



cbr |

Colégio Brasileiro de Radiologia
e Diagnóstico por Imagem

Volume 15 – USG Ginecológica – Obstétrica

BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS EM DIAGNÓSTICO POR IMAGEM

Física Médica para Residentes

COORDENAÇÃO
Comissão de Proteção Radiológica

/ e-Book /

*Bases Físicas e Tecnológicas
em Diagnóstico por Imagem*

Física Médica para Residentes

© Copyright 2022

APRESENTAÇÃO

O Colégio Brasileiro de Radiologia, na busca do fortalecimento da radioproteção em sua estrutura de Comissões, no ano de 2019, reestabeleceu sua Comissão de Proteção Radiológica (CPR/CBR). O objetivo principal da Comissão é melhorar a proteção radiológica de pacientes, profissionais de saúde e população no Brasil. Atualmente, os esforços da CPR/CBR estão concentrados em promover atividades educativas e em desenvolver ferramentas educacionais e informativas para os diferentes profissionais de saúde visando disponibilizar, em português, materiais informativos elaborados por organizações internacionais. Contando com uma equipe multidisciplinar, a CPR/CBR tem promovido e participado de eventos e congressos nacionais e internacionais, desenvolvido projetos científicos, estabelecido importantes parcerias com organizações internacionais, como a Organização Mundial de Saúde, Agência Internacional de Energia Atômica, Comissão Internacional de Proteção Radiológica e Sociedade Latino-americana de Radiologia Pediátrica, bem como participado em campanhas como *Image Gently*, *Image Wisely* e *Latin Safe*. Como entidade integrante da CPR/CBR, a Associação Brasileira de Física Médica (ABFM) tem como missão desenvolver a prática da Física em Medicina e ciências correlatas, incentivando a pesquisa e o desenvolvimento, disseminando informação técnico-científica e promovendo o aprimoramento profissional para que os pacientes sejam atendidos com serviços médicos de alta qualidade. Nos últimos anos a ABFM vem se empenhando no sentido de apoiar ações para promover a formação de recursos humanos qualificados; promover a formação de uma consciência crítica voltada para a proteção radiológica e controle de qualidade entre profissionais que utilizam equipamentos emissores de radiações ionizantes.

O presente material didático de física radiológica destinado a médicos residentes são notas resumidas produzidas pelos autores, ao longo de seus anos de exercício profissional. Todos os autores contribuíram de forma gratuita na produção deste material de física aplicada a radiologia. Esta publicação tem como objetivo estabelecer uma “ponte” entre os conceitos de física e as bases tecnológicas do diagnóstico por imagens. Desta forma pretende-se estimular os estudantes em relação ao ensino de física radiológica, o qual não requer memorização de equações, mas sim aplicação dos conceitos na formação das imagens, e com isto tirar o máximo proveito do arsenal diagnóstico, na produção de imagens de qualidade diagnóstica e com baixas doses de radiação nos pacientes.

As bases físicas apresentadas neste material estão relacionadas com tecnologias de radiologia digital, fluoroscopia, mamografia e tomografia, medicina nuclear, ressonância e ultrassonografia. Após cada capítulo são sugeridas leituras complementares, para o aprimoramento dos conceitos de física, contribuindo assim com o futuro exercício profissional do médico radiologista.

A publicação deste trabalho é fruto da cooperação científica e institucional entre o Colégio Brasileiro de Radiologia e Associação Brasileira de Física Médica.

AUTORES

BASES FÍSICAS DOS RAIOS X, TOMOGRAFIA, MEDICINA NUCLEAR, NORMAS E QUALIDADE



Fís. Renato Dimenstein

Bacharel em Física pela Universidade Católica de São Paulo, com mestrado em ciências radiológicas pela UNIFESP. Possui título de especialista em do Radiodiagnóstico pela Associação Brasileira de Física Médica (ABFM), é supervisor de proteção radiológica da CNEN para a medicina nuclear e membro da American Association of Physicist in Medicine (AAPM), SBBMN e ABFM. Presidiu a ABFM em 2020/21.

RADIOLOGIA DIGITAL, NORMAS REGULATÓRIAS E CONTROLE DE QUALIDADE



Fís. Marcel Zago Botelho

Bacharel em Física Médica e Mestre em Nanociências pela Universidade Franciscana (UFN). Especialista em Física do Radiodiagnóstico pela Associação Brasileira de Física Médica. Possui experiência e prática docente na formação em Física Médica, atua na área de assessoria e consultoria em segurança e garantia da qualidade em diagnóstico por imagem na empresa STAFF. É o atual presidente da Associação Brasileira de Física Médica

FLUOROSCÓPIA E INTERVENCIONISMO, NORMAS E CONTROLE DE QUALIDADE



Fís. Rochelle Lykawka

Graduada em Física Médica (PUC-RS), atualmente exerce atividade no Hospital de Clínicas de Porto Alegre/UFRGS como Supervisora de Proteção Radiológica em Radiologia Intervencionista. Titulada Especialista em Física do Radiodiagnóstico pela ABFM, Especialista em Administração Hospitalar (IAHCS) e Especialista em Gestão de Risco e Segurança Hospitalar (UNISINOS). É atual diretora da área de radiodiagnóstico da Associação Brasileira de Física Médica de 2020 à 2023.

BASES TECNOLÓGICAS DA FLUOROSCÓPIA E INTERVENCIONISMO



Fís. Rogério Fachel de Medeiros

Bacharel com ênfase em Física Médica e licenciado em Física pela PUCRS. Nos anos seguintes, se tornou mestre em Física pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) e Auditor Interno do PADI do Colégio Brasileiro de Radiologia. Também é especialista em Física do Radiodiagnóstico pela Associação Brasileira de Física Médica (ABFM.)

BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS APLICADAS A MAMOGRAFIA**Fís. Fernanda R. Pelegrini**

Graduada em física pela Pontifícia Universidade Católica de São Paulo (PUCSP). Pós-graduanda em ciências radiológicas pela Universidade Federal São Paulo (UNIFESP). Atua na empresa RAD na área de Mamografia e em Controle de Qualidade. Possui título de supervisor em proteção radiológica pela CNEN para em medicina nuclear. Especialista em Física do Radiodiagnóstico pela Associação Brasileira de Física Médica.

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**Fís. Marcus Vinicius Bortolotto**

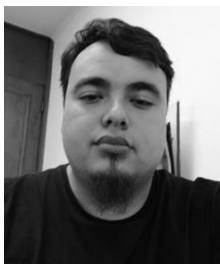
Graduado em Física pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Especialista em Ciências Radiológicas pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Especialista em Física do Radiodiagnóstico pela ABFM. Atualmente é físico da empresa PhyMED, com a atuação em Tomografia computadorizada. Membro Regular da *Society for Imaging Informatics in Medicine*.

PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**Fís. Alessandro A. Mazzola**

Graduação em física pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul e mestrado em Medicina (Radiologia) pela Universidade Federal do Rio de Janeiro. Especialista em Física do Radiodiagnóstico pela Associação Brasileira de Física Médica Tem experiência na área de ressonância magnética e controle de qualidade. É o responsável pelo MRIONLINE - *Protocols & Education*.

FÍSICA DA ULTRASSONOGRAFIA**Fís. Bruna E. Grachi**

Formada em Física Médica pela Universidade Franciscana (UFN), com especialização em Radiodiagnóstico pelo Instituto de Física da USP, atua no grupo da RAD Dimenstein na área de Proteção Radiológica, Controle de Qualidade e Física Médica.

**Fís. Tiago Hirata**

Bacharel em Física com Habilitação em Física Médica pela Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Pós-graduado em Física Médica do Radiodiagnóstico pelo programa de residência multiprofissional da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Atualmente, atua como Físico na área de Proteção Radiológica, Controle de Qualidade e Física Médica.

NOÇÕES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA



Fís. Alexandre Bacelar

Físico pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUC-RS), mestre em Ciências Médicas na área de Radiologia pela UFRJ e Especialização em Engenharia da Qualidade e em Administração Hospitalar pela PUC-RS e pelo IAHS. Atualmente é o responsável pelo Serviço Física Médica e coordenador da Residência em Física Médica no Hospital das Clínicas de Porto Alegre (HCPA). Presidente da ABFM em 2014/2015.

EQUIPE MÉDICA DE REVISORES



Dr. Adelanir Antônio Barroso

Graduado em Medicina pela Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), mestre em Biociências Nucleares pela Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) e doutor em Saúde pela UFJF. Atua na área médica diagnóstica e terapêutica, como especialista em Medicina Nuclear e Supervisor de Proteção Radiológica (SPR), certificado pela Comissão Nacional de Energia Nuclear.



Dr. Alair Sarmet Santos

Graduação em Medicina pela Universidade Federal Fluminense, Mestrado em Medicina (Radiologia) pela Universidade Federal do Rio de Janeiro e Doutorado em Medicina (Radiologia) pela Universidade Federal do Rio de Janeiro. Atualmente é Professor Associado e Chefe do Departamento de Radiologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal Fluminense. Atualmente Presidente do Conselho Consultivo do Colégio Brasileiro de Radiologia e Ex-Presidente do CBR.



Dr. Hilton Muniz Leão Filho

Médico Radiologista com ênfase em imagem abdominal e vascular não cardíaca, Coordenador da imagem de abdome do Hospital do Coração (SP) Assistente do grupo de radiologia gastrointestinal do InRad (HC - USP) Coordenador da imagem de abdome da Teleimagem (SP), atua principalmente nos seguintes temas: medicina interna, tomografia computadorizada, ressonância magnética e imagem vascular não cardíaca.



Dra. Monica Oliveira Bernardo

Residência Médica em Diagnóstico por Imagem e Radiologia e em Clínica Médica no Hospital Heliopolis SP. Título de Especialização em Diagnóstico por Imagem pelo Colégio Brasileiro de Radiologia. Fellow em Radiologia na Universidade de Minnesota. Mestrado em Ciências e Educação em Saúde FCMS PUC/SP. Doutorado em Medicina UNICAMP-SP. Pós Doutorado em Energia Nuclear UFPE; Presidente da Comissão Proteção Radiológica do Colégio Brasileiro de Radiologia gestão 2021/2022.

INDICE GERAL

APRESENTAÇÃO	03
CAPITULO I – BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS DOS RAIOS X	08
CAPITULO II – FUNDAMENTOS DA RADIOLOGIA DIGITAL	28
CAPITULO III – BASES TECNOLÓGICAS DA FLUOROCOSPIA	53
CAPITULO IV - BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS APLICADAS A MAMOGRAFIA	70
CAPITULO V – TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	84
CAPITULO VI – BASES FÍSICAS DA MEDICINA NUCLEAR	100
CAPITULO VII – PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	111
CAPITULO VIII – FÍSICA DA ULTRASSONOGRAFIA	150
CAPITULO IX – NOÇÕES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	159
CAPITULO X – NORMAS REGULATÓRIAS E O CONTROLE DE QUALIDADE	171

CAPÍTULO I - BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS DOS RAIOS X

Radiação

O conceito de *radiação* pode ser definido como uma forma de energia, emitida por uma fonte, que se propaga de um ponto a outro sob a forma de onda eletromagnética, ou ainda, sob a forma de partículas carregadas ou neutras.

A radiação eletromagnética pode ser descrita como sendo um feixe de fótons ou “pacotes” de energia. O espectro eletromagnético representa a união de um conjunto de radiações, que inicia com as ondas de rádio e termina com os raios gama (Figura 1). Toda radiação eletromagnética transporta energia através do espaço com uma combinação de campos elétricos e magnéticos. A radiação eletromagnética só pode ser produzida em um processo no qual exista o fornecimento de energia. Radiações eletromagnéticas surgem em processos de aceleração de cargas.

Quando a radiação possui energia suficiente para arrancar um dos elétrons orbitais de átomos neutros, diz-se que ela é *ionizante*. Esta nomeação é usada para designar tanto um feixe de partículas carregadas (ou neutras), como também um feixe de ondas eletromagnéticas.

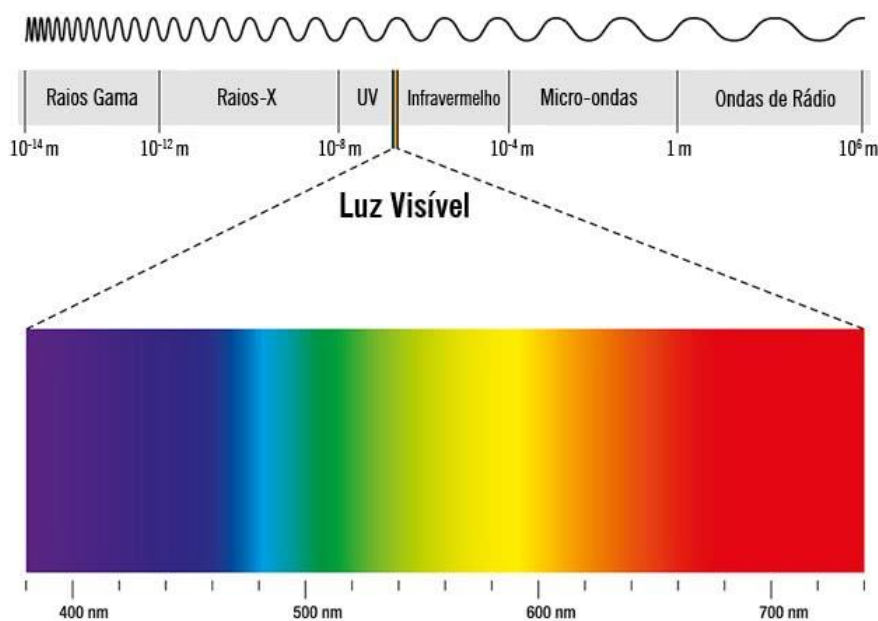


Figura 1: Comprimento de onda. Fonte: www.todamateria.com.br

O conceito de *energia* é a habilidade para se realizar um trabalho, como no caso da energia elétrica, mecânica, química, nuclear ou térmica. A energia pode ser do tipo cinética, relacionada ao movimento, como por exemplo o deslocamento de um trem, ou potencial, como a gerada em uma usina hidroelétrica. A unidade de energia medida é o joule (J).

A propagação de energia através de ondas eletromagnéticas é referida como *radiação*. A distância entre os dois picos da propagação de uma onda eletromagnética é chamada de *comprimento de onda* (λ). A repetição do número de oscilações por tempo (ciclos/s) é referida como *frequência*. A frequência é inversamente proporcional ao comprimento de onda (λ). Quanto menor o comprimento de onda, maior a frequência e, portanto, maior será energia de propagação

A radiação eletromagnética está presente em um grande intervalo de frequência de aproximadamente 10 a 10^{24} Hz (Hertz). O comprimento de onda associado as estas radiações podem variar de 10^7 a 10^{-16} m. As radiações com menores frequências, tais como luz, micro-ondas, laser etc. são consideradas *não ionizantes* ou excitantes. As de maior energia, como raios X e raios gama são classificadas como radiações ionizantes.

A *potência* é uma grandeza relativa à capacidade de se realizar um trabalho por tempo, e sua unidade é expressa em watt (W). A relação entre a potência e a energia é que $1 \text{ W} = 1 \text{ joule por segundo (J/s)}$. A potência dissipada pela energia é o produto da tensão aplicada em volt (V) pela corrente elétrica em ampere (A), sendo $P = V \cdot I$

A *corrente elétrica* representa a passagem de carga por tempo, em termos de coulomb (C) por segundo, ou seja, $1 \text{ A} = \text{C/s}$. A *carga de um elétron* é de $1,6 \times 10^{-19} \text{ C}$, e, portanto, quando um elétron é acelerado por uma tensão de 1 V, referimos a esta unidade como *elétron-volt (eV)*. Isto é importante pois, em radiologia, a unidade de energia mais utilizada é eV, e que equivale a $1,6 \times 10^{-19} \text{ J}$.

Para contextualizar os conceitos físicos e suas unidades de medidas em termos das bases físicas aplicadas a radiologia, vamos dar o exemplo de um equipamento de raios X. A frequência de oscilação da rede elétrica de um equipamento instalado em um centro diagnóstico é 60 Hz, e para se realizar um exame, é necessário que seja aplicado uma tensão no tubo de raios X com 80 kV (quilo volts), com uma corrente elétrica de 200 mA (miliampere), a partir de um gerador de 80 kW (quilo watts). A energia máxima da radiação produzida é de 80 keV (Figura 2).

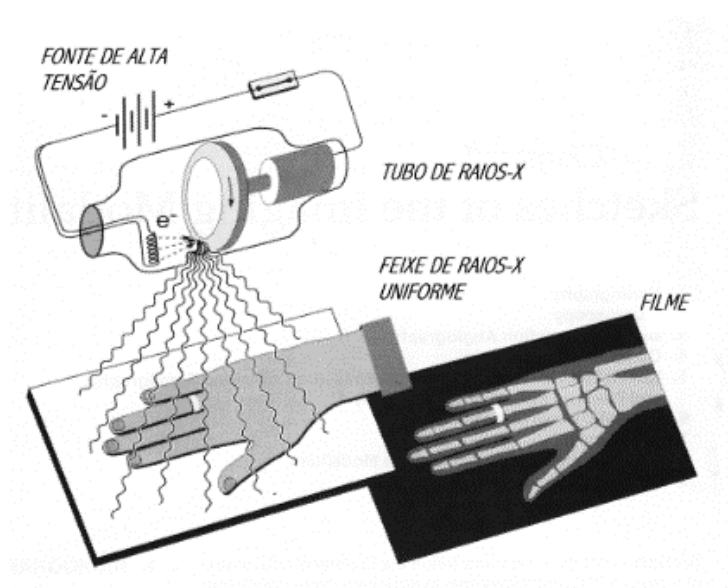


Figura 2: Produção de raios X. Fonte: Walter Huda, W Review of Radiologic Physics Ed Wilkins

Emissão de raios X

Para a produção de raios X é necessário que seja aplicada uma diferença de potencial entre um filamento emissor (catodo) e um alvo (anodo), os quais estão inseridos em um tubo a vácuo. A corrente de elétrons é emitida pelo catodo em direção anodo, em decorrência da tensão na ampola. Desta forma o feixe de elétrons é desacelerado pelo anodo. Como resultado da desaceleração da corrente elétrica serão emitidos *fótons*. Esta radiação produzida pelo frenamento é chamada de *Breemstrahlung* (Figura 2).

O feixe de elétrons emitido pelo filamento é desacelerado em diferentes regiões do alvo. Os elétrons que passam muito próximo ao núcleo do alvo irão produzir uma *energia máxima*. A energia dos raios X diminuirá à medida que a corrente de elétrons incidentes se afaste do campo de ação do núcleo, conforme ilustrado na Figura 3.

A energia máxima dos fótons de raios X é determinada pelo valor da tensão (V), que é aplicada ao tubo. Quando a corrente de elétrons é acelerada com energia máxima, por exemplo de 100 keV, os fótons emitidos pelo tubo terão *energia média* de 1/3 a 1/2 da energia máxima. Isto é importante, pois neste processo ocorre a emissão fótons de diversas energias, e, portanto, escrever a palavra 'raio X' é um erro conceitual, pois os fótons constituem um espectro com diversas energias.

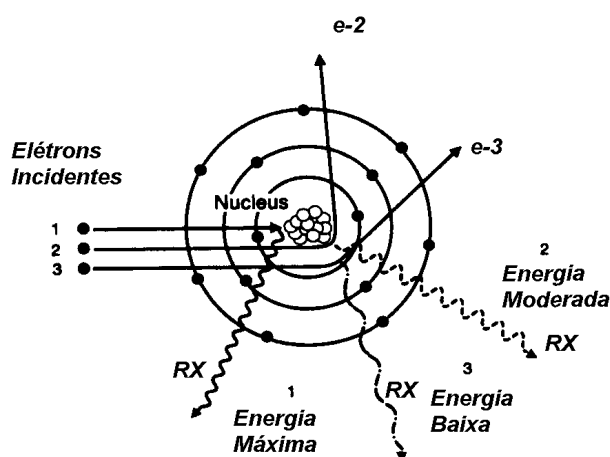


Figura 3: Energia dos raios X. Fonte: Dimenstein e Hornos: Manual de Proteção Radiológica – Ed SENAC

INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Efeito Fotoelétrico

Quando os fótons que são emitidos pelo tubo de raios X interagem com os elétrons das camadas mais internas do átomo, como por exemplo da camada k, prevalece a absorção. Neste caso, a energia do fóton incidente é totalmente absorvida e o elétron da camada k é ejetado de sua órbita, ou seja, o átomo fica ionizado. Este mecanismo de absorção é chamado de *Efeito Fotoelétrico*, que dependerá da energia da radiação e do número atômico (Z) do meio absorvedor. Este processo de absorção da radiação é maior para os tecidos mais densos e mais provável de ocorrer para menores energias (Figura 4).

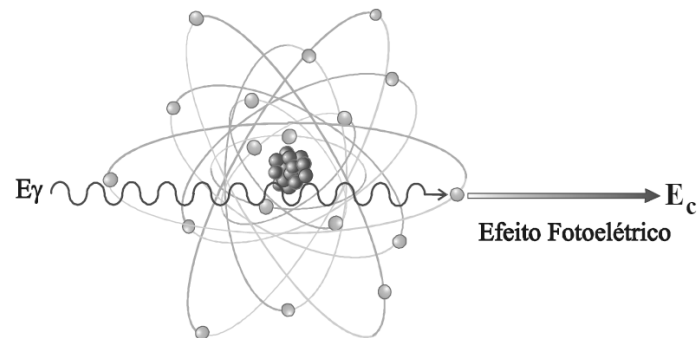


Figura 4: Representação do efeito fotoelétrico. Fonte: CEFET/SC

Efeito Compton

Com o aumento da energia da radiação emitida, via incremento do valor de kV (quilo volt) aplicado ao tubo de raios X, a capacidade de penetração do feixe no tecido será maior. Neste tipo de interação, os fótons apenas transferem parte de sua energia para elétrons das camadas mais periféricas. O espalhamento da radiação independe de Z, mas apenas da energia da radiação emitida. O resultado é o espalhamento do fóton e do elétron, sendo referido como *Efeito Compton* (Figura 5).

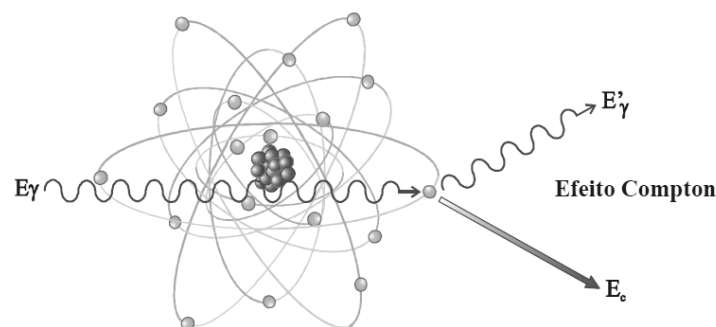


Figura 5: Representação do efeito Compton. Fonte: CEFET/SC

A prevalência do tipo de interação de absorção e/ou espalhamento está associada à energia das radiações. Nos exames de raios X de extremidades, por exemplo, prevalece o Efeito Fotoelétrico. Para exames de raios X de joelho, partes dos fótons incidentes no tecido absorvem, e outra parte sofre o espalhamento Compton. Para os exames de raios de tórax, é necessário empregar uma maior tensão de operação, para que os fótons possam atravessar o paciente e, portanto, a prevalência é do espalhamento por Efeito Compton.

Espectro de Radiação

A representação gráfica da intensidade de fótons emitidos, em função de sua energia (keV), é referida como *espectro*. O espectro dos raios X é constituído por fótons de diversas energias. A distribuição *contínua* da energia dos fótons é devido a radiação de freamento da corrente elétrica pelo alvo, o que é referido como *Bremsstrahlung*.

Quando da passagem da corrente elétrica emitida pelo filamento dentro do tubo, também pode ocorrer a remoção do elétron da camada k, que é mais interna do material do alvo. Isto resultará na ionização do átomo do alvo pela vacância na camada k, a qual será preenchida pelo elétron da camada l. A diferença de *energia de ligação* dos elétrons entre as camadas será emitida na forma de um pico, a que chamamos de *radiação característica*. O espectro de radiação é ilustrado na Figura 6, com valores contínuos para os fótons de raios X *Breemstrahlung* e valores das linhas de radiação características.

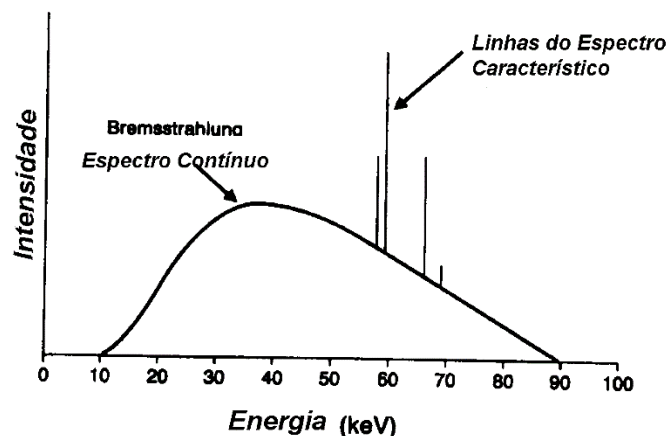


Figura 6: Espectro de raios X Fonte: Walter Huda, W Review of Radiologic Physics Ed Wilkins

Para alvos de tungstênio por exemplo, a radiação característica da camada k emitida é com uma energia de 69.5 keV. Para anodo de molibdênio (Mo) utilizado em mamografia, o pico de radiação característica é de 20 keV (figura 7). Em equipamentos de mamografia, também é possível alterar a trilha do alvo para ródio (Rh) e produzir uma radiação característica mais penetrante, o que pode ser útil em exames de pacientes com mais de 6,0 cm de espessura de compressão mamária. Os fatores que afetam o espectro de raios X serão indicados ao final deste capítulo, após a apresentação das bases tecnológicas.

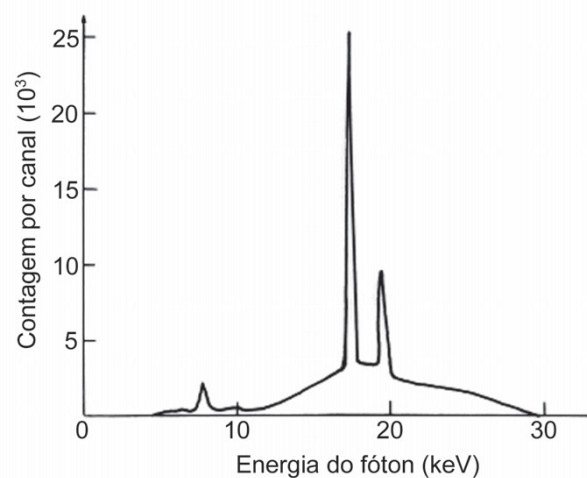


Figura 7: Radiação característica alvo de molibdênio. Fonte Annibal T. B. Neto CDTN

Atenuação da Radiação

A representação da atenuação dos fótons pelo objeto irradiado dependerá da densidade, espessura do objeto, e da energia da radiação. Em termos físicos, isto é expresso pelo *coeficiente de atenuação linear* (μ). Este coeficiente indica a porcentagem dos fótons, que são removidos do feixe de radiação ao atravessarem um centímetro de um determinado tecido. Por esta razão, este coeficiente é expresso em termos de cm^{-1} . O valor do coeficiente μ varia de acordo com a energia da radiação e densidade do tecido. Para a energia de 50 keV, por exemplo, a fração dos fótons que são absorvidos por 1,0 cm de gordura é de 19,3%, portanto, o valor de μ é $0,193 \text{ cm}^{-1}$. Entretanto, o valor de μ para o osso é de 0,573 para esta mesma faixa de energia. Para a energia de 20 keV, o valor para o tecido fibroglandular de μ é de 0,80 e para o carcinoma $\mu=0,85$, e, portanto, esta pequena diferença de atenuação impacta no baixo contraste da imagem. A intensidade dos fótons que conseguem atravessar os tecidos é descrita pela equação de *Lambert-Beer*.

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

onde a (I_0) é a intensidade emitida pelo tubo, (x) a espessura do paciente (ou colimação), (μ) coeficiente de atenuação linear e (I) é a intensidade da radiação que atravessa o paciente (Figura 8).

A seleção do parâmetro kV do equipamento radiológico influenciará a capacidade de atenuação da radiação nos tecidos e quantidade dos fótons emitidos. A quantidade de fótons absorvida por cada tecido é em função da densidade e da energia dos fótons (Figura 8). Quanto menor o valor de kV, menor é a energia média dos fótons, maior a probabilidade de Efeito Fotoelétrico. Isto produz uma menor fração de espalhamento, com maior absorção da radiação pelos tecidos e maior a transmissão da radiação. Este mecanismo de atenuação diferencial, em função da energia e da densidade influenciará o contraste da imagem radiológica.

A quantidade de radiação absorvida ao longo de sua trajetória é chamada de transferência linear de energia (LET). Esta grandeza é expressa em termos de energia por comprimento ($\text{keV}/\mu\text{m}$). A transferência dependerá da energia da radiação e da densidade do tecido. Portanto, para fótons de raios X, o valor da LET irá variar de 0,2 a 3 keV a cada micrometro (μm). O LET é útil para convertermos valores de exposição em dose absorvida de radiação para os diferentes tecidos. O princípio físico da atenuação é importante para descrever a formação da imagem radiográfica. Quanto menor da energia da radiação, maior é atenuação e menor da radiação detectada. A Figura 9 ilustra algumas simulações radiográficas de uma escada de alumínio, dentro de um balde, para as diferentes situações de atenuação com e sem água. O mecanismo de atenuação irá influenciar o contraste radiológico da imagem.

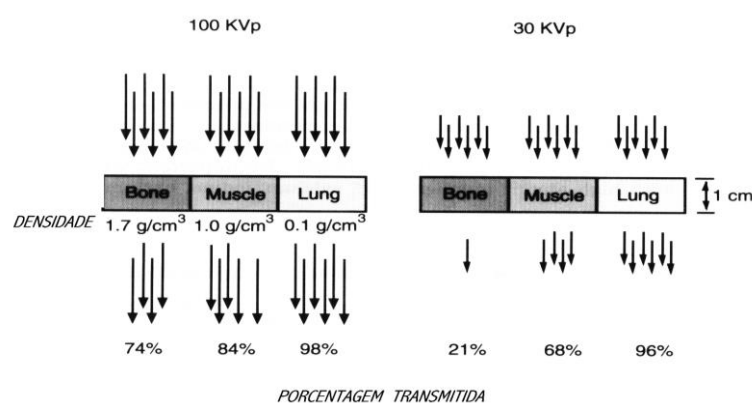


Figura. 8: Contraste da imagem. Fonte: Walter Huda

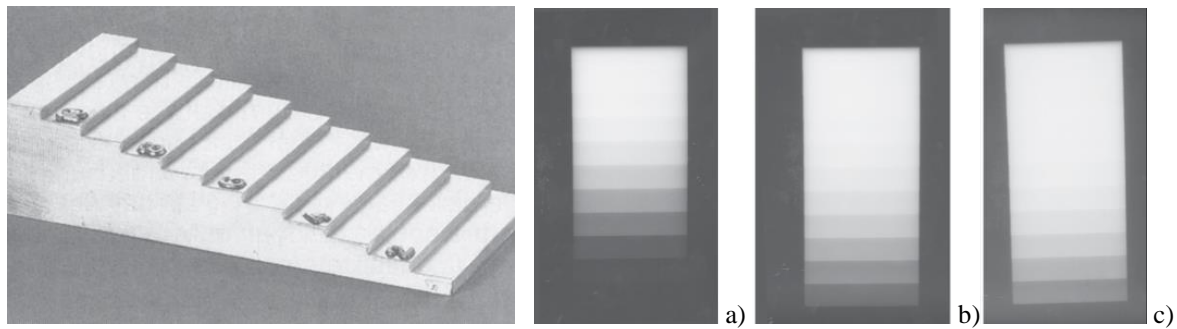


Figura 9: Simulação de escada de alumínio com 11 degraus com 50 kV e 4 mAs. a) sem atenuação de água b) 8 cm c) 12 cm.

Fonte: Dimenstein e Ghilardi – Bases Físicas dos Raios X – Ed SENAC

BASES TECNOLÓGICAS

Tubo de Raios X

Para ocorrer a produção de raios X é necessário um gerador para acelerar os elétrons, os quais são emitidos por um filamento de tungstênio. Os elétrons emitidos termoionicamente são acelerados a partir de uma diferença de potencial na ampola. A desaceleração do feixe pelo ânodo produzirá os fótons de raios X. Para que a corrente de elétrons no tubo de raios X não sofra redução de sua velocidade durante a trajetória em direção ao alvo, é necessário que a ampola seja mantida à vácuo. Desta maneira é possível manter a eficiência na produção de raios X.

A ampola fornece um suporte estrutural para o cátodo (-) e ânodo (+) e facilita a dissipação do calor, com o propósito de se evitar o dano térmico no tubo. A espessura da ampola deve suportar o intenso aquecimento e ser resistente à pressão, ao ser criado o vácuo em seu interior (Figura 10).

Os raios X, após serem produzidos, atravessam uma fina janela de quartzo ou berílio inseridos na saída do tubo sendo direcionados ao paciente. Para evitar os fótons de baixa energia, os quais não contribuem com a formação da imagem e apenas irradiam o paciente, são adicionados a saída da janela filtros de alumínio.

A ampola é envolvida em ferro e alumínio, com uma carcaça de chumbo de 3 a 4 mm de espessura. Esta blindagem é requerida para se evitar a fuga de radiação, permitindo-se, assim, que somente os fótons que passem pela saída da janela atinjam o paciente. A blindagem da ampola deve também fornecer suficiente insuflação elétrica para minimizar riscos de potenciais choques, os quais seriam letais aos operadores, bem como reduzir a geração de arcos voltaicos dentro do tubo.

Ao redor da ampola, óleo é inserido para fornecer insuflação adicional e remover o calor gerador dentro do tubo. Expansores em formato de foles são requeridos para permitir a expansão térmica do óleo, o qual é aquecido durante a operação do tubo, garantindo-se relativamente uma pressão constante entre o tubo e a blindagem.

Os equipamentos são dotados de sensor microprocessador, que quando ativado pela compressão dos foles, automaticamente bloqueia o uso do equipamento, se níveis inseguros de calor são gerados, de forma a garantir a segurança do tubo de raios X.

Para a melhor durabilidade do tubo, uma sugestão é de se realizar o pré-aquecimento do tubo (*warm-up*) antes do início das atividades do equipamento, o que prolonga a vida útil do tubo. Recomenda-se também que as técnicas radiográficas devem ser limitadas quanto a capacidade térmica de acordo com as curvas de aquecimento, as quais são fornecidas pelo fabricante do equipamento.

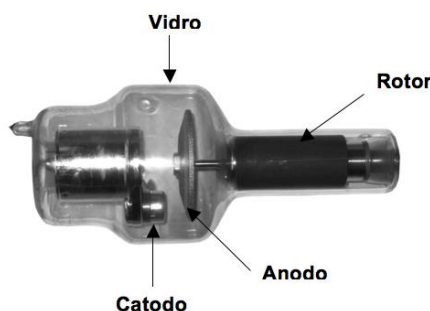


Figura 10: Esquema da ampola de raios X. Fonte: rle.dainf.ct.utfpr.edu.br

Filamento Emissor (Catodo)

Em sua maioria, os tubos de raios X contêm dois filamentos, porém com diferentes dimensões, os quais são montados lado a lado na capa focalizadora (Figura 11). O filamento possui uma forma helicoidal de aproximadamente 0,2 mm e cerca de 1,0 cm de comprimento. A escolha do filamento a ser utilizado é determinada automaticamente pela corrente de tubo selecionada. O filamento de menor dimensão faz com que os elétrons atinjam apenas uma pequena região da seção de choque no ânodo. Com isso, diz-se que os fótons de raios X emergem de um ponto focal pequeno ou “fino”. Em geral, os filamentos menores são utilizados quando há necessidade de imagens de maior resolução. Entretanto, o filamento menor pode fornecer um número limitado de elétrons, e seu uso ficará restrito às pequenas correntes de tubo.

Quando há necessidade de correntes de tubo mais altas e tempos de exposição mais curtos, deve ser utilizado o filamento maior, ainda que este forneça pontos focais maiores, com menores possibilidades de visualização de detalhes na imagem. O filamento “grosso” é empregado para visibilizar grandes estruturas, como o abdômen, ou quando é importante manter o mAs com o menor tempo de exposição possível, como em pediatria ou com estruturas que não sejam totalmente imóveis. Os elétrons emitidos pelo cátodo são carregados negativamente. Eles se repelem entre si quando são acelerados do cátodo até o ânodo, e, portanto, a corrente de elétrons sofre uma dispersão nas proximidades do ânodo. Essa dispersão é indesejável pelo fato de aumentar o tamanho do ponto focal. Para reduzir a dispersão do feixe de elétrons, o filamento é colocado na parte interna de uma capa focalizadora usualmente constituída de molibdênio. Essa capa focaliza os elétrons sobre uma área do ânodo na forma e no tamanho desejados.

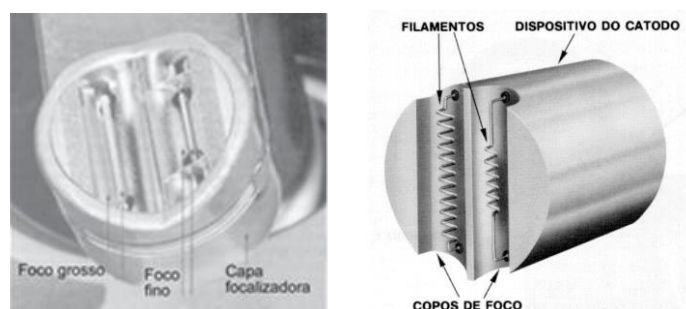


Figura 11: Filamento emissor fino e grosso. Fonte: M. Thompson: Principles of Science and Protection: Ed Sanduers

Alvo (Anodo)

O ânodo é constituído por placas incorporadas a um bloco de cobre. As áreas de interação do feixe de elétrons com o alvo são denominadas *trilhas*, as quais têm de 1,0 a 1,5 cm de comprimento e poucos milímetros de espessura. Os alvos fixos são utilizados em alguns sistemas odontológicos, os demais equipamentos utilizam alvos rotatórios.

O ânodo é referido como o alvo de interação do feixe de elétrons, onde pela "colisão" ocorre a desaceleração do feixe com a produção de raios X e calor. Aproximadamente 99% da energia cinética dos elétrons emitidos pelo filamento é dissipada na forma de calor, portanto, o ponto de fusão do material constituinte do alvo deve ser alto. Por esta razão, a escolha pelos de alvos de tungstênio.

O ânodo rotatório gira durante a exposição radiográfica oferecendo uma nova superfície de impacto para os elétrons, assim a área de interação não se concentra somente em um ponto, permitindo também uma melhor dissipação térmica e minimizando-se o dano térmico. São empregados sistemas rotatórios com capacidade giratória de 3000 a 10000 rotações por minuto (rpm), dependendo do tipo de tubo e de sua aplicação.

Como grandes quantidades de calor são geradas devido ao resultado de técnicas com elevado valor de mA e exposições radiográficas sequenciais, os métodos com refrigeração a óleo são empregados para a remoção do calor decorrentes ao processo de desaceleração do feixe com o alvo. No entanto, o ânodo somente tem uma capacidade finita de sustentar o aquecimento gerado, antes de ocorrer o dano térmico. Por esta razão é necessário a utilização da carta de aquecimento dos tubos (Figura 12).

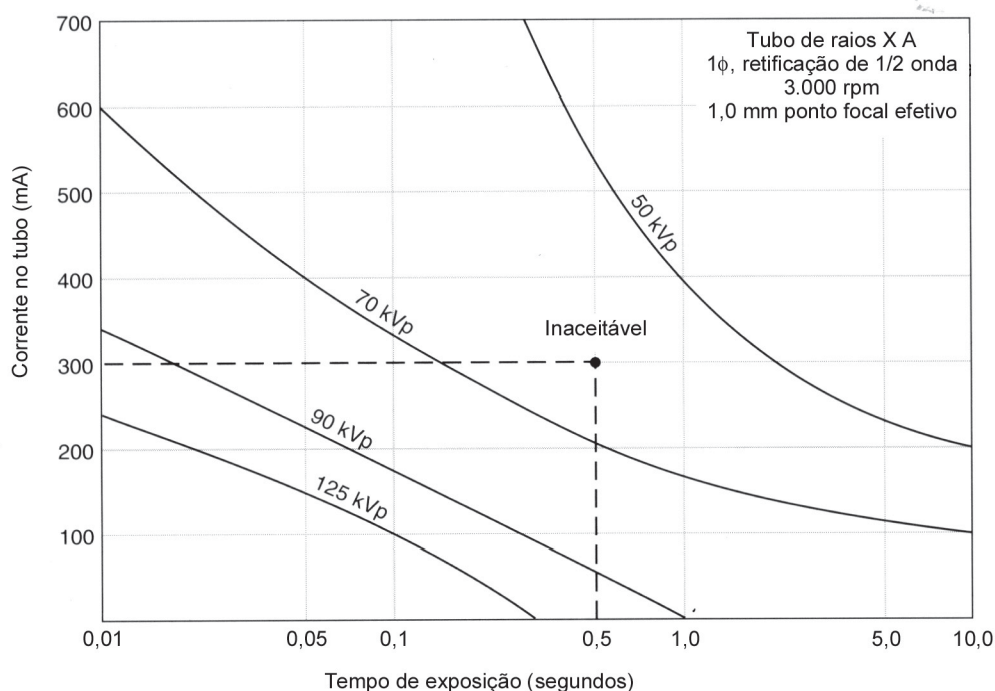


Figura 12: Curva de aquecimento dos tubos de raios X.

Fonte: Dimenstein e Ghilardi – Bases Físicas dos Raios X – Ed SENAC

Princípio da Linha de Foco

A região do ânodo onde o feixe de elétrons colide com alvo é chamada de *ponto focal*. A geometria entre a superfície do ânodo e o feixe de elétrons não são perpendiculares. A angulação do ânodo pode variar de 7 a 20°, em relação ao feixe de elétrons, caracterizando o *princípio da linha de foco* (Figura 13).

A interação do feixe de elétrons no ponto focal, produz os raios X divergentes e, portanto, quanto menor tamanho do ponto focal, melhor o detalhe da imagem radiográfica a ser visualizada na radiografia, porém, maior aquecimento do alvo.

Os aparelhos de raios X apresentam tamanhos de ponto focal que podem variar de 0,6 mm (foco fino) a 2,0 mm (foco grosso). Utilizando-se menores correntes de filamento (mA), menor será a área de interação, maior a resolução. Entretanto, pode ser requerido um maior tempo de exposição. Para mamografia, devido a necessidade de maior poder resolutivo, emprega-se trilhas de 0,1 a 0,3 mm. Imagens de rastreamento mamográfico empregam foco grosso com curtos tempo de exposição (Figura 14).

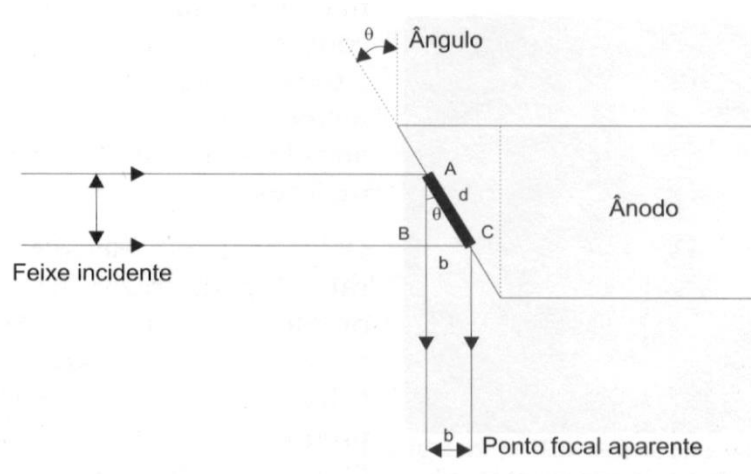


Figura 13: Princípio da linha de foco. Fonte: Dimenstein e Ghilardi – Bases Físicas dos Raios X – Ed SENAC

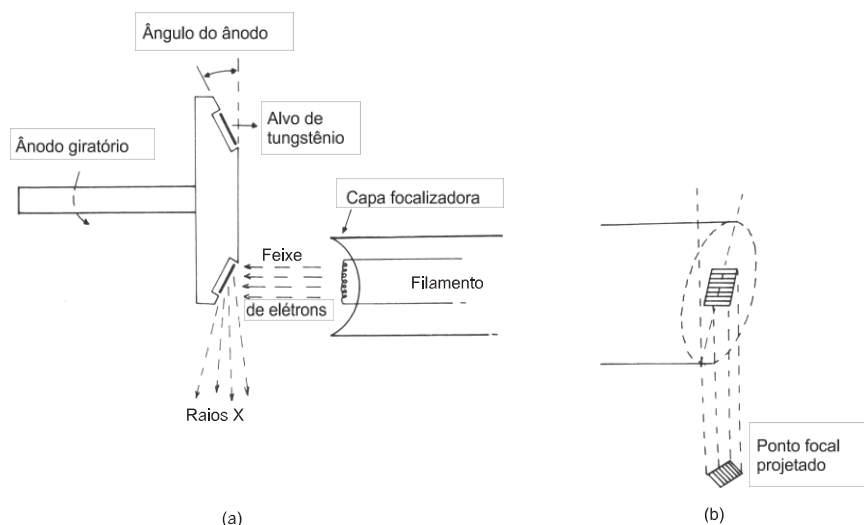


Figura 14: Ponto focal. Fonte: Dimenstein e Ghilardi

Efeito Anódico

A intensidade do feixe de raios X não é uniforme, devido ao ângulo, no qual os raios são emitidos no ponto focal. Os elétrons penetram uma certa espessura na superfície do ânodo e os fótons de raios X são liberados a uma certa profundidade. Os fótons emergindo a ângulos extremamente pequenos em relação a superfície do ânodo sofrem uma maior atenuação, por percorrer uma maior trajetória no material do ânodo.

Em função da maior filtragem, a distribuição espectral desta radiação apresenta uma menor intensidade e maior energia efetiva do que a radiação que emerge a ângulos maiores. A exposição do lado do ânodo é menor do que sobre o lado do cátodo. Este fator pode ser utilizado para se obter densidades balanceadas em radiografias de partes do corpo de espessuras ou densidades diferentes. Este fenômeno é chamado *Efeito Anódico* (Figura 15).

O efeito anódico é menos pronunciado quando se usam maiores distâncias foco-detector. Pode-se tirar vantagens do efeito anódico, posicionando-se a parte mais densa do paciente voltada para o cátodo e das partes mais finas para o ânodo. Se considerarmos a parte central do feixe de raios X com 100% da intensidade, no lado do ânodo terá 73% da radiação.

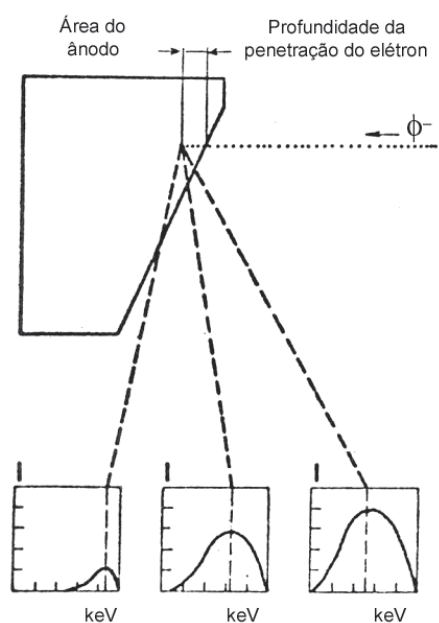


Figura 15: Efeito anódico. Fonte: Dimenstein e Ghilardi

Filtros

A adição de filtros de alumínio ($Z=13$) ou de cobre ($Z=29$) na saída da janela da ampola de raios X desloca o espectro de raios X para a faixa de maior energia, tornando-o mais monoenergético. Isto é referido como endurecimento do feixe, com redução do número de fótons. Outra possibilidade de filtração é a inserção no trilho do colimador de placas metálicas de espessura adequada colocadas propositalmente diante do feixe de raios X para que parte da radiação seja absorvida, funcionando como um filtro de compensação (Figura 16).



