interação fotoelétrica
	. Redução proporcional na transmissão de raios - X

Atenuação

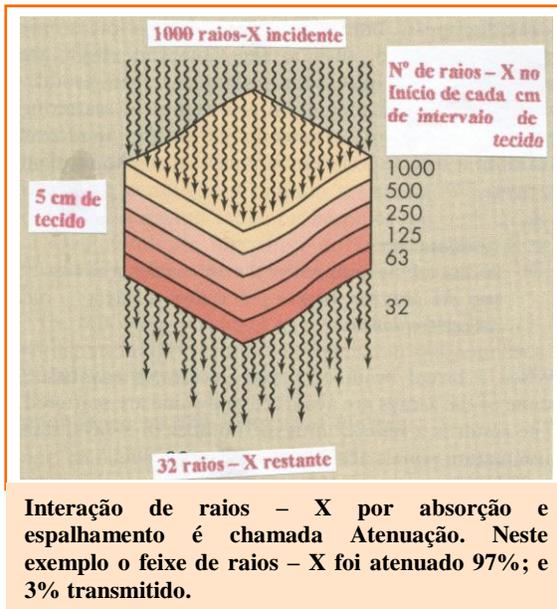
A redução total no número dos raios – X pertencentes a um feixe de raios – X após penetrar através de uma certa espessura de tecido é chamado **atenuação**.





Quando um feixe de raios – X largo penetra qualquer tecido, alguns dos raios – X são absorvidos e alguns são espalhados. O resultado é a redução no número de raios – X, e desta forma a atenuação é igual a absorção mais espalhamento.

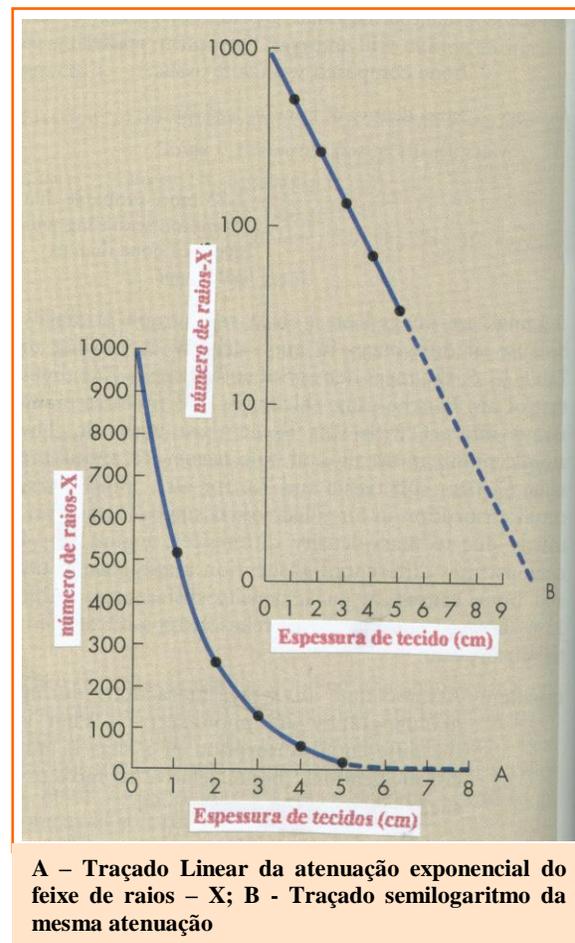
Os raios – X são atenuados exponencialmente, o que significa que eles têm uma faixa fixa no tecido. Eles são reduzidos em número por uma dada porcentagem para cada incremento de espessura de tecido que ele tem que atravessar. Considere a situação diagramada na figura seguinte.



1000 raios – X são incidentes sobre 5 cm de espessura de tecido. A energia dos raios – X e o número atômico do tecido são tais que 50% dos raios – X são removidos por centímetro. Portanto no primeiro centímetro 500 raios – X são removidos, deixando 500 disponíveis para entrar no segundo centímetro. No final do segundo centímetro, 50% dos 500 raios – X foi removido, o que deixa 250 raios – X para entrar no terceiro centímetro de espessura. Similarmente,

125 raios – X entram para o quarto centímetro da espessura e 63 entram para o quinto centímetro de tecido. A metade dos 63 raios – X são atenuados nos últimos centímetros de tecido e, portanto, somente 32 emergem. O efeito total dessas interações é a transmissão de 3% e a atenuação de 97% do feixe de raios- X.

Um traçado desta atenuação hipotética do feixe de raios – X, que de perto se assemelha à situação atual, aparece na figura seguinte.