Figura 16: Filtro adicional. Fonte: Dimenstein e Ghilardi

Sistemas Geradores

O gerador fornece a potência necessária ao tubo para a emissão de raios X. Este componente permite selecionar a tensão de operação, a quantidade de fótons produzidos e o tempo de exposição (Figuras 17 e 18). Os geradores são compostos de transformadores, diodos e circuitos retificadores, filamento e circuito extrator, *timers*, medidores de kVp e mA, circuitos de controle automático de exposição e seletor de ponto focal. A maior tarefa do gerador é fornecer uma voltagem extremamente alta para produzir raios X com suficiente energia e adequada quantidade de radiação. Por exemplo, para um exame de raios X, pode-se utilizar 100 kV (100.000 V), portanto, é necessário ocorrer um significativo aumento na tensão de entrada a qual pode ser fornecida dependendo do equipamento com tensão de 127, 220 ou 380 volts (V), com corrente alternada (AC).

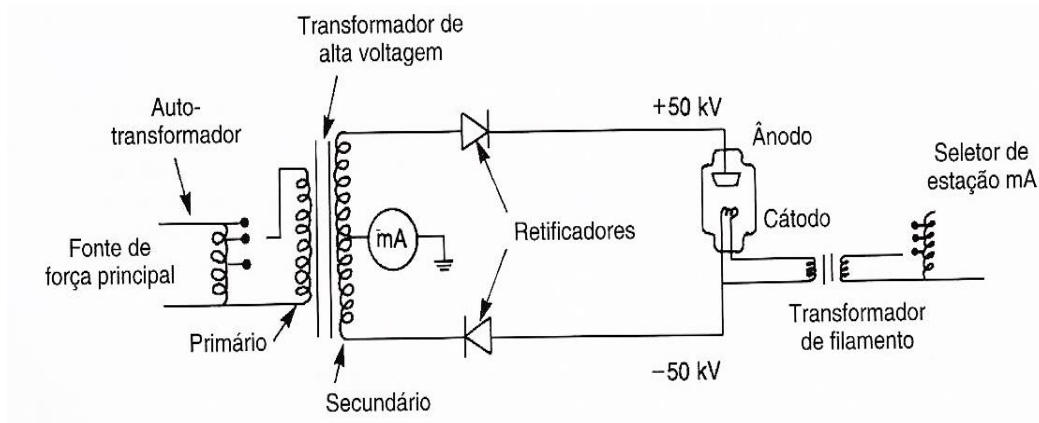


Figura 17: Esquema do sistema gerador de raios X. Fonte: ebah.com.br

Os equipamentos radiológicos têm diferentes configurações, tais como geradores monofásico, trifásico, alta frequência e de potencial constante. Os mais comercializados utilizam sistemas de alta frequência (HF). As principais vantagens na utilização dos HF são a sua precisão e facilidade de controle na escolha dos parâmetros técnicos a serem utilizados em um determinado estudo radiológico.

O gerador pode dispor de mecanismos de acionamento manual pelo operador ou através de parâmetros técnicos já programados para o modo automático de exposição (AEC). A eletrônica associada ao controle automático de tempo de exposição permite o ajuste do parâmetro de mAs para cada os diferentes exames e espessuras do paciente. Os sistemas de AEC com câmara de ionização vêm sendo substituídos por detectores de estado sólido, no controle automático do tempo. É possível aos operadores a seleção de diferentes células fotoelétricas, com graus de enegrecimento da imagem (Figura 19).



Figura 18: Gerador (esquerda) e mesa de comando(direita): Fonte: deanradiologia.blogspot.com

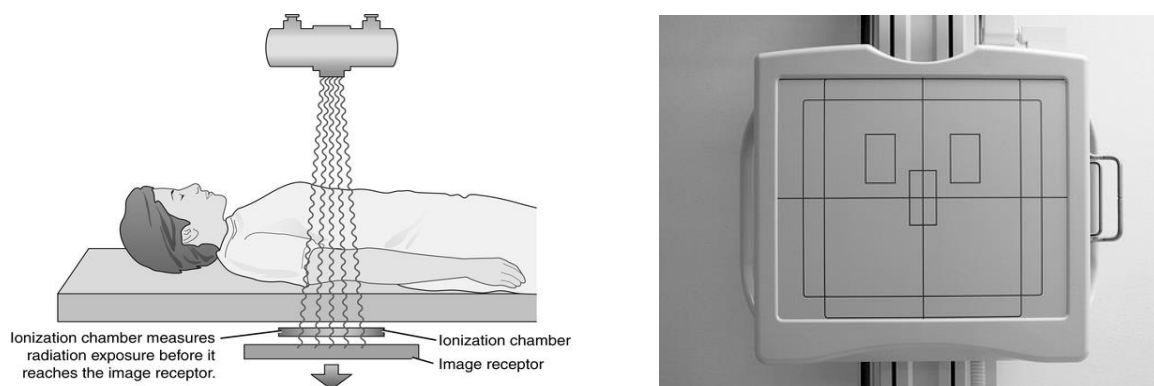


Figura 19: Sistema automático de exposição e a direita as indicações das posições do AEC. Fonte: radiologykey.com

SISTEMAS DE RESTRIÇÃO DE FEIXE

Colimador

O colimador é um diafragma de abertura que restringe o feixe e que é colocado entre o tubo de raios X e o paciente, e tem como finalidade limitar o feixe de radiação. Este sistema é um restritor de feixe e consiste de folhas de chumbo com um orifício retangular ou circular de tamanho adequado, podendo também ser constituído de quatro lâminas que podem se mover uma em relação à outra. O emprego do colimador permite minimizar a radiação secundária devido ao Efeito Compton a qual afetará o contraste da imagem radiológica bem como de reduzir a dose no paciente nas áreas adjacentes do paciente que está sendo examinado com raios X (Figura 20).

Os colimadores são acompanhados de dispositivos ópticos, os quais utilizam um campo de luz para simular o campo de raios X. Este campo de luz pode ser projetado sobre o paciente e, com isto, permitir o melhor posicionamento da parte do corpo a ser irradiado. Para o exame radiológico, deve-se ajustar o menor campo de luz possível. Com isto, a dose no paciente será mais baixa e a radiação espalhada que alcança o plano da imagem será menor. Desta forma aumenta-se o contraste da imagem, pois a radiação espalhada produz uma iluminação difusa e um obscurecimento da imagem sem contribuir para o volume de informação.



Figura 20: Colimador de raios X. Fonte: Dimenstein e Hornos Manual de Proteção Radiológica Ed Senac

Grade Antidifusora

As grades estacionárias foram criadas por Gustaf Bucky em 1913 e as grades em movimento foram desenvolvidas em 1920 por Hollis Potter. Estes controles de restrição de feixe são constituídos por finas lâminas de chumbo e separado por um material de baixo poder de atenuação. Elas são inseridas entre o paciente e o receptor de imagens (analógicos ou digitais).

As grades têm o objetivo de se reduzir as perdas de contraste devido à radiação secundária. As lâminas de chumbo formam um ângulo de convergência com o ponto focal do tubo, tal que, a radiação primária proveniente do foco possa atingir o detector com alta eficiência, enquanto a radiação espalhada pelo objeto é atenuada (Figura 21).

Uma característica importante na hora da aquisição da grade é quanto a sua resolução em termos pares por linhas por polegada. As mais comercializadas são de 103 linhas por polegadas (ou 40 l/cm), no entanto, existem modelos de até 200 linhas/polegadas (ou 80l/cm). Quanto maior o número de linhas, melhor menor a degradação da imagem.

A *razão de grade* é outra característica a ser considerada e que relaciona a espessura altura da tira da (h), e a distância entre as barras (D), ou seja: $r = h/D$. Na aquisição do equipamento radiológico recomenda-se razões de grades de 12:1 para o mural e 10:1 para a mesa, pois quanto maior a razão de grade, melhor a qualidade da imagem.

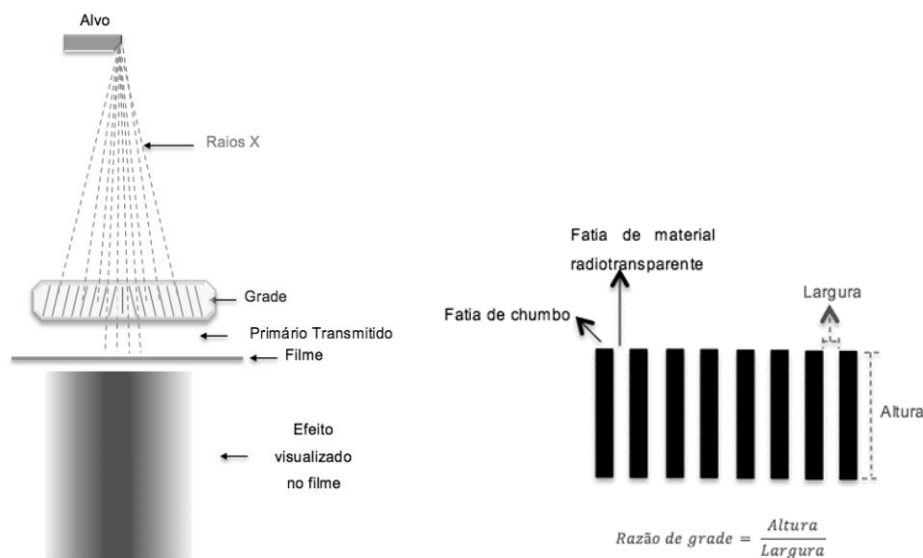


Figura 21: a) Remoção da radiação espalhada e b): Razão da grade. Fonte: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br>

As grades que removem a radiação secundária que atravessa o paciente proporcionam uma melhoria no contraste da imagem. Contudo, as grades também retiram até 40% dos fótons que constituem a radiação primária. Para compensar esta perda de informação, é necessário introduzir o aumento do mAs (fator de Bucky), que dependerá da razão da grade e do kVp. Por exemplo, para uma técnica 80 kVp e uma grade com razão 12:1, o parâmetro de mAs deverá ser aumentado em 5 vezes maior. Neste caso apenas 5% % dos fótons espalhados serão transmitidos pela grade (Tabela 1).

Tabela 1: Relação da razão da grade e radiação espalhada. Fonte: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br>

Razão de Grade	Aumento de mAs com relação à sem grade	Raio X Transmitido a 80 kVp	
		Radiação Secundária	Radiação Primária
05:01	X 2	~ 18 %	~ 75 %
06:01	X 3	~ 14 %	~ 72 %
08:01	X 4	~ 10 %	~ 70 %
12:01	X 5	~ 5 %	~ 68 %

Em radiologia, as linhas das grades são paralelas na posição central, e inclinadas à medida que se afastam do centro. Portanto, existe uma distância focal mínima e máxima, e isto deve ser respeitado quando da aquisição de imagens. Por exemplo, se a distância focal mínima é de uma grade é 1,2m, e operador realizar um perfil de coluna com uma distância de 1,0 m, ocorrerá uma degradação da qualidade de imagem.

As grades são utilizadas para partes do corpo maiores do que 12 cm de espessura ou técnicas superiores a 70 kVp. Para exames de extremidades não são empregadas grades, pois para esta faixa de energia é pequena a quantidade de radiação secundária. Para os procedimentos de tórax, aumenta-se a quantidade da radiação secundária (espalhada), e para se melhorar o contraste, recomendam-se grades com razões de 12:1 e densidade de 60 pares/cm para o mural.

As grades estacionárias com razões mais baixas 6:1 e densidades de 45 pares/cm são utilizadas em unidades de raios X portáteis, sendo que este tipo de grade tolera melhor desalinhamentos do feixe. No caso de mamografia, as razões de grade mais empregadas são de 4:1 ou 5:1.

O aumento da energia do feixe de raios X através do uso de maiores valores de kV tem como consequência uma maior capacidade de penetração do feixe de raios X, porém, tem como o inconveniente a maior degradação da imagem em termos de perda de contraste devido ao Espalhamento Compton. O uso da grade implica no aumento da dose de radiação, pelo aumento do tempo de exposição, para compensar a perda de radiação primária, a qual grade também remove. Portanto, a escolha cuidadosa da técnica radiológica deve ser programada para um compromisso satisfatório entre qualidade de imagens e dose de radiação no paciente. A figura nº22 compara o efeito da grade na imagem radiológica para uma simulação com phantom de tórax com (e sem) o uso da grade antidifusora

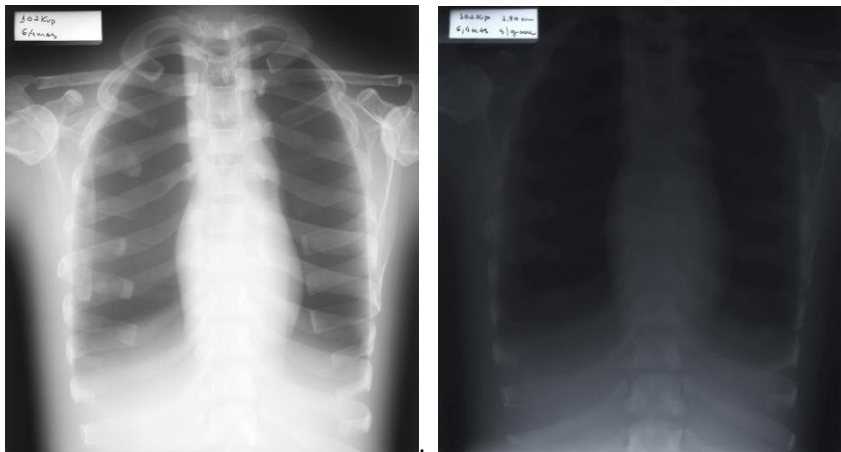


Figura 22: Simulação com phantom de tórax a esquerda com o uso da grade, a direita a sem grade.

Fatores que Afetam a Qualidade e Quantidade de Radiação

Na produção de raios X, a seleção do parâmetro de alta tensão (kV) influenciará a capacidade de penetração da radiação, bem como a quantidade dos fótons emitidos. Com o aumento do kV, maior será a probabilidade de espalhamento e degradação da imagem. Portanto, para minimizar esta questão, o uso da colimação é obrigatório. A influência do parâmetro de kV no espectro de raios X em termos de energia e de sua intensidade é apresentada na Figura 23.

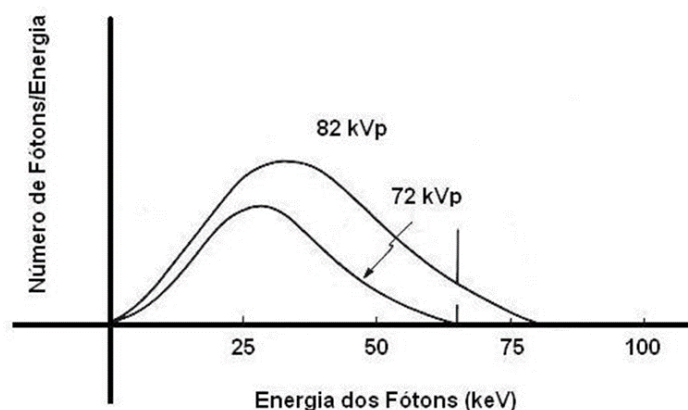


Figura. 23: Influência do kV. Fonte: Bushong, J: Radiologic Science for Technologists Ed Elsevier

Alterando-se, por exemplo, uma técnica de exames de 70 para 80 kV, a radiação terá maior capacidade de penetração, e são emitidos 26% a mais de fótons. Isto ocorre porque a intensidade da radiação é proporcional ao valor do kVp^2 . A Figura 24 ilustra a simulação com um phantom de joelho para diferentes valores de kV.

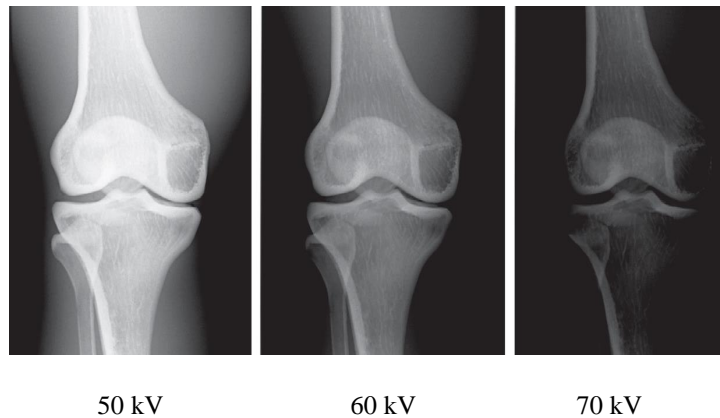


Figura 24: Influência do kVp. Fonte: Dimenstein e Ghilardi Bases Físicas dos raios X ed SENAC

O produto da corrente de filamento pelo tempo de exposição é chamado de mAs, e determina a quantidade dos fótons emitidos de raios X. Alterando-se o valor do mAs, modifica-se linearmente a quantidade de fótons produzidos, porém, a energia da radiação sempre é a mesma. Na Figura 25 temos a representação da influência da mudança do mA no número de fótons produzidos.

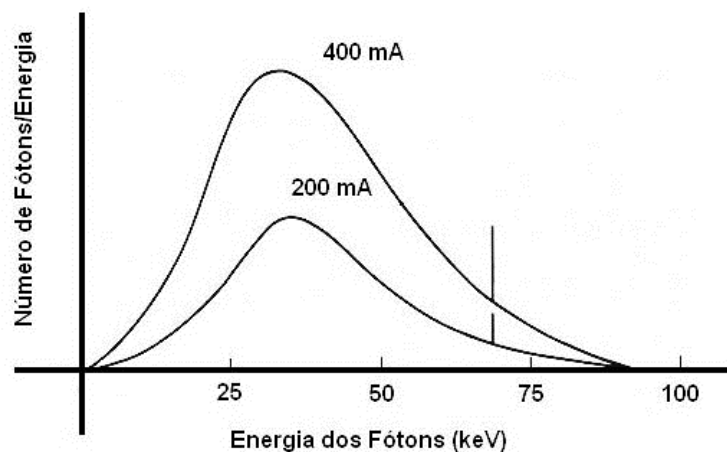


Figura 25: Influência do mA Fonte: Huda, W Review of Radiologic Physics ed Wilkins

A corrente de elétrons emitida pelo filamento e que atinge o alvo pode variar de 50 mA a 500 até 1.000 mA dependendo do tipo de equipamento e gerador utilizado para a produção de raios X. Para a faixa entre 60 a 100 kVp a cada 15% de incremento do valor kV pode-se reduzir o parâmetro de mAs em 50. Na Figura 26 é ilustrado simulações com um phantom de joelho para diferentes valores de mAs.

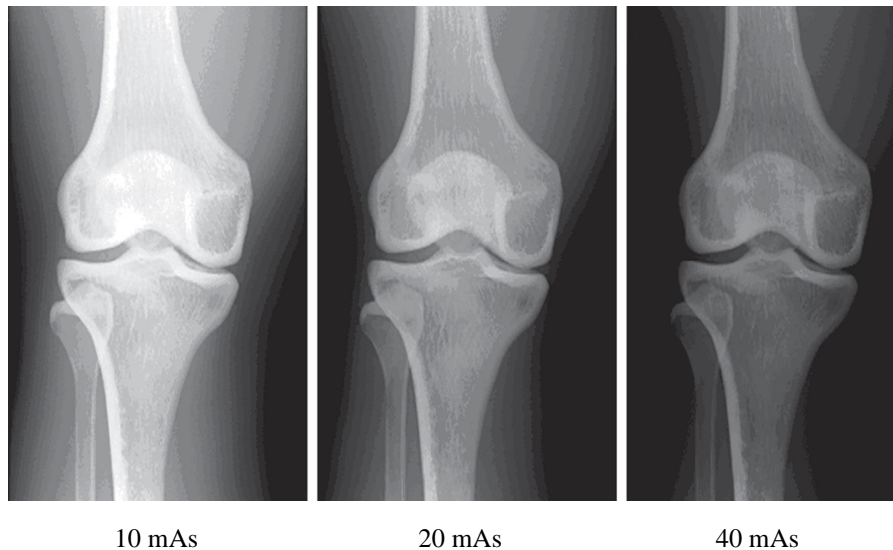


Figura 26: Influência do mAs. Fonte: Dimenstein e Ghilardi

No espectro de raios X também estão presentes fótons de baixa energia, que não contribuem para a formação da imagem. Portanto, na saída do tubo de raios X é inserida uma filtração adicional de alumínio e/ou cobre. Isto resulta em um aumento da energia média com o endurecimento do feixe. Com o aumento da filtração, a intensidade da radiação é reduzida e o espectro é deslocado para maior energia (Figura 27). Muitos equipamentos têm disponíveis filtrações adicionais em alumínio e/ou cobre.

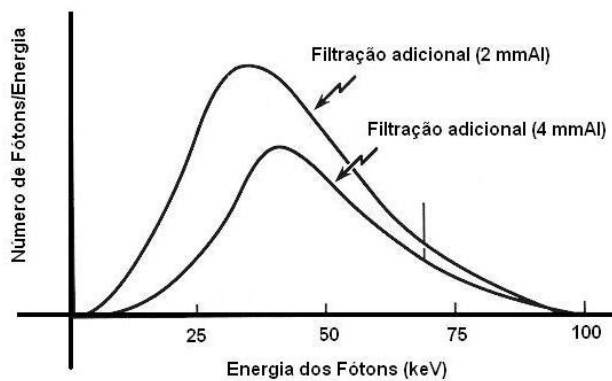


Figura 27: Influência da filtração. Fonte J. Bushong,

A espessura de material que reduz a intensidade do feixe à metade de seu valor inicial é chamada de *camada semirredutora* (CSR). Por exemplo, o valor da CSR para o tecido abdominal é de 3 cm de espessura, para a energia de 50 keV. Com o aumento da energia, maior é a intensidade dos fótons, que conseguem atravessar os tecidos. Quanto menor a densidade do tecido, menor será a absorção da radiação (Figura 28). A relação entre a CSR e o coeficiente de atenuação (μ) é $CSR = 0,693/\mu$.

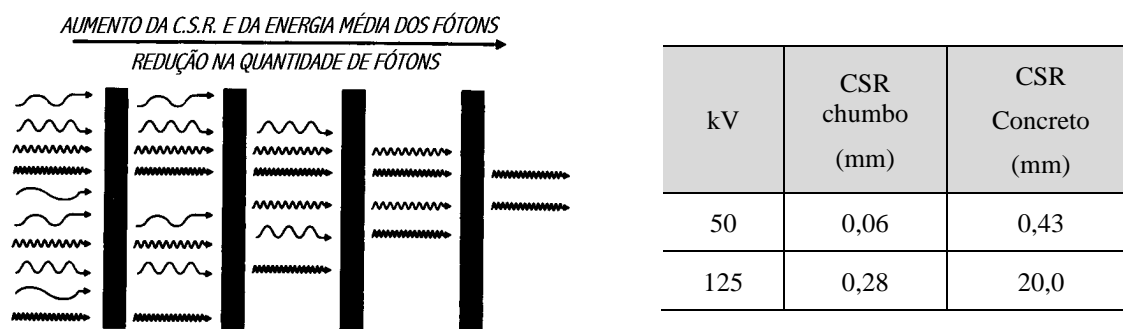


Figura 28: Produção de raios X. Fonte: Dimenstein e Hornos, Manual de proteção radiológica ed SENAC

O material do alvo contribui diretamente com a forma do espectro de emissão dos raios X. Aumentando o número atômico (Z) do material do alvo, aumenta-se a eficiência na produção de radiação de freamento, sendo que fótons de alta energia são produzidos com mais intensidade que os de baixa energia.

Aumentando o valor do Z do material do alvo, o espectro discreto é desviado para direita devido a influência da radiação característica de energia mais alta, como pode ser visto na Figura 29. Este efeito físico é o resultado direto da maior energia de ligação dos elétrons dos elementos com número atômico maior. Normalmente, o material utilizado no alvo é o tungstênio, sendo que alguns tubos especiais empregam ouro e molibdênio. Os números atômicos do tungstênio, do ouro e molibdênio são 74, 79 e 42, respectivamente.

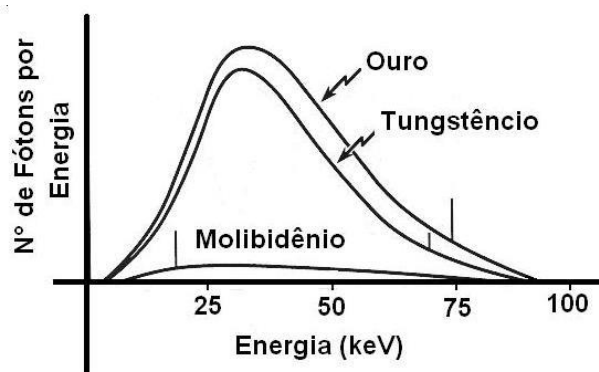


Figura 29: Espectro para diferentes alvos. Fonte J. Bushong,

Podemos trabalhar com cinco tipos principais de formas de onda da tensão produzidos pelos modernos geradores de raios X: retificação de onda média, retificação de onda completa, trifásica de seis pulsos, trifásica de doze pulsos e alta frequência. As formas de onda de tensão retificada em meia onda e onda completa são iguais, exceto pela frequência de repetição. A diferença entre potência trifásica de seis pulsos e de doze pulsos é simplesmente o menor ruído obtido com a geração de doze pulsos (Figura 30).

O espectro de emissão de raios X resultante da operação em alta frequência é evidentemente mais eficaz que o obtido com um equipamento monofásico ou com um trifásico. A área abaixo da curva é consideravelmente maior e o espectro está desviado para o lado das energias mais altas (Figura 31).

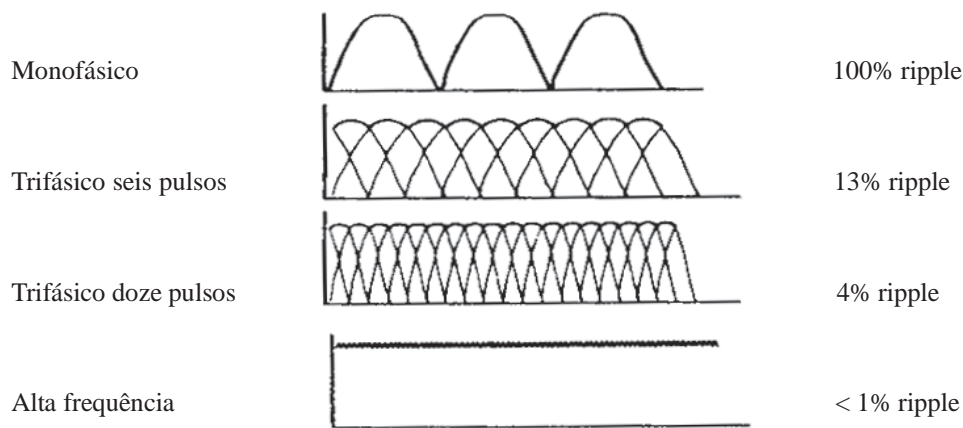


Figura 30: Variação de ripple para os Geradores. Fonte: Walter Huda

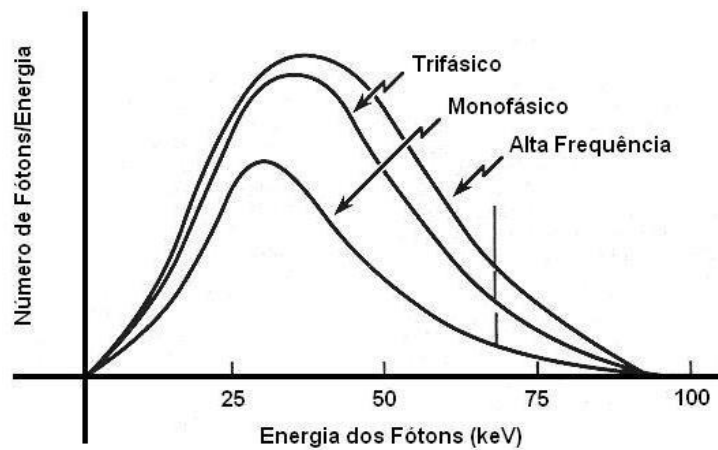


Figura 31: Influência do tipo gerador. Fonte: Walter Huda

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] Bushong, J: Radiologic Science for technologists Editora Salvier 2013
- [2] Huda, W: Review of Radiology Physics. Willians & Wilkins 3 ed 2016
- [3] Mahadevappa, M Essential Role of a Medical Physicist in the Radiology. Radiographic Vol. 38, Issue 6 Oct 1 2018
- [4] Seibert JA et al. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 1: Basic principles of x-ray production. J Nucl Med Technol. (2004)
- [5] SPRAWNS. Perry www.preerysprawns.org

CAPITULO II - FUNDAMENTOS DA RADIOLOGIA DIGITAL

Introdução

A radiologia digital é o ramo do diagnóstico por imagem que emprega sistemas computacionais nos diversos métodos para a aquisição, transferência, armazenamento, ou simplesmente tratamento das imagens digitais adquiridas. Nesta modalidade as imagens são obtidas a partir da conversão do feixe de raios X atenuado (após interação com o objeto) em sinais elétricos e sua transformação em dados digitais.

A tecnologia digital na radiologia geral, teve início na década de 1980 com o primeiro sistema de imagem de radiografia computadorizada, realizada por meio do escaneamento das telas de fósforo desenvolvidos pela empresa Fuji. Seguindo a evolução, nos anos 1990 surgiu o primeiro sistema de radiografia digital direta, com a imagem radiográfica digital gerada por detectores acoplados diretamente a um equipamento de raios X.

Dentre as principais vantagens da radiologia digital em relação ao sistema tela/filme convencional, destacam-se a eliminação do processamento químico de revelação, a redução da repetição de exames, a visualização instantânea da imagem, a transmissão dos dados e a possibilidade de manipulação das imagens e redução das doses de radiação utilizadas. A evolução dos sistemas computacionais desenvolvidos em plataformas apropriadas para tratamento gráfico tornou possível uma gama de aplicações que vão, desde uma simples medida linear, até um complexo modelo de apresentação tridimensional.

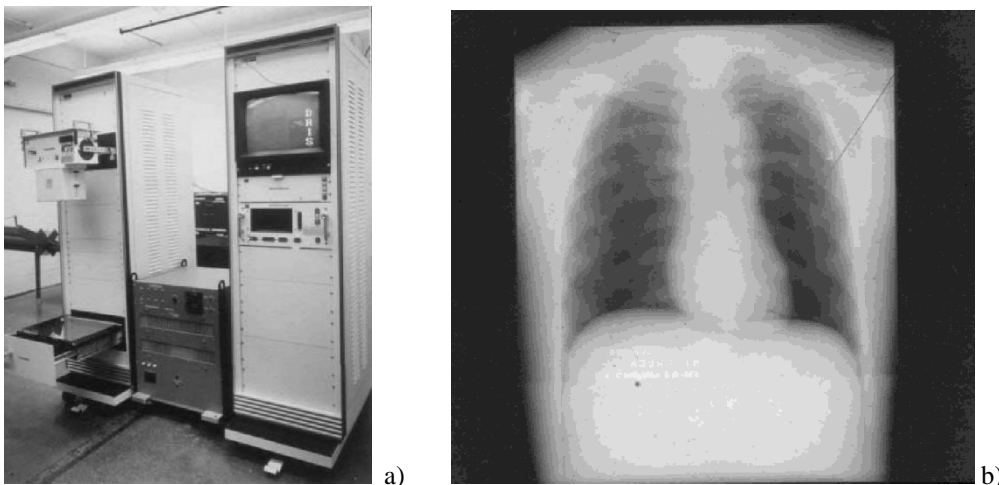


Figura 1: a) Primeiros protótipos de radiologia digital. b) Primeiras imagens geradas neste sistema com qualidade muito inferior aos padrões obtidos em sistema analógicos da época. Fonte AAPM Summer School.

Imagem Digital

A imagem digital apresentada em uma tela de computador é o resultado de um conjunto de operações matemáticas (algoritmos) aplicadas na conversão de um sinal analógico em digital. Consiste de um arranjo de células individuais organizadas na forma de uma matriz, formada pelo arranjo de linhas e colunas. Na intersecção destas linhas com as colunas forma-se a unidade básica da imagem digital, o pixel (do inglês “*picture element*”).

Cada pixel terá um valor correspondente à intensidade média dos fótons que atingiram a área correspondente. Os valores numéricos que estes elementos apresentam corresponderão ao tom de cinza e a posição na qual o pixel aparecerá no monitor, conforme mostra a Figura 2.

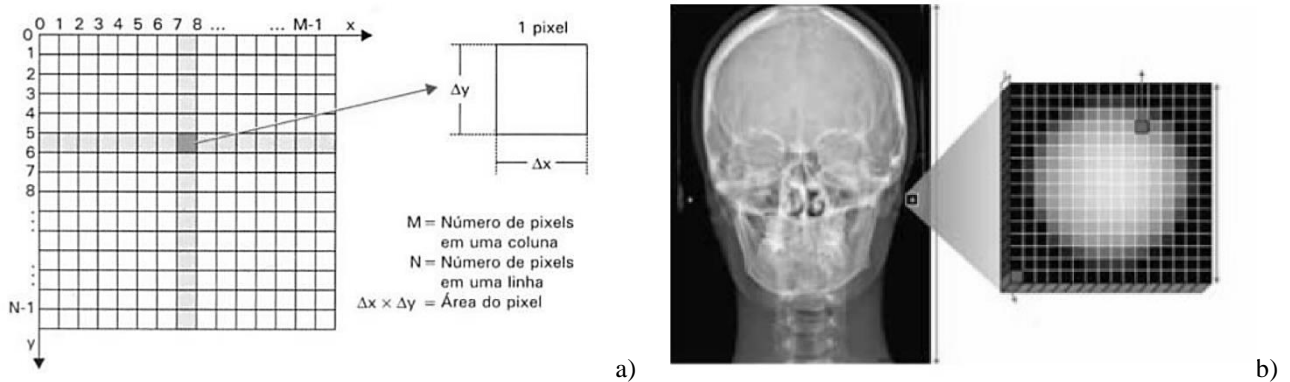


Figura 2: a) O tamanho da matriz corresponde ao número total de pixels de uma imagem, que é o produto do número de pixels na dimensão horizontal com o número de pixels na dimensão vertical. b) Imagem digital representando os tons de cinza e a posição na qual o pixel apresentará os valores numéricos que estes elementos representam. Fonte Sannomiya.

A imagem digital é armazenada através de dígitos binários denominados bits, que podem assumir os valores 0 ou 1. A um conjunto de bits chamamos byte. Os bits e bytes são usados para representar os *pixels* da imagem digital. Diferentes configurações de bytes representam as diversas tonalidades de grau de cinza nos *pixels*. A Figura 3 apresenta o relacionamento entre as configurações de bytes, valores de *pixel* e tonalidades de cinza. O tamanho numérico de uma imagem (número de bytes) determina o espaço no disco ou computador utilizado para guardá-la. A maior parte dos sistemas de aquisição de imagens digitais trabalha com bytes de 8 bits.

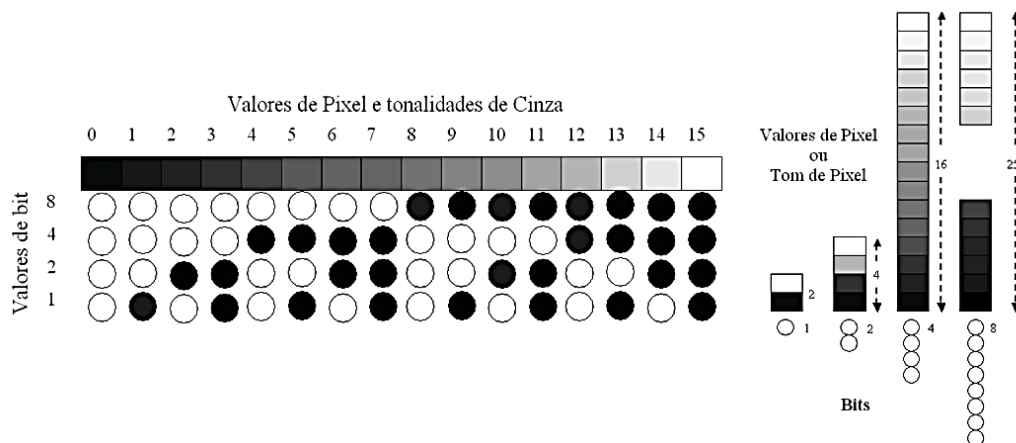


Figura 3: Representação dos valores de pixels e tons de cinza. Fonte: Correa.

Durante a aquisição da imagem digital, o tamanho do pixel e a profundidade do bit são fatores importantes na determinação das resoluções espacial e do contraste. O tamanho do pixel está relacionado diretamente à resolução espacial da imagem, sendo que quanto menor o tamanho do pixel, maior a resolução.

Função Resposta dos Receptores de Imagem

A determinação da gama de sinais úteis de uma imagem se dá através da construção de um histograma em tons de cinza. Todos os sistemas digitais de imagens radiográficas utilizam a avaliação dos dados da imagem original pela análise do histograma. Um histograma é representado por um gráfico de valores discretos, sendo este uma função estatística da imagem que para cada nível de tonalidade, calcula quantos *pixels* existem naquela tonalidade. Muitas operações pontuais usam o histograma como parâmetro de decisão para fornecer resultados diferentes para o *pixel* da imagem processada. A Figura 4 apresenta um exemplo de histograma de uma imagem monocromática.

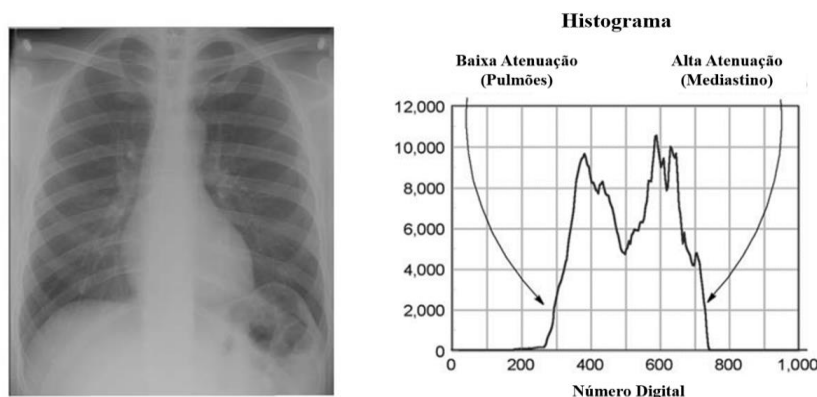


Figura 4: Exemplo de um histograma com perfil de atenuação para um exame de tórax representando a frequência de ocorrência dos valores de pixel correspondentes a estas variações anatômicas. Fonte AAPM Report N° 93.

Em sistemas tela/filme convencionais esta determinação de sinais é feita pela curva característica da imagem, obtida pela relação entre densidade ótica e a exposição à radiação no filme. A Figura 5 apresenta a ilustração de uma radiografia de tórax onde cada parte identificada da imagem aparece na curva característica para sistemas tela/filme. A porção colimada é branca sem contraste, e a porção completamente exposta é preta, também sem contraste. Essas duas porções de toda radiografia estabelecem limites na porção útil da imagem analógica.

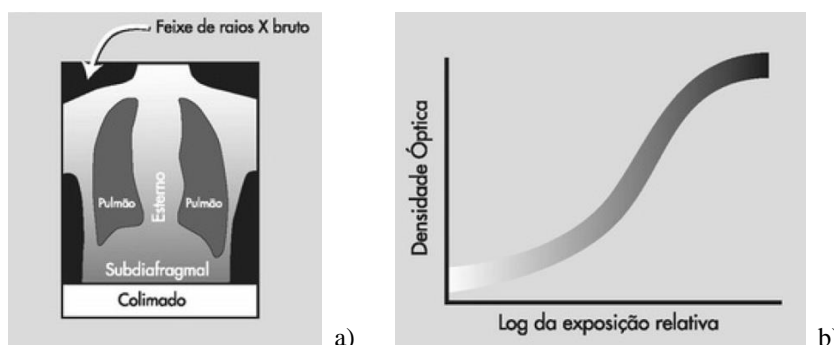


Figura 5: a) Radiografia de tórax simulada mostrando áreas do pulmão e de tecidos que estão sem exposição (colimados) ou totalmente expostos (feixe de raios X direto); b) Curva característica para sistemas tela/filme em função da densidade ótica representando em tons de cinza os pontos onde as regiões anatômicas estariam indicadas. Fonte J Bushong. Radiologic Science for Technologists Editora Salvier

Quando a radiografia de tórax é digital, cada região da imagem pode ser representada pela distribuição de frequência dos valores digitais de cada pixel (Figura 6B). A localização dessas regiões na curva de resposta do receptor de imagem digital e a forma relativa desse histograma são mostrados na Figura 6C.

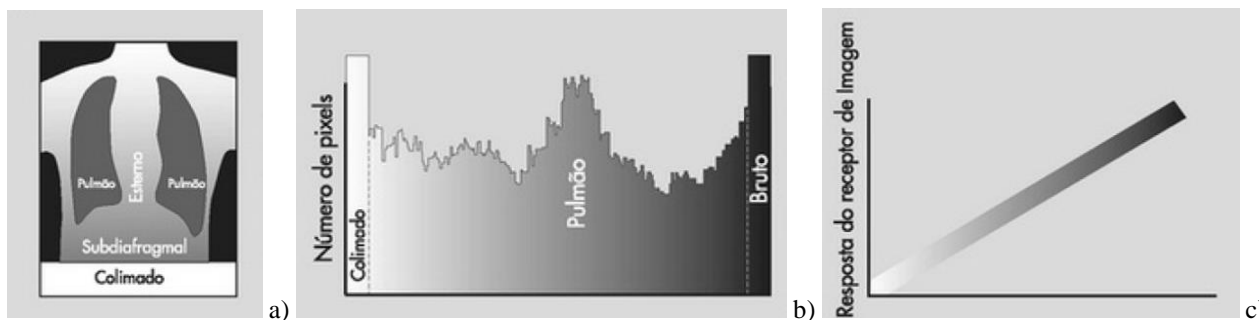


Figura 6: a) Região de uma radiografia digital simulada do tórax; b) Imagem correspondente ao histograma de uma radiografia de tórax pósterio-anterior (PA); c) Curva resposta do receptor de imagem digital representando em tons de cinza os pontos onde as regiões anatômicas estariam representadas. Fonte: Bushong.

Determinação dos Sinais Úteis da Imagem Digital

A forma da curva característica para a imagem convencional bem como a função resposta do receptor de imagem digital são comparados na Figura 7. Observe que a imagem digital tem uma resposta linear entre a dose de radiação e a intensidade relativa do receptor de imagem, ampla resposta à variação de exposição e a alta sensibilidade à radiação. Logo, conclui-se que com o uso de detectores digitais, o contraste da imagem agora é independente da exposição aos raios X no receptor de imagem, sendo esta caracterizada por sua latitude (escala de tons de cinza) extremamente ampla.

A resposta característica dos detectores Figura 7 apresenta algumas diferenças fundamentais entre receptores digitais e analógicos. A resposta do filme convencional se estende apenas por uma faixa de densidade ótica de 0 à 3 DO, podendo apresentar 30 tons de cinza sobre um negatoscópio. Para sistemas tela/filme, que servem tanto como meio de aquisição de imagem como também para a visualização, é necessário sintonizar o contraste do filme com a faixa de exposição para adquirir uma imagem com contraste ótimo e o mínimo de ruído. Já com detectores digitais isso não é necessário, devido ao fato da aquisição e a visualização da imagem serem eventos que ocorrem separadamente, a resposta apresentada para o detector digital mostra que os quatro diferentes grupos de exposição à radiação resultam em 10.000 níveis de cinza, cada um podendo ser observado com atributos de pós-processamento de imagem diferentes.

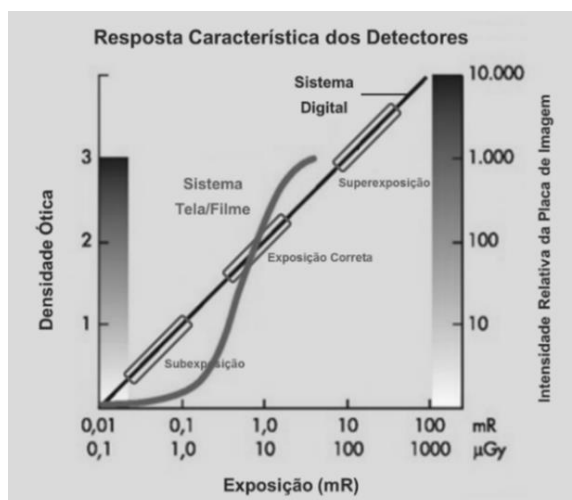


Figura 7: Diferentes respostas dos receptores de imagem analógico e digital. Fonte: adaptado de Bushong.

A técnica radiográfica adequada e a correta exposição são essenciais para a radiografia com filme. Exposições excessivas ou abaixo do nível aceitável resultam em imagens sem qualidade diagnóstica (Figura 8). A abordagem convencional de que “o *kVp* controla o contraste” e o “*mAs* controla a densidade ótica”, não se aplica a radiologia digital. O contraste da imagem da radiologia digital é constante, indiferentemente da exposição à radiação, as imagens podem ser feitas com elevado *kVp* e o *mAs* baixo, podendo causar assim uma redução complementar da dose de radiação no paciente.

Com a imagem digital, a seleção da técnica radiográfica não é tão crítica, devido ao contraste não mudar com a variação da exposição à radiação (Figura 9). Logo, compensações para sub e sobre exposições são possíveis por meio de algoritmos aplicados aos dados digitais. O fato de os detectores de imagens digitais terem um amplo intervalo de resposta à exposição, torna possível a visualização de objetos com densidades distintas em uma mesma imagem (borda de pele e tecido ósseo em uma radiografia do joelho por exemplo).

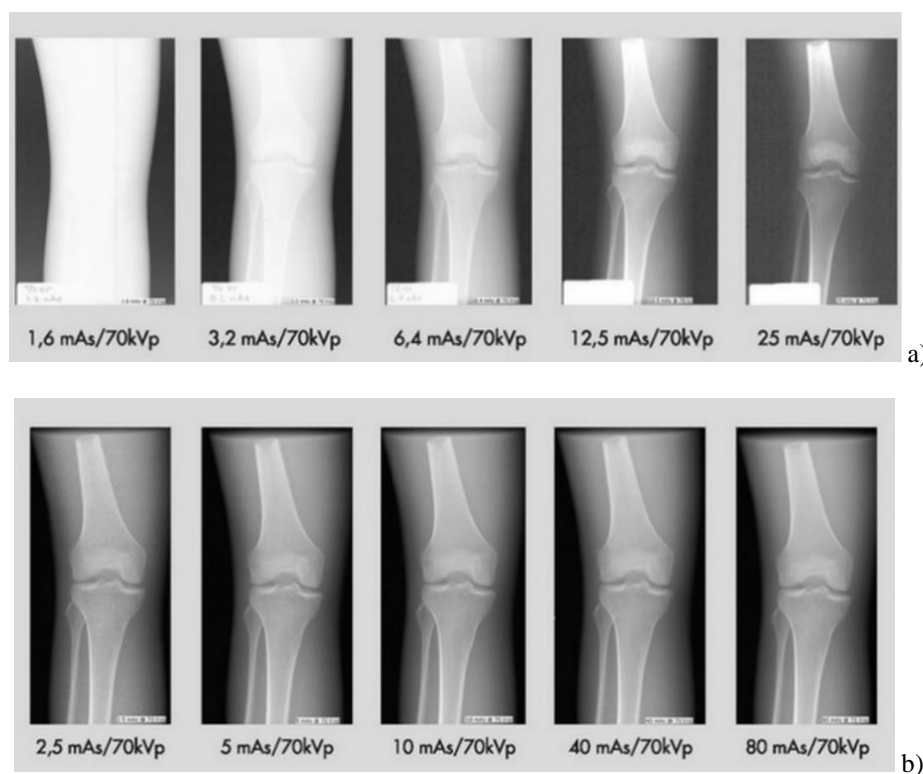


Figura 8 a) e b): Radiografias do joelho representando técnicas impróprias com receptor de imagem convencional que resultam em imagens sem qualidade diagnóstica. Para as imagens digitais com as diferentes técnicas radiográficas, o contraste não muda com a variação da exposição à radiação. Fonte: Bushong.

Transformações da Imagem Digital

O histograma dá uma ideia global da dinâmica e tem aplicações em inúmeras transformações de imagens, tais como filtragem, segmentação, reconhecimento de bordas e padrões, etc. Os sistemas digitais empregam um algoritmo de análise de histograma para identificar e classificar os valores que correspondem aos ossos, tecidos moles, pele, meios de contraste, colimação, raios X não atenuados, dentre outros sinais. Isto permite a discriminação das áreas úteis da imagem, de modo que o alcance da imagem em tons de cinza pode ser aplicado para a informação anatômica necessária (Figuras 10 e 11).

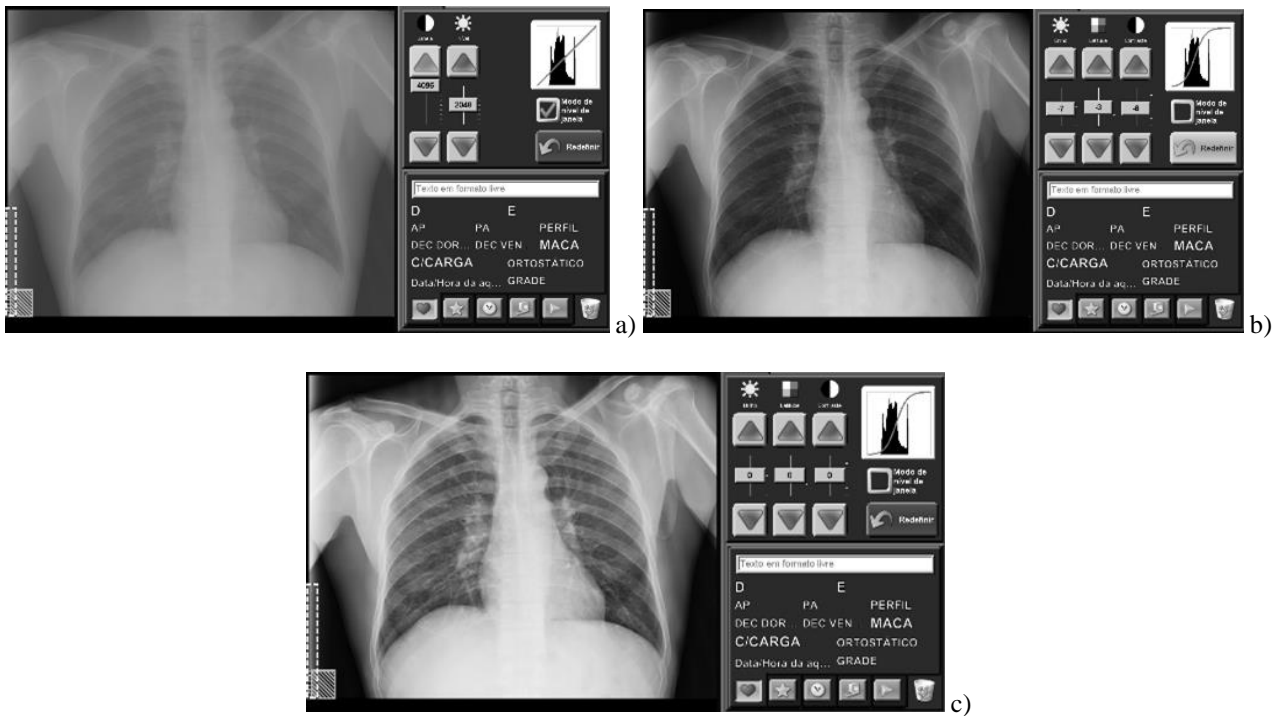


Figura 10: a) Imagem e histograma linearizado da Carestream Healthcare correspondentes aos dados brutos (raw data) adquiridos no detector de imagem CR; b) Imagem e histograma obtidos após aplicação do filtro e janela de imagem para a incidência póstero-anterior de tórax; c) Mesma imagem obtida agora com aplicação do filtro e janela de imagem para a incidência de arcos costais. Fonte: Marcel Zago Botelho.

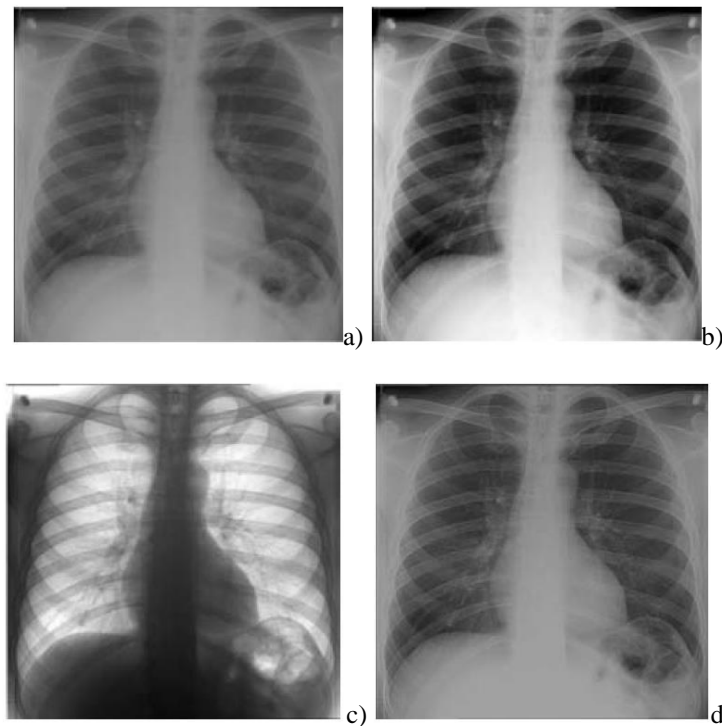


Figura 11: Exemplos de imagens torácicas demonstrando a disponibilidade de variação do contraste em sistemas digitais. a) Imagem original do tórax sem realce do contraste. b) Melhoria do contraste aplicado. c) “osso preto” ou contraste invertido d) Melhoria na definição devido a aplicação de filtro de bordas na imagem Fonte: AAPM Report Nº 93.

TECNOLOGIAS DIGITAIS

Radiologia Computadorizada (CR)

A radiografia computadorizada (CR do inglês “*Computed Radiography*”) é a técnica que utiliza placas de imagem (IP do inglês “*image plate*”), para a detecção bidimensional dos raios X. A placa acumula a radiação ionizante utilizando o fósforo foto estimulável para a formação da imagem latente. Após a exposição, o IP é inserido em um scanner radiológico que irá converter a imagem latente em um sinal digital, para que este posteriormente seja transferido a um computador e seja formada a imagem. O ponto de partida de desenvolvimento do IP e posterior uso em sistemas de radiografia computadorizada, foi descrito como “*processamento de imagem*” em um projeto de pesquisa da Fuji em 1971. Esse projeto foi proposto como um desenvolvimento na técnica de radiografia médica para o futuro. No ano de 1975, a Kodak patenteou o primeiro sistema de fósforo de armazenamento escaneado, dando origem à radiografia computadorizada. Essas descobertas e a invenção de um sistema de radiografia computadorizada foram anunciadas pela primeira vez no Congresso Internacional de Radiologia em 1981. Dois anos após, o primeiro sistema que empregava a tecnologia de fósforo de armazenamento foi comercializado pela Fuji.

Devido ao fato de a imagem obtida no sistema CR ser uma imagem digital, é de grande praticidade no que diz respeito ao armazenamento, transmissão e processamento de imagem. Uma das principais vantagens da implantação do sistema de radiologia computadorizada está em se utilizar do mesmo equipamento de radiologia utilizado em sistemas tela/filme convencionais.

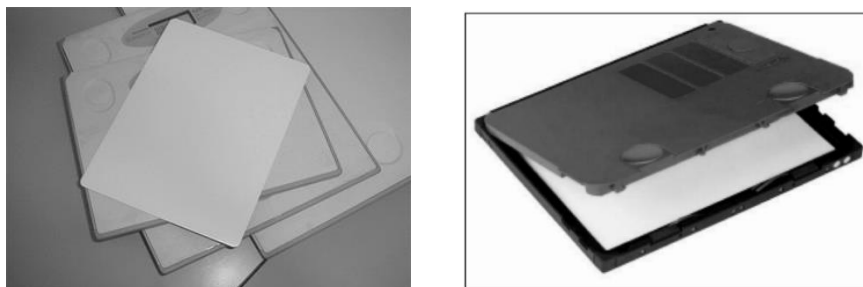


Figura 12: Placas de imagem disponíveis nos sistemas de radiologia computadorizada atuais.

A placa de imagem é colocada em um cassete semelhante ao chassi utilizado na radiologia convencional. A estrutura do IP consiste em um suporte de poliéster, uma camada de fósforo, uma camada protetora e outros componentes que podem variar de acordo com o fabricante (Figuras 12 e 13). A camada do fósforo foto estimulável é comumente constituída de cristais de BaFBr:Eu^{2+} , com grãos de aproximadamente $5 \mu\text{m}$, este elemento possui uma resposta de luminescência foto estimulada altamente linear quando exposto a energia dos raios X. O elemento de detecção possui uma resposta muito rápida, com um tempo de vida muito curto, possibilitando a sua utilização em sistema de escaneamento de alta velocidade. A placa de imagem também possui uma camada protetora que reduz o retro espalhamento dos raios X, aumentando a resolução de contraste do receptor de imagem (Figura 14).

Quando o fósforo é exposto à radiação ionizante, pares elétron-buraco são criados na rede cristalina. A quantidade de pares é proporcional à energia da radiação. Os centros e seus correspondentes buracos armazenam a energia absorvida da radiação ionizante e quando irradiado pelo laser, no processo de leitura do IP, os centros absorvem fótons, elevando os elétrons a um estado excitado para que se recombinem e emitam luz correspondente a essa transição. O leitor do CR é

um dispositivo eletromecânico que incorpora todas as funções necessárias para a extração da imagem latente e reconstrução/exibição da radiografia final.

Em termos de recursos e design, existe certa variação de fabricante para fabricante, mas todos os leitores realizam as seguintes funções básicas: um sistema de alimentação aceita a placa de fósforo, numa velocidade uniforme, um sistema de transporte conduz a placa de imagem através de um *scanner* com feixe de laser estimulador; a luminescência foto estimulada, *pixel por pixel*, é coletada por um filtro que faz a separação da foto estimulação contra o espectro da luminescência. A variação da intensidade de luz corresponde à variação na exposição, ou seja, quanto maior a exposição da placa de fósforo maior será o número de fótons emitidos no processo de luminescência. Em seguida, um fotomultiplicador/detector amplifica o sinal. O sinal analógico é convertido em digital e o computador armazena a matriz em um *buffer* de imagem para as operações subsequentes, como exibição, inserção de anotações, análise, medição, armazenamento etc. Durante a leitura, nem toda a energia armazenada na tela é liberada. Para garantir a remoção completa de toda imagem latente, a placa de fósforo de armazenamento é apagada com uma luz de alta intensidade, que a ilumina por um curto período, permitindo assim que ela seja reutilizada em outras exposições (Figura 15). Diferentemente dos filmes convencionais, os IP's podem ser reutilizados por milhares de vezes, desde que sua manipulação seja adequada para que não haja desgaste físico do mesmo.

O parâmetro de resolução espacial é determinado pela máxima frequência espacial, ou seja, placas de fósforos menores irão oferecer melhor limite de resolução do que placas maiores, uma vez que o tamanho do *pixel* está relacionado com a dimensão a ser realizada a varredura. Comparando-se os sistemas CR com os sistemas tela/filme podemos dizer que o sistema digital possui uma limitação em relação à resolução espacial devido ao tamanho do cristal de fósforo e do *pixel* da imagem em radiologia convencional. Contudo sua resolução de contraste pode ser amplamente manipulada, tornando-se uma ferramenta muito útil para a observação de estruturas de diferentes densidades na mesma imagem radiográfica.

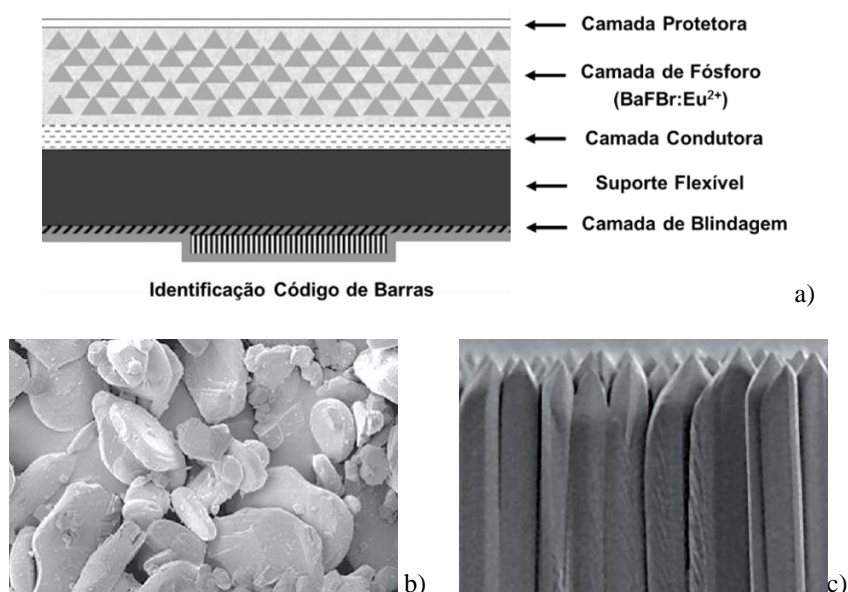


Figura 13: a) Disposição física das camadas do IP utilizados em CR, b) Representação dos cristais de fósforo em formato padrão c) Placa de imagem baseada em cristais com formato de agulhas, mantém a luminescência gerada dentro do fósforo permitindo aumento na absorção de raios X com menor perda na definição da imagem. Fonte o autor e AGFA Healthcare.



Figura 14: Chassis contendo IP's em três tamanhos distintos. Percebe-se que há uma região com código de barras onde as imagens são identificadas e podem ser associados aos dados do paciente.

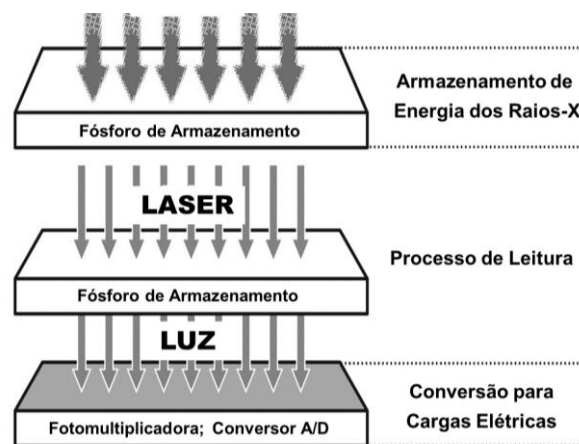


Figura 15: Diagrama funcional de um sistema típico de leitura da placa de imagem em radiologia computadorizada. A geração de imagens é separada em duas etapas. Primeiro, o IP é exposto à energia dos raios X, parte da qual é armazenada dentro da camada detectora da placa. Em seguida, a placa de imagem é digitalizada com um feixe de laser, de modo que a energia armazenada seja liberada e a luz seja emitida. Uma matriz de fotomultiplicadores coleta a luz, que é convertida em cargas elétricas por um conversor analógico-digital (A/D). Fonte RadioGraphics, 2007.

Radiologia Digital (DR)

Os sistemas de radiografia digital (DR do inglês “*Digital Radiography*”) foram introduzidos em meados da década de 1990. São caracterizados por um método de conversão das intensidades de radiação transmitidas através do paciente, transformados diretamente em um sinal eletrônico, sem a necessidade de uso de scanners de imagem. Para descrevermos os sistemas de imagem DR devemos identificar o que são elemento de captura, elemento de acoplamento e elemento de detecção:

- (a) *elemento de captura* é aquele em que os raios X são capturados. Na radiografia computadorizada (CR), o elemento de captura é o fósforo foto estimulável. Nos outros modos de radiologia digital, o elemento de captura pode ser o iodeto de césio (CsI), o oxissulfeto de gadolínio (GdOS) ou o selênio amorfo (a-Se).
- (b) *elemento de acoplamento* é aquele que transfere o sinal gerado pelos raios X para o elemento de detecção. O elemento de acoplamento pode ser uma lente, uma montagem com fibra óptica, uma camada de contato ou o a-Se.

(c) *elemento de detecção* pode ser um fotodiodo, um dispositivo de carga acoplada (DCA), ou um transistor de filme fino (TFT do inglês “*Thin Film Transistors*”). O fotodiodo e o DCA são dispositivos sensíveis à luz que detectam fótons. O TFT é um dispositivo sensível à carga, que coleta elétrons.

Basicamente dois tipos de detectores foram desenvolvidos: de silício amorfo (a-Si) e de selênio amorfo (a-Se). Esses detectores podem ser classificados de acordo com o tipo de processo de conversão da energia de raios X em cargas elétricas.

Sistemas Digitais Indiretos

Os sistemas digitais indiretos são assim chamados por utilizar um material cintilador que converte os fótons de raios X incidentes em luz antes que sejam convertidos em cargas elétricas e formem a imagem. A radiação ao atingir um material cintilador excita átomos/moléculas que devido a absorção de energia, posteriormente este material sofre desexcitação emitindo energia na forma de luz visível. Assim, esta luz é captada por uma matriz de fotodiodos e convertida em cargas elétricas, que são coletadas pelos capacitores de armazenamento da matriz de TFT (Figura 16).

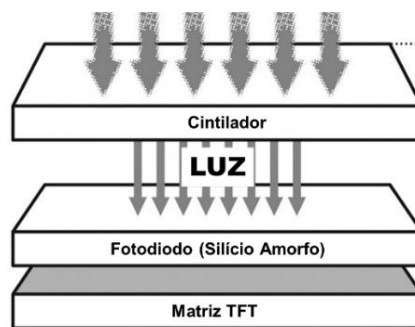


Figura 16: Diagrama ilustrando um sistema DR de conversão indireta baseado em silício amorfo. A energia dos raios X são convertidas em luz visível em uma camada cintiladora. A luz emitida é então convertida em cargas elétricas por uma matriz de fotodiodos baseados em silício e lidos por uma matriz TFT. Fonte: RadioGraphics, 2007.

Os cintiladores utilizados nos detectores de conversão indireta podem ser estruturados, como os cristais de iodeto de cério com tálio ativado, e não estruturados, como o óxido sulfito de gadolínio térbio ativado.

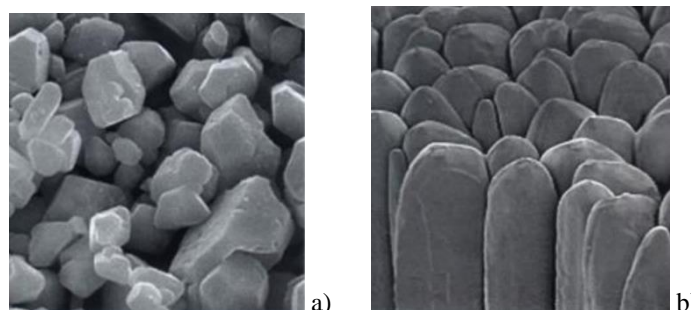


Figura 17: Fotomicrografia dos cristais na camada do cintilador a) Cintiladores não estruturados, devido às características geométricas do cristal, ocorre um espalhamento da luz que reduz a resolução espacial (Gadolínio); b) Cintiladores estruturados têm a vantagem de serem moldados na forma de finas colunas (CsI) que faz a matriz comportar-se como um feixe de fibra ótica, reduzindo a difusão da luz, aumentando a resolução consequentemente a qualidade da imagem.

A pequena espessura dos detectores de tela plana de conversão indireta com cintiladores formados por cristais de iodeto de cério tálio ativados, possibilita sua utilização tanto em instalações fixas, como mesa bucky ou bucky vertical, quanto em sistemas portáteis (Figura 18). Atualmente, sistemas portáteis que utilizam detectores de tela plana de conversão indireta estão disponíveis para utilização em leitos hospitalares, salas de recuperação anestésica e unidades de tratamento intensivo, equipados com sistema de transmissão de imagens sem fio que, por meio de ondas de rádio, torna possível a conexão entre vários dispositivos. Os detectores de tela plana de conversão indireta têm uma área útil de 43 × 43cm.

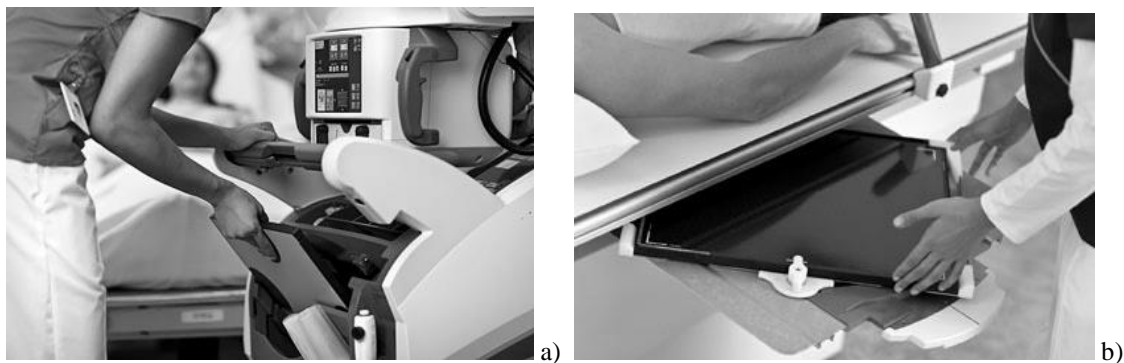


Figura 18: Sistemas DR indiretos disponíveis comercialmente. a) Utilização em instalações fixas b) Utilização em equipamentos de radiologia móvel. Fonte: Carestream Healthcare.

Sistemas Digitais Diretos

A conversão direta requer um fotocondutor que converta os fótons de raios X diretamente em cargas elétricas. Materiais fotocondutores típicos incluem selênio amorfo, iodeto de chumbo, óxido de chumbo, brometo de tálio e compostos de gadolínio. O elemento mais comumente utilizado como elemento detector é o selênio. Todos esses elementos têm uma alta resolução espacial intrínseca. Como resultado, o tamanho do pixel, a matriz e a resolução espacial dos detectores de conversão direta não são limitados pelo próprio material do detector, mas apenas pelos dispositivos de gravação e leitura utilizados.

Os sistemas DR de conversão direta baseados em selênio são equipados com um cilindro de selênio ou com um detector de tela plana. No primeiro caso, um tambor rotativo com ponto de selênio, que tem uma carga elétrica de superfície positiva, é exposto a radiação. Durante a exposição, um padrão de carga proporcional ao raio X incidente é gerado na superfície do tambor e é gravado durante a rotação por um conversor analógico-digital. Vários estudos clínicos confirmaram que os detectores de tambor de selênio fornecem uma boa qualidade de imagem que é superior àquela fornecida pelos sistemas de tela/filme ou de radiologia computadorizada. No entanto, devido ao seu projeto mecânico, os detectores de tambor de selênio são sistemas dedicados sem nenhuma mobilidade. As principais vantagens desse sistema são um processamento mais rápido da imagem, altos valores de função de transferência modular (MTF do inglês “*Modulation Transfer Function*”) e eficiência de detecção quântica (EDQ). As desvantagens são o alto custo de aquisição da tecnologia e custo de manutenção do equipamento.

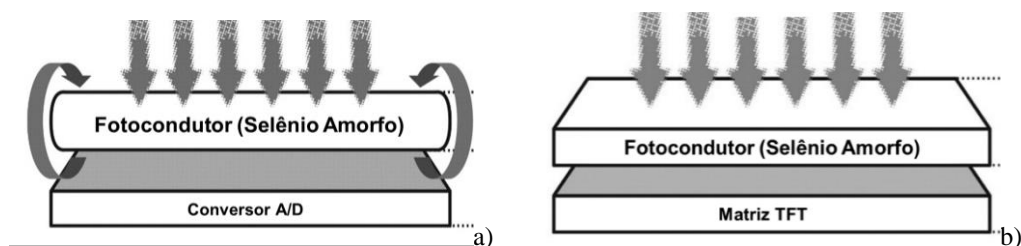


Figura 19: Sistemas DR de conversão direta baseados em selênio amorfo: a) Um tambor rotativo com ponto de selênio com uma carga de superfície elétrica positiva é exposto a raios X. A alteração do padrão de carga da superfície do tambor é proporcional às radiografias incidentes. O padrão de carga é então convertido em uma imagem digital por um conversor analógico-digital; b) O desenho ilustra um sistema de detector de painel plano baseado em selênio. A energia dos raios X incidentes é diretamente convertida em cargas elétricas dentro da camada foto-condutora fixa e lida por um TFT conectado abaixo da camada detetora. Fonte: RadioGraphics, 2007.

Radiografia de Projeção por Varredura (RPV)

Trata-se do exame de escanometria digital utilizando o equipamento de tomografia computadorizada. Logo após a introdução da terceira geração dos equipamentos de tomografia computadorizada, a radiografia de projeção por varredura foi desenvolvida pelos fabricantes de TC para facilitar o posicionamento de pacientes. Isto permanece em uso em todos os seguimentos de sistemas espirais multicores de imagem da TC (Figura 20). Atualmente a RPV está reaparecendo com algumas modificações como promessa auxiliar para a tomossíntese mamária.

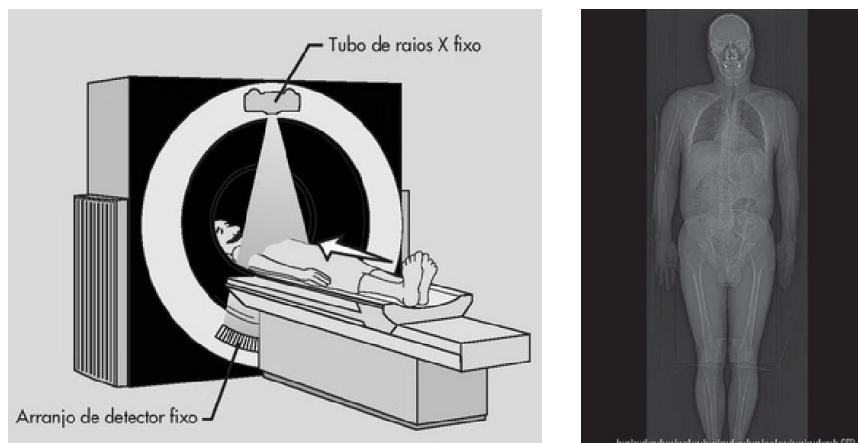


Figura 20: Radiografia de projeção por varredura obtida na tomografia computadorizada através da do arranjo fixo do tubo de raios X e detectores, enquanto o paciente é transladado através do gantry. Fonte: Bushong.

Eficiência de Absorção de Raios X

A eficiência de absorção dos fótons de raios X pode influenciar diretamente no ruído quântico da imagem. Na Figura 21 pode ser observado o gráfico que apresenta a curva de eficiência de absorção em função da energia dos fótons incidentes para os diferentes receptores de imagem: sistema de radiologia digital (CsI), sistema tela/filme convencional (Gd_2O_2S) e sistemas de radiologia computadorizada (fósforo fotoestimulável BaFBR).

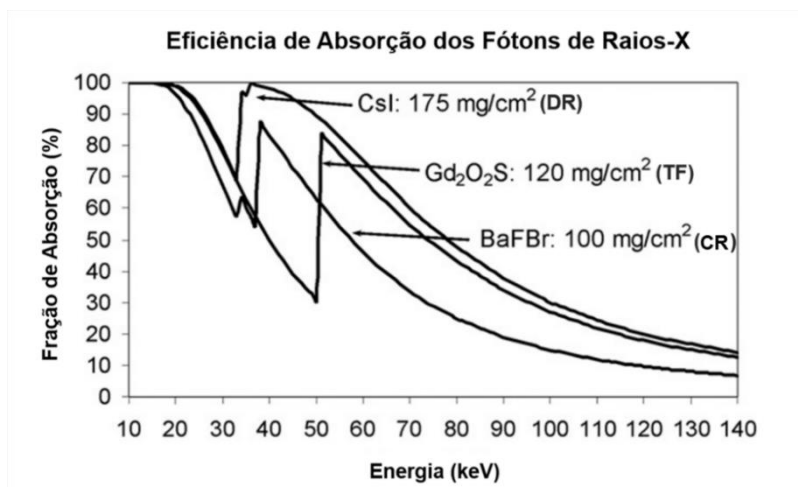


Figura 21: Frações de absorção dos raios X em função da energia do fóton para os diferentes sistemas de aquisição de imagem: Radiologia Digital Direta (DR), Sistema Tela/Filme (TF) e Radiologia Computadorizada (CR). Fonte: AAPM Report Nº 93.

Observa-se que os sistemas digitais representados no gráfico, apresentam uma alta eficiência de absorção para fótons de baixas energias, aproximadamente 10 keV, indicando que uma imagem radiográfica pode perder qualidade (presença de ruído) devido à radiação ambiental. Sendo assim, após um período de tempo sem usar as placas de imagem, é aconselhado que esta seja “apagada” antes do próximo uso, eliminando assim a influência dessas radiações. A alta probabilidade de absorção de raios X abaixo de 50 keV em sistemas digitais, torna as placas de imagem de radiologia computadorizada altamente vulneráveis a radiações espalhadas, que contribuem negativamente na qualidade da imagem resultando em diminuição do contraste.

Os sistemas atuais de radiologia computadorizada tendem a exigir maiores doses de radiação para produzir imagens com qualidade equivalente a sistemas tela/filme convencionais e sistemas digitais diretos. Esses índices diferem entre os fabricantes e são muito afetados pelas características de leitura, processamento e exibição das imagens em CR. Atenção particular deve ser dada ao desgaste das placas de imagem, a redução da potência do laser e ao desempenho da fotomultiplicadora do scanner em sistemas de CR que causam um aumento significativo das doses para aquisição de imagens. Num prospecto de gerenciamento de doses em radiologia digital, é fundamental o acompanhamento “*índice de exposição*” apresentado com a qualidade de imagem diagnóstica necessária na prática clínica.

Indicadores de Exposição

Em termos simples, o índice de exposição é obtido a partir do valor de pixel nas áreas da imagem utilizadas pelo algoritmo de processamento para calcular o tom ideal da escala de cinza. Em outras palavras, depois que os dados da imagem são coletados, mas antes que qualquer renderização ocorra, as regiões anatômicas são identificadas pelo algoritmo de processamento de imagem. O valor médio é calculado a partir dos pixels contido dentro destes limites anatômicos e apresentado como o índice de exposição. Portanto, o índice de exposição está correlacionado com a exposição do receptor de imagem digital na região clínica de interesse. A maioria dos fabricantes de equipamentos de radiografia digital fornece um método para relacionar exposição no plano do receptor de imagem a um conjunto de valores de pixels da imagem (Figura 22).

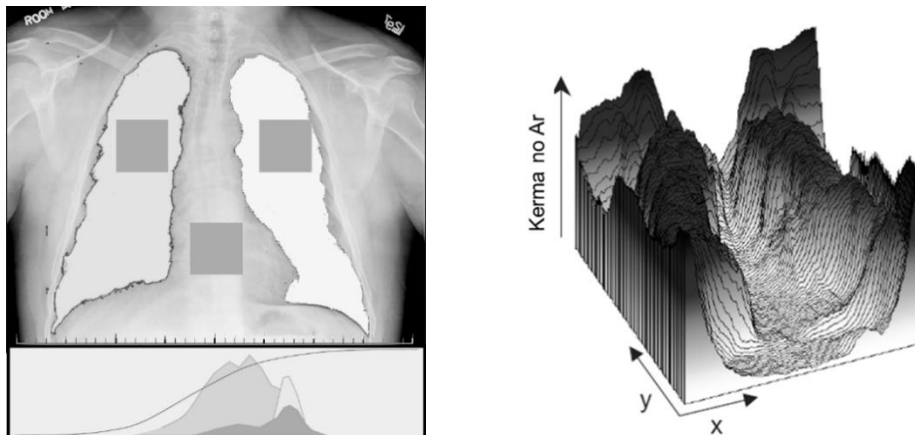


Figura 22: Os diferentes sistemas utilizam a variação na região útil da imagem e as regiões anatômicas para determinar o indicador de exposição a partir da análise do histograma. Fonte: Shepard & Flynn.

Como o processamento da imagem digital exibe a imagem de maneira ideal, independentemente da exposição, a renderização de uma imagem não irá mudar devido a diferentes níveis de exposição como seria para sistemas analógicos. É, portanto, muito importante seguir os princípios de ALARA (doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis), bem como manter boas tabelas de técnicas radiográficas. Uma superexposição da imagem não a fará aparecer mais escura.

A colimação adequada e o correto posicionamento da estrutura a ser examinada são fundamentais para o cálculo do valor médio do índice de exposição. Este parâmetro pode servir como um indicador da exposição à radiação bem como tornar-se parte de um programa de garantia da qualidade e de gestão das doses em pacientes.

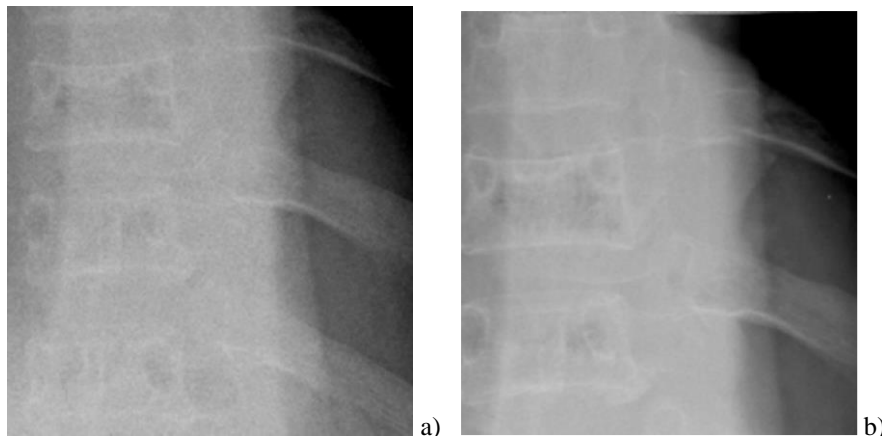


Figura 23: a) Presença de ruído devido a subexposição da imagem, b) definição de bordas das estruturas comprometidas devido a exposição extremamente alta da imagem ao ponto de saturar o detector. Fonte Seibert, 2013.

Cada fabricante de sistemas de radiologia digital possui um método específico para fornecer essa informação. Por exemplo, sistemas fabricados pela Fuji relatam um número de “Sensibilidade”, que é inversamente proporcional à exposição incidente. Os sistemas da Carestream fornecem um “Índice de Exposição”, que é diretamente proporcional ao logaritmo da exposição. Os produtos da Agfa fornecem um indicador chamado “lgM”, cujo valor também varia em proporção ao logaritmo da exposição. As recomendações de alguns fabricantes para a exposição adequada de uma radiografia são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Indicadores de exposição baseados nas estimativas de exposição para diferentes fabricantes e ações sugeridas para o controle de qualidade da imagem radiográfica. *

Fuji (Sensibilidade)	Agfa (LgM)	Carestream (IE)	Exposição do Detector (mR)	Indicação
> 1,000	< 1.45	< 1,250	< 0,2	Subexposição: repetição necessária
1000 - 601	1.45 - 1.74	1.250 – 1.549	0,2 – 0,3	Subexposição: baixa qualidade, imagem ruidosa
600 - 301	1.75 - 2.04	1.550 – 1.849	0,3 – 0,7	Subexposição: análise de qualidade necessária
300 - 150	2.05 - 2.35	1.850 – 2.150	0,7 – 1,3	Faixa Aceitável
149 - 75	2.36 - 2.65	2.151 – 2.450	1,3 – 2,7	Superexposição: Análise de qualidade necessária
74 - 50	2.66 - 2.95	2.451 – 2.750	2,7 – 4,0	Superexposição: revise seus parâmetros
< 50	> 2.95	> 2.750	> 4.0	Superexposição: repita se necessário

*Valores determinados para sistemas de radiologia computadorizada convencional com velocidade "equivalente" à 200. Estes valores podem sofrer alterações com a evolução das placas de imagens e softwares de processamento. Fonte Journal of the American College of Radiology.

IMPORTANTE: Devem ser mantidos os melhores valores de índice de exposição a partir dos critérios de qualidade de imagens clínicas e conseqüentemente devem ser acompanhados os melhores valores das técnicas radiográficas empregadas pelo tecnólogo em radiologia.

Qualidade da Imagem Digital

As quatro principais características de qualquer imagem médica consistem em resolução espacial, resolução de contraste, ruído e artefatos. Tais características são particularmente diferentes na radiologia digital conforme ilustra a Figura 24.



Figura 24: Objetivos do processamento da imagem digital: reduzir o ruído; ajustar e otimizar as características de contraste; extrair características de regiões de interesse; aumentar a visibilidade de detalhes. Fonte: www.perrysprawls.org

Ruído da Imagem

O ruído pode ser definido como a incerteza ou imprecisão com que o sinal é gravado. Uma imagem que é gravada com poucos fótons de raios X geralmente tem um alto grau de incerteza e é muito ruidosa, enquanto que muitos fótons tornam a imagem mais precisa. Porém, muitos fótons podem estar associados com altas doses de radiação X. Em imagens digitais, o ruído pode ser quantificado de forma simples em termos do desvio padrão da quantidade de fótons que são gravados em uma área do receptor de imagem ou o desvio padrão do sinal da imagem.

Como o contraste na imagem digital é dinâmico devido a recursos de pós-processamento de imagem, a visualização de detalhes em baixo contraste fica limitada à quantidade de ruído. A Figura 25 mostra como a informação pode ser perdida conforme a relação sinal/ruído na imagem diminui.

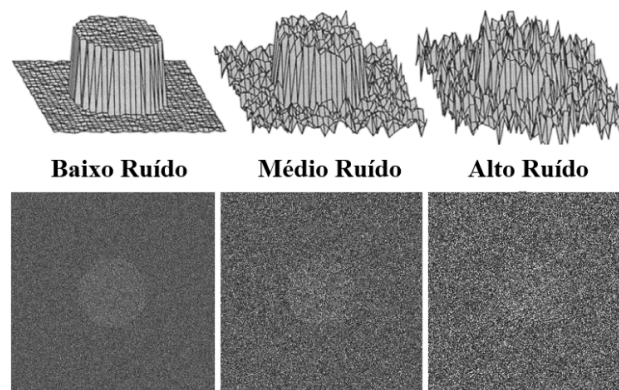


Figura 25: Representação gráfica do ruído e respectivas resolução de imagens obtidas. Fonte Bushberg.

Felizmente, as fontes de ruído na radiologia computadorizada são incômodas apenas para o receptor de imagem com baixo nível de exposição. Os novos sistemas prometem diminuir os níveis de ruído através de placas de imagens mais sensíveis e algoritmos de processamento mais efetivos, resultando em menores doses de radiação no paciente. Um excelente indicador do nível de ruído tolerável na imagem digital pode ser obtido através do acompanhamento dos valores do indicador de exposição conforme ilustra a Figura 26.



Figura 26: a) Nível de exposição baixo EI = 701; b) Nível de exposição adequado EI = 1.973. Fonte M.Z.B.

Resolução de Contraste

A função do contraste na imagem é tornar a imagem anatômica mais visível. O contraste é a diferença na representação das densidades entre duas estruturas anatômicas adjacentes ou a variação nos tons de cinza de uma radiografia. A escala cinza de contraste é estabelecida a partir da parte mais clara para a parte mais escura da radiografia. Radiografias de alto contraste produzem pequena escala de cinza. Elas exibem tons de cinza claros e escuros somente em poucos trechos aparentes. Radiografias de baixo contraste produzem longa escala de cinza e possuem a aparência de várias tonalidades de cinza (Figura 27).

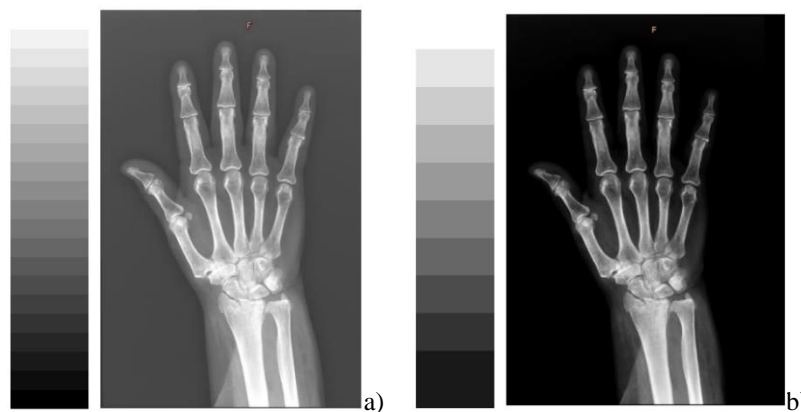


Figura 27: Radiografia da mão direita mostrada em a) com baixo nível de contraste da imagem (número grande tons de cinza) e em b) com alto nível de contraste (poucos tons de cinza): Fonte: Marcel Zago Botelho.

A resolução de contraste na imagem digital é a capacidade que o sistema tem de distinguir muitos tons de cinza do preto para o branco. Todos os sistemas digitais têm resolução de contraste superior aos de imagem convencional. O principal descritor para resolução de contraste é a escala de cinza, também chamada de faixa dinâmica. Na faixa dinâmica de uma radiografia convencional o observador só pode identificar, aproximadamente, 30 tons de cinza, enquanto a faixa dinâmica de sistemas de imagens digitais é identificada pela capacidade de bit de cada pixel, resultando na apresentação de um número muito superior de tons de cinza na imagem. Esta característica da imagem digital deve-se principalmente a função resposta dos detectores, aos algoritmos de processamento de imagem utilizados e as diferentes possibilidades de exibição da imagem em diferentes níveis e janelas de visualização (Figuras 28 e 29).

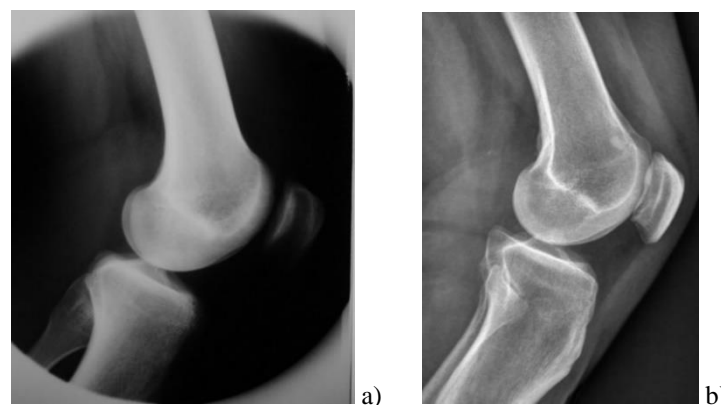


Figura 28: a) Radiografia analógica para uma incidência lateral de joelho; b) Imagem digital obtida em sistema de radiologia computadorizada para a mesma incidência radiográfica apresentando maior latitude de imagem, permitindo a visualização de um número maior de estruturas com diferentes densidades. Fonte: De Paula, Valnir.

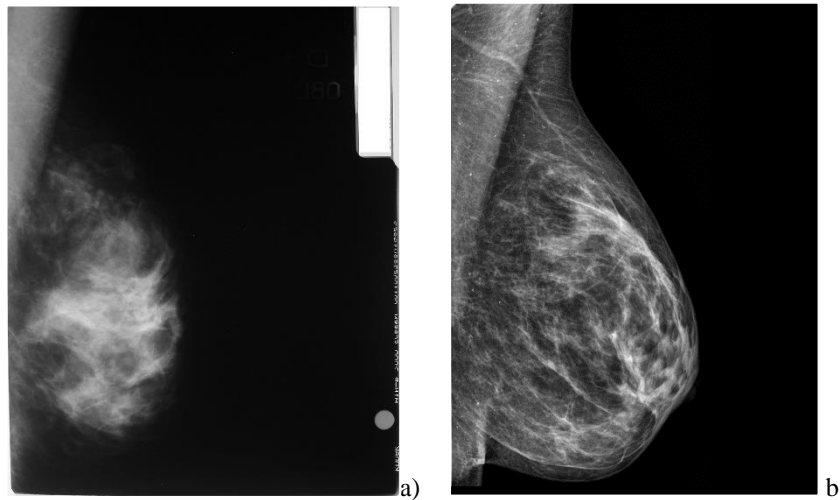


Figura 29: a) Mamografia analógica de incidência médio lateral esquerda b) Mamografia digital obtida em sistema de radiologia computadorizada apresentando maior latitude de imagem, podem ser visualizados na mesma imagem o músculo grande peitoral e borda de pele. Fonte: De Paula, Valnir.

Conceitualmente, uma maior resolução de contraste é fundamental para se distinguir estruturas anatômicas com densidades muito similares, como fígado e baço por exemplo, o que nos leva a concluir que a resolução de contraste dos sistemas digitais é fundamental para o estudo de tecidos moles. Considerando que, quanto maior for o contraste aplicado durante o processamento de uma imagem digital maior será o ruído apresentado na imagem, o aumento do contraste em imagens digitais está intrinsecamente ligado a perda de resolução espacial devido ao aumento do ruído. Logo, a resolução de contraste está intrinsecamente limitada ao nível de ruído na imagem, e este por fim está ligado diretamente a dose de radiação utilizada. Alta resolução espacial e alta resolução de contraste requerem baixo ruído.

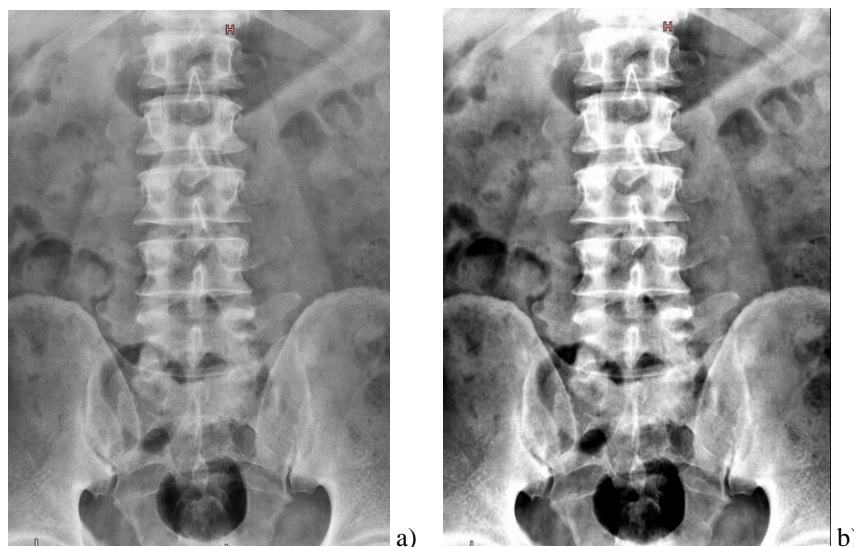


Figura 30: Relação de Contraste/ruído. Analisando as imagens evidenciase que o aumento do contraste da imagem em b) está limitado ao aumento do ruído. Conceitualmente a resolução de contraste é mais importante do que a resolução espacial para radiografia de tecidos moles; Fonte: Marcel Zago Botelho.