Deve ficar claro que, pelo menos teoricamente, que o número dos raios – X emergentes vindo de qualquer espessura do absorvedor nunca será zero. Cada espessura sucessiva pode atenuar o feixe de raios – X somente por uma quantidade fracional, e uma





fração de qualquer número positivo é sempre maior do que zero. O feixe que sai vindo do tecido e atinge a emulsão do filme é chamada radiação de sobra a radiação de sobra permanece depois de atenuado pela matéria.

4. AGENTES DE CONTRASTES RADIOLÓGICOS

Os compostos iodo e bário são usados como meios de contrastes para imagear órgãos internos. O número atômico do bário é ($Z = 56$) e o número atômico do iodo é ($Z = 53$). Cada um desses compostos tem um número atômico e densidade de massa muito maior do que de tecidos moles. Quando usados para ajudar a ver órgão pelo preenchimento destes no órgão, eles são chamados agentes de contrastes.

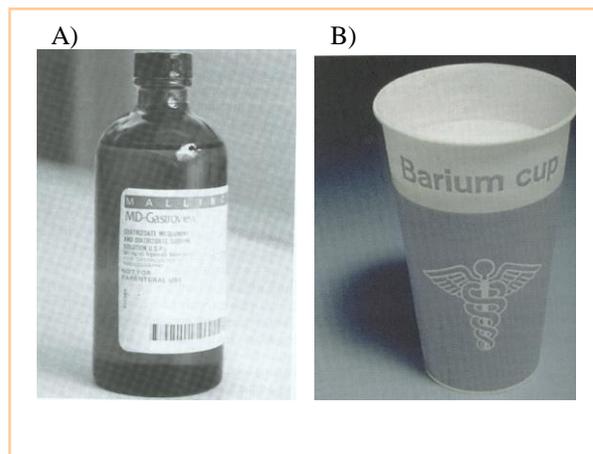
Quando um composto iodado preenche a artéria interna carótida ou um vaso sanguíneo ou quando o bário preenche o colon (parte do intestino grosso), estes órgãos internos tornam-se visível sobre uma radiografia. Técnicas de baixo-kVp (i.e. 80 kVp) algumas vezes são usadas para produzir alto contraste radiográfico dos vasos sanguíneos ou órgão do trato genito-urinário (GU). Operação em kVp maiores (acima de 90 kVp) é usada em exames gastrintestinais (GI), não somente preenche o órgão sob investigação, mas também para penetrar o meio de contraste para vê a parede e espaço interior do órgão.

O ar foi usado por algum tempo como um meio de contraste em procedimentos tais como pneumoencefalografia e ventriculografia. Nestes procedimentos foram substituídos por ar os fluidos de corpo normais que enchem estas cavidades internas. Tais procedimentos foram desaparecendo, porém com a introdução TC

e imagem de ressonância magnética (IRM). Entretanto, o ar ainda é usado como um agente de contraste em exames radiográficos gastrintestinal, chamado exame do duplo contraste.

Contraindicação ao Sulfato de Bário

Um dos cuidados que deve ser observado é verificar se há alguma chance de que a mistura possa escapar para a cavidade peritoneal. Nesse caso a mistura baritada é **contra-indicada**. A observação deve ser baseada em caso de víscera perfurada ou durante uma cirurgia realizada após o procedimento radiográfico. Em qualquer um desses casos, deve-se usar contraste iodado solúvel em água, desde que o paciente não seja sensível ao iodo (fig. Abaixo).



A) Meio de contraste iodado solúvel Gastrowiew em frasco de 240 ml

B) Mistura rala de sulfato de bário com água (uma parte de bário para uma parte de água)

Outro aspecto importante é a eliminação intestinal do bário após o exame (defecção). Como o intestino grosso absorve água, e o sulfato pode ser endurecido dificultando a sua evacuação. No caso alguns pacientes podem requerer um laxante para ajudar a remover o bário.





EXERCÍCIOS DE APRENDIZAGEM

- 1 – Radiação eletromagnética interage com estruturas similares em tamanho a _____
- 2 - _____ é a mudança de direção de um raio – X sem uma mudança na sua energia.
- 3 – A energia dos raios – X de espalhamento Compton é igual a diferença de quais duas energias?
- 4 – O elétron secundário está associado com a Interação _____
- 5 – A probabilidade do efeito Compton depende do número atômico do átomo do alvo. Verdadeiro ou falso? Defenda sua resposta
- 6 – Quando a energia dos raios – X é aumentada, há um aumento ou uma redução de espalhamento Compton?
- 7 – Descreva o efeito fotoelétrico.
- 8 –A interação dos raios – X com o núcleo resulta em _____
- 9 –Quando a energia dos raios – x é aumentada, qual é a relação entre a produção dos raios – X do efeito fotoelétrico versus espelhamento Compton?
- 10- A fotodesintegração envolve energias de raios – X maiores do que _____
- 11- Defina absorção diferencial
- 12- Qual é a maior probabilidade que um raio – X tem de interagir com um osso do que com um músculo?
- 13- Qual é a relação entre o número atômico (Z) do tecido e a absorção diferencial?
- 14- Qual é a relação entre a densidade de massa do tecido e a absorção diferencial?
- 15- Defina densidade de massa.