Resolução Espacial

A resolução espacial é a capacidade de um sistema de imagem em determinar e mostrar na imagem um pequeno objeto de alto contraste (microcalcificações mamárias e calcificações no pulmão por exemplo) e também pode ser definida como o tamanho de um objeto que pode ser visto. Em imagem médica digital, resolução espacial é descrita pela frequência espacial (definida em número de pares de linha por milímetro) e está limitada pelo tamanho do pixel. Uma forma de quantificar a resolução espacial é utilizar um padrão de barras, onde estruturas radiopacas e radiotransparentes se alternam de tal forma que a imagem apresenta pares de linhas (onde um par de linhas é uma sequência de uma linha preta e uma linha branca).

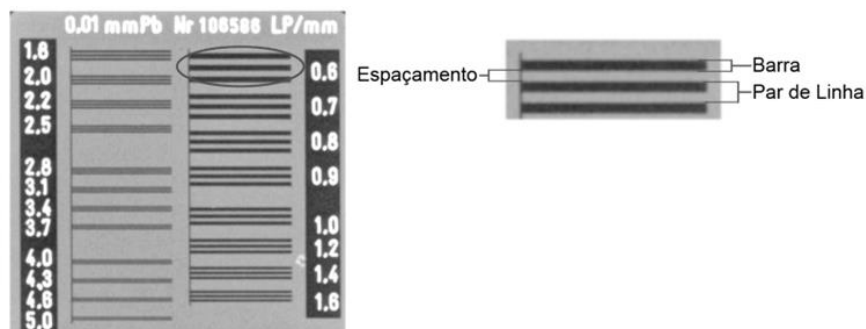


Figura 31: A frequência espacial é expressa em pares de linhas por milímetro (pl/mm). Um par de linhas é uma linha de alto contraste que está separada por um interespaço de mesma largura. Fonte: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia>.

O borramento da imagem prejudica a identificação dos pares de linha, fazendo com que se reduza a resolução espacial, isso ocorre devido à falta de definição da borda da estrutura de interesse e sua vizinhança. À medida que o espaçamento de linha diminui (isto é, a frequência aumenta), torna-se cada vez mais difícil transferir eficientemente essa diminuição no contraste.

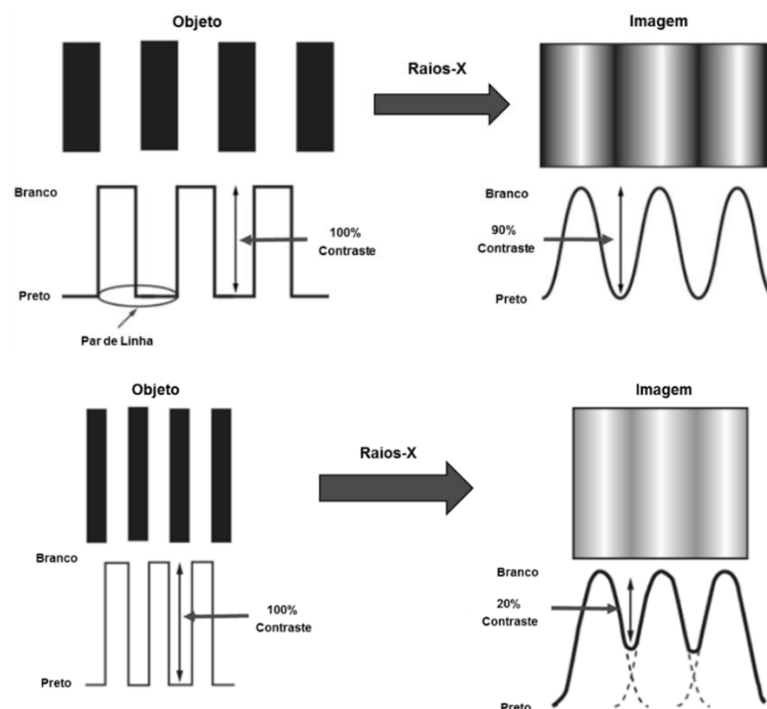


Figura 32: Comparação e representação dos valores de contraste para diferentes frequências espaciais.

Uma medição mais sofisticada da resolução espacial é a função de transferência de modulação (MTF do inglês “*Modulation Transfer Function*”), que descreve a capacidade do detector em transferir a modulação do sinal de entrada em uma frequência espacial no sinal de saída. Em outras palavras, o MTF é uma medida de sua capacidade de transferir contraste em uma resolução específica do objeto para a imagem. Assim, os objetos de diferentes tamanhos e opacidades são mostrados na imagem com diferentes valores de tons de cinza (Figura 33).

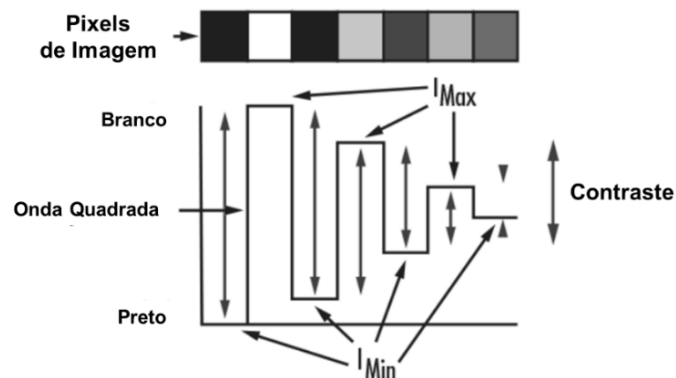


Figura 33: Contraste expresso como uma onda quadrada. Fonte: Edmund Optics.

A perda de definição da imagem radiográfica pode ser causada principalmente por: movimento, fatores característicos do objeto, tamanho do ponto focal do tubo de raios X, radiação espalhada e limitações do receptor. A Figura 34 apresenta, a partir de uma imagem normal a variação de borramento devido à perda de resolução em uma imagem.

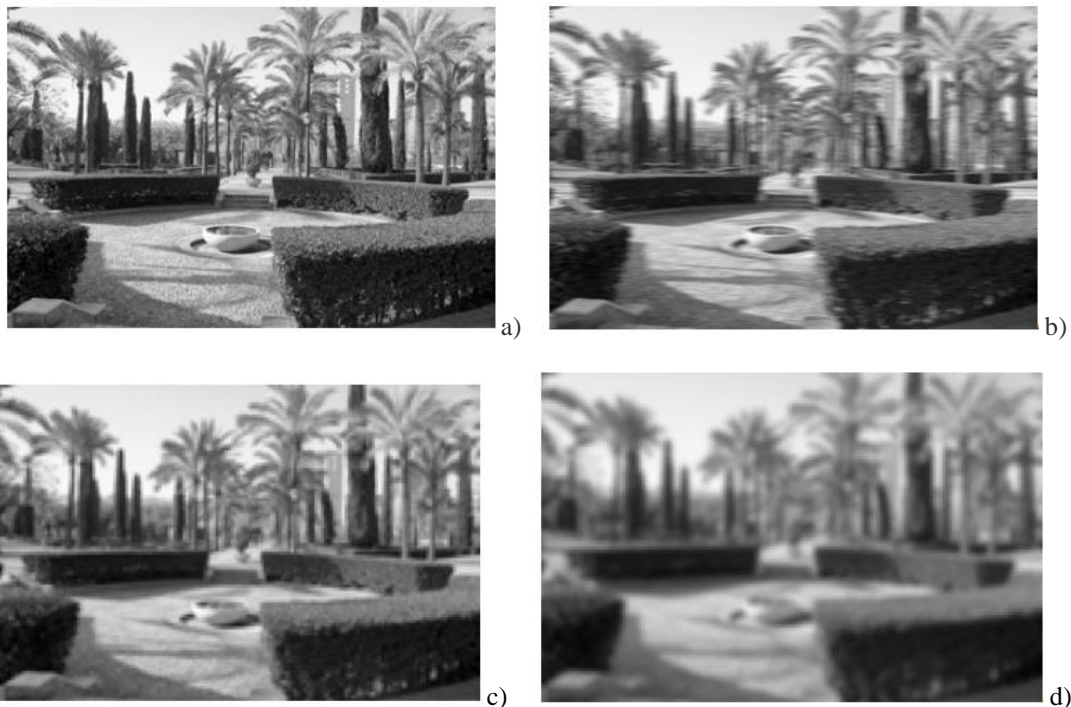


Figura 34: a) Imagem normal, b) Borramento por movimento; c) Borramento devido às limitações do detector; d) Imagem com muito borramento Fonte: <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia>.

A resolução espacial de uma imagem pode sofrer melhorias a partir do uso de filtros de imagem para realce de bordas (Figura 35) bem como da correta utilização de dispositivos de exibição de imagem digitais de muitos megapixels (Figura 36).

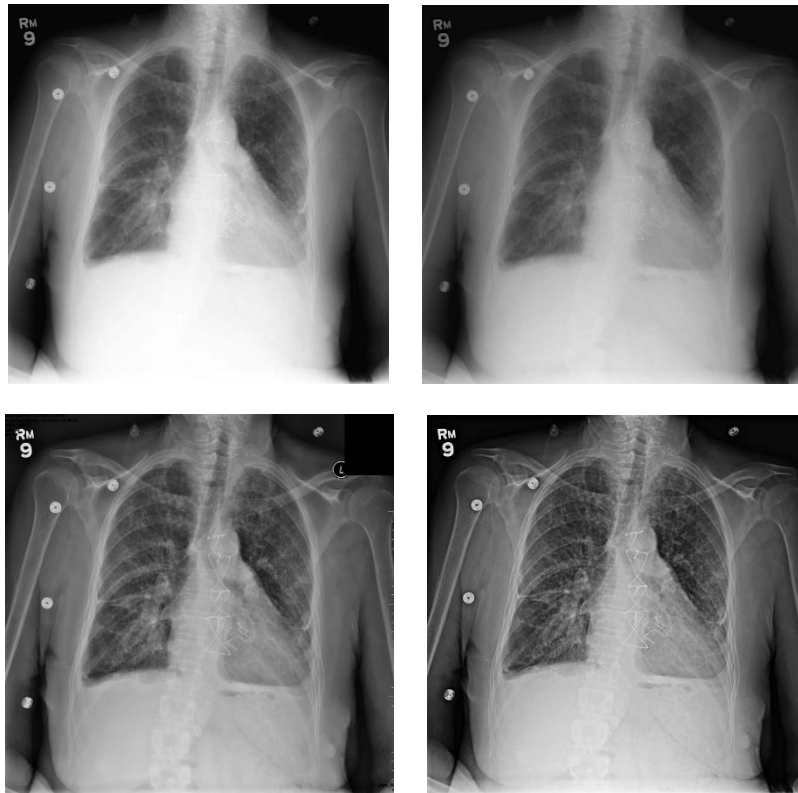


Figura 35: Da esquerda para direita observe a melhoria da qualidade de imagem a partir da aplicação de uma gama na escala de tons de cinza e filtros de restauração de bordas. Fonte: Flynn M, 2008.

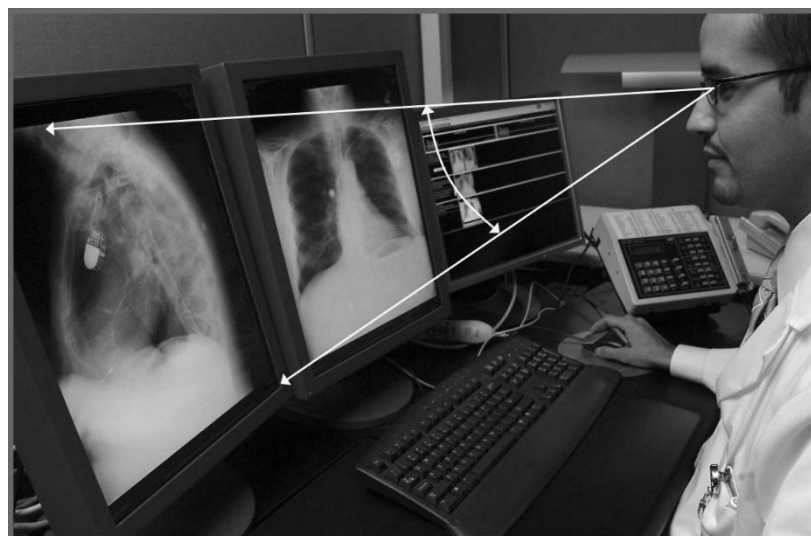


Figura 36: Monitores digitais de tela plana para uso médico são identificados pelo número de pixel. Um monitor de 3 megapixel terá um arranjo aproximado de 1.500×2.000 pixels, atenção particular deve ser dada com relação a distância do monitor, ângulo e campo de visão. Fonte: Flynn M, 2008.

Artefatos na Imagem Digital

Artefatos em imagens digitais podem ter origem tanto nos equipamentos de aquisição (por exemplo, sistema de raios X, grade ante espalhamento, leitor de placas de imagem, etc.) como também no software de processamento da imagem (por exemplo, falhas em algoritmos) ou ainda os já conhecidos artefatos convencionais como movimento, posicionamento, objetos radiopacos, dentre outros. Os artefatos em radiologia computadorizada podem surgir principalmente pela manipulação irregular das placas de imagem ou pelo do scanner digitalizador de imagens. Os mais comuns são os defeitos nas placas de imagens (arranhões), artefatos temporários que provavelmente são causados por poeira, sujeira ou imagens fantasmas (não apagadas), conforme Figuras 37 e 38.

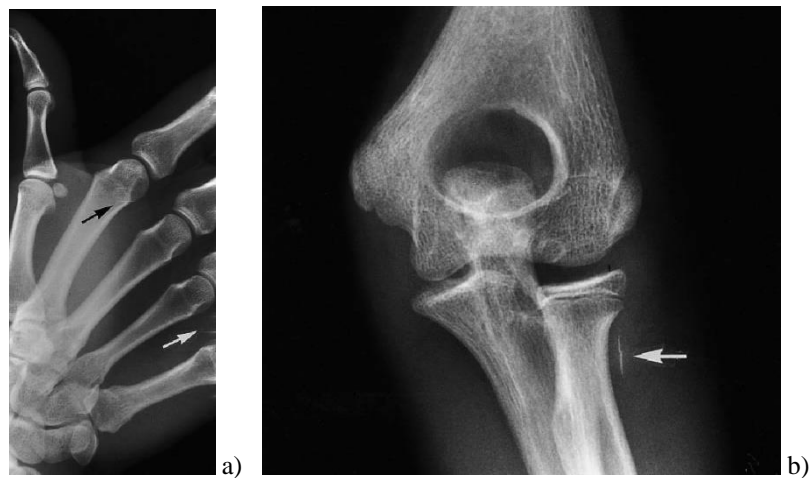


Figura 37: Fissuras geradas devido ao encurvamento das placas de imagem ao passarem pelo scanner digitalizador. Este artefato poderia ser confundido como uma lesão se estivessem sobre a estrutura óssea. A placa de imagem deve ser substituída quando ocorrerem rachaduras em áreas clinicamente úteis. Fonte The British Journal of Radiology.

Artefatos produzidos por poeira podem ser corrigidos facilmente com limpeza adequada, a menos que a poeira esteja no sistema óptico do scanner de radiologia computadorizada, neste caso deve ser solicitada manutenção técnica especializada.

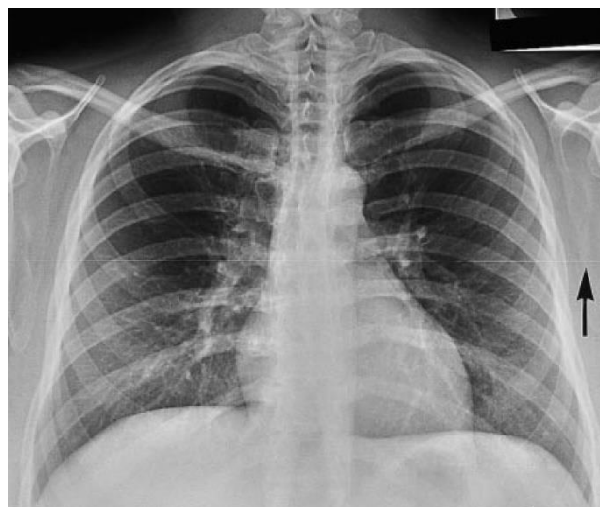


Figura 38: Artefato gerado por sujeira no conjunto óptico do scanner de imagem. Realizar limpeza do guia de luz do tubo fotomultiplicador. Fonte AAPM Report 151.

O aparecimento de imagens fantasmas em radiologia digital ocorre devido à eliminação incompleta de uma imagem anterior no detector de imagem (Figura 39). Ela pode ocorrer devido ao desgaste das placas de imagem ou devido a problemas nas lâmpadas de apagamento em sistemas de radiologia computadorizada bem como esse artefato pode ser apresentado devido ao excesso de dose no exame anterior.



Figura 39: Imagem bilateral de joelho. a) Erro de apagamento da placa de imagem; b) Excesso de dose no exame anterior.
Fonte The British Journal of Radiology e AAPM Summer School.

As imagens digitais são obtidas como um conjunto de dados brutos. No processamento, as imagens são manipuladas “para a apresentação” da imagem. Antes de uma imagem estar preparada “para o processamento”, várias manipulações na saída do receptor de imagem podem ser necessárias para corrigir possíveis artefatos. Estes artefatos podem ocorrer em função linhas e colunas de pixels danificados. Um único pixel, uma linha ou uma coluna normalmente não irá interferir com o diagnóstico. No entanto, muitos destes defeitos devem ser corrigidos. Algoritmos específicos de correção para cada tipo de receptor de imagem digital empregam técnicas de interpolação para atribuir valores digitais para cada pixel, linha ou coluna danificados (Figura 40).

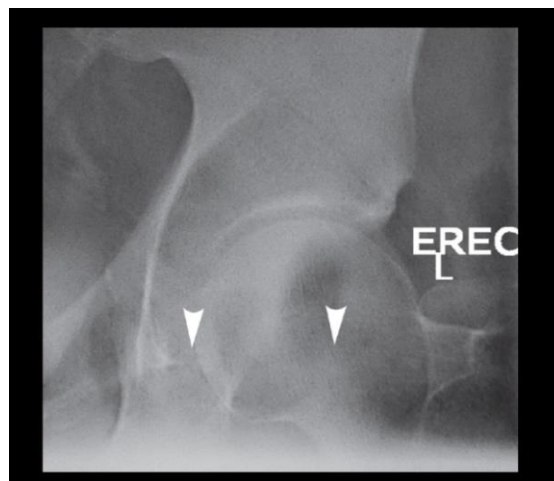


Figura 40: Linha de pixel morto em um detector de tela plana. Adquirir um novo mapa de correção de pixel morto resolve este artefato. Fonte AAPM Report 151.

A presença de objetos radiopacos também pode contribuir para o erro de processamento da imagem conforme apresenta a Figura 41.

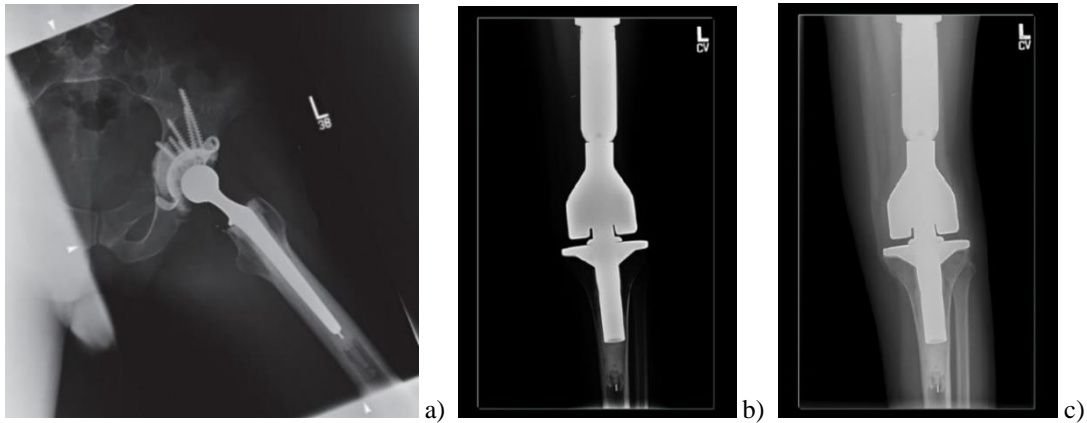


Figura 41: a) e b) Imagens com falha no algoritmo de identificação de valores de interesse ou reconhecimento de dados de exposição; c) Imagem reprocessada. O algoritmo de processamento identificou que o formato linear da prótese indicava fim da área de exposição e aplicou a ferramenta de mascaramento. Fonte AAPM Report 151 e AAPM Summer School.

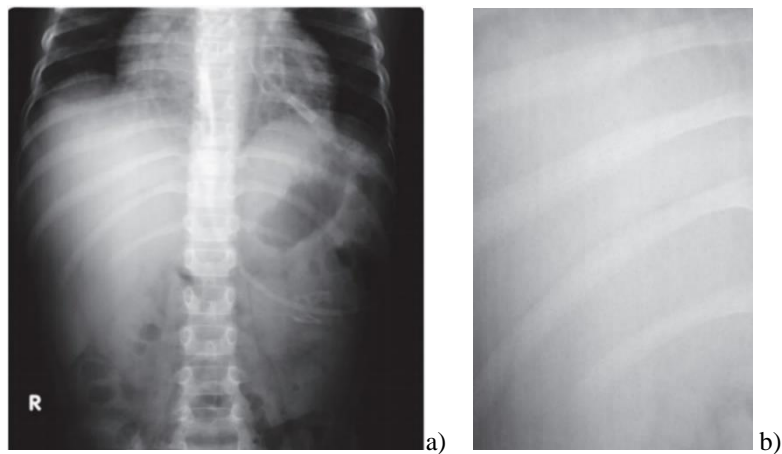


Figura 42: a) Linhas da grade antiespalhamento presentes na imagem e b) Visualização detalhada das linhas de grade. Fonte AAPM Report 151.

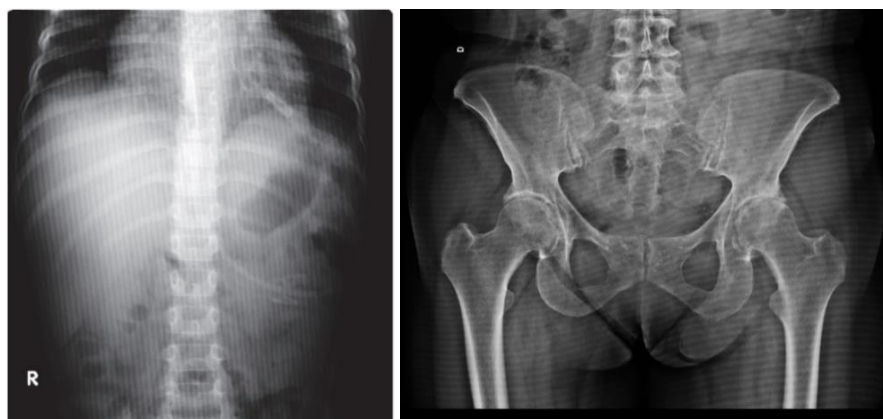


Figura 43: As linhas de grade também podem causar interferências no processamento da imagem (Efeito Moiré). Fonte: AAPM Report 151.

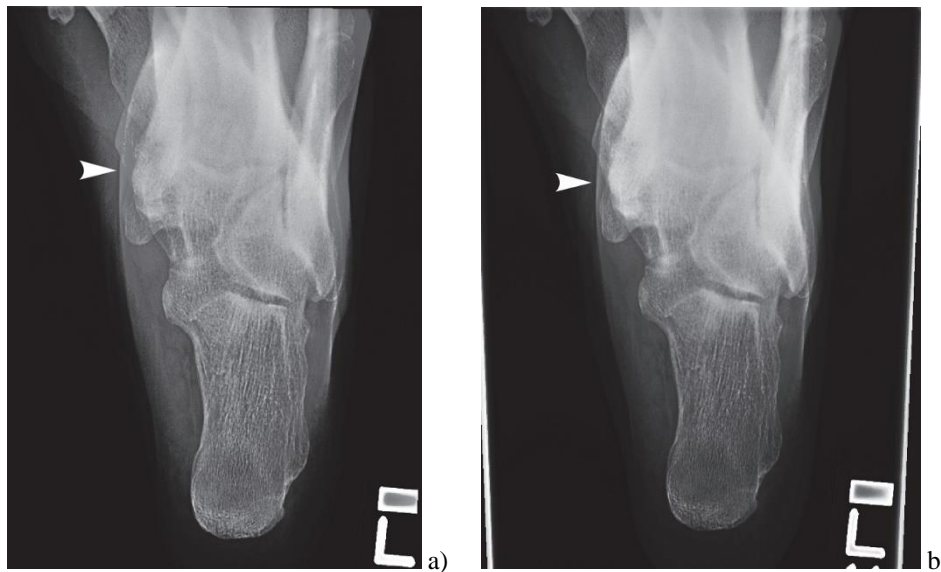


Figura 44: a) Saturação de imagem resultante da aplicação excessiva de filtro de pós-processamento; b) O ajuste das configurações de processamento da imagem eliminou o artefato. Fonte: AAPM Report 151.

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] AAPM. *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. Report of AAPM Task Group 10. Outubro, 2006.
- [2] AAPM. *An Exposure Indicator for Digital Radiography*. Report of AAPM Task Group 116. Julho, 2009.
- [3] AAPM. *Ongoing quality control in digital radiography* Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 151. Novembro, 2015.
- [4] BUSHONG, S. C. *Ciência, Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção*. Tradução da 9ª. edição, Elsevier Editora Ltda., São Paulo, 2010.
- [5] Bushberg J. *The Essential Physics of Medical Imaging* 3rd Edition, Kindle Edition
- [6] Curry T. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology* Fourth Edition, 1990;
- [7] Gonzalez R. *Processamento de Imagens Digitais*, 1ª Edição, Blucher, 2000.
- [8] Koner M. *Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview*, Radiographics, 2007;
- [9] SPRAWNS. Perry www.preerysprawns.org
- [10] Seeram E. *Digital Radiography: Physical Principles and Quality Control* Second Edition, Springer 2019

CAPITULO III - BASES TECNOLÓGICAS DA FLUOROSCOPIA

Introdução

Neste capítulo serão apresentadas as bases físicas relativas à fluoroscopia, os processos de formação de imagens, mecanismos de detecção e controle de exposição. A principal função da fluoroscopia é gerar imagens em tempo real para avaliação de processos dinâmicos à medida que eles ocorrem. Existem três concepções de equipamentos que fazem uso do princípio de fluoroscopia, sendo eles o telecomandado, o arco cirúrgico e o angiógrafo.

Histórico

A fluoroscopia foi desenvolvida por Thomas A. Edison, em 1896, um ano após a descoberta dos raios X por Wilhelm Konrad Röntgen e, desde então, tem sido muito utilizado em procedimentos cirúrgicos e de diagnóstico, pois fornece um suporte dinâmico e visual durante os procedimentos de imagem.

Nos primeiros equipamentos utilizados, a tela fluoroscópica ficava atrás do paciente, sendo segurada e manipulada pelo médico, o qual ficava exposto ao feixe primário de raios X, pois não dispunha de qualquer proteção. O médico usava apenas um capuz, cobrindo-lhe o rosto, com o objetivo de melhorar a visualização da imagem fluoroscópica, evitando a interferência da luz externa. O procedimento era executado em uma sala escura já que uma imagem produzida desse modo possui menos brilho que um objeto visto sob a luz do dia. A imagem obtida era gerada através do feixe de raios X que passava pelo paciente e era detectado na tela fluorescente.

Mais tarde, passou-se a utilizar a tela presa à mesa, porém os médicos continuavam expostos ao feixe primário, já que continuavam permanecendo junto ao paciente durante o procedimento, sem qualquer proteção. A partir do conhecimento dos efeitos biológicos causados pela radiação ionizante, o equipamento de aquisição de imagens foi modificado para a redução de exposição de radiação. A imagem fluoroscópica era obtida pelos médicos através de espelhos, fato este que os protegia do feixe primário. Este tipo de fluoroscopia com o passar dos anos foi sendo gradualmente substituída pela fluoroscopia de imagem intensificada. Com a criação dos tubos intensificadores de imagem, em 1948, as imagens passaram a ser vistas por meio de um monitor de televisão, o que permite aos usuários visualizar com maior facilidade, além de evitar a exposição ao feixe primário. Na década de 70, uma iniciativa de um grupo de pesquisa de Físicos em Medicina da Universidade de Wisconsin e da Universidade do Arizona iniciaram, independentemente, estudos sobre fluoroscopia digital. A ideia consistiu em substituir a câmera de vídeo por um CCD (do inglês, *charge-coupled device*, dispositivo de carga acoplada). Isso evoluiu junto aos fabricantes da modalidade. A melhoria mais recente ocorreu na década de 90, com os receptores de imagem de placa plana (*flat detector*), seguindo a tendência da radiografia digital e fazendo uso de compostos de iodeto de césio (CsI)/amorfo e detectores de silício.

A facilidade da era digital faz a atenção das pesquisas se voltarem aos critérios de segurança do trabalhador e do paciente, além do cuidado diferenciado quanto à qualidade da imagem diagnóstica.

BASES TECNOLÓGICAS

Princípio de Formação da Imagem

Os equipamentos de fluoroscopia são dotados de um tubo de raios X, normalmente localizado abaixo da mesa, e um intensificador de imagens localizado acima, porém, em alguns destes equipamentos esta disposição é invertida. Os tubos que fazem parte dos equipamentos de fluoroscopia são similares aos de radiografia, entretanto, existem algumas particularidades importantes a serem salientadas. Na fluoroscopia, o tubo de raios X é projetado para operar por longos períodos de tempo, funcionando com correntes que variam de 0,1 mA a 1000 mA. Em ambas as técnicas, o controle da tensão aplicada (kVp) depende da espessura (e densidade) da parte do corpo a ser radiografada, sendo que esse controle é mantido automaticamente.

A seleção das características do tubo emissor de radiação varia, dependendo da aplicação clínica específica. Para sistemas de radiografia e fluoroscopia, temos um tamanho de ponto focal fino (0,3–0,6 mm). O foco grosso (1,0–1,2 mm) é empregado quando altas correntes de tubo são necessárias para o registro de imagens. Existem casos específicos de alguns equipamentos que trabalham com até três focos. Para aplicações clínicas envolvendo angiografia e procedimentos intervencionistas, características adicionais do tubo de raios X tornam-se importantes. Devido aos requisitos de registro de imagem (modo *cine*), os tubos precisam de um sistema de arrefecimento mais efetivo para dissipação do calor gerado em função da alta carga transportável utilizada. Para melhorar a dissipação de calor, pode ser usada a rotação do ânodo de alta velocidade, acima de 10.000 rpm. Além disso, um trocador de calor de água ou óleo com ventiladores de resfriamento é comumente instalado.

As antigas telas fluoroscópicas, bem como os tubos intensificadores de imagem, convertem a imagem dos raios X em luz visível. Entretanto, este último dispositivo o faz por intermédio de um complexo sistema eletrônico, que amplia o sinal, e que é referido como intensificador de imagem.

Intensificação de Imagem

O tubo intensificador de imagem, ilustrado na Figura 1, tem seus componentes contidos em um invólucro de vidro e metal, que assegura a resistência mecânica e onde é mantido vácuo. Este componente tem a função de converter os raios X de baixa intensidade, provenientes do paciente, em luz visível de alta intensidade. O tubo intensificador de imagem pode ter diâmetro de 23 cm, os quais são utilizados para visualização de regiões menores como o coração, até diâmetro de 57 cm, usados para cobrir grandes áreas como o abdômen.



Figura 1: Tubo intensificador de imagem de alta resolução Fonte: Woobarst Physics of Radiology Ed. Boston 1993

A radiação proveniente do tubo de raios X atravessa o paciente, passa pela grade antidifusora e incide sobre o tubo intensificador. Quando isso ocorre, os fótons são transmitidos através da estrutura do tubo intensificador (tela de entrada), incidindo no fósforo de entrada, geralmente composto por iodeto de cério (CsI) com uma espessura entre 200 à 400 μm . Os cristais de CsI são distribuídos em forma de pequenas agulhas orientadas verticalmente ao campo de radiação, com intuito de reduzir a dispersão do feixe de raios X e melhorar a resolução espacial. Ao interagir com o fósforo de entrada, os raios X são convertidos em luz visível em um processo similar ao que ocorre nas telas intensificadoras (écran) dos sistemas tela filme em radiografia.

Os fótons de luz emitidos são absorvidos pelo fotocátodo, que é uma fina camada adesiva transparente unida ao fósforo de entrada, composta de cério e antimônio (Figura 2). A incidência da luz emitida pelo fósforo de entrada no fotocátodo faz com que este libere elétrons em quantidade proporcional à intensidade da luz incidente.

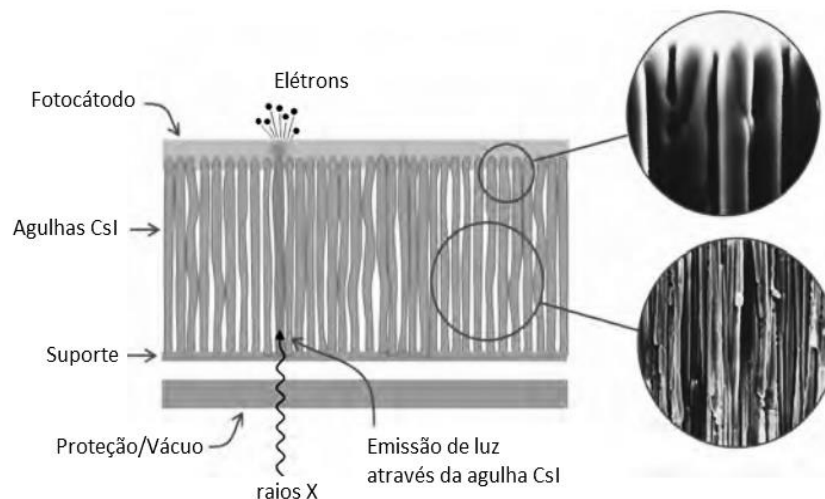


Figura 2: Diagrama da conversão dos fótons de raios X em fótons de luz visível e em elétrons, através da estrutura fósforo de entrada-fotocátodo. Fonte: Bushberg, The Essential Physics of Medical Imaging.

Para acelerar os elétrons emitidos do fotocátodo em direção ao anodo (positivo) junto ao fósforo de saída é aplicada uma diferença de potencial através do tubo intensificador, entre o fotocátodo do fósforo de entrada e o anodo do fósforo de saída, de aproximadamente 25.000 V.

O fósforo de saída é composto de cristais de sulfeto de zinco-cádmio (ZnCdS) de dimensões menores dos que os utilizados no fósforo de entrada (CsI), e área total também menor. Desta forma, além da superfície curva da extensa tela de entrada do tubo intensificador, existem lentes de foco eletrostático ao longo do comprimento desse tubo, de forma a manter o padrão dos elétrons emitidos pelo fotocátodo concentrado no pequeno fósforo de saída. Neste processo, a energia cinética dos elétrons é ampliada ao chegarem ao fósforo de saída. A interação entre os elétrons acelerados com o fósforo de saída produz uma grande quantidade de fótons de luz (Figura 3).

A emissão de luz no fósforo de saída tem um brilho milhões de vezes maior do que no fósforo de entrada. Isto, ocorre em parte por causa de seu pequeno tamanho e em parte pela a energia adicional liberada aos elétrons acelerados no tubo intensificador de imagem.

Após o fósforo de saída, a luz (imagem óptica) ainda passa por uma lente para colimar a luz divergente do fósforo de saída em um feixe quase paralelo que passará por um diafragma para restringir o campo de luz, e finalmente passará através de outra lente responsável por focalizar a imagem para o sistema de vídeo ou CCD/CMOS. Na Figura 3 está representada a conversão dos raios X em luz visível, bem como seus componentes em um tubo intensificador de imagens.

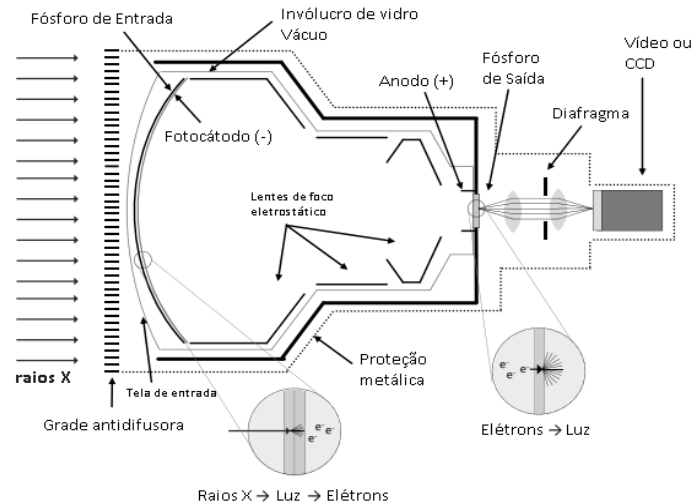


Figura 3: Diagrama de funcionamento de um tubo intensificador de imagem. Fonte: Bushberg

Visualização da Imagem

Para a visualização da imagem, é preciso que uma câmera sensível à luz, como um sistema de vídeo ou sistema de estado sólido como CCD seja acoplado ao fósforo de saída do tubo intensificador de imagem. Entretanto, é importante observar que a superfície sensível dessa câmera deve ter o mesmo tamanho do fósforo de saída ao qual será conectado, que varia, em geral, de 2,5 cm a 5 cm. A câmera de vídeo ou o CCD serve para converter o sinal luminoso em sinal elétrico, que será enviado para um ou mais monitores de televisão (Figura 3).

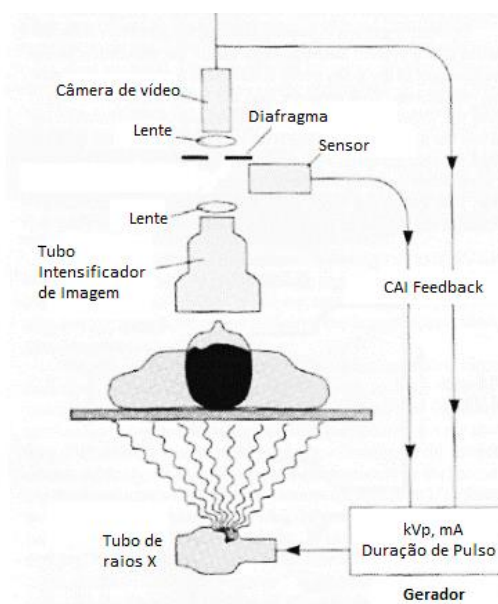


Figura 3: Visualização da imagem e o monitor de televisão. Fonte: Adaptado de WOLBARST

Flat Panel Detector (FPD)

Os sistemas de fluoroscopia com receptor de imagem *FPD* (do inglês *Flat Panel Detector*, Detector em Painel/Placa Plano) estão em crescente maioria nos laboratórios de cateterismo. O sistema é composto de iodeto de céscio (CsI)/amorfo e detectores de silício, similar aos sistemas utilizados em radiografia digital. O tamanho menor da cadeia de imagem em sistemas com receptor de imagem *FPD* permite movimentos mais flexíveis durante os procedimentos. Além disso, os sistemas *FPD* não requerem uma câmera de vídeo para produzir um sinal eletrônico para o monitor. Por seu desenho, o *FPD* produz um sinal eletrônico digital, que representa a intensidade dos raios X que atingem cada elemento detector no *FPD* de estado sólido. Além disso, todo o processo é digital, o que reduz o ruído da imagem causado por componentes eletrônicos.

Sistemas de Geração e Controle de Intensidade (CAI)

Os sistemas em fluoroscopia dispõem de controle automático de intensidade para fornecer uma intensidade de sinal constante no receptor de imagem, independente da espessura/densidade do paciente, energia do tubo de raios X, distância ponto focal-receptor de imagem ou qualquer outro fator que ofereça variação na taxa de kerma que chega no receptor de imagem. O controle automático de intensidade, como denominado o controle automático de exposição em fluoroscopia e radiologia intervencionista, pode fazer uso de um sensor específico (Figura 3) para determinar os parâmetros técnicos do equipamento para execução do procedimento - tipo fotodiodo ou um tubo fotomultiplicador ou, mais comumente, o sinal da câmera de vídeo ou o próprio *FPD*. O ajuste automático dos parâmetros técnicos é baseado em curvas de rendimento preestabelecidas para manter a relação sinal-ruído (SNR) da imagem constante quando possível. Nos atuais equipamentos o ajuste automático não se limita ao kVp ou mA. Incluem filtração adicional de alumínio ou cobre, largura de pulso, entre outros.

O projeto do gerador em equipamentos de fluoroscopia é semelhante ao dos geradores usados para radiografia, porém com baixa corrente contínua do tubo ou exposição rápida pulsada. Os tipos de geradores que podem ser usados para fluoroscopia incluem monofásico, trifásico e alta frequência. Para alguns geradores que fornecem exposição radiográfica e fluoroscópica, a operação trifásica pode ser usada para radiografia e operação monofásica para fluoroscopia.

Critérios que devem ser considerados ao selecionar um tipo de gerador para equipamento fluoroscópico incluem tempo de exposição e reprodutibilidade, tamanho do gerador e custo. Para sistemas com fluoroscopia pulsada ou aquisição em cine (gravação), um pulso de curta exposição é essencial para minimizar o borramento da imagem em função do movimento da estrutura estudada. A reprodutibilidade da exposição é crítica para sistemas fluoroscópicos com DSA (do inglês *Digital Subtraction Angiography*, angiografia por subtração digital), pois diferenças na tensão do tubo entre a máscara e as imagens com contraste podem causar prejuízo na imagem de subtração.

Os geradores de alta frequência fornecem reprodutibilidade de exposição superior, além de serem mais compactos, menor preço de compra e baixos custos de manutenção. Como resultado, os geradores de alta frequência são mais comercializados atualmente. O sistema CAI está diretamente ligado ao gerador de raios X fluoroscópico, que atua para manter a relação sinal-ruído geral da imagem em um nível constante, obtido ajustando automaticamente as configurações de kVp e mA conforme necessário para manter o nível de exposição aos raios X na entrada do receptor de imagem.

Sistemas de Colimação

O colimador contém vários conjuntos de lâminas radiopacas, compondo um obturador (Figura 4), que define a forma do feixe de raios X. Dois conjuntos de lâminas estão geralmente presentes dentro do colimador: redondo e retangular. A íris (colimador redondo) conforma o feixe de raios X ao *FOV* (do inglês *Field of View*, campo de visão ou tamanho de campo), e as lâminas retangulares podem ser adicionadas ao campo para reduzir ainda mais o campo irradiado do feixe de raios X. O colimador possui um sistema para limitar automaticamente o campo irradiado a um valor não superior ao *FOV*, em função do modo de ampliação ou distância entre a fonte e a imagem. No entanto, pode ser benéfico para o operador colimar ainda mais o feixe para a área de interesse clínico.

A colimação reduz o volume de tecido exposto, resultando em redução da radiação espalhada e melhor contraste da imagem. Também contribui para o controle automático de intensidade em regiões de alto contraste, reduzindo o brilho de regiões de baixa atenuação, como perto da borda do corpo do paciente. Além disso, a restrição dos raios X para a área de interesse clínico reduzirá a dose total do paciente, minimizando a exposição direta e a exposição dispersa a órgãos sensíveis que possam estar adjacentes ao feixe.



Figura 4: Imagem dos sistemas colimadores de angiógrafos. Fonte: O Autor (esquerda); RPOP IAEA (direita)

Tamanho de Campo (*FOV*) e Ampliação

Os sistemas de fluoroscopia oferecem a aquisição de imagens em multicampo, variando de 10 cm a mais de 40 cm de diagonal ou diâmetro de *FOV*, dependendo da configuração do equipamento. Em um sistema com intensificador de imagem típico, podemos trabalhar com *FOV* de 17/23/31 cm.

O maior *FOV* disponível em um equipamento está relacionado ao tamanho físico do fósforo de entrada (diâmetro) ou FPD (diagonal). Ao alterar a operação de um equipamento de um *FOV* maior para um *FOV* menor, é perceptível a ampliação da imagem.

Para sistemas com intensificador de imagem esta ampliação é produzida aumentando as tensões aplicadas às lentes de foco eletrostático do intensificador de imagem, resultando na focalização dos elétrons acelerados do fósforo de entrada em uma área menor e centralizada no fósforo de saída. Quanto mais ampliada é a imagem, menor é a área no fósforo de entrada. Desta forma, poucos fotoelétrons incidem no fósforo de saída (Figura 5). O resultado é uma imagem mais escura. Para manter a mesma intensidade, o mA do tubo de raios X será aumentado pelo controle automático de intensidade do sistema, que elevará então a dose no paciente e a fluência de elétrons do intensificador de imagem. Para sistemas FPD, os níveis de dose de radiação para o paciente poderiam ser potencialmente os mesmos para todos os FOVs, uma vez que a eletrônica do receptor de imagem é totalmente digital. No entanto, a ampliação da área de superfície torna o ruído da imagem mais aparente aos olhos do observador. Com isto, a maioria dos fornecedores de sistemas FPD aumenta a taxa de dose no receptor de imagem conforme reduz o FOVs, para reduzir esse ruído da imagem.

Em ambos os sistemas, FDP ou intensificador de imagem, o colimador ajusta automaticamente o tamanho da área irradiada ao FOV, considerando ainda as possíveis alterações na distância entre a fonte e o receptor de imagem (em inglês *source-to-image-receptor-distance*, *SID*). Já a colimação dentro do FOV ativo é função do operador durante os procedimentos/exames.

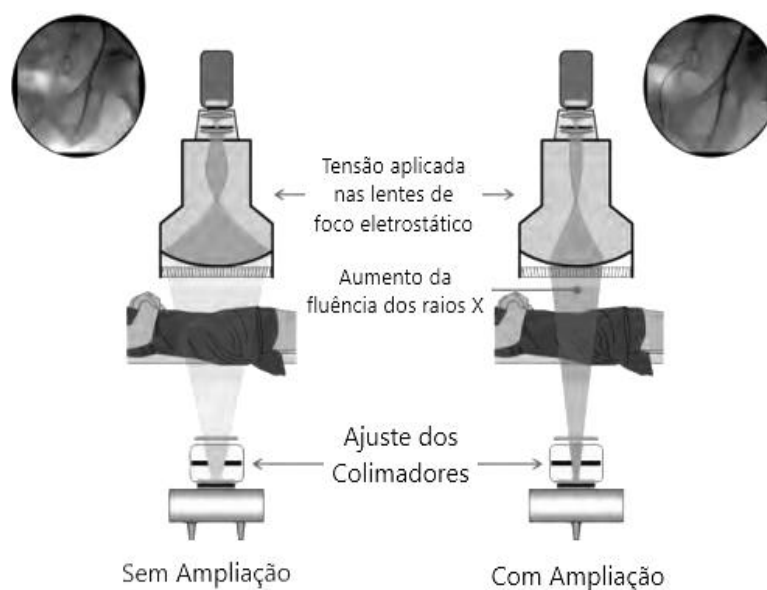


Figura 5: Modos sem ampliação (esquerda) e com ampliação (direita). Fonte: Bushberg.