- 17- Atenuação é _____
- 18- Atenuação é igual _____ mais _____
- 19- Em exame radiográfico contrastado usando iodo, qual é a probabilidade que o feixe de raios – X interagirão com o iodo do que tecido?
- 20- Qual é o nível kVp usado para penetrar bário em um exame contrastado.
- 21- Raios – X característicos são produzidos quando:
 - A – Elétrons de alta energia colidem com elétrons alvo da camada interna e causa ionização
 - B – Elétrons interagem com o núcleo do átomo.
 - C – Elétrons são ferverilhados do filamento
 - D – Nenhuma das questões acima é correta
- 22- A filtração do feixe de raios – X resultam em:
 - A – Um endurecimento do feixe
 - B - Um feixe de raios – X mais penetrante
 - C - Uma diminuição na quantidade dos raios – X e um aumento na qualidade do feixe
 - D – Todos acima estão corretos
- 23- A Camada Semi-Redutora (CSR) de um feixe de raios – X expressa a:
 - A – Quantidade do feixe
 - B – Forma de onda da voltagem
 - C – Qualidade do feixe
 - D - Atenuação





GLOSSÁRIO DE TERMOS

Absorção diferencial – Graus diferentes de absorção em diferentes tecidos que resultam em contraste de imagens e formação da imagem vinda dos raios – X

AC – Corrente alternada uma oscilação da eletricidade em ambas as direções de um condutor.

Agente de limpeza – Químico, normalmente tiosulfato de amônia, adicionado para o fixador para remover o bromo de prata não revelado da emulsão.

Agente revelador – Químico, normalmente fenidone, hidroquinone, ou metol, que reduz os íons de prata exposto para o átomo de prata.

Antropomórficas - Características humanas

Área do feixe – Feixe de raios – X padrão normalmente de forma quadrada ou retangular usado em radiografia convencional.

Artefato - Densidade óptica não intencional sobre uma radiografia ou outro receptor de imagem tipo-filme.

Atenuação – Redução na intensidade da radiação como um resultado da absorção e espalhamento desta pelo material atenuador.

Ativador – Químico, normalmente ácido acético no fixador e carbonato de sódio no revelador para neutralizar o revelador para encher a gelatina.

Autotransformador – Transformador localizado no console de operação que controla o kVp.

Axial – Perpendicular ao eixo longo do corpo

Camada semi redutora – Espessura de absorvedor necessário para reduzir um feixe de raios – X para a metade de sua intensidade original

Carga espacial – Nuvem de elétrons ao redor do filamento.

Catodo – Lado negativo do tubo dos raios – X ; contém o filamento e o copo da focagem.

Colimação – Restrição do feixe de raios – X não útil para reduzir a dose no paciente e melhorar o contraste da imagem.

Colimador – Dispositivo para restringir o tamanho do feixe

Comutador – Dispositivo que converte um gerador AC em gerador DC

Condução – Transferência de calor por agitação molecular

Condutor – Material que permite fluir calor ou corrente elétrica.

Contraste – Faixas de escala de cinzas na imagem

Convecção – transferência de calor pelo movimento da matéria quente para um lugar frio.

Copo focado – Metal ao redor do filamento

CRT – Tubos de raios catódicos, um tubo de televisão

Curva característica – Gráfico da densidade óptica versus o logaritmo da resposta relativa

Diodo – Tubo a vácuo com dois eletrodos

DFI – Distância foco imagem

DC – Fluxo de eletricidade somente em uma direção num condutor

DFS – Distância fonte superfície

Densidade óptica – Grau de enegrecimento de uma radiografia

Densitometro – Dispositivo que mede a densidade óptica

Diafragma – Dispositivo que restringe o tamanho do feixe de raios – X

Distorção – Magnificação desigual

Dose equivalente – Quantidade de radiação absorvida pelo técnico operador em (rem ou Sv)

Dose absorvida – Quantidade de radiação em rad ou Gray (Gy)

Efeito catodo – Absorção dos raios – X no anodo do alvo, resultando na redução da intensidade do feixe no lado do anodo

Efeito Compton – Espalhamento dos raios – X resultando na ionização e perda de energia.