Um FOV maior é apropriado para estudos diagnósticos do sistema digestivo e urinário (região abdominal), bem como para procedimentos endovasculares (abdominal ou membros inferiores). Para procedimentos em cardiologia intervencionista já é comum o uso de FOV até 23 cm, uma vez que a região de interesse (coração) é menor e possibilita maior mobilidade do arco para incidências oblíquas ou quando é utilizado sistemas biplanos.

Filtros

A maioria dos sistemas de fluoroscopia usados para angiografia e aplicações de intervenção também contém filtros de equalização. Esses filtros, também chamados de filtros de contornos ou de cunha, são lâminas parcialmente radioluscentes usadas para fornecer maior ajuste de feixes além da colimação. Os filtros de equalização reduzem o brilho da radiação não atenuada perto da borda do paciente e igualam a exposição da luz à câmera de vídeo ou CCD. Como resultado, eles melhoram a operação do sistema de controle automático de intensidade. Os filtros de contorno são feitos de folhas de chumbo-borracha ou de acrílico. As bordas das lâminas podem ser retas ou moldadas para se adaptarem às partes anatômicas. O material de filtração é adicionado para atenuar os raios X de baixa energia do feixe.

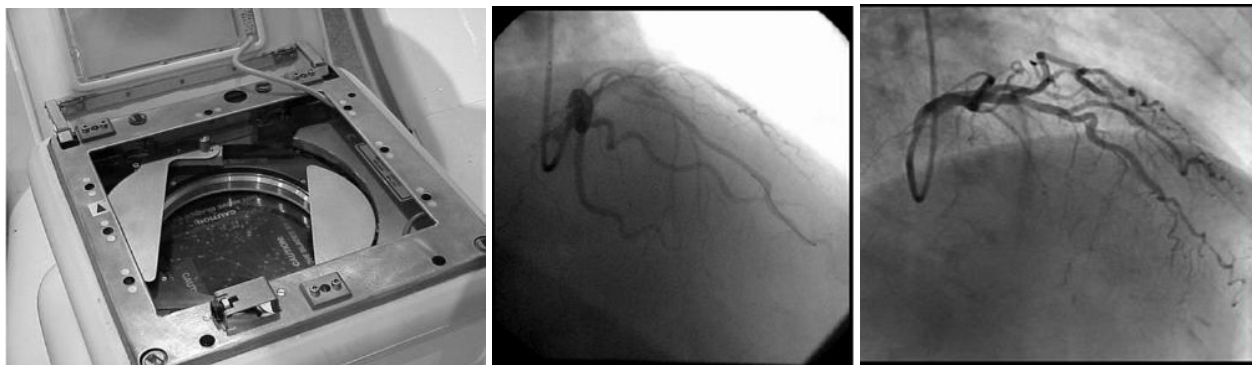


Figura 6: Filtro de equalização em cunha na saída do colimador de um angiógrafo (esquerda). Imagem sem uso de filtro de equalização (centro). Imagem com uso de filtro de equalização (direita). Fonte: RPOP IAEA

Os raios X de baixa energia são absorvidos no tecido do paciente sem serem transmitidos ao receptor de imagem, não contribuindo na formação da imagem e somente aumentando a dose do paciente. Para atenuar a radiação que não contribuirá com a formação da imagem é utilizada a filtração adicional. O alumínio e o cobre são os materiais de filtração adicional mais comumente utilizados. O uso de material de filtração adicional de cobre tornou-se prevalente em sistemas de fluoroscopia usados para procedimentos de alta dose, como angiografia e aplicações intervencionistas.

Grades Antidifusoras

As grades antidifusoras são usadas para melhorar o contraste da imagem, reduzindo os raios X espalhados que atingem o receptor de imagem. No entanto, o uso de grades requer um aumento na exposição à radiação. As razões de grade para fluoroscopia variam de 6: 1 a 10: 1, que é geralmente menor do que as proporções comuns da grade em radiografia (8: 1 a 16: 1). Para fluoroscopia, a remoção da grade pode ser desejável para reduzir a dose do paciente quando a quantidade de dispersão produzida é baixa. A perda de contraste da imagem será mínima quando o tamanho de campo for reduzido ou o paciente ou parte do corpo examinada for pequena, podendo ser bastante aplicado à pediatria. Além disso, uma grade não é necessária se um grande espaço de ar entre o paciente e o intensificador de imagem for necessário para ampliação geométrica, acesso ao paciente ou acesso a dispositivos intervencionistas. Com a grade removida, a exposição do paciente pode ser reduzida em cerca de 50%. Embora alguns sistemas de fluoroscopia permitam a fácil remoção da grade, a retirada da grade pode não ser simples ou mesmo impossível.

Modos de Operação

O controle por computadores dos geradores de raios X mais modernos trouxe grandes vantagens e flexibilidade para os sistemas de fluoroscopia, que podem trabalhar em diferentes modos de operação.

Fluoroscopia Contínua: O modo contínuo é o mais simples dos modos de operação e bastante utilizado em sistemas com intensificador de imagem. O feixe de raios X é acionado continuamente e a câmera de vídeo captura imagens a uma taxa de 25 a 30 quadros/s, de modo que cada quadro é exibido por 40 ou 33 ms (1/25 ou 1/30 s). Uma das desvantagens deste sistema é que qualquer movimento que ocorra do objeto imageado pode desfocar/borrar a imagem fluoroscópica.

Fluoroscopia Pulsada: No modo de fluoroscopia pulsada o gerador de raios X produz pulsos curtos de radiação por segundo. Com isso, o tempo de raios X acionado passa de 33 ms para um intervalo entre 3 a 10 ms, reduzindo o borramento da imagem e a exposição do paciente à radiação. Em procedimentos em que o movimento da região anatômica ou órgão a ser imageado é significativo, como angiografia da carótida, a fluoroscopia pulsada oferece melhor qualidade de imagem reduzindo o artefato de movimento do órgão. Porém, baixas taxas de quadros podem ser prejudiciais para órgãos em movimento muito rápido, como em cardiologia intervencionista pediátrica. É preciso atenção a cada caso desta aplicação. Os equipamentos de fluoroscopia atuais podem oferecer taxas de quadros selecionáveis em 30, 15, 7,5, 3,75 até 0,5 quadros por segundo.

Cine ou Aquisição Digital: Este modo refere-se a operação do equipamento no qual gera-se imagens de alta qualidade para serem gravadas para posterior avaliação. A alta qualidade é garantida com o aumento dos parâmetros técnicos e, portanto, o aumento da dose. Enquanto em modo fluoroscopia a corrente pode ser de 80 a 100 mA, em modo cine essa corrente pode alcançar 800 mA, por exemplo. Os equipamentos modernos oferecem a gravação de imagens também em modo fluoroscopia, o que possibilita a otimização da dose nos procedimentos intervencionistas.

CONFIGURAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA

O equipamento de fluoroscopia evoluiu ao longo dos anos para se tornar mais adaptado para diferentes aplicações clínicas. As configurações básicas incluem mesas de radiografia / fluoroscopia (R/F) com um tubo de raios X sob ou sobre a mesma e arco-C fixo, arco-C móvel e mini arco-C. Cada configuração inclui os componentes básicos da cadeia de imagem fluoroscópica analisados acima, com algumas variações que abordaremos na sequência.

Unidade Radiografia e Fluoroscopia com Tubo de Raios X Sob a Mesa

É utilizado para uma ampla gama de procedimentos diagnósticos e intervencionistas, incluindo procedimentos gastrointestinais, geniturinário, artroplastia, mielografia e implantação de dispositivos diversos. O tubo de raios X e o colimador são montados abaixo da mesa com o tubo intensificador de imagem montado acima da mesa, em um sistema que pode ser deslocado sobre o paciente. Além da corrente de imagem fluoroscópica padrão, os sistemas R/F incluem um tubo de raio X que pode ser usado para radiografias regulares com um *bucky* incorporado na mesa. Outras características comuns incluem uma mesa basculante e dispositivos de gravação de imagens (modo cine).



Figura 7: Equipamento de fluoroscopia com tubo de raios X sob a mesa de exames.

Fonte: General Electric Healthcare

Unidade Radiografia e Fluoroscopia com Tubo de Raios X Sobre a Mesa

As aplicações clínicas deste sistema são semelhantes às dos sistemas R/F de tubo de raios X abaixo da mesa, com alguma flexibilidade adicional. A radiografia pode ser realizada com o mesmo tubo de raios X e um bucky incorporado na mesa. O tubo de raios X pode ser inclinado para adquirir projeções anguladas (Figura 8).

As configurações do tubo acima da mesa resultam em aumento da exposição à radiação para a equipe em sala de procedimentos, em comparação com os sistemas de tubos sob a mesa, uma vez que a radiação dispersa do paciente é mais concentrada na direção do tubo de raios X. Alguns sistemas de tubo sobre a mesa também são equipados para operação remota (telecomandada), de modo que o operador possa realizar o exame por trás de uma barreira física.



a)



b)

Figura 8: a) Equipamento de fluoroscopia com tubo de raios X sobre a mesa b) Comando para operação remota (telecomandado). Fonte: Philips Healthcare

Equipamentos de Cinefluoroscopia (Angiógrafos)

Os sistemas com arco-C fixo permitem a angulação da cadeia de imagem fluoroscópica sobre o paciente em todas as direções. Devido à sua flexibilidade, a configuração do braço C foi incorporada em vários tipos diferentes de sistemas de fluoroscopia. A Figura 9 é um exemplo de uma unidade fixa de braço C montada a partir do teto. Modelos montados no piso também estão disponíveis. O sistema inclui uma mesa de procedimentos com tampo flutuante, que permite ao operador mover o paciente com facilidade enquanto o arco cirúrgico permanece fixo.

Aplicações comuns para unidades fixas de arco-C incluem procedimentos cardíacos, periféricos e neuroangiográficos e intervencionistas. Vários dispositivos de registro de imagem podem ser incorporados, incluindo aquisição de imagem por subtração digital.



Figura 9: Equipamento de cinefluoroscopia (Angiografia). Fonte: Philips Healthcare

Sistemas de fluoroscopia com dois arcos-C também estão disponíveis. Os sistemas biplanos são usados principalmente para salas dedicadas de procedimentos intervencionistas em cardiologia ou neurologia. Usando duas cadeias de imagem separadas, é possível visualizar projeções frontais e laterais do paciente. Além disso, os sistemas biplanos permitem o registro em duas projeções durante uma única injeção de meio de contraste iodado, o que é particularmente importante para pacientes pediátricos para os quais o volume de meio de contraste permitido é limitado. Os sistemas são capazes de movimentar-se individualmente ou simultaneamente (Figura 10).



Figura 10: Equipamento de fluoroscopia com dois arcos-C (biplanos). Fonte: Siemens Healthineers

Unidade de Arco-C Móvel

Unidades móveis de arco-C fornecem imagens fluoroscópicas para procedimentos cirúrgicos ortopédicos e vasculares, além da colocação de dispositivos como marca-passos, cateteres entre outros dispositivos. Alguns sistemas móveis de arco-C também são configurados para procedimentos angiográficos e intervencionistas, com alta taxa de exposição e recursos de imagem de DSA. Como visto na Figura 11, as unidades de arco -C móvel oferecem um design compacto, angulação da cadeia de imagem e registro de imagem por filme ou aquisição de imagem digital.



Figura 11: Equipamento de fluoroscopia móvel. Fonte: Siemens Healthineers.

As unidades móveis de fluoroscopia também foram configuradas com pequenos intensificadores de imagem, com 10 a 15 cm de diâmetro. Esses minis sistemas de arco-C são projetados para obter a imagem de extremidades do corpo, para as quais são necessários apenas baixos níveis de exposição.

Considerações de Dosimetria em Fluoroscopia e Radiologia Intervencionista

Tempo de Exposição: O tempo de exposição (tempo de fluoroscopia) é comumente utilizado como um indicador de dose do paciente em fluoroscopia, já que é uma função amplamente disponível nestes equipamentos. No entanto, está longe de ser ideal, já que pode não considerar grandes contribuintes para a dose do paciente, incluindo o tempo de registro de imagens digitais (modo cine). O tempo de exposição para aquisição digital de imagens em muitos equipamentos não é incluído no tempo total de exposição.

Produto kerma-área (PKA): O PKA representa o produto da dose (em mGy, μ Gy, cGy ou Gy) no centro de um determinado plano do feixe de raios X (por exemplo, a superfície do paciente) multiplicado pela área do campo de raios X naquele plano (em cm^2 ou m^2). O PKA pode ser aferido diretamente, por um medidor de radiação específico instalado na saída do tubo de raios X, ou pode ser calculado a partir de parâmetros operacionais conhecidos. A unidade de PKA é $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, podendo ser encontrado equipamentos com $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ou $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ e outras variações. Esta grandeza fornece um bom índice para estimar o risco estocástico, mas não é diretamente útil para estimar reações teciduais. A lesão da pele está relacionada com a dose máxima na pele (Peak Skin Dose - PSD). Não há atualmente um método para medir ou estimar o PSD em tempo real.

O PKA não depende da distância do plano de medição da fonte de raios X porque a dose diminui de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância e a área do campo irradiado aumenta com o quadrado da distância. Isso mantém o valor do PKA constante a qualquer distância da fonte de raios X.

Kerma no Ponto de Referência de Intervencionista: O $K_{a,r}$ ou dose acumulada refere-se ao kerma no ar acumulado no ponto de referência intervencionista durante todo o procedimento com uso de fluoroscopia. O ponto de referência intervencionista localiza-se a 15 cm abaixo do isocentro do sistema tubo de raios X e receptor de imagem (em direção ao ponto focal do tubo de raios X)⁸. O $K_{a,r}$ é a grandeza que melhor correlaciona a dose na pele do paciente em procedimentos guiados por fluoroscopia, já que todas as contribuições para a dose na pele (isto é, fluoroscopia e o registro da imagem) estão incluídas no $K_{a,r}$.

Otimização em Fluoroscopia e Radiologia Intervencionista

Os procedimentos com uso de fluoroscopia, assim como os demais métodos que fazem uso de raios X, devem ser planejados de forma a gerar a mínima exposição possível tanto do paciente como da equipe de trabalho (princípio da otimização). A formação dos profissionais envolvidos nos procedimentos de radiologia intervencionista deve contemplar aspectos de proteção radiológica. Além disso, os equipamentos emissores de radiação ionizante devem ser submetidos a programas de garantia da qualidade que possibilitem a melhoria contínua dos processos e a redução da exposição às radiações ionizantes a níveis tão baixos quanto possível, minimizando os riscos para o paciente e a equipe médica.

Os quadros abaixo descrevem as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (do inglês International Atomic Energy Agency, IAEA), sobre proteção radiológica aplicáveis à radiologia intervencionista, para a equipe de trabalho e pacientes.

Quadro 1: Dez recomendações para proteção de pacientes em fluoroscopia. Fonte: AIEA

DEZ RECOMENDAÇÕES PARA PROTEÇÃO DE PACIENTES EM FLUOROSCOPIA

1. Maximizar, na medida do possível, a distância entre o tubo de raios X e o paciente;
2. Minimizar a distância entre o paciente e o intensificador de imagem;
3. Minimizar o tempo de fluoroscopia. Arquivar os dados de tempo de fluoroscopia, $K_{a,r}$ e PKA para cada paciente;
4. Usar fluoroscopia pulsada com a menor quantidade de pulsos possível para obter imagens com qualidade aceitável;
5. Evitar expor a mesma região da pele nas diferentes projeções. Mude o ponto de entrada do feixe, girando o tubo em torno do paciente;
6. Pacientes com maior espessura tecidual requerem aumento da $K_{a,r}$;
7. Projeções oblíquas também aumentam a $K_{a,r}$. Note que o aumento da $K_{a,r}$ eleva a probabilidade de dano na pele;
8. Evitar o uso da ampliação. Diminuindo o campo visual para um fator 2, a dose é aumentada em um fator 4;
9. Minimizar o número de quadros e o número de séries a um nível clinicamente aceitável. Evitar usar o modo de aquisição se é possível usar a fluoroscopia;
10. Usar colimação. Colimar o feixe de raios X na área de interesse.

Quadro 2: Dez recomendações para a proteção da equipe de trabalho em fluoroscopia. Fonte AIEA

DEZ RECOMENDAÇÕES PARA A PROTEÇÃO DA EQUIPE DE TRABALHO EM FLUOROSCOPIA

1. Usar dispositivos de proteção. São recomendados aventais plumbíferos de 2 peças para distribuir o peso. Com 0,25 mm de chumbo, a sobreposição na parte da frente será 0,5 mm e de 0,25 mm na parte de trás. (Representa mais de 90% de proteção). Faça uso de óculos plumbíferos com proteção lateral e protetor de tireóide;
2. Lembre-se dos princípios tempo-distância-blindagem: minimize o tempo, maximize a distância o quanto seja possível clinicamente, e use a blindagem;
3. Usar os biombos de teto, as blindagens laterais e os saíotes plumbíferos abaixo da mesa. Eles proporcionam uma redução da radiação espalhada em mais de 90%;
4. Mantenha suas mãos fora do feixe primário de raios X em todo momento, a menos que seja estritamente necessário. As mãos no campo do feixe primário aumentará os parâmetros de exposição (kV,mA) e a dose ocupacional do paciente;
5. Somente 1 a 5% da radiação que incide na entrada do paciente vai para o detector de imagem. Portanto, permanecer do lado oposto ao tubo de raios X pois menos que 1 a 5% da radiação incidente atinge este ponto;
6. Mantenha o tubo de raios X abaixo da mesa, e não sobre ela. Desta maneira a equipe do procedimento receberá menor quantidade de radiação espalhada;
7. Usar dosímetro pessoal, conforme orientação do supervisor de proteção radiológica da instituição. São úteis os sistemas de dosimetria pessoal em tempo real;
8. Atualize periodicamente seus conhecimentos em proteção radiológica;
9. Exponha suas dúvidas sobre radioproteção aos supervisores de proteção radiológica;
10. Lembre:
 - O controle de qualidade dos equipamentos de fluoroscopia permite trabalhar de forma segura;
 - Conheça seu equipamento. Utilizar as características do equipamento de maneira apropriada ajuda a reduzir a dose ao paciente e a equipe;
 - Use bombas injetoras de meio de contraste automáticas.

Quadro 3: Dez recomendações para proteção de pacientes em procedimentos de intervenção em Pediatria. Fonte AIEA

**DEZ RECOMENDAÇÕES PARA PROTEÇÃO DE PACIENTES
EM PROCEDIMENTOS DE INTERVENÇÃO EM PEDIATRIA**

1. Não esquecer:
 - Os órgãos das crianças são mais sensíveis à radiação do que os dos adultos;
 - As crianças têm um tempo de vida maior para os efeitos das radiações se manifestarem;
2. Discutir com os pais antes do exame:
 - Exames radiológicos anteriores a que as crianças foram submetidas;
 - Preocupações relativamente à segurança radiológica;
3. Aumentar o conhecimento das equipas de saúde através do uso de checklists e procedimentos de segurança;
4. Planejar os procedimentos detalhadamente e com antecedência para evitar exposições repetidas e procedimentos inadequados;
5. Proteger a tireóide, mama, olhos e gônadas dos pacientes sempre que possível;
6. Utilizar técnicas otimizadas:
 - Diminuir o número de imagens adquiridas (frames/s ou quadros/s). Diminuir de 7,5 para 3 pulsos por segundo sempre que possível;
 - Remover a grade antidifusora do equipamento em crianças com menos de 20 kg. Utilizar preferencialmente a técnica de air-gap (maior distância do receptor de imagem);
 - Minimizar o tempo de exposição;
 - Minimizar a sobreposição do campo irradiado em aquisições repetidas;
 - Utilizar a menor colimação possível para o procedimento;
7. Utilizar preferencialmente a técnica de registro e envio da última imagem adquirida (“last image hold”) em vez de exposições adicionais, quando for apropriado;
8. Aumentar a distância entre o paciente e o tubo de raios X e diminuir a distância entre o paciente e o receptor de imagem, sempre que possível;
9. Utilizar sistemas de registro e redução de dose dos equipamentos;
10. Após o procedimento, verificar e registrar a dose de radiação.

Reação Tecidual em Pacientes em Procedimentos de Radiologia Intervencionista

Mesmo em serviços qualificados, com política de melhoria contínua de processos, podem ocorrer eventualmente doses elevadas em procedimentos de intervenção. Nestes casos, incluem-se as seguintes situações: Casos clínicos complexos, que podem ser exigidos uma hora ou mais de exposição de fluoroscopia; Região anatômica do paciente a ser avaliada ser muito espessa ou com densidade significativa; Necessidade de imagens de alta qualidade e baixo ruído; Operador do equipamento não possui treinamento para aplicação e/ou treinamento em proteção radiológica; Equipamento emissor de radiação sem controle de qualidade ou não otimizado (ajustado para trabalhar em menor dose possível para o diagnóstico). Em 2006, Rehani e Ortiz-Lopez relataram que a cada seis semanas um caso de paciente com lesão de pele radioinduzida em procedimentos de radiologia intervencionista ingressa nos tribunais dos Estados Unidos. Em atenção a esta situação, o Food and Drug Administration (FDA) publicou um documento para direcionar a atenção para lesões na pele resultantes de intervenções radiológicas complexas e meios para minimizar ou prevenir tais lesões. Neste mesmo sentido, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) formatou informações sobre os riscos em procedimentos de intervenção (acessível em <https://rpop.iaea.org/SAFRAD/About.aspx>), bem como fornece material de treinamento com orientação para intervencionistas (acessível em <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures>). De forma geral, recomenda-se fortemente a observação e registro em prontuário dos descritores de dose – tempo, PKA e $K_{a,r}$ – ao final de todo procedimento que o paciente é submetido. Pacientes que recebem uma exposição a radiação ionizante significativa devem ser acompanhados por até seis semanas após o procedimento. Considera-se uma exposição significativa um valor limiar o qual pode desencadear ações adicionais de gerenciamento de dose. Para procedimentos de radiologia intervencionista em adultos, uma dose de radiação significativa é qualquer um dos descritos na Tabela 1.

Tabela 1: Nível de Ação (Gatilho) para acompanhamento de paciente em radiologia intervencionista Fonte: AIEA*

Grandeza (Sigla)	Nível de Ação (Unidade)	Descrição
Dose Máxima na Pele ($D_{skin,max}$)	3 Gy	A dose máxima na pele (do inglês Peak Skin Dose, PSD) é o melhor indicador de uma potencial reação tecidual. Para sistemas que não exibem essa métrica, os outros níveis de ação devem ser usados. Para sistemas de fluoroscopia que relatam o PSD em mGy, o valor exibido deve ser dividido por 1.000 para converter em Gy
Kerma no Ar de Referência ($K_{a,r}$) (Dose Acumulada)	5 Gy	Para sistemas de fluoroscopia que relatam kerma no ar em mGy, o valor exibido deve ser dividido por 1.000 para converter em Gy
Tempo de Fluoroscopia	60 min	O tempo de fluoroscopia por si só não é um bom indicador para a dose na pele e deve ser registrado como um fator adicional junto com as métricas de dose acima

Grandeza (Sigla)	Nível de Ação (Unidade)	Descrição
Produto Kerma-Área (Produto Dose-Área) (PKA)	500 Gy.cm ²	Para sistemas de fluoroscopia que relatam produto de área de kerma usando unidades diferentes, os seguintes fatores devem ser aplicados para converter em Gy.cm ² : Se exibido em cGy.cm ² ou μGy.m ² , deve dividir o valor exibido por 100. Se exibido em mGy.cm ² , deve dividir o valor exibido por 1.000.
Múltiplos procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia em 1 mês		Idealmente, deve-se levar em conta todos os procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia realizados no paciente, independentemente da instituição médica em que foram realizados

* **Fonte:** Tabela traduzida de “Trigger Levels for Follow-up of Patients to Detect Clinically Relevant Tissue Reactions (update 2022)” da IAEA, disponível em https://www.iaea.org/sites/default/files/22/02/iaea_trigger_levels_2022.pdf

Não significa que uma dose inferior ao nível de ação descrito no quadro acima seja segura ou que uma dose acima deste cause sempre uma lesão. Os níveis de ação são somente um indicador para sinalizar a necessidade de um acompanhamento do paciente com relação ao risco do efeito determinístico.

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] BUSHBERG, J. T The Essential Physics of Medical Imaging - 3ª edição. WILLIAMS & WILKINS: 2012
- [2] CARLTON, R. R.; ADLER, A. M.; Principles of Radiographic Imaging. 3ª edição. Arkansas: 2001
- [3] CURRY, T. S. Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology. 4ª edição. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990.
- [4] IAEA. Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. — Vienna, 2014.
- [5] IAEA. Training Material - Cardiology. Radiation Protection of Patients (RPOP). International Atomic Energy Agency. Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/training-material#14>. Acesso em: 01 out 2022.
- [6] WOLBARST, A. B.; COOK, W. I. Physics of Radiology. 1 edição. Boston: Elizabeth Ryan, 1993.
- [7] LEYTON, F. et al. Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. Rev. Bras. Cardiol. Invasiva [online]. 2014, vol.22, n.1, pp.87-98.
- [8] IAEA. Posters and leaflets about radiation protection. Disponível em <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/posters-and-leaflets>. Acesso em: 03 de outubro de 2022.
- [9] Rehani and Ortiz-Lopez. Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions - keeping them under control. Int J Cardiol. 2006 May 10;109(2):147-51
- [10] IAEA. Safety in Radiological Procedures (SAFRAD). Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/databases-and-learning-systems/safRAD>. em: 03 de outubro de 2022.

CAPITULO IV - BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS APLICADAS A MAMOGRAFIA

Introdução

Neste capítulo serão abordadas as bases físicas aplicada a mamografia, a fim de fornecer subsídios para a compreensão de suas bases tecnológicas. Serão apresentadas as características dos tubos de raios X, espectro das radiações, combinações alvo/filtro, controle de exposição automático, compressão, grades e técnicas de ampliação. Para a compreensão das bases tecnológicas serão elencadas as questões dos tipos de detectores analógicos e digitais. Recomenda-se aos estudantes uma prévia leitura dos capítulos 1 e 2, a fim de fornecer subsídios para o entendimento dos aspectos de detecção da radiação característica para a formação da imagem analógica e digital.

Características do Tecido Mamário

Detectar pequenas calcificações na mama é importante pois microcalcificações são em alguns casos, marcadores precoces de câncer de mama. As diferenças de atenuação entre os tecidos normais e a presença de microcalcificações, exige o uso de equipamentos de raios X projetados especificamente para otimizar a detecção do câncer de mama. As diferenças de atenuação entre tecido normal e o câncer são extremamente pequenas (Figura 1a). O parâmetro de contraste da imagem é maior para menores faixas de energia dos fótons de raios X, em comparação as energias superiores a 30 keV (Figura 1b). Os raios X de menores energias fornecem uma melhor atenuação diferencial entre os tecidos, no entanto, a alta absorção resulta em doses de radiação mais elevadas e longos tempos de exposição.

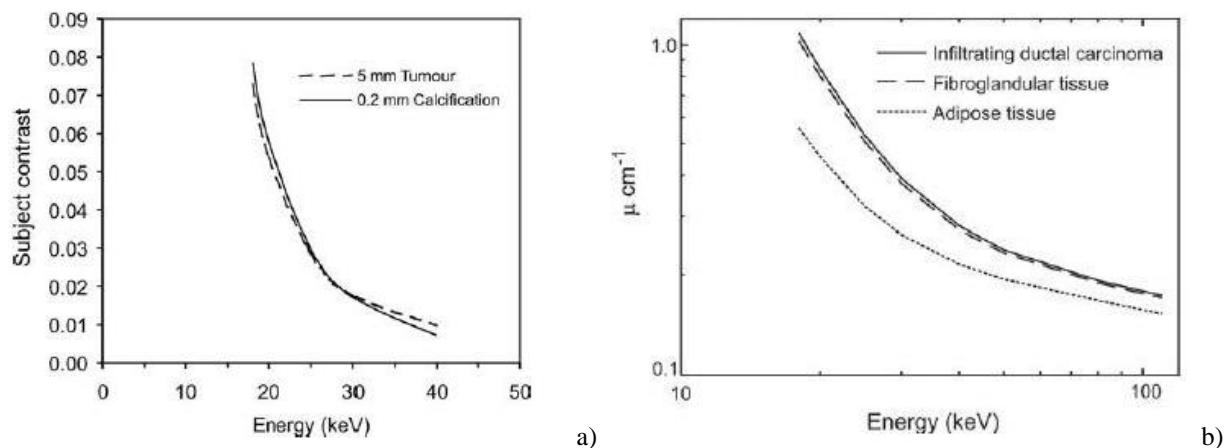


Figura 1: a) Atenuação dos tecidos mamários em função da energia; b) Dependência do contraste com a energia dos Raios-X. Observe que para um carcinoma ductal em relação ao tecido glandular tanto o coeficiente de atenuação como o contraste declinam rapidamente com aumento da energia com respostas muito similares aos tecidos saudáveis. Fonte: IAEA - Diagnostic radiology physics.

Equipamento de Mamografia

A unidade de mamografia consiste em um tubo de raios X e um receptor de imagem montado em lados opostos de um conjunto mecânico. Como a mama deve ser fotografada de diferentes aspectos, o conjunto pode ser girado em torno de um eixo horizontal, conforme mostrado na Figura 2. Para acomodar pacientes de diferentes alturas, a elevação do conjunto pode ser ajustada.

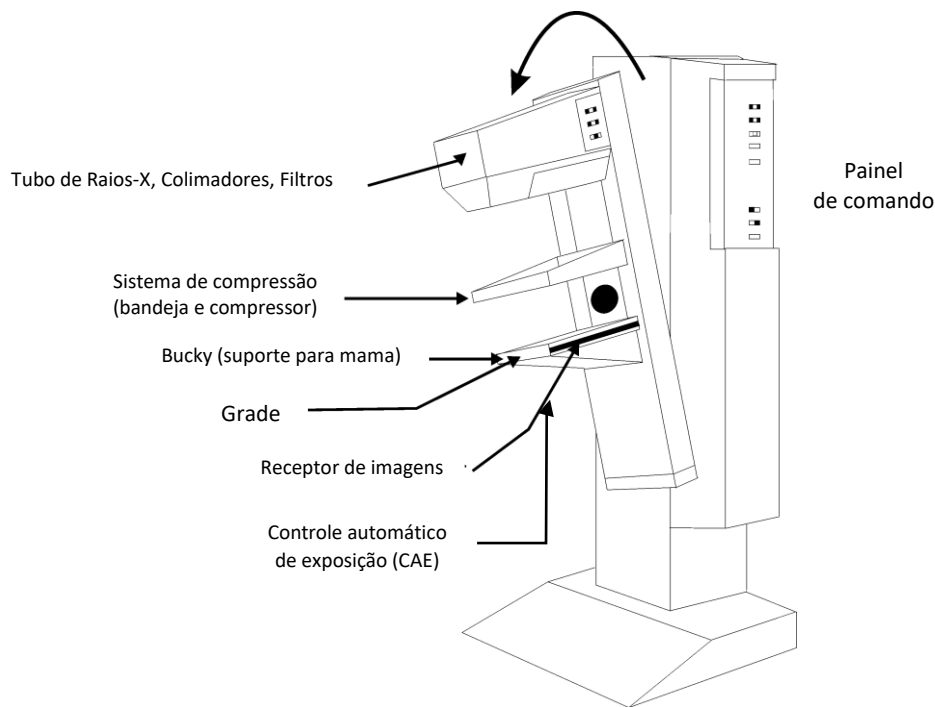


Figura 2: Esquema dos principais componentes de um mamógrafo. Fonte: IAEA, Diagnostic radiology physics.

BASES FÍSICAS

Tubo de Raios X

O tubo de raios X dedicado a mamografia opera com tensão de operação abaixo de 40 kV. O gerador permite o ajuste da corrente de filamento (mA) e o tempo de exposição. A saída da janela do tubo é introduzida uma lâmina de Berílio (Be), que apresenta baixo número atômico ($Z = 4$) e a fina espessura da janela de 0,5 a 1 mm, e desta forma permitir a transmissão dos fótons, barrando apenas os de menor energia abaixo de 5keV (quilo elétron-volt).

Os tubos têm anodos rotativos, com ângulos anódicos que variam 16 a 0 graus, dependendo do fabricante com uma distância do receptor fonte-imagem (SID) de cerca de 65 cm. Para alcançar cobertura de campo adequada no lado anterior do campo, o tubo de deve ser fisicamente inclinado. O ângulo efetivo do ânodo é de pelo menos 22° para a cobertura da área de campo de 24 x 30 cm. A intensidade dos raios X emitidos a partir do ponto focal varia dentro do feixe, com a maior intensidade no lado do catodo do campo projetado e menor intensidade no lado do ânodo, uma consequência de um efeito chamado Efeito anódico (*Heel Effect*). Para uma melhor uniformidade da radiação transmitidas através da mama, o tubo de raios X a a orientação do posicionamento do catodo é sobre a parede torácica do paciente e o anodo sobre a porção anterior do mamilo.

Alvos

A corrente do filamento para o ponto focal grosso (0,3 mm) é tipicamente limitada a 100 mA. Para o ponto focal fino (0,1 mm), a fim de para não superaquecer os alvos Molibdênio (Mo) ou Ródio (Rh) devido às pequenas áreas de interação emprega-se correntes 25 mA. No caso de equipamentos com tubos com ânodos de tungstênio (W) é possível utilizar correntes de filamentos além de 200 mA para o foco grosso e 50 mA no caso de foco fino. A vantagem do alvo de W é devido a um ponto de fusão mais alto em comparação com ânodos Mo e Rh. Os tamanhos nominais do ponto focal de 0,3 a 0,4 mm para mamografias de contato contra a grade e o receptor de imagem e 0,10 a 0,15 mm para ampliação imagem. Nestes casos da mama comprimida contra um suporte de ampliação, que suporta a mama a uma distância do receptor de imagem para fornecer ampliação de imagem geométrica.

Os equipamentos podem produzir um espectro de raios X com picos característicos da camada k, com energias de 17,5 e 19,6 keV para alvos de Mo. No caso de alvos com o elemento Rh os picos de energia são de 20,2 e 22,7 keV. Os alvos de W produzem uma grande fração de raios X característicos da camada l indesejados, com energias entre 8 e 10 keV. A Figura 3 mostra uma a contribuição das radiações de freamento (Breemstralung), características e as compostas por espectros de um tubo de raios X com um alvo Mo e operado por janela a 30 kV.

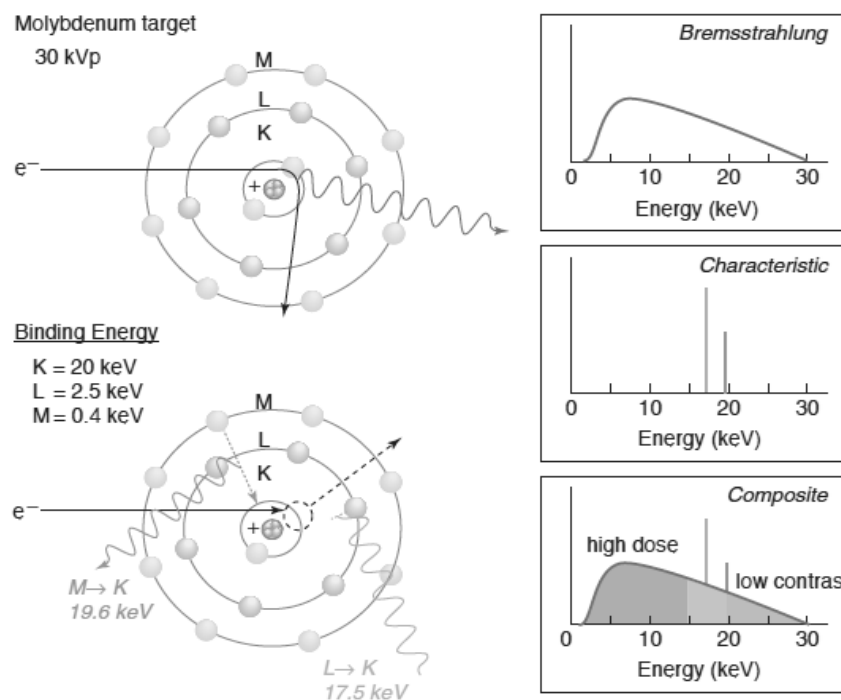


Figura 3: Os espectros de raios X utilizados em mamografia Fonte: Jerrold Bushberg

Filtros

A filtração adicional remove os fótons de menor e maior energia, transmitindo em grande parte as energias desejadas para a detecção. Isso é realizado usando elementos de absorção para camada k entre 20 e 27 keV. Os elementos que possuem essas energias de ligação camada k incluem Mo, Rh e Ag, os quais são moldados em folhas muito finas, da ordem de micrometros, e uniformes para serem usadas como filtros adicionais a saída do tubo.

Um tubo de raios X de ânodo de molibdênio é comumente empregado com um filtro de Molibdênio com 30 a 35 μm de espessura. Este filtro atua como uma janela de energia proporcionando maior atenuação dos raios X tanto em baixas energias quanto acima da borda de absorção de K a 20 keV, enquanto permite que os raios X característicos do molibdênio do alvo e os raios X de energia similar produzidos por Bremsstrahlung passem pelo filtro com eficiência relativamente alta.

Embora os espectros de Molibdênio sejam relativamente adequados para a imagem de uma mama de atenuação média, energias ligeiramente mais altas são desejáveis para imagens de mamas espessas e densas. Como o espectro alvo de molibdênio é tão fortemente influenciado pelos raios X característicos, um aumento na voltagem do tubo por si só não altera substancialmente a forma do espectro (Figura 4 a). A energia média do feixe pode ser aumentada, no entanto, empregando filtros de número atômico mais alto que o molibdênio. Por exemplo, o Ródio (número atômico 45) tem uma borda de absorção de K a 23 keV, proporcionando forte atenuação tanto para raios X acima dessa energia quanto para aqueles com energias substancialmente mais baixas. Usado com um tubo de raios X alvo de molibdênio e kV ligeiramente aumentados, fornece um espectro com penetração aumentada (dose reduzida) em comparação com o Mo/Mo combinação. Um espectro de raios X Mo/Rh é ilustrado na (Figura 4 b). Melhoria adicional no desempenho de imagem pode ser obtida ajustando a energia espectral efetiva usando outros materiais alvo em combinação com filtros de borda K apropriados. Um exemplo é o uso de um tubo de raios X que incorpora um alvo de Ródio. Um filtro de Ródio de 25–35 μm de espessura é usado com este material alvo. A Figura 4 c) ilustra o espectro produzido com um alvo Rh e um filtro Rh. Da mesma forma, particularmente para mamografia digital, filtração K edge de espectros de Tungstênio pode ser usado com vantagem na falta de pronunciada K picos característicos fornecem flexibilidade na modelagem espectral com filtros, ilustrado na Figura 4 d). Normalmente, os filtros compostos de alumínio, ródio ou prata são usados para moldar o espectro de Tungstênio.

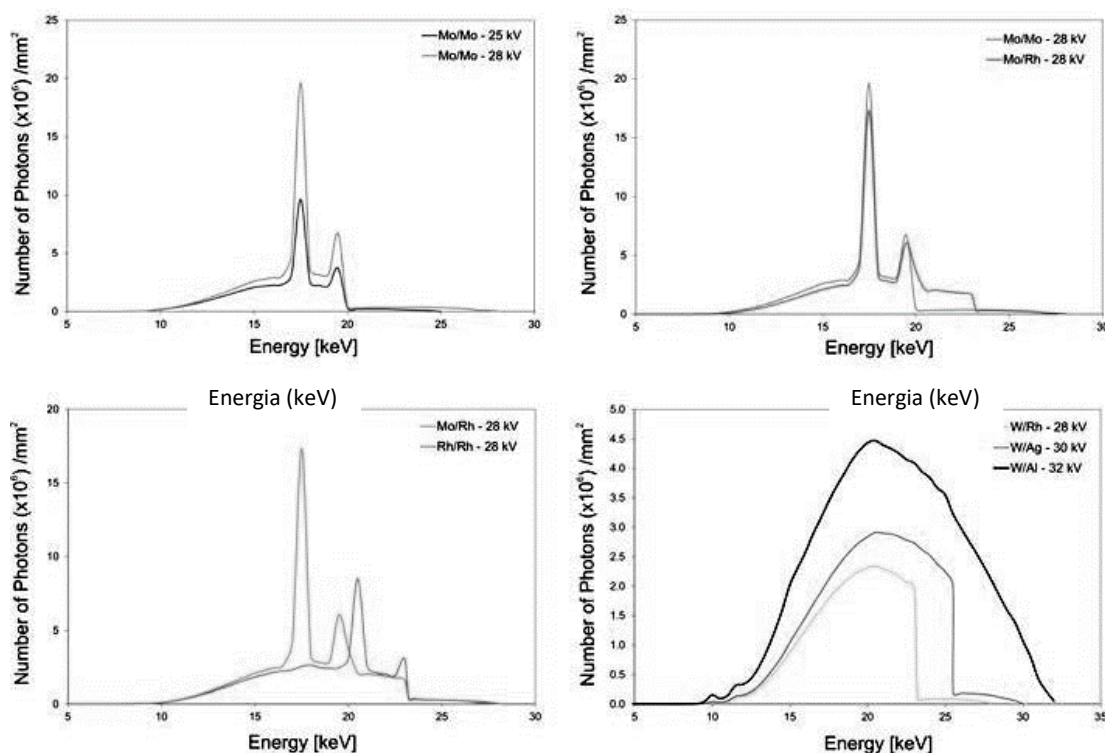


Figura 5: Exemplos de espectros de raios-X para mamografia Fonte: IAEA -Diagnostic radiology physics

Combinação Alvo Filtro

É importante ressaltar que as energias características dos raios X produzidos pelo alvo Mo ocorrem na menor atenuação do filtro nesta faixa de energia. As combinações de alvos e filtros atualmente utilizados são:

Tabela 1: Exemplos de espessuras de filtros adicionais comercializados em equipamentos de mamografia.

Alvo	Filtro	Espessura (mm)
Mo	Mo	0,030
Rh	Rh	0,025
W	Rh	0,05
W	Ag	0,05
W	Al	0,7

BASES TECNOLÓGICAS

Controle Automático de Exposição (CAE)

Um gerador dedicado a mamografia é semelhante ao utilizado em radiologia convencional. As diferenças incluem as tensões menores fornecidas ao tubo, compensação de carga e circuitos de controle automático de exposição, ao que usamos a abreviação de CAE ou AEC (*automatic exposure control*). O CAE é empregado na maioria dos exames em mamografia. No entanto, existem situações em que o operador selecionará o modo manual para definir a corrente do tubo e da duração da exposição (mAs). Os atuais sistemas utilizam geradores de alta frequência devido à onda da baixa tensão, resposta rápida, calibração fácil, estabilidade a longo prazo e tamanho compacto. O CAE emprega sensores de radiação, amplificador de carga e um comparador de tensão para controlar a exposição. No jargão da radiologia chamamos estes sensores como fotocélula (Figura 5).

Para os receptores de imagem analógicos e radiologia computadorizada, a fotocélula está localizada embaixo do detector, e consiste de uma única câmara de ionização ou uma matriz de três ou mais semicondutores diodos, que podem ser mecanicamente movimentados para uma região de interesse conforme o tecido mamário a ser radiografado. O sinal no detector é gerado a partir da radiação transmitida através do tecido mamário, da grade antidifusora (se presente) e do receptor de imagem. O sinal é acumulado (integrado) e, quando o sinal acumulado atinge um valor pré-definido, a exposição termina. O valor predefinido corresponde a uma razão sinal-ruído especificada (SNR) em uma unidade de mamografia digital.

Para se determinar a técnica automática com o CAE pode ser utilizado vários algoritmos, incluindo a espessura da mama comprimida, ajuste da fotocélula no console do gerador, o kV, a seleção do anodo e o filtro adicional para conseguir a densidade óptica aceitável DO no filme ou SNR digital na imagem adquirida.

O operador do equipamento tem como opções para a seleção do CAE: um modo automático que define o kV e mAs ideal e a filtração a partir de uma curta exposição de teste; Modo tensão e mAs automático, com alvo e filtro selecionado pelo usuário; e o modo tempo de exposição automático, pré-selecionando a tensão e a combinação alvo filtro.

No painel de controle do gerador, o seletor o CAE permite ajustes através com circuitos automáticos para aumentar ou diminuir a exposição de acordo com as características do tecido mamário. Uma exposição que não é interrompida pelo CAE e excede uma predefinição o tempo (por exemplo, maior que 5 s) é encerrado por um temporizador de backup. Isso pode ocorrer se houver é um funcionamento inadequado do sistema CAE ou se o kV estiver ajustado com um valor muito baixo e insuficiente para a transmissão da radiação através dos pacientes. Nesta situação, o operador deve selecionar um kV maior para alcançar maior penetração do feixe e menor tempo de exposição para corrigir o problema.

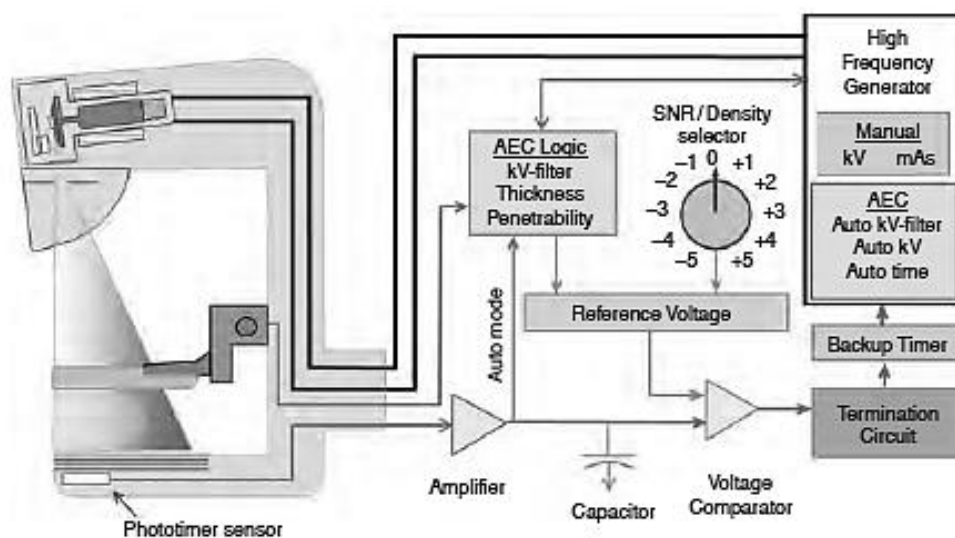


Figura 5: Os circuitos CAE (fotocélula) usam algoritmos com entrada da espessura da mama, densidade da mama (através de uma exposição de teste), configuração de densidade (seletor de densidade do operador) e duração da exposição (problemas de falha na lei de reciprocidade) para determinar o tempo total de exposição. Nos modos totalmente automáticos, o kV, o filtro do feixe e o alvo também são determinados, geralmente a partir de uma exposição curta (100 ms) para determinar características de atenuação da mama. Fonte: Jerrold Bushberg

Compressão da Mama

A compressão firme reduz a anatomia sobreposta, diminui a espessura do tecido e minimiza o movimento inadvertido da mama. Isso resulta em redução da dispersão de radiação, menor distorção geométrica das estruturas anatômicas e menor dose de radiação nos tecidos mamários. A compressão é obtida com uma bandeja de compressão, uma placa Lexan presa a uma montagem mecânica. A bandeja de compressão de área total corresponde ao tamanho do receptor de imagem com 18 x 24 cm ou 24 x 30 cm. A bandeja é plana e paralela à plataforma de apoio da mama.

Uma alternativa para a bandeja de compressão plana é a bandeja "flexível" que possui uma mola no lado anterior para inclinar e acomodar variações na espessura da mama da parede torácica para o mamilo, proporcionando uma compressão mais uniforme da mama.

Uma bandeja de compressão tem uma borda de ângulo reto na parede torácica para produzir uma espessura de mama plana e uniforme quando uma força adequada de 110 a 180 N é aplicada. Para regiões específicas ou localizadas que se deseje estudar é possível o uso de uma pequena bandeja de compressão conhecida como “spot” (~ 5 cm de diâmetro), e que faz a função de reduzir a espessura da mama ainda mais, e redistribuindo o tecido para melhorar o contraste e reduzir a sobreposição anatômica (Figura 6).

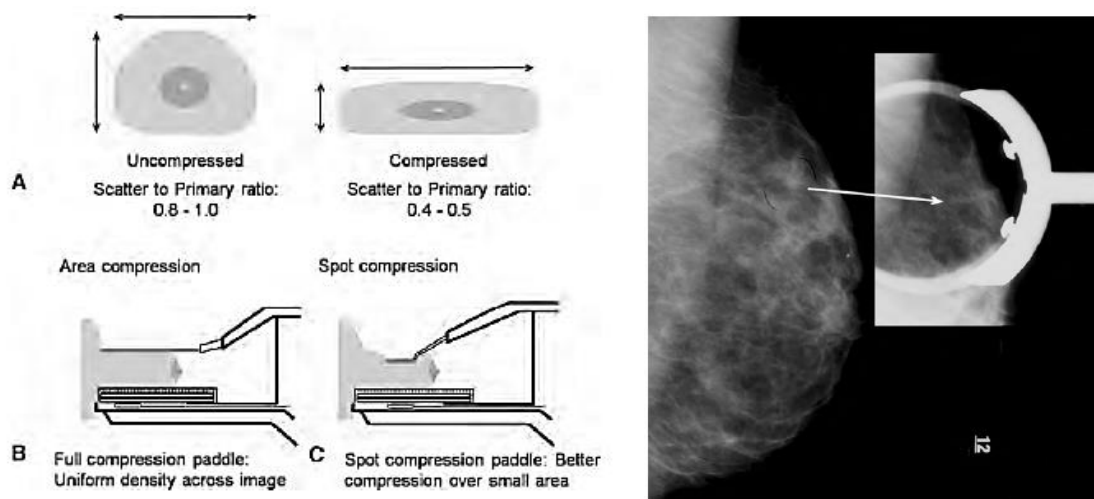


Figura 6: a) A compressão é essencial para estudos mamográficos para reduzir a espessura da mama (menos espalhamento, dose de radiação reduzida, tempo de exposição mais curto) e espalhar a anatomia sobreposta; b) áreas geralmente suspeitas exigem compressão localizada “spot” para eliminar anatomia sobreposta e permitir espalhar os tecidos da mama em uma área localizada; e c). Exemplo de imagem com achado suspeito (esquerda). Correspondente imagem de compressão pontual não mostra massa visível ou arquitetura distorção (direita). Fonte Jerrold Bushberg

Grades Antidifusoras

As radiações transmitidas através da mama contêm fótons primária e secundários. A radiação primária transporta informações sobre as características de atenuação da mama e fornece o máximo contraste possível ao detector. A radiação secundária ou espalhada é um aditivo, variando gradualmente a sua distribuição e é responsável por degradar o contraste do objeto e adicionando ruído aleatório. O espalhamento aumenta com o incremento da espessura da mama e da área da mama. A radiação espalhada e que atinge o receptor de imagem pode ser bastante reduzida pelo uso de uma grade ante espalhamento ou de um espaço de ar (gap). Uma grade ante espalhamento localiza-se entre a mama e o detector para exames sem ampliação. As grades de mamografia transmitem cerca de 60% a 70% do feixe primárias e absorvem 75% a 85% da radiação espalhada.

As grades lineares são focadas com razões de grade (altura dos septos de chumbo dividida pela distância entre espaços) de 4:1 a 5:1 sendo comuns por exemplo, 1,5mm de altura, 0,30mm de distância entre septos, 0,01 mm de espessura e materiais inter espaçados de fibra de carbono. As frequências da grade correspondem ao número de septos de chumbo por cm. Tipicamente são utilizadas frequência de 30/cm a 45/cm. Para evitar os artefatos da linha de grade, a grade deve oscilar em uma distância de aproximadamente 20 linhas durante a exposição. Exposições excessivamente curtas são a causa da maioria dos artefatos da linha de grade, devido ao movimento insuficiente da grade.

Uma grade celular é constituída de finos septos de cobre e fornece a rejeição da dispersão da radiação em duas dimensões. As especificações deste desenho incluem uma altura septal de 2,4mm, uma distância de 0,64mm entre os septos (relação 3,8), uma espessura septal de 0,03 mm e 15 células/cm.

Um espaço de ar reduz a dispersão aumentando a distância da mama ao receptor de imagens, de modo que uma grande fração da radiação dispersa não chega ao detector. As consequências de usar um intervalo de ar, no entanto, são que o campo de visão (FOV) é reduzido, a ampliação da mama é aumentada e a dose para a mama é aumentada. No entanto, o uso de um espaço de ar suficientemente grande pode tornar desnecessária a grade antiespalhamento, reduzindo assim a dose para a mama por aproximadamente o mesmo fator.

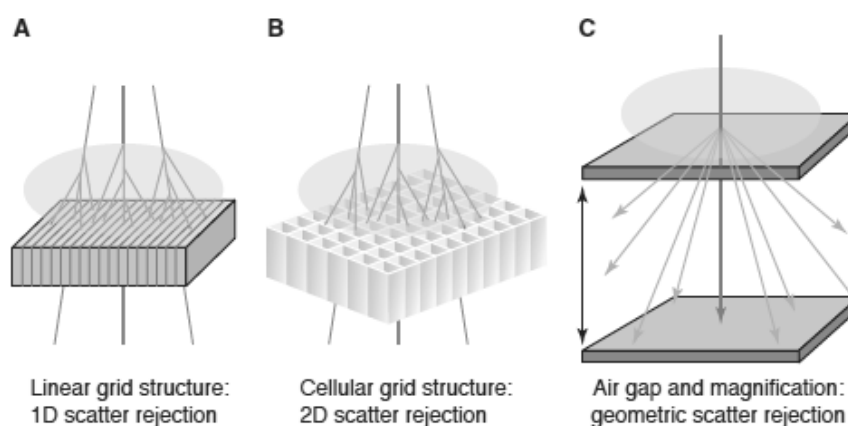


Figura 7: Dispositivos antidifusores comumente empregados em mamografia incluem (a) a grade linear de aproximadamente 5:1 de grade e material de interespaço de fibra de carbono, (b) uma estrutura de grade de hachura celular feita de folha de cobre de aproximadamente 3,8 grade com interespaços de ar e rejeição de dispersão em duas dimensões, e (c) o intervalo de ar intrínseco ao procedimento de ampliação. Nota: enquanto a ilustração mostra 100% de rejeição de dispersão pela grade, aproximadamente 15% das radiografias dispersas são transmitidas. Fonte: Jerrold Bushberg

Detectors Digitais

Os dispositivos de aquisição digital tornaram-se disponíveis no início dos anos 90, na forma de pequenos sistemas de biópsia digital em campo de visão. No início de 2000, um sistema de mamografia digital de campo completo foi aprovado pela FDA pela primeira vez; ele tinha uma matriz de painel plano de detecção indireta de filme fino (TFT) com uma área ativa de 18 x 23 cm.

As vantagens para a mamografia digital é a capacidade de superar as limitações de latitude de exposição dos detectores tela / filme e produzir uma qualidade de imagem superior em doses mais baixas. Outros motivos incluem maior produtividade do tecnólogo através da rápida aquisição e avaliação de imagens digitais; reduziu o tempo de espera do paciente, particularmente para estudos de diagnóstico; e melhor qualidade de imagem e detecção de lesões.

Os detectores de tela filme para mamografia são excelentes dispositivos de captura de imagem e o filme serve como dispositivo de exibição e mídia de armazenamento, mas os principais inconvenientes são a faixa dinâmica de exposição limitada e a latitude estreita, necessárias para obter alto contraste radiográfico (Figura 8).

Com o pós-processamento de imagens específico da mamografia, o alto contraste da imagem pode ser obtido em todos os níveis de exposição (por exemplo, desde a alta exposição do detector na linha da pele até a baixa exposição do detector atrás das densas áreas glandulares da mama). O pós-processamento da imagem é um elemento chave na produção de uma mamografia digital otimizada. Uma matriz de transistores de película fina (TFT) de matriz ativa coleta o sinal local (carga elétrica) gerado durante o processo de exposição, absorção e conversão de raios X; armazena a carga em um capacitor anexado a cada elemento detector; e lê ativamente a matriz imediatamente depois para produzir a imagem.

Componentes-chave em cada elemento detector incluem um transistor e que serve como um interruptor “liga-desliga”), um eletrodo de coleta de carga e um capacitor de armazenamento. Durante a aquisição da imagem, o transistor, controlado pela linha de entrada, está na posição “off” (desligada), e a carga coletada pelo eletrodo a partir de raios X incidentes é armazenada no capacitor. Imediatamente após a exposição, a leitura ocorre ativando cada linha de “gate”, uma linha por vez, que liga os transistores ao longo de cada linha, permitindo a transferência de carga através das linhas de dreno ao longo de cada coluna para uma série de amplificadores de carga e digitalizadores. A imagem digital é então armazenada na memória do computador. Em alguns projetos de painel plano “rápido”, a leitura de toda a matriz é realizada em centenas de milissegundos, permitindo a aquisição de dados quase em tempo real para aplicações como a tomossíntese digital.

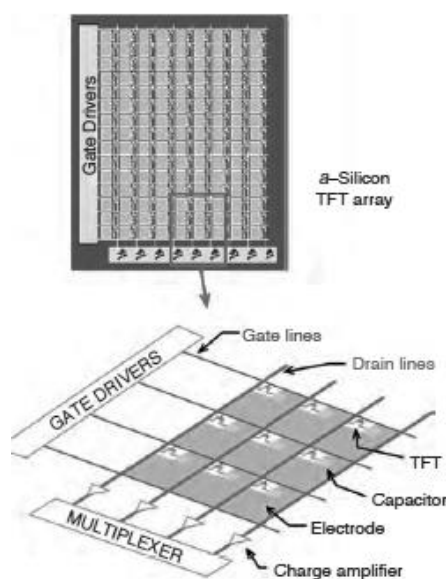


Figura 8: A matriz de tela plana é uma matriz bidimensional de elementos detectores Fonte Jerrold Bushberg

Comum a todos os arranjos de TFT de tela plana é a camada de circuito de silício amorfo. Atualmente, os sistemas de mamografia digital aprovados são baseados em quatro tecnologias. O primeiro é um receptor de matriz de painel plano TFT de conversão de raios X indireto com campo de amostragem de 100 μm e FOV de 18 x 23 cm ou 24 x 31 cm. Um fósforo estruturado de iodeto de cério (CsI) converte os raios X em luz; a luz é emitida para um fotodiodo em cada elemento detector, a partir do qual a carga é gerada e armazenada no capacitor local. A conversão indireta descreve a absorção de raios X no CsI, a produção de fótons de luz secundária direcionados a um fotodiodo e a geração da carga, que é armazenada no capacitor de armazenamento naquele elemento detector. Os tipos de detectores estão ilustrados na Figura 9.

Uma segunda tecnologia é baseada em um detector TFT de conversão direta de raios X com campo de amostragem de 70 μm e FOV de 24 x 29 cm (Figura 9). Um conversor de raios X de semiconductor, Selênio amorfo (Se), é uniformemente depositado entre dois eletrodos, com uma grande voltagem posicionada através da camada de Se. As radiações absorvidas pelo Se produzem diretamente pares de cargas elétricas. A tensão aplicada faz com que os elétrons se desloquem para um eletrodo e para o eletrodo oposto. O capacitor de armazenamento local captura a carga do eletrodo de coleta. Conversão direta refere-se à geração direta de carga por raios X dentro do fotocondutor e captura pelo eletrodo sem sinais intermediários.

Uma terceira tecnologia aprovada para mamografia digital é um detector de placa de imagem de fósforo de armazenamento foto estimulável (PSP) CR baseado em cassete e leitor de imagem dupla. Os cassetes de 18 x 24 cm e 24 x 30 cm são utilizados no lugar de cassetes de tela filme (Figura 10), onde os raios X absorvidos no fósforo elevam os elétrons para níveis mais altos de energia no material PSP, onde uma fração deles são capturados em armadilhas elétricas semi estáveis. Uma placa de imagem exposta é subsequentemente processada por um sistema de leitura que digitaliza a placa com um feixe de laser com um tamanho de ponto efetivo de 50 micrôn.

O feixe de laser fornece energia para libertar os elétrons excitados armazenados das armadilhas; esses elétrons caem para um estado de menor energia com a emissão de luz, um processo chamado de “luminescência estimulada”. Parte da luz atinge um tubo fotomultiplicador (PMT), que produz e amplifica uma corrente elétrica. O sinal do PMT é digitalizado para fornecer valores de pixel da imagem digital. O tempo de resposta típico de uma placa de imagem é da ordem de 60 a 90 s, semelhante ao processamento em modo de lote de imagens de filme em tela.

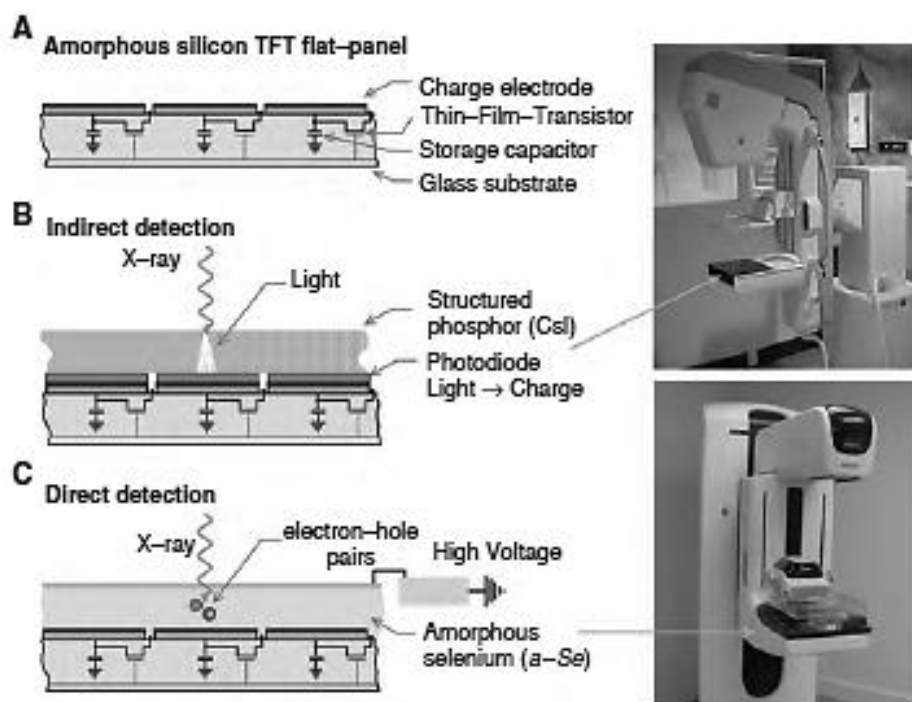


Figura 9: A) As matrizes de tela plana TFT possuem uma estrutura subjacente de silício amorfo comum, mas existem dois tipos de detectores TFT, determinados pela conversão dos raios X em sinais elétricos. B) “Matriz de TFT de conversão de raios X indireta” tem uma camada de fotodiodo adicional colocada no eletrodo de coleta de carga de cada

elemento detector. Os fotodiodos são opticamente acoplados a uma camada de um fósforo, como CsI, que produz luz quando irradiada por raios X. A luz produzida pela absorção de raios X no fósforo, por sua vez, cria carga elétrica móvel no fotodiodo. A carga é coletada pelo eletrodo e armazenada no capacitor. C. Um arranjo TFT de “conversão direta de raios X” possui uma camada semicondutora de aproximadamente 0,5 mm de espessura entre o eletrodo de superfície que se estende sobre a área do detector e cada eletrodo do elemento detector, sob uma diferença de potencial de aproximadamente $10 \text{ V} / \mu\text{m}$. Como pares de elétrons são criados na camada semicondutora por raios X, os elétrons e buracos migram para os eletrodos positivo e negativo, com mínima dispersão lateral. Uma carga proporcional é armazenada no capacitor. As aparências externas dos detectores indiretos e diretos são semelhantes, mostradas pelas imagens à direita. Fonte Jerrold Bushberg

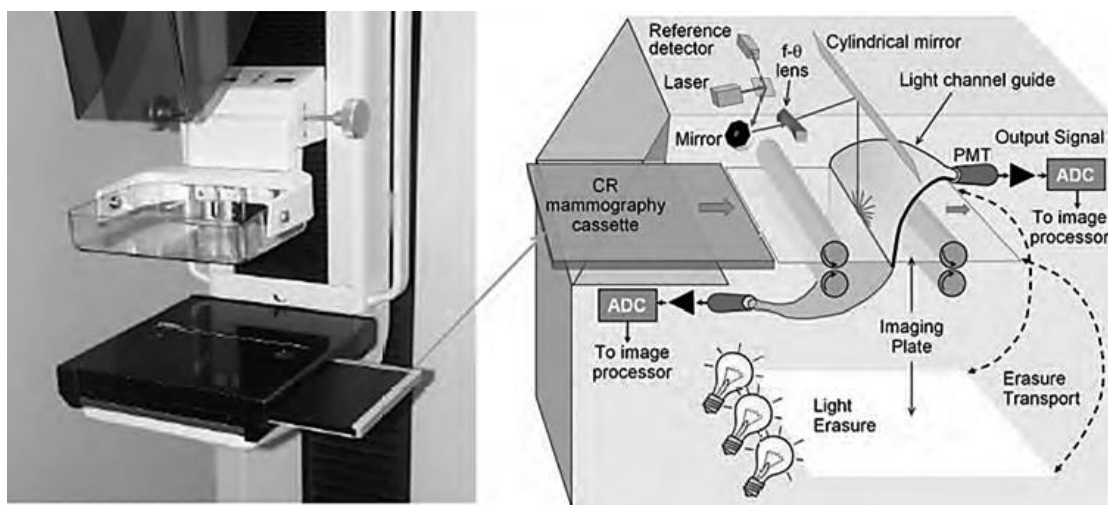


Figura 10: O detector de mamografia digital CR usa um cassete que contém uma placa de imagem PSP, compatível com tamanhos de cassete de tela filme. O fluxo de trabalho é semelhante ao filme de tela, mas as configurações do AEC exigem calibração independente. Quando exposto a raios X, o fósforo de armazenamento contém uma “imagem latente” de elétrons presos e excitados. O processamento subsequente da placa de imagem usa a leitura do lado duplo por meio de um feixe de laser de 0,050 mm de varredura, tradução da placa e tempo de leitura de aproximadamente 60 segundos. A luminescência estimulada produz um sinal luminoso em cada ponto da placa de imagem que é detectado e digitalizado para criar a imagem digital. A eliminação da placa de imagem após a leitura elimina os sinais residuais antes da próxima utilização. Fonte Jerrold Bushberg

A quarta tecnologia aprovada para mamografia digital usa um conjunto de detectores de carga acoplada (CCD *charge couple device*) estreito de 22 cm, acoplado opticamente a um conversor de raios X de fósforo CsI, para capturar sinais de raios X em um feixe de raios X altamente colimado na configuração de uma fenda (“slot”). A fenda do colimador móvel varre um feixe de raios X estreito. O detector se move através do plano da imagem para ficar alinhado com o feixe de raios X do escaneamento. A varredura adquire dados nas direções medial para lateral em cerca de 5s, com amostragem de $50 \mu\text{m}$ em um FOV de 22 x 29 cm.

Uma grande vantagem do sistema de leque de varredura é que muito pouca radiação dispersa da mama alcança o detector. Esta tecnologia não está mais sendo fabricada no momento atual. Todos os detectores de mamografia digital de campo total atuais têm atributos semelhantes em relação à latitude de exposição. Em termos de resolução espacial, o detector TFT de conversão direta atinge a melhor resolução espacial intrínseca devido à coleta de carga ativa e propagação mínima do sinal no material semicondutor, sendo o sinal adquirido em cada elemento detector de $70 \mu\text{m} \times 70 \mu\text{m}$ (dixel).

O detector TFT de conversão indireta usa um fósforo estruturado em CsI (TI) para reduzir a dispersão lateral dos fótons de luz em um dixel de $100 \mu\text{m} \pm 100 \mu\text{m}$, e o sistema CR usa uma velocidade de varredura de feixe de laser e placa de $50 \mu\text{m}$ para manter um Dixel $50 \mu\text{m} \times 50 \mu\text{m}$ eficaz. Em termos de eficiência quântica de detecção (DQE), o arranjo de TFT indireto tem melhor desempenho em frequências espaciais baixas e intermediárias, e o arranjo direto de TFT tem melhor desempenho em frequências espaciais mais altas. Para os detectores de mamografia CR baseados em cassete, a qualidade de imagem e a SNR em uma determinada exposição de radiação incidente ao detector é menor do que a dos detectores de matriz TFT. Em geral, os fatores da técnica de mamografia e as doses glandulares médias correspondentes são menores para os detectores indiretos de TFT e maiores para os detectores de CR baseados em cassete.

Na maioria das situações (com calibração apropriada da CAE), o uso de sistemas de detectores digitais resultará em doses menores que os detectores de tela filme, particularmente para tecidos densos da mama. Devido a requisitos de alta resolução espacial, as imagens de mamografia digital são muito grandes. Um sistema de mamografia digital com um pixel de $0,07 \text{ mm}$, 2 bytes por pixel e uma área ativa de detector de $24 \times 29 \text{ cm}$ produz uma imagem de 27 MB. Por conseguinte, um estudo de rastreamento (4 imagens) conterà 108 MB de dados e, se forem revistos 3 anos de imagens anteriores, serão necessários 432 MB de dados por sessão de leitura do(a) paciente. A sobrecarga de rede e o armazenamento necessários para o arquivamento de imagens e o sistema de comunicações são muito grandes e ainda maiores com o aumento do número de imagens em um exame de diagnóstico. Além disso, se as imagens sem processamento “For Processing” forem armazenados, outro fator de dois aumentos será incorrido (Tabela 1).

Tabela 1: Tamanhos de imagem digital típicos para sistemas de mamografia. Fonte: Jerrold Bushberg

Tipo de Detector	FOV (cm)	Tamanho de Pixel (mm)	Tamanho da Imagem (Mb)	Tamanho do Exame (Mb)	+3 Anteriores (Mb)
Indireto TFT	19 x 23	0.10	9	35	140
Indireto TFT	24 x 31	0.10	15	60	240
Direto TFT	18 x 24	0.07	18	70	280
Direto TFT	24 x 29	0.07	27	108	432
CR	18 x 24	0.05	32	128	512
CR	24 x 30	0.05	50	200	800

Tomossíntese Digital de Mama

A imagem radiográfica digital oferece recursos de processamento pós-aquisição que não são possíveis com sistemas de imagens analógicas convencionais. Um dos maiores problemas com a projeção convencional é que a anatomia subjacente é sobreposta à patologia, muitas vezes obscurecendo a visualização e a detecção do câncer ou outra anormalidade. Um método para reduzir essa superposição é adquirir múltiplas imagens de baixa dose em várias posições angulares à medida que o tubo de raios X se move em um arco ao redor da mama. Cada imagem projeta o conteúdo no volume da mama com diferentes turnos, dependendo da distância entre o objeto e o detector. Com leitura digital de alta velocidade, várias imagens de projeção podem ser adquiridas em menos de 10 segundos, e cada conjunto de imagens é processado com um algoritmo de reconstrução de ângulo limitado para sintetizar um tomograma (em plano de foco) em uma determinada profundidade na mama.

Muitos tomogramas representando profundidades incrementais dentro do volume são produzidos, e os planos em foco ao longo da mama podem ajudar na detecção intensificada de patologia (por exemplo, tumor) ou na eliminação de anatomia sobreposta que simula a patologia. Embora muitas outras imagens devam ser revisadas pelo radiologista, a tecnologia de tomossíntese digital pode levar a um diagnóstico superior que pode salvar um paciente de uma biópsia desnecessária ou fornecer orientações para o tratamento precoce de um câncer.

A tomossíntese digital para imagens de mama é possível com a rápida leitura de arranjos TFT, adquirindo muitas imagens sequenciais (11 a 51) em um ângulo limitado ($\pm 7,5$ a ± 50 graus) em um curto espaço de tempo (4 a 20 s). Para uma aquisição, 15 imagens de projeção da mama comprimida são adquiridas em uma faixa de 15 graus (1 imagem por grau) em 4s (270 ms por imagem), usando um alvo W com feixe de raios X filtrado de 0,7 mm de Al, 32 a 38 kV, sem grade, e 2×2 pixels de binning da matriz do detector digital (amostragem de 140 μm). O processo de aquisição de imagens é ilustrado na Figura 17.

A reconstrução pode ser realizada de várias maneiras: (a) o método “shift and add” é o mais simples; (b) retroprojeção filtrada; (c) técnicas de reconstrução algébrica simultânea; e (d) algoritmos de máxima verossimilhança. Métodos mais sofisticados exigem tempos de reconstrução mais longos, mas proporcionam aprimoramento reduzindo ainda mais os sinais fora do plano.

Uma série de aproximadamente 60 tomogramas foi reconstruída a partir de um paciente voluntário que foi fotografado nas projeções oblíqua craniocaudal e médio-lateral; Quatro imagens desse conjunto de dados, nos pontos de entrada e saída do feixe de raios X e em duas profundidades, são mostradas na Figura 11.

A visualização rápida do “modo pilha” ajuda a percepção de lesões não detectadas de outra forma com boa equivalência. Investigações de tomossíntese de mama demonstraram que suas vantagens são maiores para massas e distorção arquitetural do que para calcificações. O papel atual da tomossíntese é complementar os exames de mamografia digital de campo total; no entanto, espera-se que futuras técnicas de aquisição de ângulo limitado e algoritmos de processamento forneçam tanto as imagens de tomossíntese em planos focais ao longo da mama, quanto uma mamografia de projeção convencional reconstruída de alta qualidade do mesmo conjunto de imagens.

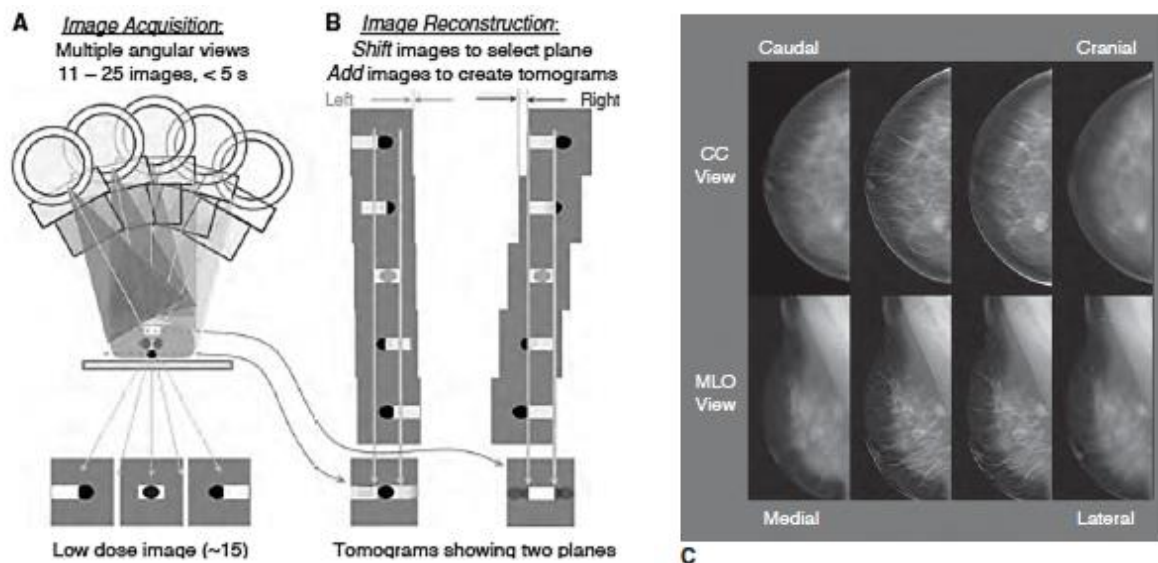


Figura 11: A. As imagens de tomossíntese digital são adquiridas usando técnicas de baixa dose em ângulo de projeção, de $\pm 7,5$ graus até ± 30 graus, com 15 a 40 imagens compreendendo o conjunto de dados. São ilustrados uma “quadratura” e um “círculo” em duas profundidades dentro da mama B. Reconstrução de imagens tomográficas em planos incrementais de 1 mm na mama é realizada deslocando as imagens adquiridas em uma quantidade conhecida, somando as imagens por projeção e normalizando a imagem de saída. As imagens em foco são mostradas em duas profundidades, ilustrando a capacidade de desfocar os sinais subjacentes e sobrepostos para o retângulo branco e o círculo preto. C. Imagens de tomossíntese de um paciente voluntário são mostradas para as projeções oblíqua crânio caudal e médio-lateral em 4 profundidades. A dose total da mama é semelhante à de uma mamografia de projeção única. Fonte Jerrold Bushberg

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] The Essential Physics of Medical Imaging, J.T. Bushberg J.A. Seibert, E.M. Leidholdt Jr, J.M. Boone , 2012.
- [2] Pisano E, Gatsonis C, Hendrick E, et.al. Performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. N Engl J Med 2005;353:1773–1783.
- [3] Digital Mamography , A.L. Baert M.F. Reiser H Hricak M. Knauth , 2010.
- [4] IAEA Pub. 142
- [5] Diagnostic radiology physics: handbook for teachers and students. Vienna:International Atomic Energy Agency, 2014.

CAPÍTULO V - BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS DA TOMOGRAFIA

Introdução

A tomografia computadorizada utiliza um sistema composto por um tubo de raios X, gerador e detectores de radiação. Este conjunto gira simultaneamente dentro da moldura circular no processo de formação da imagem. A radiação emitida, a cada posição do tubo e da mesa formam projeções de dados, as quais são relativas à atenuação da radiação pelo paciente. O sinal de cada detecção é digitalizado sendo transformado em valores numéricos para o processamento computacional. As imagens reconstruídas representam um mapa da atenuação da radiação pelos tecidos, os quais são visualizados dentro de uma escala de contraste. Para a compreensão do processo de formação das imagens tomográficas é necessário serem estabelecidas as bases físicas quanto à emissão, atenuação, detecção da radiação e o processamento.

Histórico

O primeiro tomógrafo foi idealizado por Godfrey Hounsfield (UK) e desenvolvido pela empresa EMI nos anos setenta. Este equipamento realizava apenas exames de crânio, com tubo e os detectores eram alinhados em posições opostas ao paciente. A detecção era repetida por diversas vezes, deslocando-se linearmente o conjunto tubo-detector até o final da aquisição. Por este excepcional desenvolvimento o prémio Nobel de Medicina foi conferido a Hounsfield com Alan McCormack.

Dr. Robert Ledley (Georgetown University USA), apresentou em 1974, o primeiro sistema de exame de corpo inteiro, sendo introduzidos avanços quanto o movimento da mesa, gantry com angulação, e posicionamento do paciente. Na geração seguinte, a geometria paralela do feixe foi substituída por um formato em leque, com o tubo em rotação contínua e simultânea com os detectores, simplificando o mecanismo do equipamento, pela ausência da necessidade de translação foi eliminada,

A aquisição espiral foi introduzida pelo físico Willi Kallender (Erlanger University RFA) em 1985, ao estabelecer os algoritmos de interpolação para a reconstrução de imagens volumétricas. Os primeiros equipamentos espirais foram apresentados pela empresa Elscint (Israel) em 1992, com a capacidade de aquisição de duas imagens por rotação. A revolução tecnológica, somente foi possível com o desenvolvimento de tubos com maior capacidade em associação as inovadoras tecnologias com anéis deslizantes (*slip ring*) e com os algoritmos de interpolação. A somatória destes fatores permitiu uma melhora na resolução temporal e espacial do método tomográfico.

As tecnologias com múltiplos detectores foram lançadas no início deste século, com a introdução de sistemas capazes de adquirirem quatro imagens por rotação. Estes avanços tecnologia permitiram ampliar a área de cobertura dos volumes irradiados e com menor tempo de exames. Os anos seguintes foram caracterizados por uma “corrida” tecnológica dos fabricantes, com a introdução de novas capacidades de aquisição de oito até 320 imagens por rotação. Com aquisições cada vez mais rápidas e com o aumento dos volumes de aquisição, a tecnologia com múltiplos detectores possibilitou a realização de estudos cardíacos. Também foi proposta por Kallender o emprego de dois tubos de dentro do mesmo gantry, para a obtenção de uma melhora da resolução temporal. No início da década avanços foram obtidos por algoritmos de reconstrução de imagens e técnicas para a redução de dose de radiação nos pacientes.

BASES FÍSICAS

Princípio de Formação da Imagem

O processo de aquisição de imagens em Tomografia Computadorizada (TC) envolve a quantificação dos perfis de transmissão dos raios X, através da parte anatômica do paciente. Os fótons emitidos pelo tubo são adquiridos em todos os ângulos do equipamento tomográfico. No processo de detecção são formadas projeções de dados, os quais correspondem a atenuação da radiação com os diferentes tecidos.

Um perfil de cada ponto da projeção é alcançado com a utilização de um arco detector, o qual é composto por elementos sensíveis a radiação. Se um número adequado de projeções de dados forem adquiridas ao redor do paciente, é possível reconstruir a imagem tomográfica. Cada projeção representa um perfil de transmissão da radiação, que é utilizada para a formação da imagem após o processo de reconstrução tomográfica. O uso de dezenas ou mesmo centenas de linhas de detectores alinhadas ao longo do eixo de rotação permite uma aquisição tomográfica cada vez mais rápida. A projeção tomográfica da aquisição de imagens esta ilustrado nas Figuras de 1 a 2.

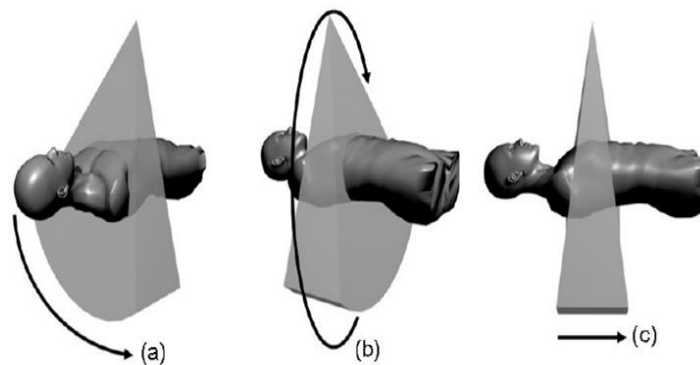


Figura 1: Aquisição de imagens de TC mostrando a transmissão de raios no paciente usando uma linha de detector (a), com rotação do tubo de raios X e detector (b) e por detector (c). Fonte: Diagnostic Radiology Physics; IAEA, 2014.

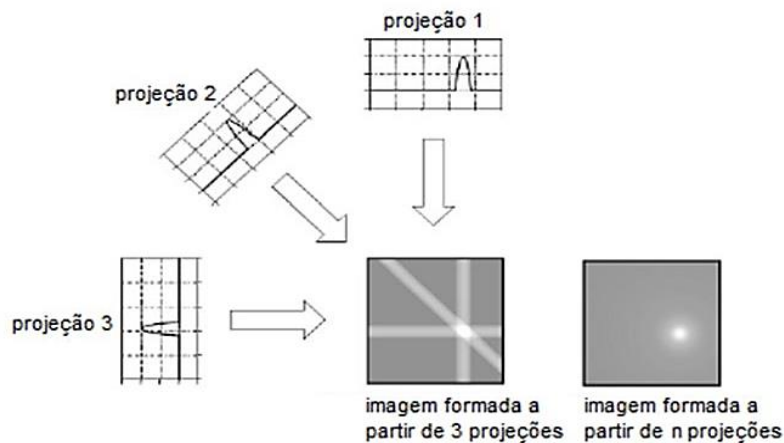


Figura 2: Projeção das atenuações. Fonte: Diagnostic Radiology Physics; IAEA, 2014.

Os valores atribuídos as projeções tomográficas estão associados ao coeficiente de atenuação linear (μ), o qual expressa a intensidade removida do feixe ao atravessar o tecido (cm^{-1}). Conforme discutido no capítulo I, o valor de μ depende da composição do material, densidade do material e a energia dos fótons de raios-X, conforme a equação de Lambert e Beer sendo:

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

onde $I(x)$ é a intensidade do feixe de raios X atenuado (que incide no detector), I_0 é a intensidade dos raios X que incidem no paciente e x a espessura de corte. A equação n°1 descreve a atenuação do feixe primário e, não considera a intensidade de radiação dispersa, a qual é produzida quando da interação dos raios X com o paciente. A relação da intensidade do feixe detectada é designada apenas para fótons monoenergéticos, apesar de que em TC são utilizados raios X polienergéticos. Esta divergência causa algumas imprecisões na reconstrução na imagem podendo gerar o surgimento de artefatos devido endurecimento do feixe de raios X ao atravessar os tecidos.

Para a formação da imagem é necessário ser determinado os valores da intensidade dos fótons emitidos pelo equipamento (I_0) e a quantidade de radiação que atinge o detector $I(d)$. O valor da espessura (x) é corresponde a seleção de corte, a qual é emitida por meio do uso do colimador. Os raios X transmitidos através do paciente, durante a sua trajetória interagem com diferentes tecidos, e que apresentam valores distintos de μ , e que formam um mapa de atenuação dos fótons, que percorrem uma distância (d) até atingirem o sistema de detecção. No processo de formação da imagem é necessário ser determinado matematicamente os valores atenuação conforme ilustrado na Figura 3. A intensidade dos fótons que são transmitidos em uma distância d , é expresso, como:

$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{i=4} \mu_i \Delta x}$$

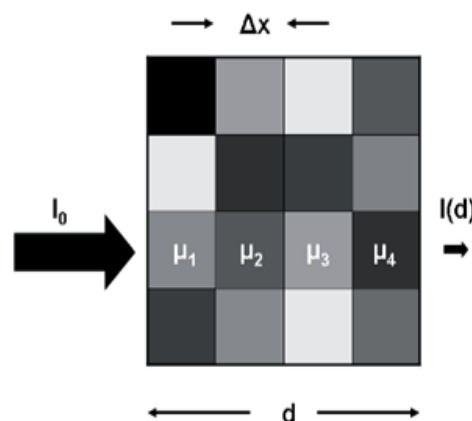


Figura 3: Princípio da atenuação de um feixe de raios X em uma matriz 4 x 4, onde cada elemento da matriz pode em ter um valor diferente associado ao coeficiente de atenuação. Fonte: Diagnostic Radiology Physics; IAEA, 2014.

Para uma determinada aquisição tomográfica utiliza-se um valor de colimação (x), e a quantidade de radiação que atravessa o paciente (I) é determinada pelo sistema de detecção. A quantidade de radiação emitida pelo tubo (I_0) é estimada previamente quando da calibração do equipamento para ar. Portanto, o valor de μ de cada projeção é matematicamente determinado pelo sistema associado de detecção, sendo:

$$\text{Log} \frac{I}{I_0} = u x$$

Unidades de Hounsfield

A imagem tomográfica é uma representação dos valores dos coeficientes de atenuação linear (μ) dos diferentes tecidos, os quais são submetidos durante a aquisição tomográfica. Cada valor de atenuação do material (ou do tecido) submetido a varredura é alocado em uma matriz correspondente as unidades hounsfield (HU_{material}), onde a escala HU é expressa em relação ao coeficiente de atenuação linear da água à temperatura ambiental ($\mu_{\text{água}}$):

$$HU_{\text{material}} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \times 1000$$

Nesta escala de contraste de HU adotamos o valor zero para água, +1000 para osso e -1000 para o ar. Na Tabela 1 são indicados os valores típicos para diferentes tecidos e materiais. Da definição de HU, para todas as substâncias, variações nos valores HU são verificadas para diferentes voltagens do tubo (kVp), exceto para água e ar. A razão disso, é que as diferentes substâncias exibem uma relação não linear dos coeficientes de atenuação linear em relação a água. Este efeito é mais notável para substâncias que possuem um número atômico efetivo relativamente alto, como sangue e ossos. Nas aquisições para diferentes valores diferentes de 120 kVp, em exames pulmonares, por exemplo é necessário cuidados com os valores de HU, quando da utilização de regiões de interesse (ROI) para a determinação da escala de contraste.

Tabela 1: Valores típicos de HU para diferentes matérias e tecidos. O valor de HU depende da composição do tecido ou material, do kVp e temperatura. Fonte: M.V. Bortolotto.

Material	HU
Osso	+1000 (+300 a +2500)
Fígado	+60 (+50 a +70)
Sangue	+55 (+50 a +60)
Rins	+30 (+20 a +40)
Músculo	+25 (+10 a +40)
Cérebro – Substância Cinzenta	+35 (+30 a +40)
Cérebro – Substância Branca	+25 (+20 a +30)
Água	0
Gordura	-90 (-100 a -80)
Pulmão	-750 (-950 a -600)
Ar	-1000

Janela e Nível

O intervalo do parâmetro da escala de HU é visualizado no monitor pelos valores mapeados, variando de branco a preto, o que referimos como largura da janela (window). O nível da janela (level) define o valor central de HU na imagem. A visualização ideal dos tecidos de interesse na imagem só pode ser alcançada selecionando a largura da janela (W) e o nível de janela (L) mais apropriados. Conseqüentemente, configurações diferentes da largura da janela e do nível da janela são usadas para visualizar o tecido mole, tecido pulmonar ou osso. As alterações de W e L não modificam o valor de HU.

As ferramentas W e L correspondem ao mapeamento dos níveis de cinza. O programa computacional utiliza as tabelas de visualização (LUT - look of table), as quais permitem a modificação do brilho da imagem, pela modificação do histograma dos valores de atenuação. É possível manipular o nível de contraste das imagens no monitor pela simples e corriqueira movimentação do mouse, ou por teclas pré-programadas. Esta operação altera a largura W e o centro do nivelamento da janela L das imagens visualizadas no monitor. Os valores de W e L podem ser modificados em relação ao contraste e ao brilho da imagem, dentro da escala de HU (+1000 até -1000), porém o valor da atenuação do tecido é sempre o mesmo (Figura 4).

Na prática clínica podem ser observados desvios entre o esperado e o valores de HU observados podem ocorrer. As causas para tais imprecisões podem, por exemplo, ser a dependência do valor de HU com o filtro de reconstrução, o tamanho do filtro, campo de visão (FOV) e o posicionamento do paciente em relação ao isocentro. Além disso, artefatos podem afetar a precisão dos valores de HU e os valores de HU de um determinado tipo de tecido pode variar no tempo, mesmo para um mesmo ou diferente equipamento de TC. Portanto, a imagem quantitativa na TC requer especial atenção e, muitas vezes, calibrações adicionais do tomógrafo.

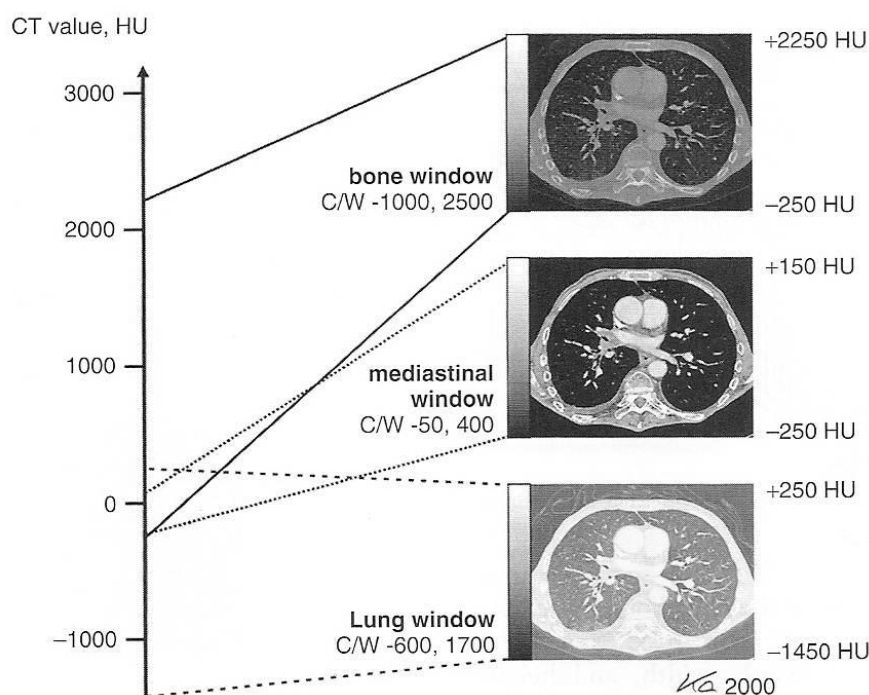


Figura 4: Janela e nível. Fonte: Euclid Seearan Computed Tomography

Imagem Digital

Os dados das projeções da atenuação são determinados computacionalmente e armazenados em matrizes. Estas são constituídas por linhas e colunas, onde cada elemento de pintura é chamado de pixel. O número de linhas e colunas caracterizam o tamanho da matriz de coleção de dados. O valor de cada pixel é alocado dentro de um elemento de volume, a que referimos como voxel. O tamanho do voxel depende da espessura do corte quando da aquisição, da matriz de alocação de dados e do FOV selecionados para a aquisição da imagem. Quando as dimensões do comprimento, largura e altura do voxel são iguais, isto descreve um cubo perfeito, e a isto chamamos como imagem isotrópica.

O tamanho da imagem digital é determinado pela seleção do campo de visão (FOV) e pelo tamanho da matriz utilizado na aquisição. Quanto maior a matriz menor será o tamanho do pixel e melhor será a resolução da imagem. Um estudo tomográfico de corpo, por exemplo utiliza parâmetros de FOV de 350 mm e matriz de 512^2 . O tamanho do pixel é dado por: FOV/Matriz, portanto neste caso é de 0,7mm (Figura 5).

A quantidade de radiação detectada é representada em cada voxel dentro de uma escala de nível de cinza, com uma correspondência precisa quanto à localização do pixel na matriz de aquisição de imagens. Cada pixel pode apresentar uma variedade de tons de cinza. O número de níveis de cinza, ou profundidade, em cada pixel é dado 2^n , onde n é o número de dígitos binários.

A profundidade mínima de bits que deve ser atribuída a um pixel é 12, permitindo a criação de uma escala de Hounsfield que varia de -1024 HU a +3071 HU, abrangendo a maioria dos tecidos clinicamente relevantes.

De acordo com a quantidade de radiação associada a cada pixel é estabelecido um determinado nível de brilho na imagem. Ao pixel é assinalado um número inteiro (positivo, zero ou negativos). Ao nível de brilho assinalado o valor zero representa o preto, 255 o branco, e os números intermediários, entre zero e 255 representam os demais tons de cinza.

As imagens de TC geralmente são visualizadas em um monitor de 8 bits, no qual cada pixel pode assumir até 256 tons de cinza. Desta forma, cada valor de HU do pixel, deve ser linearizado considerando, neste caso, uma janela de 8 bits (256 tons de cinza).