Efeito fotoelétrico – Absorção de um raio – X por ionização





Eficiência de conversão – Taxa na qual a energia dos raios – X é transformada em luz em uma tela intensificadora

Elemento – Consiste de átomos que tem a mesma estrutura e reage a mesma química

Eletrodo – Terminal elétrico ou conector

Energia – Capacidade para realizar trabalho; medida em joules (J)

Energia cinética – Energia do movimento

Espectro eletromagnético – Energia eletromagnética continua

Exposição – Quantidade da intensidade de radiação

Eletrostática – Estudo de carga elétrica estacionário

Espalhamento clássico – Espalhamento dos raios – X com nenhuma perda de energia.

Fator buck – Razão da radiação incidente para a radiação transmitida através da grade; razão de dose paciente com e sem grade.

Fator de intensificação – Razão de exposição com e sem tela para produzir a mesma densidade óptica.

Fator de melhoramento de contraste – Razão do contraste radiográfico com grade e sem grade

Filamento – A parte do catodo que emite elétrons resultantes em uma corrente no tubo

Filtração – Remoção de raios – X de baixa energia do feixe útil com o uso de alumínio ou cobre

Fluorescência – Emissão de luz visível somente durante simulação.

Fluoroscopia – Dispositivo usado com raios – X para imagem da estrutura anatômica em movimento.

Filtro compensador – Filtro no feixe dos raios – X indicado para tornar mais uniforme a intensidade do feixe

Foco de linha – Projeção de linha inclinada para uma superfície resultando em um tamanho menor

FOG – Densidade óptica indesejada sobre uma radiografia que reduzirá o contraste por causa da luz ou contaminação química.

FototempORIZADOR – Dispositivo de controle de exposição automático

Frequência de grade – Número de linhas de grade por polegada ou cm.

Grade – Dispositivo para reduzir a intensidade de radiação espalhada do feixe dos raios – X.

Grade focada – Grade radiográfica construída tal que as linhas das grades convergem sobre uma linha imaginária

Gradiente médio – Medida do contraste radiográfico

Hertz - Unidade da frequência; é o mesmo que 1 ciclo por segundo

Intensificador de imagem – Dispositivo eletrônico que amplifica a imagem fluoroscópica para reduzir a dose no paciente.

Isolante – Material que inibe o fluxo da eletricidade

Íon – Partícula carregada de eletricidade

Ionização – Remoção de um elétron do átomo

Isômero – Átomos que tem o mesmo número de prótons e nêutrons, mas, um diferente estado de energia nuclear.

Isótopo - Átomo que tem o mesmo número de prótons.

Isotrópico – Intensidade igual em todas as direções.

Luminescência – Emissão de luz visível

Molibdênio – Material do alvo do tubo dos raios – x para uso em mamografia

Monoenergético – Uma só energia, Feixe de uma só energia

Número atômico (Z) – número de prótons no núcleo

Número de massa (A) – Número de prótons e nêutrons no núcleo

Número atômico efetivo – Número atômico médio do tecido

Raios – x Bremsstrahlung – Raios – X resultante da interação de elétron-projétil com o núcleo do alvo



ASPR – Assessoria e Serviços
em
Proteção Radiológica e Controle de Qualidade Ltda.

Fone: (73) 4141 – 1973 / (73) 3214 -4315

Celular: (73) 99191 – 1119

Site: aspronline.wix.com/aspronline **e-mail:** aspronline@hotmail.com

- ① **Plano de Transporte de Material Radioativo**
- ① **Transporte de Material Radioativo**
- ① **Plano de Radioproteção:** Radiodiagnóstico, Radioterapia e Medicina Nuclear.
- ① **Projetos de Cálculos de blindagens estruturais:** Radiodiagnóstico, Radioterapia e Medicina Nuclear.
- ① **Levantamento Radiométrico**
- ① **Teste de Radiação de Fuga**
- ① **Curso de Atualização e Treinamento de IOE ao RX**
- ① **Implantação de Programa de Controle de Qualidade**
- ① **Serviços de CQ e GQ:** RX Uso Geral, Mamografia, Fluoroscopia e TC em Diagnóstico e Odontológico.
- ① **Assessoria em Proteção Radiológica Junto a Vigilância Sanitária e CNEN.**
- ① **Elaboração de PGRSS**
- ① **Plano de Gerenciamento de Rejeito Radioativo**
- ① **Assessoria em Segurança do Trabalho Elaboração de PPRA**

Físicos Médicos e Especialista em Radioproteção e CQ e GQ

- ① **Milton Coelho Maciel**
Físico Médico ABFM nº 0664
Supervisor de Proteção Radiológica CNEN nº FT 0050
Supervisor de Proteção Radiológica CNEN nº FM 0138