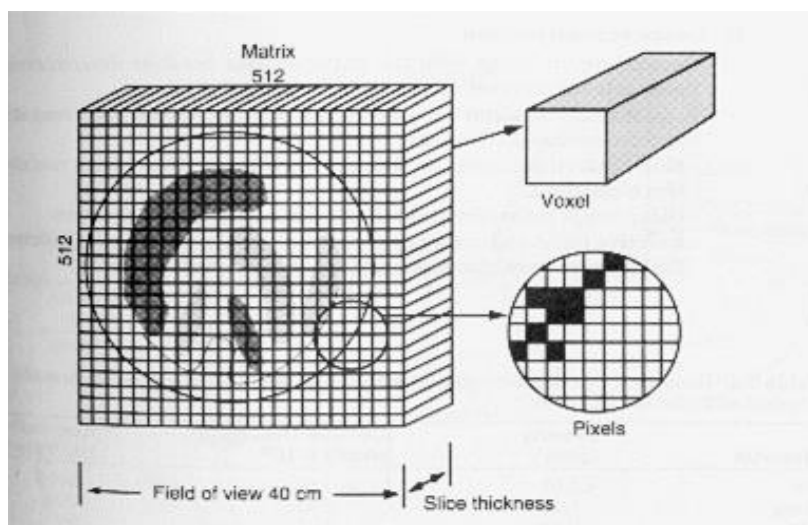


Figura 5: Matriz com pixel e voxel. Fonte: Walter Huda Review of Radiologic Physics

BASES TECNOLÓGICAS

Componentes do Equipamento: Gantry

O sistema de tomografia é composto de um tubo emissor de radiação, gerador de potência e sistemas eletrônicos de detecção. Todo este conjunto gira dentro de uma moldura circular (*gantry*). Para a emissão de radiação é utilizado um gerador com potência suficiente para que seja aplicada no tubo valores de tensão 70 até 140 kVp e com correntes de 20 a 600mA, para a realização dos protocolos de exames. Em função da rotação por longos períodos, o tubo deve apresentar propriedades adequadas quanto à dissipação do calor.

Dentro do *gantry* encontra-se o gerador uni-tanque acoplado ao tubo de raios X em associação aos sistemas eletrônicos de detecção. Estes fazem simultaneamente um movimento de rotação, em rápidos intervalos de tempos. As rotações do conjunto tubo e detectores atingem tempos de até 0,3 s isto pode gerar uma força gravitacional de até 15 G, o que equivale ao giro de um caça supersônico. Este é um desafio tecnológico, que os fabricantes têm enfrentado, para minimizar a vibração dentro do *gantry*.

Em seu interior existem dispositivos elétrico-mecânicos, os quais possibilitam a transmissão da energia elétrica de forma ininterrupta a todos os componentes do sistema. Com isto dispensa-se a necessidade de parar a rotação do tubo para desenrolar os cabos. Esta interface de movimentação entre o *gantry* e os componentes é obtida por anéis e escovas deslizantes e que são referidos como *slip ring*. Estas escovas consistem de conjuntos paralelos de anéis concêntricos ao eixo do *gantry* que conduzem a corrente elétrica (Figura 6).

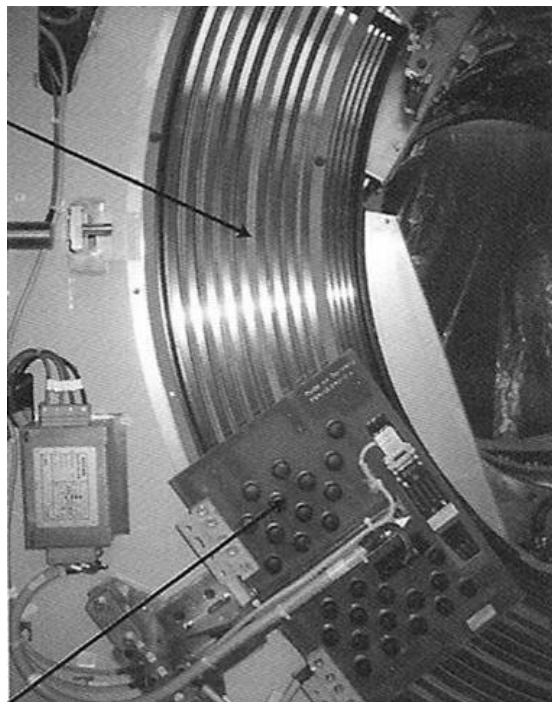


Figura 6: Componentes do gantry com anéis deslizantes. Fonte: Euclid Seeram

Tubos de Raios X

Os tubos emissores de radiação apresentam focos finos de 0,5 x 0,50mm e grossos de 1,0 x 1,0mm. Nas atuais tecnologias, os alvos conseguem armazenar até 8,0 milhões de unidades de calor, as quais são expressas em termos de HU (*heat unit*). Durante muitos anos a ampola de vidro foi utilizada, porém, devido à vaporização do tungstênio, quando em contato com o vidro, arcos voltaicos eram produzidos, e, portanto, o vidro foi substituído por um envelope metálico. Na tecnologia atual, de tomógrafos de feixe de elétrons, o catodo e o anodo estão inseridos em um container rotacional mantido a vácuo, o qual é resfriado ao óleo. Um campo magnético externo, é aplicado na modulação do feixe, com isto dobra-se amostragem número de imagens produzidas, com a flutuação do ponto focal dentro do alvo (Figura 7).

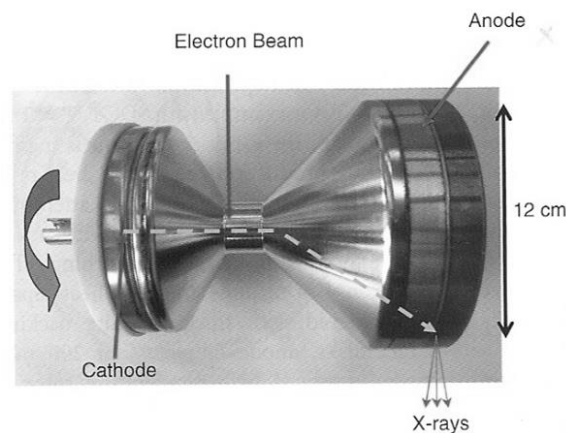


Figura 7: Tubo de raios X. Fonte: Siemens Healthineers

Filtros

No espectro de radiação emitido pelo tubo estão presentes fótons, com diversas energias. Os fótons de menores energias devem ser removidos do feixe, pois não contribuem com a formação da imagem, apenas irradiam desnecessariamente o paciente. Portanto a saída do tubo, filtros são inseridos na forma de finas lâminas de alumínio ou de cobre, e disto resulta o endurecimento do feixe, pelo aumento da energia média. Além destas lâminas, também são inseridos filtros de teflon na forma de uma gravata borboleta (*bow tie*), como a finalidade de uma detecção mais uniforme do feixe de radiação, principalmente na periferia do sistema detector (Figura 8).

Colimador

O colimador é constituído por lâminas de chumbo, as quais são posicionadas à saída do feixe. Tem como finalidade limitar o campo de irradiação e reduzir a dose no paciente. Além disto, minimiza a formação de sombras e penumbras na periferia do sistema de detecção. Nos equipamentos de corte único, a colimação define a espessura do corte dentro do plano da imagem. Entretanto, para os equipamentos com tecnologia de múltiplos detectores, a colimação está baseada na configuração dos detectores sendo determinadas eletronicamente (Figura 9).

Detectores

Os *detectores* são pequenos elementos com materiais sensíveis a radiação. Estes sistemas devem apresentar características, quanto à habilidade de absorver os fótons de raios X e de convertê-los rapidamente em sinais elétricos. A eficiência na absorção pelo detector depende da densidade, do tamanho e da forma do material utilizado como detector. Durante um pequeno intervalo de tempo, o detector fica insensível à radiação e não consegue detectar os fótons. Isto ocorre devido à persistência do sinal no detector. Este “tempo morto” de detecção deve ser o menor possível. Os detectores são baseados em sistemas de estado sólido, tais como semicondutores e materiais cerâmicos. O fotodiodo do semicondutor apresenta uma junção (p-n), que permite o fluxo de corrente quando exposto a luz. A corrente elétrica gerada é proporcional à intensidade da luz. Estes materiais de detecção apresentam um tempo de resposta menor do que 200 nano segundos, com uma eficiência de detecção de 99% (Figura 10).

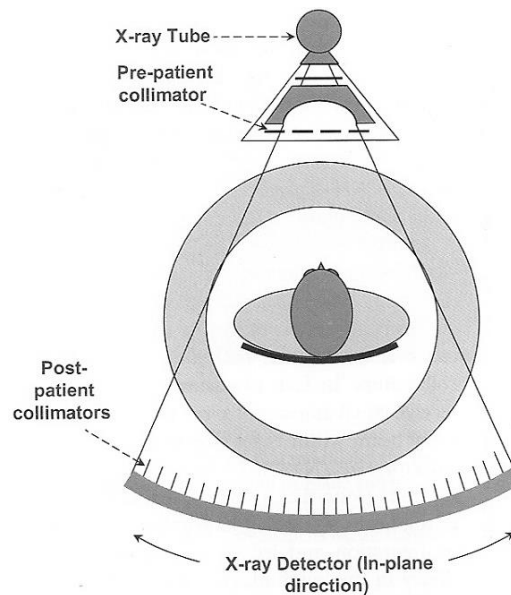


Figura 8: Cortes tomográficos para os planos x e y (paciente) e z (mesa): Fonte Cheryl Blanch

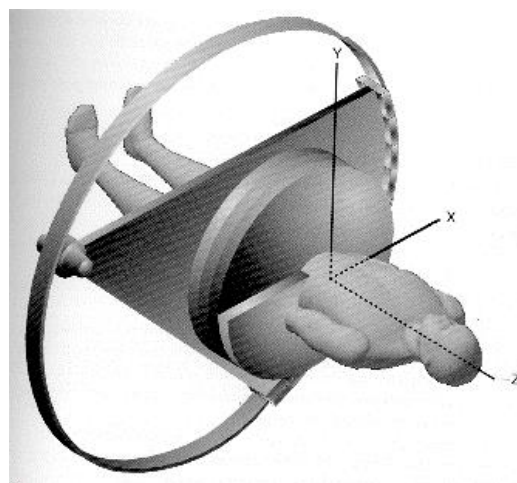


Figura 9: Tubo, filtro bow tie, colimador pre e pós Fonte: M Maresh – AAPM/RSNA Tutorial for residentes

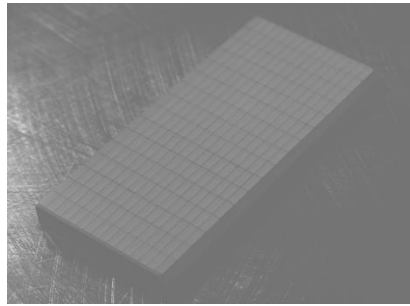


Figura 10: Detector Fonte: General Electric Healthcare

Processamento e Reconstrução das Imagens

Após a etapa de digitalização é necessária a aplicação de algoritmos de pré-processamento para a correção dos dados obtidos durante detecção. O sistema eletrônico verifica se todos os detectores estão dentro do desvio padrão pré-determinado pelo fabricante. Também são executadas as correções quanto aos períodos de tempos que em detector permanece insensível a detecção (tempo morto), bem como a subtração do sinal de referência do detector com relação ao ar. Esta etapa consiste na reformatação dos dados da aquisição.

Após a aquisição das imagens, inicia-se a fase do pós-processamento, com o emprego de algoritmos específicos na manipulação de imagens, sejam quanto às operações de domínio espacial na alteração dos níveis de cinza ou reformatação dos planos da imagem.

As imagens tomográficas são visualizadas em fatias, correspondentes às secções de corte ou *slice*. Este contém as informações da atenuação da radiação, com coordenadas espaciais de posição (x e y) para as posições do tubo e mesa.

As diferenças entre os valores de atenuação da radiação dos tecidos correspondem a uma escala de cinza, que pode ser modificada com os algoritmos em uma operação pontual pixel a pixel, ou por conjunto de pixel dentro da matriz.

A reformatação corresponde a mudança do plano axial em outros planos de imagens quanto a direção sagital (y e z), coronais (x e z). O “empilhamento” da imagem tomográfica no plano sagital (x e y).

As imagens reformatadas, também podem ser visualizadas quanto à sua intensidade de projeção. No caso do método da Máxima Intensidade de Projeção (MIP), somente o valor máximo é detectado ao longo de cada comprimento do raio, e “retido” pelo computador. Similarmente, o método de mínima intensidade envolve a detecção de valores mínimos ao longo da trajetória do raio.

Pré-Processamento

Há uma série de procedimentos de pré-processamento que são aplicados aos dados de projeção antes da reconstrução da imagem em TC. Durante a calibração de rotina do tomógrafo, a influência do filtro *bow tie* é fundamental nas aquisições no ar. Essas aquisições são caracterizadas pelas diferenças individuais de resposta de cada detector, que pode ser devido a diferenças no fotodiodo ou no ganho do amplificador.

Os dados de projeção medidos são normalizados pelas varreduras de calibração, e este procedimento corrige as heterogeneidades previamente identificadas nas aquisições. Em alguns tomógrafos, uma pequena fração dos elementos detectores podem estar defeituosos ou não funcionando, gerando os conhecidos “*dead pixel*”. Esses são identificados pelo equipamento através de um software específico e um algoritmo de correção de pixel é aplicado, substituindo os dados de “*dead pixel*” por dados interpolados dos *pixels* adjacentes. Algoritmos de correção de espalhamento também são aplicados para corrigir essas heterogeneidades.

Métodos de filtração adaptativa de ruídos podem ser aplicados também. Estes identificam regiões nos dados de projeção que correspondem a áreas de baixo sinal e, após a retroprojeção, corresponderão a áreas de alto ruído nas imagens de TC. Para reduzir o impacto do ruído, alguns algoritmos identificam essas áreas de baixo sinal e, em seguida, aplicam filtros de suavização (*smooth*) ou outras etapas de processamento de dados para reduzir o ruído nessas áreas. Após o pré-processamento, os dados de projeção sofrem transformação logarítmica e normalização, a fim de corrigir as características de atenuação exponencial da interação dos raios X com o paciente.

Processamento da Imagem em TC (Retroprojeção Filtrada – BPF)

Para reconstruir uma imagem de TC, numerosas medições da transmissão de raios X através do paciente são adquiridas. Esta informação é a base para a reconstrução da imagem. Antes da reconstrução da imagem, um logaritmo dos dados medidos é calculado. O logaritmo (inverso) da medida de transmissão normalizada, $\ln(I_0/I(d))$, produz uma relação linear com os produtos de $\mu_i \Delta x$.

Intuitivamente, pode-se considerar que uma simples retroprojeção da medida dos perfis de transmissão podem ser usados para reconstrução das imagens. Este processo é visualizado na Figura 11, que mostra (a) a projeção dos raios X em uma determinada ângulo que produz um perfil de transmissão (b). A retroprojeção deste perfil distribui o sinal medido uniformemente sobre a área no mesmo ângulo que o projeção (c).

Em adição, as retroprojeções dos perfis de transmissão de todos os ângulos da projeção, tornam-se claro com o processo de retroprojeção simples que produz uma imagem fortemente desfocada (d). Uma reconstrução mais precisa pode ser obtido filtrando os perfis antes do processo de retroprojeção. Este é o método da retroprojeção filtrada, diminui o borramento da imagem, tornado a imagem mais nítida.

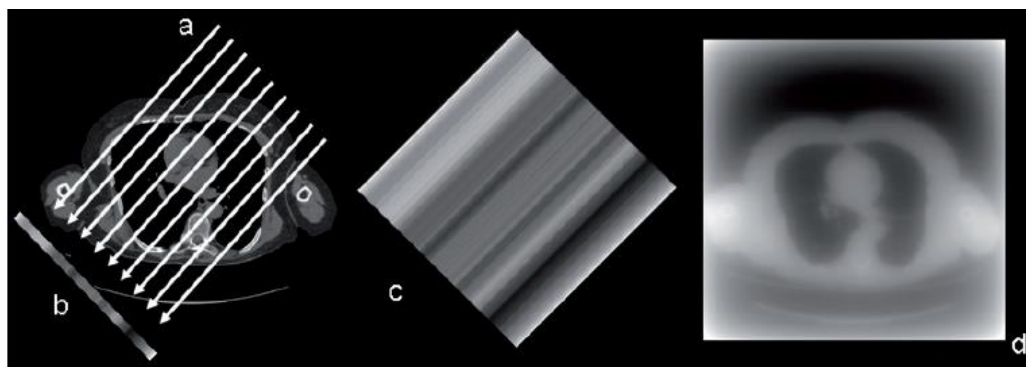


Figura 11: Uma simples retroprojeção produz uma imagem fortemente desfocada. Os contornos do tórax e os pulmões ainda podem ser reconhecidos na imagem. Fonte: Managing Radiation Dose in CT; Radiology 2014

Reconstrução Iterativa (RI)

A retroprojeção filtrada foi o principal método para reconstruir imagens em TC por muitas décadas. Entretanto, avanços no projeto de novos algoritmos juntamente com computadores mais rápidos levaram ao uso de algoritmos de reconstrução iterativa clinicamente úteis para imagens em TC.

A reconstrução iterativa, por muitos anos, tem sido usado em aplicações na medicina nuclear como tomografia computadorizada por emissão de fótons (SPECT) em função do tratamento de dados brutos serem menores. No caso da TC, a RI não era possível por usarem matrizes maiores, 512 x 512, gerando assim uma grande quantidade de dados de projeções para serem processadas e transformadas em imagem. Por outro lado, as pesquisas desenvolvidas nos últimos anos, demonstraram o potencial da RI na redução de artefatos metálicos e redução no ruído da imagem.

Depois que o tempo de reconstrução não foi mais o fator limitante, pela disponibilidade de grandes capacidades computacionais, estações de trabalho mais potentes e a necessidade de reduzir a dose de radiação no paciente, a RI tornou-se importante para todos os fornecedores.

Todos os métodos de reconstrução iterativa consistem em três etapas que são repetidas iterativamente, como visualizado na Figura 12. Primeiro, uma projeção estimada do objeto volumétrico cria dados brutos artificiais que, em uma segunda etapa, são comparados com os dados brutos reais medidos, a fim de calcular a correção. Na última etapa, a correção volta para o objeto volumétrico projetado estimado.

O processo de iteração pode ser iniciado usando informações prévias, por exemplo, uma reconstrução padrão FBP ou um volume de um objeto. Em geral, quanto mais as imagens produzidas corresponderem as imagens finais, mais rápido o processo converge para uma solução estável. O processo iterativo é finalizado quando um número fixo de iterações é atingido ou quando um critério de qualidade predefinido na imagem estimada é alcançada.

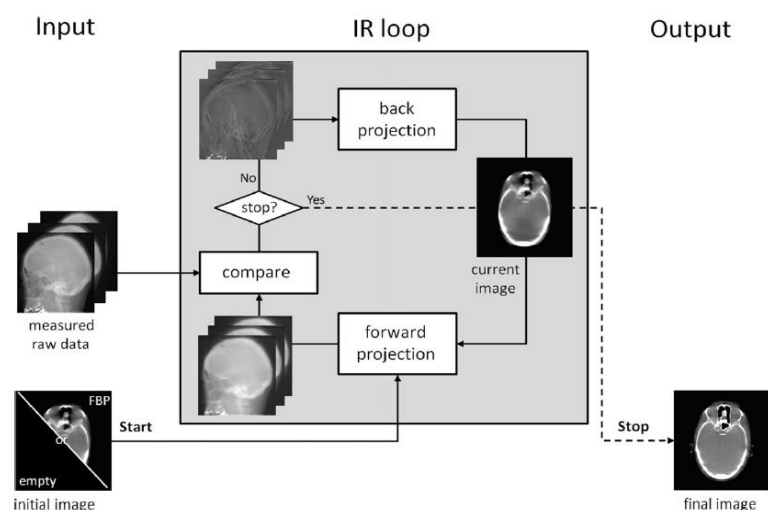


Figura 12: Esquema do processo de reconstrução iterativa. A estimativa de volume é iniciada com uma imagem disponível da reconstrução FBP. Primeiro, uma projeção da imagem volumétrica atual é necessário para criar dados brutos artificiais. Em seguida, dados brutos artificiais e medidos são comparados e, uma imagem atualizada é computada e retroprojetada para a imagem volumétrica atual. Essas três etapas formam o loop da RI. Se um critério de parada for combinado, o loop é finalizado e a imagem volumétrica atual se torna a imagem volumétrica final. FONTE Managing Radiation Dose in CT; Radiology 2014.

Métodos Estatísticos

A ideia dos métodos estatísticos é incorporar estatísticas de contagem dos fótons detectados no processo de reconstrução. Na TC de transmissão, o número de fótons que saem do tubo de raios X, bem como os fótons medidos no detector, que passaram pelo paciente ou objeto, são considerados como uma distribuição de Poisson. Na maioria dos casos, é válido considerar essa distribuição, entretanto aquisições de baixa dose de radiação, tem mostrado a importância de considerar o efeito do ruído eletrônico no detector como um fator importante na perda de qualidade em TC. A Figura 13, apresenta um exemplo de imagem gerada por retroprojeção filtrada (FBP) e Reconstrução Iterativa (RI).



Figura 13: Retroprojeção filtrada nas imagens (a) e (c) e Reconstrução Iterativa em (b) e (d). Verifica-se a redução de ruído em (b) e (d). Fonte Managing Radiation Dose in CT; Radiology 2014.

Os métodos de reconstrução estatísticas podem ser aplicados em três domínios diferentes: no domínio das projeções de dados brutos (domínio do sinograma), no domínio das imagens volumétricas (domínio da imagem) ou durante o processo de reconstrução iterativa. A principal vantagem do método nos dados brutos ou no domínio de imagem é que são independentes do algoritmo de reconstrução, portanto, eles são frequentemente considerados métodos de pré e pós-processamento que usam informações baseado em um modelo físico. A vantagem principal é em termos de velocidade computacional, mas como todo método também existem limitações nesse modelo físico.

- (a) Métodos no Domínio dos Dados Brutos (“raw data”): Os métodos que trabalham no domínio dos dados brutos aplicam um algoritmo adaptativo ou iterativo na preservação de borda 2-D diretamente nos dados brutos das projeções. A maioria dos algoritmos assume uma distribuição de Poisson dos fótons de raios X detetados e, aplica um filtro adaptativo nas regiões de maior atenuação, quando comparado a regiões de menor atenuação, com o objetivo de reduzir o ruído nos dados brutos. Esse processo é baseado em considerações físicas. A reconstrução subsequente, nos dados brutos com redução de ruído, pode ser feita aplicando a reconstrução de retroprojeção filtrada (FBP) ou reconstrução iterativa (RI), o que leva a uma redução de ruído nas imagens volumétricas. Como as projeções dos dados brutos são diretamente alteradas, por esse processo, o risco de perder estruturas e resolução espacial é aumentando, dependendo do método de filtragem e força do algoritmo de reconstrução iterativa.
- (b) Métodos no Domínio da Imagem: Os algoritmos no domínio das imagens visam também a redução de ruído e, são aplicados nas imagens volumétricas já reconstruídas. O objetivo principal é preservar a resolução espacial. Informações adicionais, como a estatística de fótons derivadas das projeções de dados brutos, podem ser utilizadas para uniformização dos dados da imagem. Porém, todos os filtros que são aplicados nos dados volumétricos reconstruídos, sem utilizar qualquer informação sobre o processo de aquisição, não são considerados métodos estatístico de reconstrução, mas filtros de pós-processamento.
- (c) Método “Model-based”: O termo “model-based” (baseado em modelo) são aqueles modelos que vão além da modelagem estatística dos fótons detetados como, a distribuição de Poisson. Métodos estatísticos podem também ser classificados como um subconjunto de métodos. Esta separação foi escolhida devido ao termo “Reconstrução Estatística” muito comum na literatura. A abreviatura MBIR (Reconstrução Iterativa baseado em modelos) é uma designação geral para todos os *model-based*, uma vez que não define os aspectos de modelagem nem a sua implementação. Em geral, esses métodos tentam modelar o processo de aquisição com a maior precisão possível.

Aplicação de Algoritmos de Reconstrução Iterativa

Atualmente, o foco do desenvolvimento e aplicação da Reconstrução Iterativa (RI) tem sido na tomografia computadorizada, ou seja, na TC *multi-slice* e aplicado pelos diferentes fabricantes de equipamentos de TC. Os algoritmos de RI podem ser utilizados universalmente na reconstrução de imagens em todos os tipos de equipamentos de tomografia computadorizada, como também em equipamentos especiais de TC dedicados a intervenção, TC mamária e micro TC. Os quatro principais fornecedores de equipamentos de TC apresentaram diferentes algoritmos de reconstrução iterativa (RI) como resumido na Tabela 2 abaixo.

A aplicação dos algoritmos de RI demonstram melhorias impressionantes na redução do ruído e melhoria da qualidade de imagem em geral. A comparação entre diferentes algoritmos de RI versus FBP revelam uma redução de ruído na imagem de até 50% dependendo da parte anatômica envolvida. O desempenho dos métodos de RI na qualidade de imagem do corpo inteiro, cardíaco e neurológico demonstraram uma redução de até 30% no ruído.

Sabe-se que o ruído está relacionado com o inverso da raiz quadrado da dose de radiação. Assim, os valores de redução da dose de radiação são maiores do que os valores de redução do ruído na imagem. Por exemplo, uma redução de ruído na ordem de 30,8% para Angio TC, corresponde a uma redução na dose de radiação acima dos 50%, já que objetivamente, a raiz quadrada de 0,308 é igual a 0,555. Existe um consenso geral entre os fabricantes e nos estudos apresentados que uma redução na dose de radiação entre 30-60% parece ser realista e, confirma as estimativas anteriores de cerca de 40%. No entanto, isso não significa necessariamente que os métodos de RI que reduzem o ruído da imagem, por exemplo, por um fator “x”, produzam imagens equivalentes ao método FBP com qualidade e resolução espacial idênticas com dose sendo reduzida por um fator $1/x^2$.

Há algumas preocupações em relação as modelagens que não é determinista, por definição, que podem causar uma perda na resolução espacial e, possivelmente, uma perda nos detalhes do objeto de interesse. Um exemplo é mostrado na Figura 14, onde alguns detalhes importantes são perdidos.

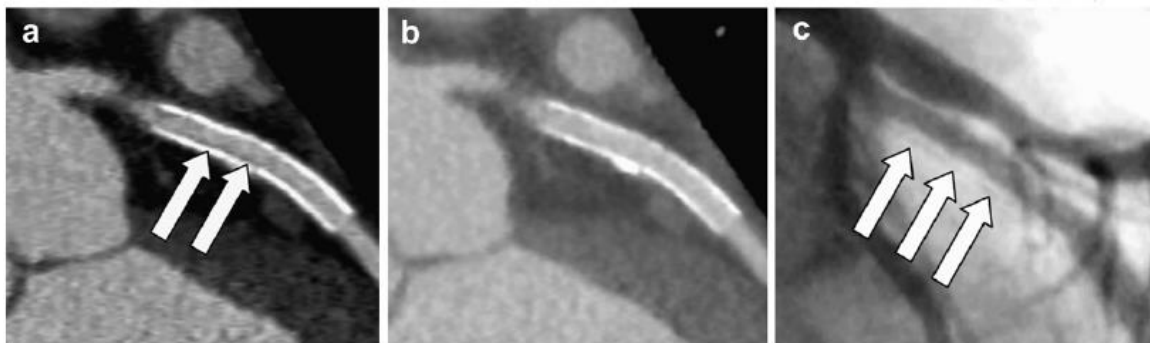


Figura 14: Neste caso uma AngioTC das Coronárias, a reconstrução padrão de FBP revelou uma região hipodensa ao longo do stent, indicando a possibilidade de estenose do stent (a), esta região não é visível na RI (b), mas foi confirmada por angiografia (c). Fonte *Managing Radiation Dose in CT; Radiology 2014*

A implementação específica de um método de RI é em o conjunto de parâmetros físicos utilizados. Não sendo considerado um problema geral de todos os métodos de RI. O desempenho da qualidade de imagem dos diferentes RI são difíceis de comparar em geral, uma vez que são específicos do equipamento de TC e, dependem de muitos outros parâmetros físicos que podem influenciar no desempenho das reconstruções. Em síntese, podemos considerar que os algoritmos de reconstrução iterativa possuem várias vantagens em comparação com os métodos analíticos baseado em FBP. Permitem, principalmente, a integração de vários modelos físicos, que podem reduzir o ruído da imagem e artefatos. Ao modelar as causas dos artefatos, evitam a introdução de novos, devido aos dados ausentes ou irregulares da amostragem. Além disso, o uso de informações prévias, como volume inicial, pode melhorar significativamente a qualidade de imagem.

Tabela 2: Tabela dos diferentes RI e seus fabricantes.

Acrônimo	Significado	Fabricante
ASIR	Adaptive statistical iterative reconstruction	GE
VEO (MBIR)	Nome do Produto	GE
IRIS	Image reconstruction in image space	SIEMENS
SAFIRE	Sinogram affirmed iterative reconstruction	SIEMENS
iDOSE	Nome do Produto	PHILIPS
AIDR	Adaptive iterative dose reduction	TOSHIBA/CANON

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] Bushberg, Jerrold T, et al; The essential physics of medical imaging; 3rd edition; Lippincott Williams & Wilkins; 2012
- [2] Dance D. R., S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, K.H. Ng; Diagnostic Radiology Physics; IAEA, 2014.
- [3] Kalender WA. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd edn. Erlangen: Publicis Publishing; 2011.
- [4] Winklehner A, Karlo C, Puipe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, et al. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. Eur Radiol 2011; 21:2521-6.

CAPITULO VI – BASES FÍSICAS E TECNOLÓGICAS DA MEDICINA NUCLEAR

Introdução

Os conceitos fundamentais de física aplicada a medicina nuclear estão relacionados com a emissão e detecção da radiação, para posterior formação da imagem. A emissão de radiação é devido à instabilidade nuclear dos radioisótopos. A formação da imagem está relacionada com a transferência da energia da radiação para os cristais de detecção, onde ocorre a emissão de luz. Os dados de atenuação da radiação pelo detector são transformados em sinais, através de sistemas eletrônicos de posicionamento e de discriminação de energia. O sinal analógico é convertido em digital para a posterior reconstrução de imagem. O processo de aquisição de imagem permite o diagnóstico por imagem para os estudos estáticos, dinâmicos e tomográficos. Neste capítulo serão abordadas as bases físicas e tecnológicas para as aquisições de SPECT e PET.

Histórico

A história da instrumentação em Medicina Nuclear se confunde com as descobertas da física nuclear, no final do século XIX. É extraordinária a contribuição de cientistas das diversas áreas de química, física, medicina, farmacologia e engenharia para o desenvolvimento da Medicina Nuclear. Os expoentes mais significativos foram George Hevesy (1885-1966), Pierre Curie (1895-1906), Marie Curie (1867-1934). Em 1950 o primeiro mapeador retilíneo foi construído por Benedict Cassen e posteriormente modificado por David Kuhl em 1952. O primeiro scanner de corpo inteiro foi desenvolvido pelo físico Hal Anger em 1951.

Na década de 60, uma série de diferentes versões de câmaras de cintilação foram propostas, no entanto, o refinamento e a sofisticação da medicina nuclear começaram nos anos 70 com a utilização de cristais com diâmetros maiores e com a técnica de emissão tomográfica proposta por Dave Khull, em 1971. Neste mesma época, Hounsfield introduziu a técnica de tomografia computadorizada.

No final dos anos 70 gamas câmaras tomográficas do tipo SPECT (single photon emission computed tomography) foram desenvolvidas por R. Jaszczak e começam a se tornar populares nos diversos serviços de medicina nuclear.

Em 1971 Ter-Pogossian desenvolve o primeiro protótipo para a detecção de PET (*Positron Emission Tomography*). Os primeiros exames foram realizados na Universidade de Washington, em 1973, pelos médicos Edward Hoffman e Michael E. Phelps. O primeiro de PET CT é proposto por David Townsend na Universidade de Genebra, em 1998. Em 2010 é lançado o primeiro equipamento de PET/RM.

Parte da história do desenvolvimento da Medicina Nuclear pode ser vista no museu professor Dr. Alípio Dias Neto, recém instalado no Centro de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da USP.

BASES FÍSICAS

A emissão de radiação pelos elementos radioativos é devido a um processo de instabilidade nuclear. Estes elementos são referidos como radioisótopos e emitem radiações eletromagnéticas gama e/ou corpusculares beta (β^- e β^+). Nos exames de Medicina Nuclear utilizamos diferentes emissores gama, os quais são caracterizados pela energia de emissão e pela sua velocidade de desintegração. O número de desintegrações de um elemento radioativa, por unidade de tempo chama-se *atividade* radioativa.

A estrutura da matéria é constituída de átomos e de elétrons. No núcleo atômico, estão inseridos os neutros (n) e os prótons (p). A soma destes componentes determina o número de massa atômica (A). Os elementos que apresentam o mesmo número de prótons são chamados de isótopos. Os de mesmo número de massa são os isóbaros, e os isótonos tem mesmo número de neutros. O átomo é referido como estável quando no núcleo $n=p$. Quando o núcleo é instável ($p \neq n$) são emitidos fótons gama e/ou partículas.

A instabilidade nuclear é chamada de radioatividade. Devido à instabilidade os elementos radioativos se desintegram, sendo que o período de tempo em que a desintegração decai a metade do seu valor inicial é chamado de *meia vida* ($T_{1/2}$). A tabela abaixo as características de alguns dos elementos radioativos mais utilizados nos estudos em medicina nuclear. Os radioisótopos são marcados com fármacos, e via de regra injetados no paciente, o qual torna-se por um período de tempo a fonte emissora de radiação

Um dos radioisótopos mais utilizados no diagnóstico é o ^{99m}Tc (tecnécio), emissor gama, com energia de 140 keV e meia-vida de 6,02 h. Este elemento radioativo é obtido através da eluição de geradores de Molibdênio (^{99}Mo), os quais tem meia vida de 66 horas, conforme ilustrado na Figura 1. Outro radioisótopo bastante utilizado para o diagnóstico, bem como para o tratamento de câncer de tireoide e de suas metástases é ^{131}I (iodo). Este elemento radioativo é produzido em reator nuclear pela irradiação do Telúrio. Para este radioisótopo a energia com maior abundância é de $E_\gamma = 364$ keV e o valor de sua $T_{1/2}$ é de 8 dias.

Para as energias maiores do que 1,02 MeV (milhões de elétrons volts), a interação da radiação não ocorre mais com os elétrons orbitais mais sim com o núcleo. Este mecanismo de interação da radiação com a matéria é chamado de *Produção de Pares*, que é à base de equipamentos de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET). O radioisótopo mais utilizado é o ^{18}F (flúor), o qual tem meia vida de apenas 110 min e é produzido em ciclotrons.



Radioisótopo	Energia (keV)	$T_{1/2}$ (horas)
^{99m}Tc	140	6,0
^{67}Ga	93 e 184	78
^{131}I	364	192
^{18}F	511	1,8

Figura 1: Gerador de Mo e principais radioisótopos. Fonte IPEN.

BASES TECNOLÓGICAS

Câmara de Cintilação SPECT

O equipamento utilizado em medicina nuclear para a aquisição da imagem consiste de um detector de radiação gama, acoplados aos sistemas eletrônicos de posicionamento, e a um computador para o processamento de imagens. Os detectores têm a capacidade de absorver a energia dos fótons gama emitidos pelo paciente. Na sequência, a radiação é convertida em luz de cintilação. A intensidade desta cintilação é proporcional a energia da radiação absorvida pelo detector. Por esta razão os exames desta modalidade são chamados de cintilografia.

As gamas câmaras tem capacidade de aquisição de imagens planas e tomográfica, para os estudos diagnósticos estáticos e dinâmicos. Os equipamentos com capacidade de cortes tomográficos são chamados de SPECT (*single foton emission tomography*). Estes equipamentos podem ser dotados de uma ou duas “cabeças” contendo o cristal de detecção.

O cristal apresenta um elevado número atômico, o que propicia uma maior absorção da radiação. Além disto, os detectores devem ter um alto poder de freamento da radiação e afim de possibilitar uma eficiente conversão da energia do fóton em luz.

Aa gamas câmaras utilizam cristais de cintilação de NaI(Tl) (iodeto de sódio ativado com impurezas de tálio). Estes cristais tem espessuras de 6 a 12mm e diâmetros de 400 a 500mm a fim de “frear” os fótons emitidos pelos pacientes. Por exemplo, para o ^{99m}Tc (140 keV), 90% da radiação é absorvida em 10 mm do cristal inorgânico.

A maioria dos raios gama emitidos pelo paciente durante a aquisição do exame não contribuem efetivamente para a formação da imagem. Apenas um a cada 10^5 fótons gama emitidos é aceito como evento de cintilação. Esta limitação relaciona-se com o tipo de sistema de seleção dos fótons empregados pela gama câmara, o que limita a resolução espacial da imagem.

Acoplados ao cristal existe um sistema eletrônico composto de fotomultiplicadoras (PMT). Estas estão ligadas a circuitos eletrônicos para o posicionamento da detecção da radiação no cristal, bem como para a discriminação de energia. Entre o cristal e as PMT existe um acoplamento óptico, o qual utiliza uma graxa de silicone. O alto índice de refração do cristal é necessário para fornecer ao sistema de guia de luz a interface entre o cintilador e as PMT. As gamas câmaras são configurados com um número de PMT de 19 a 61 destes circuitos, as quais são distribuídas em um arranjo com uma geometria hexagonal.

Para a seleção dos fótons emitidos pelo paciente são empregados os colimadores, os quais são constituídos de furos e distribuídos em arranjo hexagonal, quadrado ou circular. Os furos são delimitados e separados por septos paralelos e confeccionados de lâminas de chumbo. Ainda que os fótons não possam ser focalizados como a luz, é possível limitá-los e restringi-los apenas a direção normal até alcancem a gama câmara.

Os colimadores definem geometricamente o campo de visão da gama câmara e essencialmente determinam o compromisso entre a resolução espacial e sensibilidade de contagem. A escolha do tipo de colimador está relacionada com qual o compromisso desejado entre resolução espacial e sensibilidade de contagem.

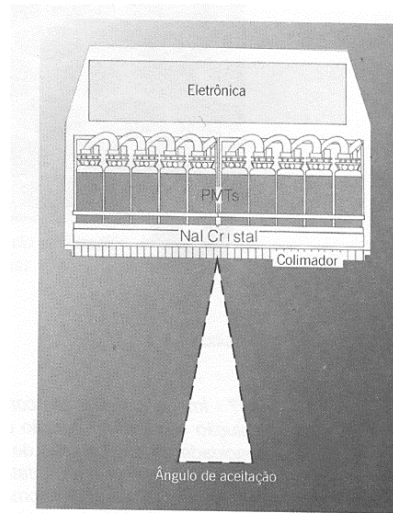


Figura 2: Princípio de funcionamento da gama câmara. Fonte: David Roolo

Quando a radiação gama é absorvida pelo cristal de NaI (TI) produz-se um conjunto de pulsos na saída dos circuitos eletrônicos das PMT. Para a localização do sinal de cintilação ocorrido no cristal, é assinalado um pulso com coordenadas espaciais x e y. A energia do fóton depositado no cristal corresponde ao pulso Z. Quando o pulso Z é aceito pela janela de energia do analisador multicanal, o sinal é digitalizado por um conversor analógico digital (ADC).

A maioria das imagens tem uma dimensão matricial de 64^2 , 128^2 ou 256^2 , onde cada elemento da matriz é referido como *pixel* (picture element). O número de contagens por pixel depende de quantos bits estão alocados. Por exemplo, em 1 Byte (8 bits) é possível armazenar 255 (2^8-1) contagens. O tamanho do pixel é obtido dividindo-se o valor do campo de visão pela dimensão da matriz. Para um FOV de 380mm e matriz 128^2 produz um pixel de 3.0 mm.

Em medicina nuclear também é possível aquisições das imagens tomográficas. Os cortes correspondem a projeções de dados, para diferentes posições do equipamento ao redor do paciente. A reconstrução tomográfica consiste em extrairmos as informações contidas no paciente a partir de projeções deste em vários ângulos. Os atuais equipamentos de SPECT também utilizam detector CZT (Cádmio Zinco e Telúrio), em arranjo de múltiplos colimadores pinhole, o que permite maior rapidez no estudo com radioisótopos (Figura 3).



Figura 3: a) SPECT de duas cabeças. Fonte: Siemens b) SPECT CZT. Fonte: GE Healthcare

Tomografia por Emissão de Pósitrons PET

Os conceitos de física aplicados aos sistemas da Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) são relacionados à emissão e a detecção da radiação. A emissão é obtida pela desintegração de um elemento radioativo, e a detecção consiste na deposição da energia dos fótons nos cristais de cintilação distribuídos em anéis dentro do gantry. Os principais radioisótopos emissores de PET estão listados na Tabela 1. Para alguns radioisótopos, devido a sua instabilidade nuclear ocorre a emissão de um elétron com carga positiva que referimos como *pósitron* (β^+). Esta partícula em contato com do meio de interação, faz com que a partícula β^+ se aniquile. Disto resulta a emissão de dois fótons em direções opostas (Figura 4).

A radiação emitida pelos fótons é quase em 180° , sendo que estes ao atingirem os pares de detecção, são convertidos em sinais de cintilações. Os dados de detecção são convertidos em sinais, os quais são analisados por sistemas eletrônicos. Os equipamentos de PET não utilizam sistemas de colimação, mas sim circuitos eletrônicos de coincidência. Estes são ajustados para verificar se os fótons originados pela aniquilação da partícula β^+ conseguem alcançar os pares de detectores ao mesmo tempo.

A energia dos dois fótons absorvidos nos cristais deve estar dentro de uma faixa determinada pelo equipamento. Portanto se os dois fótons estiverem enquadrados nas janelas temporais e de energia, serão aceitos como eventos de coincidência. Na sequência os dados relativos às coincidências de detecção são transmitidos ao computador para a reconstrução da imagem tomográfica. Desta forma é possível identificar a distribuição de radionuclídeos no órgão em estudo, para o diagnóstico por imagens.

Tabela 1: Características pósitrons. Fonte: Nogueira

Radioisótopos	$T_{1/2}$ (min)	E_{max} (MeV)
Carbono-11	20,4	0,959
Nitrogênio-13	9,96	1,197
Oxigênio-15	2,07	1,738
Flúor-18	109,8	0,65
Gálio-68	68	1,899
Rubídio-82	1,3	3,35

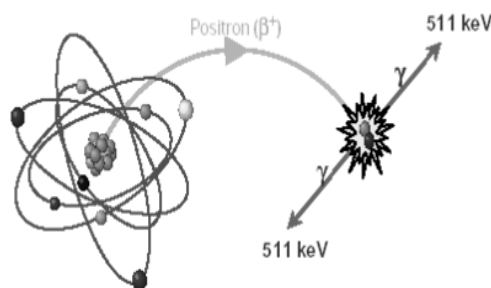


Figura 4: Aniquilação do pósitron e formação dos dois fótons gama com energia de 511 keV, propagando-se em sentido oposto. Fonte: S. A. Nogueira

Os equipamentos de PET utilizam o princípio físico da chegada dos fótons nos pares de detectores, e que formam *linhas de resposta* (LDR). Estas correspondem aos sinais de coincidências de detecção. Quando as LDR são originadas da desintegração de uma mesma β^+ , referimos a este fenômeno como *coincidências verdadeiras* (Figura 5).

No processo de detecção, também podem ocorrer de duas LDR serem originadas pela aniquilação de dois β^+ distintos e alcançarem ao mesmo tempo os pares de cristais. Estas coincidências são chamadas de *randômicas*. Outra possibilidade de registro de eventos de cintilação é quanto um fóton com energia de 511 keV da LDR e outro fóton de espalhamento, também estarem presentes nas LDR e contribuírem na detecção da radiação, sendo referidas como *coincidência de espalhamento*, o que degrada a qualidade da imagem.

O sinal de detecção em PET é constituído pela somatória dos eventos verdadeiros, randômicos e de espalhamento. As coincidências randômicas e de espalhamento resultam na degradação do contraste da imagem, devido ao aumento da presença de ruído da imagem. Para tanto é necessário serem aplicados algoritmos para as correções dos dados coletados pelas LDR.

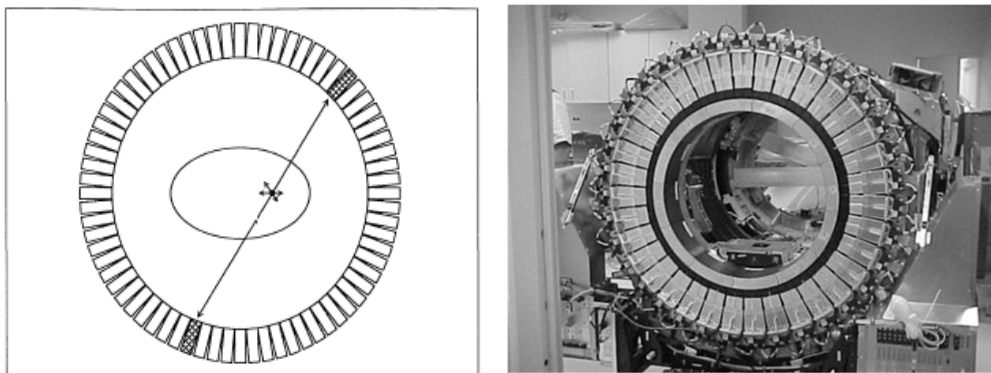


Figura 5: a) Linha de resposta de detecção (LDR) Fonte: Gopal Saha. b) Vista interna dos blocos de detecção. Fonte: Hospital Albert Einstein

As propriedades dos cristais detectores em PET estão associadas ao número atômico (z), densidade do cristal (ρ), valor do coeficiente de atenuação linear (μ) e do tempo de resposta quanto à emissão de luz de cintilação. Estas características estão relacionadas ao poder do detector absorver a radiação e transformá-las em luz, com eficiência de detecção. Entretanto, os cristais, devido a sua estrutura interna, não apresentam uma homogeneidade de detecção. Portanto, todos os materiais detectores utilizados nos atuais sistemas de PET comerciais, ainda apresentam uma baixa capacidade quanto à resolução em termos de energia.

A distância em que os fótons atravessam o detector, até a sua completa absorção é chamado de *poder de fretamento*. Por esta razão, os cristais têm que apresentar de 20 a 30mm de espessura, para poder frear os fótons de 511 keV. Quanto maior a espessura do cristal, maior o poder de fretamento de radiação. Entretanto, a luz produzida é dispersa no cristal afetando-se assim a eficiência de detecção. Após a detecção da radiação, o átomo do cristal é elevado a um nível de maior energia. Porém, este tempo de excitação é curto, e o átomo rapidamente decai ao seu estado fundamental. Após isto este intervalo, ocorre a emissão de fótons de luz na forma de cintilações. Durante a emissão de luz, o cristal permanece insensível à radiação, sendo este fenômeno chamado de *tempo morto*. Quanto maior o tempo de decaimento, menor a eficiência de detecção. O tempo de decaimento varia de 25 a 300ns, dependendo do material de cintilação utilizado com detector.

O que se preconiza para material de detecção, é que os cristais de cintilação apresentem um compromisso satisfatório entre o tempo de decaimento, a eficiência de detecção, a atenuação da radiação e resolução energética. A cada keV de energia depositada pela radiação, o cristal pode produzir de 2 até 60 fótons de luz. Esta propriedade é chamada de *eficiência de detecção*, que representa o rendimento do cristal em transformar radiação em luz.

Os primeiros sistemas PET, os quais utilizavam detectores de NaI (iodeto de sódio), com rendimento de 38 flashes de luz para cada keV de energia depositada. Portanto, para a energia de 511 keV eram produzidos aproximadamente 20.000 fótons de luz, contribuindo-se com a eficiência de detecção. Entretanto, em comparação a outros materiais, os cristais de NaI apresentam menor densidade e, portanto, menor atenuação. Devido a estas limitações, estes cristais foram substituídos por cristais de BGO, os quais tem propriedades satisfatórias quanto á densidade, atenuação e poder de frenamento da radiação, porém com longos tempos de decaimento de cintilação, afetando-se a eficiência de detecção (Tabela 2).

No processo de detecção são utilizados cristais de cintilação, os quais são distribuídos dentro do gantry. Os cristais detectores tem uma dimensão de 3 a 5mm, dependendo do fabricante do equipamento. Os detectores de estado sólido são agrupados em blocos, como por exemplo, em uma combinação de 8 x 8 cristais.

Em função da energia dos fótons emitidos é preconizado, que os cristais apresentem uma espessura suficiente, e desta forma poderem frear a radiação e transforma-la em luz de cintilação. A espessura do detector pode variar de 20 até 30 mm.

Quando de sua fabricação, os blocos detectores são cortados em diferentes profundidades, para facilitar a localização do sinal de cintilação pelos circuitos eletrônicos. Entre os cristais existem pequenas frestas, as quais são preenchidas com um material opaco e reflexivo para minimizar que a dispersão da luz alcance o cristal vizinho dentro do bloco de detecção (Figura 6).

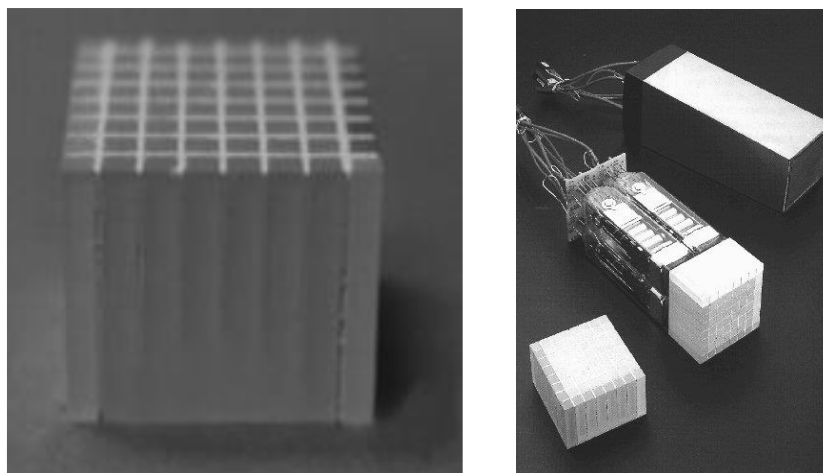


Figura 6: Blocos de cristais Luz de cintilação no bloco de detecção com diferentes profundidades entre os cristais. Fonte: Siemens Medical Systems

Tabela 2: Características dos cristais detectores de PET. Fonte Gopal Saha.

	ρ (g/cm ³)	Z	(ns)	μ (cm ⁻¹)	fótons/keV	Resolução energia (%)
NaI	51	51	250	0,34	38	7,8
BGO	74	74	300	0,96	6	10
GSO	59	59	50	0,67	10	9,5
LSO	66	66	40	0,87	29	10,1
LYSO	65	65	25	0,89	18	20

Os blocos de cristais e os componentes eletrônicos são distribuídos, em anéis de detecção. Dependendo do arranjo do equipamento o número de anéis dentro do gantry pode variar de 18 a 32. Cada bloco é acoplado opticamente a 4 PMT.

Os sinais elétricos produzidos são utilizados para determinar a localização da interação dos fótons emitidos em coincidência, pelos pares de detectores. Como entre os cristais existem fendas, com diferentes profundidades, é possível a localização dos eventos de cintilação no centro do detector e nas periferias.

A posição espacial da cintilação em cada cristal, dentro do bloco é estimada por um algoritmo de ponderação. Portanto, a soma dos pulsos gerados em cada conjunto de bloco/PMT, formam sinais que determinam um pulso de energia. Se este sinal estiver dentro de janelas temporais de coincidência será aceito pelo sistema para ser utilizado na reconstrução da imagem PET.

Dependendo da posição da desintegração de cada pósitron no paciente, são observadas diferenças quanto aos tempos de chegada dos fótons nos pares de detectores. Em sendo assim, circuitos elétricos são associados aos conjuntos com os blocos detectores/PMT e que possibilitam a determinação das diferenças temporais de detecção. Esta técnica é chamada de tempo de voo (TOF Time of Fly), possibilitando a melhora do sistema de detecção em termos de resolução espacial e sensibilidade de contagem.

Para que o evento de cintilação seja aceito pelo sistema eletrônico preconiza-se que os fótons detectados na LDR apresentem um determinado valor de energia. Esta condição é verificada pelos circuitos de altura de pulso, que são denominadas como *janela de energética*. Os circuitos de análise de altura de pulsos (PHA) são dispositivos que discriminam quais as faixas de energias dos fótons que serão utilizados na formação da imagem (Figuras 7 e 8).

As janelas de energia associadas a cada tubo fotomultiplicador (PMT) estabelecem um nível inferior e superior de aceitação quanto á energia dos fótons detectados. Neste processo de discriminação é estabelecida uma linha de base de 511 keV, a qual é relativa ao pico da energia do radioisótopo. Somente são discriminados os fótons que estiverem acima de 350 keV e abaixo de 650 keV. A utilização de janelas com PHA mais estreitas aplicadas as PMTs possibilitam uma melhor discriminação da energia, porém reduzem a sensibilidade de contagem, afetando-se a eficiência de contagem, com aumento da presença de eventos randômicos nos sinais de coincidência.

O período de chegada dos dois fótons, nos pares de detectores deve estar dentro de um intervalo de tempo. Esta condição é definida por uma janela de temporal, a qual está associada aos circuitos eletrônicos de coincidência. Dentro do plano axial do campo de visão (FOV), os cristais que estão posicionados em direções opostas são interligados a estes circuitos. Em decorrência de limitações técnicas, não é possível conectar cada par de detectores individualmente aos circuitos de coincidência. Portanto, os blocos de detectores são interligados em conjuntos para se verificar se as coincidências estão dentro das janelas temporais de coincidência.

Para cada cristal, as possibilidades de coincidências são relativas à metade do número de cristais opostos, que estão contidos em cada anel. Desta forma, para cada detector é formada uma projeção com uma geometria na forma de leque, dentro de um ângulo de aceitação relativo ao plano transaxial. Os dados de cintilação são coletados simultaneamente pelos detectores, sendo a localização de cada par de cristais é determinada para cada evento de coincidência. Na sequência os tempos de coincidência em cada par detector é comparado pelas janelas temporais, quanto ao tempo de chegada (Figura 9).

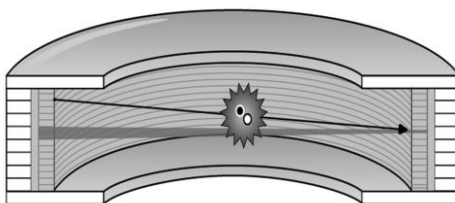


Figura 7: Ilustração da desintegração do pósitron com a formação de LDR Fonte: GE

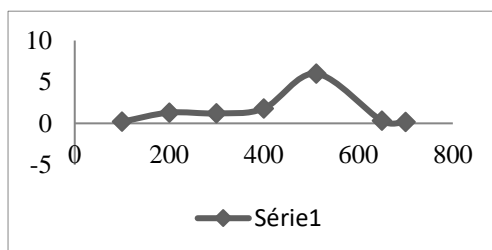


Figura 8: Fotóptico de energia (511 keV) e a janela PHA. Fonte Gopal Saha

Para cada par de cristais são possíveis múltiplas LDR, as quais se aceitam pelos circuitos eletrônicos. Após isto estas serão armazenadas no mesmo pixel. O evento de coincidência pode ocorrer ao longo de cada linha, sendo que sua posição é especificada em termos de coordenadas polares quanto a distância e o ângulo.

À distância (r) do centro do FOV e o ângulo (Φ) formado pela LDR são relativas aos eixos do gantry (x e y). As LDR são plotadas em colunas horizontais em termos de coordenadas polares (r, Φ). Quando as projeções são adquiridas no FOV, as LDR correspondentes aos diferentes valores de posição (r) e de angulação (Φ) são plotados, resultando uma área sombreada, presente sinograma (Figura 9).

No processo final de aquisição, os dados são armazenados no sistema computacional. A matriz na forma de um sinograma é relativo às projeções adquiridas no processo de detecção para cada ângulo de aceitação. Forma-se, portanto, um histograma bidimensional das LDR em termos de posição (r, Φ). Cada pixel do sinograma representa o evento de coincidência em função das coordenadas polares, com um valor contagem é adicionada ao pixel.

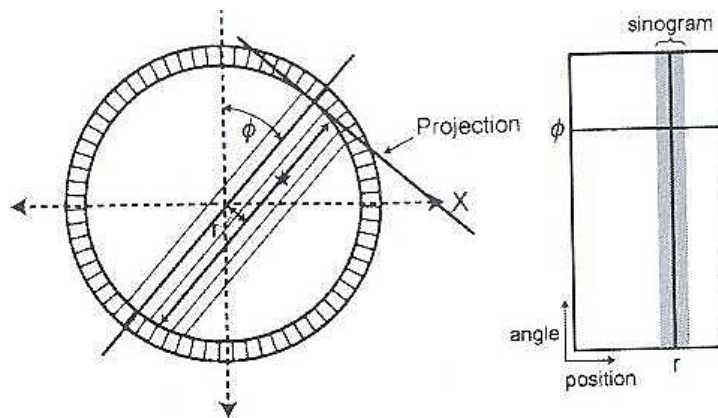


Figura 9: Ilustração da representação das LDR das coincidências em termos de coordenadas polares (r, Φ) para o FOV.

Fonte: Gopal Saha.

Na reconstrução de imagem em PET são utilizados os métodos iterativos ao invés de métodos analíticos. Por estes métodos é possível embutir correções, como as de atenuação e de redução de ruído, diretamente no algoritmo de reconstrução. A aplicação destas correções pode ser realizada pixel a pixel ou a cada linha de resposta de detecção.

As técnicas iterativas mais utilizadas em PET, como por exemplo, os métodos MLEM (*maximum-likelihood expectation maximization*). Neste método, durante cada interação os dados da imagem são atualizados. Isto significa que milhares de interações são realizadas até ser encontrada uma concordância na estimativa da medida da imagem, demandando-se um excessivo tempo computacional, bem como a presença de ruído nas imagens reconstruídas.

Em decorrência das limitações do MLEM, adaptações foram realizadas a este algoritmo, sendo introduzidas as técnicas iterativas OSEM (*order subset expectation maximization*). Neste método as projeções de dados são agrupadas em subconjuntos ou subset. Isto é importante, pois cada subconjunto apresenta o mesmo número de projeções em termos da posição angular. O valor estimado de cada LDR do subconjunto é utilizado para a reconstrução da imagem, sendo comparado ao subconjunto seguinte, até que todos estes agrupamentos das projeções sejam estimados. Desta forma o tempo de processamento é reduzido. Uma variação do algoritmo OSEM, também foi introduzida, quando do processamento de sequências de projeções ortogonais, sendo referido como RAMALA (*row-action maximum likelihh*).

PET/CT

Para a detecção dos fótons de 511 keV emitidos em direções opostas são utilizados os blocos de detectores distribuídos em uma geometria circular, ao longo do eixo axial do gantry. Quando da detecção em PET, o ideal seria apenas a obtenção das informações relativas às coincidências verdadeiras, entretanto também estão presentes nos sinais de cintilação, os eventos randômicos e de espalhamento. A presença de eventos não verdadeiros nos sinais de coincidência implica em uma limitação em termos poder resolutivo do sistema. Portanto aos dados adquiridos é necessário de serem aplicados diversos mecanismos de correção, que são discutidos mais adiante. Dentre estes é necessária a aplicação da correção de atenuação da radiação pelo paciente. Para isto, foram associados aos sistemas de PET, os métodos anatômicos com o emprego da tomografia computadorizada (CT).

A combinação das imagens anatômicas e funcionais com a tecnologia de PET/CT permite um diagnóstico diferenciado da avaliação e do estadiamento das doenças oncológicas. Isto decorre, pois este método apresenta elevada especificidade e acurácia da detecção das lesões. A utilização do método híbrido de PET/CT possibilita o registro em separado das duas imagens digitais. Para que as imagens das duas modalidades possam ser visualizadas lado a lado ou na forma de fusão, com uma correspondência espacial e de escalas de cinza ou cores é necessário que seja realizado o alinhamento relativo às informações do PET e do CT (Figura 10).

O processo de alinhamento entre as duas modalidades de imagens é referido como coregistro, o qual pode ser obtido por diferentes métodos. No método manual de alinhamento, os contornos dos conjuntos de imagens das duas modalidades são traçados pelo operador. Outra possibilidade de coregistro é a marcação, também pelo operador de um ponto externo a um órgão ou região, que sejam comuns aos dois métodos de imagem. No alinhamento automático, as bordas ou superfícies entre os órgãos são determinadas por um algoritmo. Por fim, o coregistro, também pode ser determinado automaticamente pelas diferenças de intensidades dos voxels. Apesar do emprego dos métodos de alinhamento, as variações de coregistro podem introduzir a pequenos diferenças de localização espacial de até 2 mm entre as duas modalidades obtidas de forma separada. Isto decorre pelas diferenças nas variações de posição, quando da aquisição, bem como o movimento do paciente, devido a respiração.

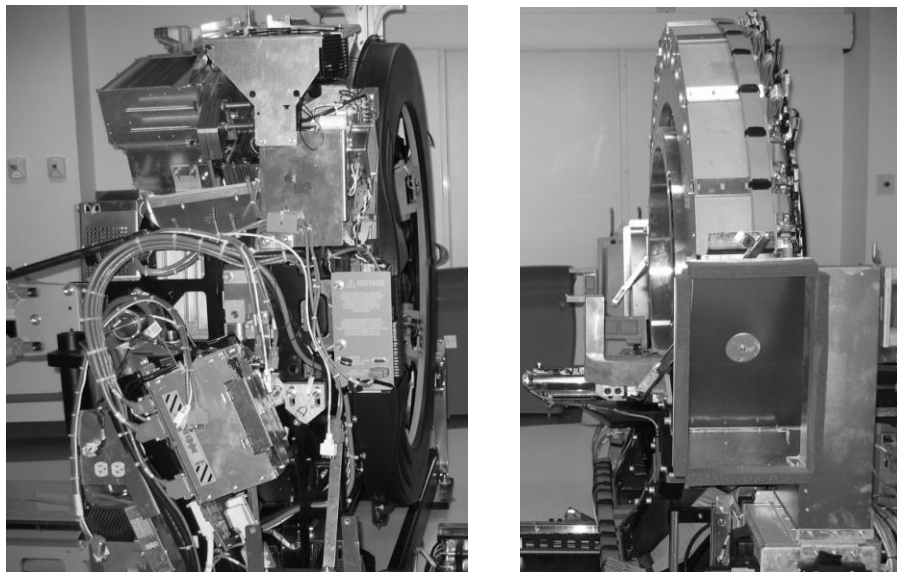


Figura 10: Visão interna gantry separados para a tomografia (esquerda) e PET (direita). Fonte: Hospital Albert Einstein

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] James Sorenson e Micheal Phelps. Physics in Nuclear Medicine ed Elsevier
- [2] Gopal B. Saha. Basics of PET imaging ed Springer
- [3] Renato Dimenstein e Dany Jasonowodolinky: Bases Físicas de PET/CT Ed Senac

CAPÍTULO VII - PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Introdução

A Ressonância Magnética (RM) é hoje um método de diagnóstico por imagem estabelecido na prática clínica e em crescente desenvolvimento. Dada a alta capacidade de diferenciar tecidos e coletar informações bioquímicas, o espectro de aplicações se estende a todas as partes do corpo humano e explora aspectos anatômicos e funcionais. A física da Ressonância Magnética Nuclear (RMN) aplicada à formação de imagens é complexa e abrangente, uma vez que tópicos como eletromagnetismo, supercondutividade e processamento de sinais tem de ser abordados em conjunto para o entendimento deste método. Esta revisão tem por objetivo explorar de forma introdutória e simplificada a física da imagem por ressonância magnética e demonstrar equipamentos, mecanismos e aplicações da RM, servindo como texto de apoio para o aprofundamento do assunto.

Bases Físicas da RM

A imagem por ressonância Magnética (IRM) é, resumidamente, o resultado da interação do forte campo magnético produzido pelo equipamento com os prótons de hidrogênio do tecido humano, criando uma condição para que possamos enviar um pulso de radiofrequência e, após, coletar a radiofrequência modificada, através de uma bobina ou antena receptora. Este sinal codificado espacialmente por gradientes de campo magnético é coletado, processado e convertido numa imagem ou informação.

Apesar do fenômeno físico da Ressonância Magnética Nuclear ter sido descrito em 1946 por Block e Purcell em artigos independentes da *Physics Review*, as primeiras imagens do corpo humano só foram possíveis cerca de trinta anos após, com os trabalhos de diversos cientistas no mundo todo, mas especialmente de Paul Lauterbur e Sir Peter Mansfield. Este intervalo de tempo demonstra a complexidade deste método e a necessidade de tecnologias aparentemente tão distintas, como os supercondutores e o processamento de sinais, serem usados para formar a imagem.

Em nenhum outro método de imagem, os conceitos físicos estão tão atrelados a rotina de realização de exames e operação do equipamento que em RM. Desta forma, a necessidade de entender os conceitos é primordial para a execução com qualidade dos exames e o benefício que este trará para o diagnóstico de importantes patologias.

As propriedades de ressonância magnética têm origem na interação entre um átomo em um campo magnético externo. De forma mais precisa, é um fenômeno em que partículas contendo momento angular e momento magnético exibem um movimento de precessão quando estão sob ação de um campo magnético.

Os principais átomos que compõem o tecido humano são: hidrogênio, oxigênio, carbono, fósforo, cálcio, flúor, sódio, potássio e nitrogênio. Estes átomos, exceto o hidrogênio (^1H), possuem no núcleo atômico prótons e nêutrons. Apesar de outros núcleos possuírem propriedades que permitem que sejam utilizados para imagem por ressonância magnética, o hidrogênio é o escolhido por três motivos básicos: 1) é o mais abundante no corpo humano: cerca de 10% do peso corporal se deve ao hidrogênio, 2) as características de RMN se diferem bastante entre o hidrogênio presente no tecido normal e no tecido patológico; e 3) O próton do hidrogênio possui o maior momento magnético e, portanto, a maior sensibilidade a RMN, como veremos a seguir.

Spin e o Momento Magnético

O átomo de hidrogênio, o mais simples da tabela periódica, possui como núcleo o próton. Os prótons são partículas carregadas positivamente e que possuem uma propriedade chamada de spin ou momento angular.

Como o objetivo é ter uma visão simplificada e introdutória da física relacionada a IRM, vamos admitir que o spin represente o movimento de giro do próton em torno de seu próprio eixo, da mesma forma que um pequeno pião. Para o próton de hidrogênio, o spin (I) pode ser $+1/2$ ou $-1/2$, o que na nossa analogia clássica pode representar os prótons girando para um lado ou para o outro. Juntamente com o spin o próton de hidrogênio possui uma outra propriedade chamada de momento magnético, que faz com que o mesmo se comporte como um pequeno ímã ou um pequeno magneto.

Esta analogia é válida se visualizarmos o próton como uma pequena esfera carregada (carga positiva) e girando em torno de seu próprio eixo (spin). Como para toda partícula carregada em movimento acelerado surge um campo magnético associado, o próton de hidrogênio se comporta como um pequeno magneto, ou um dipolo magnético. Podemos utilizar um vetor para descrever cada dipolo magnético, ou cada próton, como mostra a Figura 1.

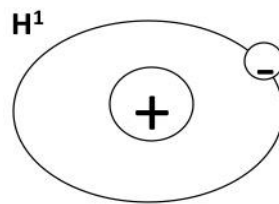


Figura 1: Átomo de hidrogênio. O núcleo é composto somente pelo próton. Fonte: Mazzola

E o que acontece quando um próton de hidrogênio ou um conjunto de prótons de hidrogênio é colocado sob ação de um campo magnético externo? Ou seja, o que ocorre com os prótons do corpo do paciente quando o mesmo é posicionado dentro do magneto? Para responder esta pergunta é importante entendermos que na temperatura média de $36,5^{\circ}\text{C}$ do corpo humano e sob ação do fraco campo magnético terrestre de 0,3 gauss (ou 3×10^{-5} tesla, uma vez que o fator de conversão é de $1\text{T} = 10.000\text{ G}$) os momentos magnéticos não possuem uma orientação espacial definida, se distribuindo de forma randômica. Esta distribuição aleatória faz com que a magnetização resultante de um volume de tecido seja igual a zero.

Quando o paciente é posicionado no interior do magneto e fica sob ação de um campo magnético de, por exemplo, 1,5 T, os prótons de hidrogênio irão se orientar de acordo com a direção do campo aplicado, como se fossem pequenas bússolas, porém, ao contrário das bússolas que apontariam seu norte marcado na agulha para o sul Magnético, os prótons de hidrogênio apontam paralelamente ao campo e antiparalelamente. As duas orientações representam dois níveis de energia que o próton pode ocupar: o nível de baixa energia (alinhamento paralelo) e o nível de maior energia (alinhamento antiparalelo), como mostra a Figura 2. No modelo quântico um dipolo nuclear somente pode ter $2I+1$ orientações com o campo, correspondendo a $2I$ níveis de energia. O próton de hidrogênio ($I=1/2$) possuem duas possíveis orientações, que correspondem aos níveis de baixa e alta energia (Figura 3).

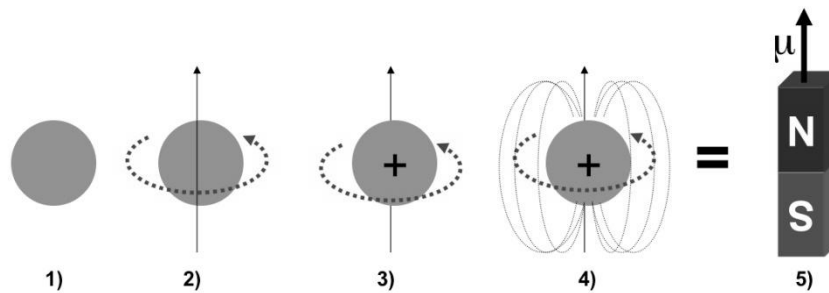


Figura 2: O próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera (1) que possui um movimento de giro (spin) em torno do seu próprio eixo (2). Por ser uma partícula carregada positivamente (3) irá gerar um campo magnético próprio ao seu redor (4) se comportando como um pequeno dipolo magnético (4) ou como um ímã (5) com um momento magnético (μ) associado. Fonte: Mazzola

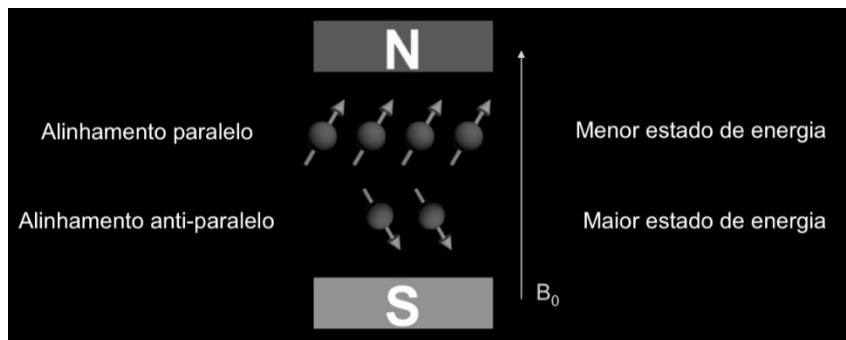


Figura 3: Prótons de hidrogênio sob ação do campo magnético externo aplicado. Os prótons se distribuem em dois níveis de energia, sendo que um pequeno número maior de prótons se alinha paralelamente. Fonte: Mazzola

A distribuição dos spins nos dois níveis é regida pela distribuição de Boltzmann:

$$\frac{N_P}{N_{AP}} = e^{-\frac{E}{kT}}$$

onde N_P é o número de spins alinhados paralelamente, N_{AP} é o número de spins alinhados antiparalelamente, k é a constante de Boltzmann ($k=1,3805 \times 10^{-23}$ joules/kelvin) e T é a temperatura absoluta em kelvin. Para um campo de magnético de 1,5 T e na temperatura média do tecido humano, a diferença entre os spins que ocupam o estado de menor energia e o de maior energia é de aproximadamente 5 para 1 milhão. Do ponto de vista prático é somente com estes 5 spins resultantes que poderemos trabalhar para produzir sinal detectável na bobina.

Movimento de Precessão e Equação de Larmor

Na tentativa de alinhamento com o campo e por possuir o movimento de giro (spin), surge um segundo movimento chamado de precessão. A analogia com um pião de brinquedo sob a ação do campo gravitacional é válida para entendermos este movimento. Sob ação de um campo magnético os prótons de hidrogênio irão precessar a uma frequência ω determinada pela equação de Larmor:

$$\omega = \gamma B_0$$

onde γ é a razão giromagnética e B_0 é o valor do campo magnético externo aplicado.

Para o hidrogênio, a razão giromagnética é de 42,58 MHz/T. Portanto, se considerarmos um campo de 1,5T, a frequência de precessão será de 63,87 MHz. Uma regra importante a ser sempre lembrada é qualquer alteração no valor do campo magnético irá alterar a frequência de precessão.

Magnetização do Tecido

Como nas imagens a menor unidade será o voxel, e este é da ordem de $1,0 \text{ mm}^3$ ou mais, é o efeito combinado dos prótons de hidrogênio que irá nos interessar. A magnetização resultante em cada voxel é o resultado da soma vetorial de todos os spins que resultaram do cancelamento mútuo. No equilíbrio, a magnetização resultante possui somente a componente horizontal (ao longo de B_0). É fundamental que neste momento façamos a localização espacial do vetor magnetização.

Coordenadas no Espaço (x,y e z): Eixo Longitudinal e Plano Transversal

A Figura 4, mostra os eixos de coordenadas (x, y e z) e o vetor que representa o momento magnético de um próton de hidrogênio realizando o movimento de precessão em torno do eixo z, assim como as mesmas coordenadas num típico magneto supercondutor. O eixo z, ou longitudinal, representa a direção de aplicação do campo magnético principal (B_0). O plano xy é chamado de plano transversal.

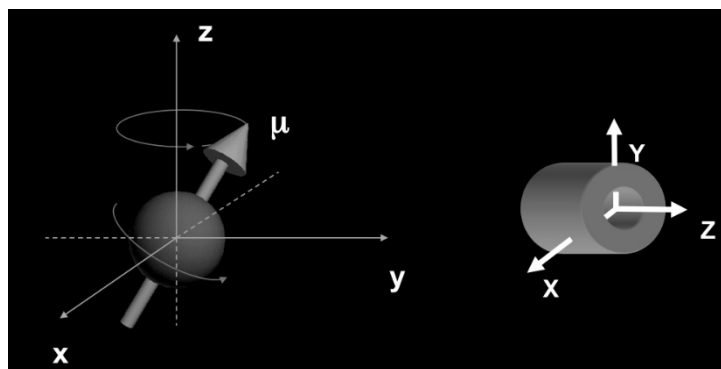


Figura 4: Eixos de coordenadas usados em IRM e o vetor momento magnético (μ) associado ao próton de ^1H . Fonte: Mazzola

Utilizando o mesmo sistema de coordenadas, podemos imaginar um elemento de volume de tecido (voxel) contendo 11 spins, como mostra a Figura 5. Os spins irão se alinhar paralelamente (7 spins) e antiparalelamente (4 spins). Realizando o cancelamento mútuo do vetor momento magnético dos que estão para cima com os que estão para baixo (7-4 = 3 spins), uma componente de magnetização resultante M_0 irá surgir alinhada ao eixo longitudinal.

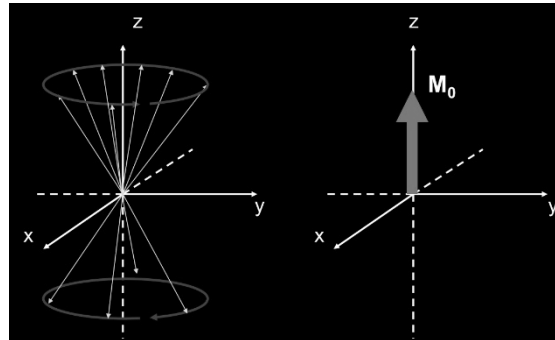


Figura 5. Esquerda: spins alinhados paralelamente e antiparalelamente ao campo magnético externo aplicado (eixo z) realizando movimento de precessão; Direita Vetor magnetização resultante (M_0) de um elemento de volume do tecido.

Apesar de todos os momentos magnéticos individuais precessarem em torno de B_0 a uma frequência angular igual a ω , não existe coerência de fase entre eles e, portanto, não irá existir componente de magnetização no plano transversal. Uma bobina posicionada de forma perpendicular ao plano transversal não irá detectar nenhum sinal, pois não ocorrerá alteração no fluxo magnético.

Aplicação do Campo de Radiofrequência (B_1)

Para que uma corrente elétrica seja induzida em uma bobina posicionada de forma perpendicular ao plano transversal é necessário que o vetor magnetização como um todo, ou parte dele, esteja no plano transversal e que possua coerência de fase. Se todos os momentos magnéticos individuais forem desviados em 90° para o plano transversal e todos estiverem precessando na mesma posição (mesma fase), teremos o máximo de sinal induzido nesta bobina.

Para reorientar o vetor magnetização, um segundo campo magnético de curta duração (pulso) tem que ser aplicado. Este campo B_1 (pulso de radiofrequência) deve ser perpendicular a B_0 e deve estar em fase com a frequência de precessão. O efeito no vetor M é o de afastá-lo, por um dado ângulo de desvio (α), do alinhamento com o B_0 . Um dos pulsos de RF mais utilizados é o que irá resultar em um ângulo de desvio de 90° , transferindo assim todo o vetor M para o plano transversal. Os pulsos de 180° também são utilizados e são chamados de pulsos de inversão (Figura 6). A emissão deste pulso de RF é normalmente feita pela chamada bobina de corpo e a detecção do sinal é feita por uma bobina local, como a bobina de crânio.

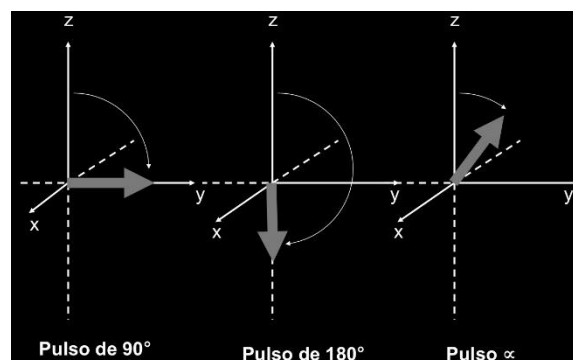


Figura 6. Pulsos de RF e sua nomenclatura. O pulso de 90° é chamado de pulso de excitação, o de 180° de pulso de inversão e o pulso α pode assumir qualquer valor. Fonte: Mazzola

Em resumo, a aplicação do pulso de RF causa dois efeitos, sendo a transferência de energia para o vetor magnetização, desviando-o do alinhamento ou quando for de 90° , jogando-o para o plano transversal; e faz com que os núcleos precessem, momentaneamente, em fase no plano transversal.

Sinal de Indução Livre (SIL)

Com aplicação de um pulso de RF de 90° , por exemplo, a magnetização é jogada no plano transversal e passa a induzir uma tensão elétrica na bobina de frequência ω (sinal de RMN). Quando encerra a aplicação do pulso de RF, o sinal gradualmente decai como resultado do processo de relaxação ou de retorno do vetor magnetização para o equilíbrio, ou seja, para o alinhamento com o campo B_0 . O formato do sinal induzido (ou sinal de indução livre – SIL) é o de uma onda seno amortecida, como mostra a Figura 7.

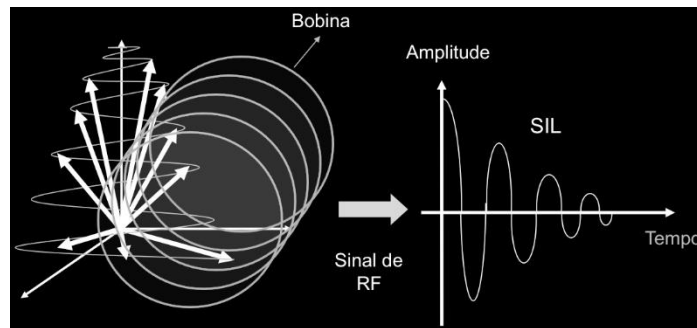


Figura 7: Sinal de Indução Livre (SIL) gerado pelo retorno da magnetização para o alinhamento após a aplicação de um pulso de RF de 90° . Fonte: Mazzola

Processos de Relaxação: Longitudinal e Transversal

A relaxação dos spins que gera o sinal de indução livre (SIL) é causada pelas trocas de energia entre spins e entre spins e sua vizinhança (rede). Estas interações são chamadas de relaxação spin-spin e spin-rede e juntas fazem com que o vetor M retorne ao seu estado de equilíbrio (paralelo a B_0). Duas constantes de tempo foram criadas para caracterizar cada um destes processos: T_1 e T_2 . A constante T_1 está relacionada ao tempo de retorno da magnetização para o eixo longitudinal e é influenciada pela interação dos spins com a rede. A constante T_2 faz referência a redução da magnetização no plano transversal e é influenciada pela interação spin-spin (dipolo-dipolo).

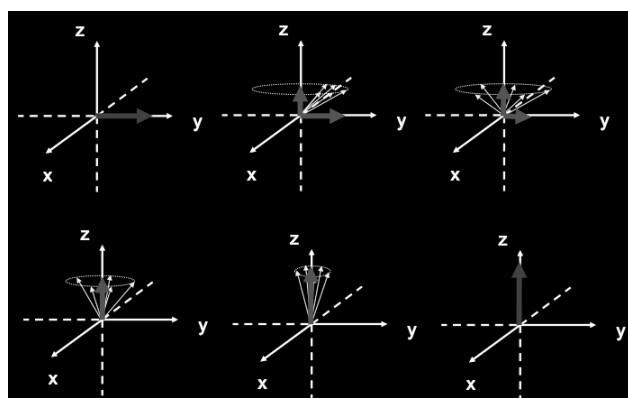


Figura 8: Retorno do vetor magnetização ao equilíbrio após a aplicação de um pulso de RF de 90° . Fonte: Mazzola

A Figura 8 mostra, passo-a-passo, o retorno do vetor magnetização ao equilíbrio após a aplicação de um pulso de RF de 90°. Em amarelo são mostrados os momentos magnéticos individuais. É possível perceber que estes vão se defasando e com isso ocorre uma redução rápida na componente de magnetização ainda presente no plano transversal.

Retorno da Magnetização Longitudinal – T1

A equação que descreve o retorno da magnetização para o eixo longitudinal, mostrada no gráfico da Figura 9 é:

$$M_z = M_L = M_0 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T1}})$$

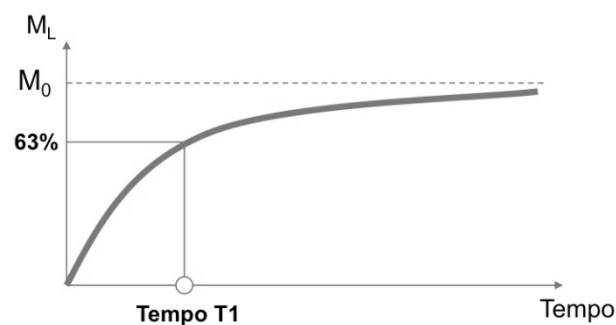


Figura 9: Retorno da magnetização longitudinal (Mz) ao alinhamento. O tempo T1 caracteriza este retorno.

O tempo necessário para a magnetização longitudinal recuperar 63% do seu valor inicial é chamado de tempo T1 ou simplesmente T1.

Decaimento da Magnetização Transversal – Tempo T2

A equação que descreve o decaimento da magnetização no plano transversal, como mostra no gráfico da Figura 10 é:

$$M_{xy} = M_T = M_0 \cdot e^{-\frac{t}{T2}}$$

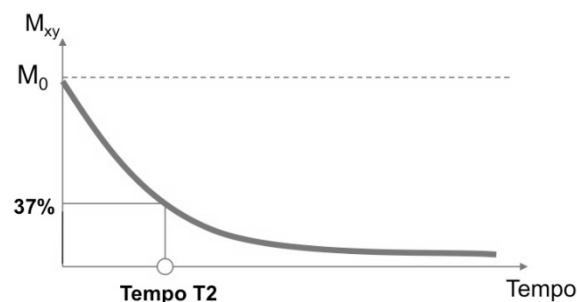


Figura 10: Decaimento da magnetização transversal.

O tempo necessário que a magnetização no plano transversal atinja 37% do seu valor inicial é chamado de T2.

Constante de Tempo T2 versus T2*

Variações locais do campo magnético principal (B_0) causam defasagem dos momentos magnéticos, aumentando ainda mais a relaxação no plano transversal e acelerando o decaimento do sinal de indução livre. É conveniente definir uma outra constante de tempo, chamada T2* (T2 estrela):

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_{inomag}}$$

Onde, $T2_{inomag}$, descreve o decaimento adicional no sinal devido a inhomogeneidades do campo.

Estas inhomogeneidades podem ter origem nas próprias diferenças de composição dos tecidos do corpo, como também em imperfeições na fabricação e ajustes do magneto. A ressonância magnética funcional irá explorar as alterações no tempo T2*, como veremos mais adiante.

A Tabela 1 apresenta tempos de relaxação T1 e T2 para diversos tecidos à 1,5T. Os valores devem servir apenas como referência, pois uma medida quantitativa dos tempos de relaxação pode resultar em valores bastante diferentes. É possível perceber que estas diferenças nos tempos de relaxação poderão ser usadas para gerar contraste entre os tecidos nas imagens (Tabela 1) e que esta é uma vantagem da RM sobre os demais métodos de diagnóstico.

Tabela 1: Tempos de relaxação T1 e T2 aproximados para diversos tecidos do corpo humano a 1,5T.

Tecido	T1 (ms)	T2 (ms)
Substância Branca	790	90
Substância Cinzenta	920	100
Líquido Céfalo-Raquidiano (Líquor)	4000	2000
Sangue (Arterial)	1200	50
Parênquima Hepático	490	40
Miocárdio	870	60
Músculo	870	50
Lipídios (Gordura)	250	80

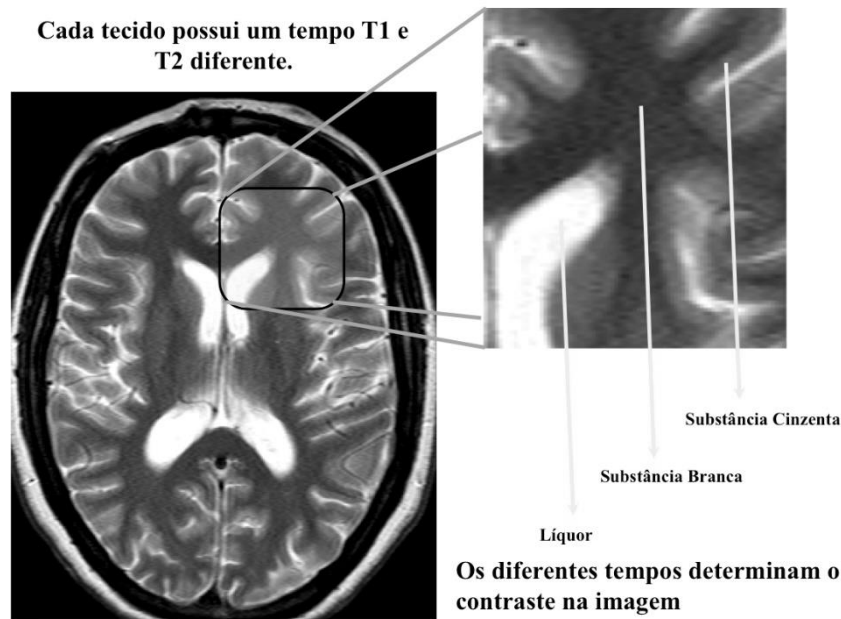


Figura 11: Imagem turbo spin eco ponderada em T2, mostrando na imagem ampliada a resolução de contraste obtida devido as diferenças nos tempos T2 entre os tecidos envolvidos. Fonte: Mazzola

Ecos de Spins ou Spin Eco

Até aqui tratamos do fenômeno da ressonância magnética nuclear e da observação do SIL, assim como entendemos que existem constantes de relaxação (T1 e T2) que possibilitam diferenciar tecidos. Um aspecto fundamental para a coleta do sinal que irá gerar a imagem de ressonância magnética é o fenômeno de formação de ecos. Este fenômeno foi observado e descrito por Hahn em 1950 e é a base para estudarmos sequências de pulso. Hahn descreveu que, se excitarmos os prótons com um pulso de RF inicial e, após um determinado tempo t enviarmos um segundo pulso, observaremos que, além do surgimento de sinal na bobina após o primeiro pulso (SIL), também haverá o surgimento de um segundo sinal. Este segundo sinal é um eco do primeiro e aparece na bobina num tempo igual a $2t$. É importante ressaltarmos que o surgimento do eco é um processo natural e ocorre devido a refasagem dos momentos magnéticos induzida pelo segundo pulso de RF. Podemos controlar o momento em que o eco irá surgir através dos tempos e de aplicação dos pulsos, porém a defasagem e refasagem será dependente dos tipos de tecido em questão. Mais tarde abordaremos a sequência de pulso gradiente eco, na qual poderemos manipular também a defasagem e a refasagem.

Sequências de Pulso Spin Eco ou Eco de Spins

A sequência de pulso Spin Eco se caracteriza pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90° , seguido de um pulso de RF de 180° . Como já descrito anteriormente, o intervalo de tempo t entre a aplicação destes dois pulsos irá determinar o surgimento do eco em $2t$. Chamaremos de tempo de eco (TE) o intervalo de tempo entre a aplicação do pulso inicial de RF de 90° e o pico do eco (Figura 12).

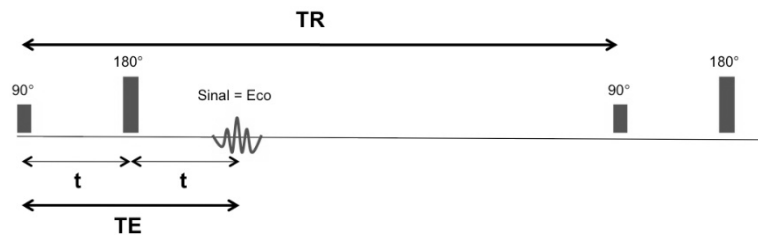


Figura 12: Sequência de Pulso Spin Eco. Pulso de 90° e aplicação no tempo ($TE/2$) do pulso de RF de 180° .

O tempo entre sucessivos pulsos de RF de 90° é chamado de TR, ou tempo de repetição. Enquanto o TE determina o quanto de relaxação no plano longitudinal estará presente no eco, o TR estabelece o quanto de magnetização longitudinal se recuperou entre sucessivos pulsos de 90° . O pulso de RF de 180° permite formar o eco, pois irá refasar os spins, gerando assim novamente sinal na bobina (eco).

FORMAÇÃO DA IMAGEM

Codificação do Sinal

A RMN só pôde se tornar útil como método de obtenção de imagens do corpo humano com o desenvolvimento da codificação espacial do sinal através do uso de gradientes de campo magnético. Em 1973, Paul Lauterbur propôs o uso de gradientes de campo magnético, permitindo assim a codificação espacial do sinal. Lauterbur mostrou que, adicionando gradientes de campo magnético lineares e obtendo uma série de projeções da distribuição de sinal, ele poderia reconstruir uma imagem através da mesma retroprojeção filtrada usada por Hounsfield para obtenção de imagens de tomografia computadorizada por raios X. O método foi aprimorado por muitos outros pesquisadores, incluindo Peter Mansfield, o qual propôs também a sequência de pulso eco planar (EPI) que será tratada mais adiante.

Gradientes de Campo Magnético

Até aqui consideramos que o campo magnético produzido pelo magneto possui um valor único e uniforme. Desta forma, se todo um volume de tecido, como o cérebro, for posicionado neste campo e um pulso de RF for enviado com valor de frequência exatamente igual a frequência de precessão dos prótons de hidrogênio, todo o volume será excitado. Os prótons de hidrogênio do volume como um todo receberão energia do pulso de RF e retornarão sinal para a bobina. Este sinal contém informação de todo o tecido cerebral, mas não possibilita que saibamos de que parte do cérebro ele provem.

Como o objetivo é mapear uma imagem bidimensional (2D), é preciso estabelecer um método que possibilite a seleção de um corte do corpo e, dentro deste corte, possamos ter uma matriz de pontos organizada em linhas e colunas. Para cada elemento desta matriz (pixel) deve ser obtido o valor de intensidade de sinal, para que através de uma escala de tons de cinza ou cores possamos visualizar a imagem final.

Com a introdução dos chamados gradientes de campo magnético, poderemos variar linearmente em uma dada direção a intensidade do campo magnético, como mostra a equação abaixo:

$$B_z(z) = B_0 + z.G_z$$

Onde G_z é a intensidade do gradiente aplicado (mT/m) na direção z e $B_z(z)$ será o novo valor de campo magnético numa dada posição z .

O novo campo criado localmente com o acionamento do gradiente irá fazer com que a frequência de precessão mude, ou seja, cada posição do tecido na direção de aplicação do gradiente precessa em uma frequência diferente. A Figura 13 exemplifica o acionamento do gradiente. A frequência poderá ser usada agora para localizar espacialmente o sinal.

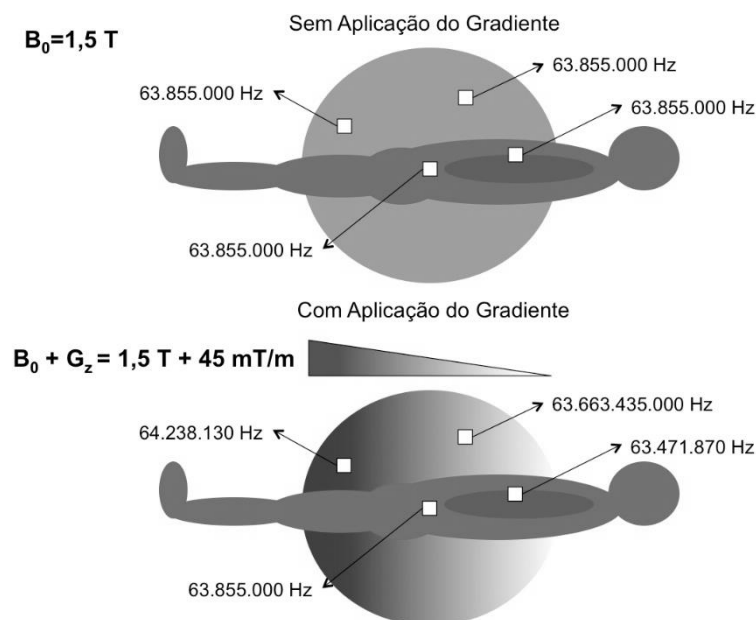


Figura 13: Efeito de aplicação de um gradiente de campo magnético na direção do eixo z com amplitude de 45 mT/m. As alterações na frequência de precessão dentro do volume de interesse se modificam de acordo com a posição ao longo do eixo z . Fonte: Mazzola

O acionamento de um gradiente de campo também altera a fase dos spins. Esta alteração é proporcional ao tempo que o gradiente fica ligado e amplitude do gradiente.

Juntas, fase e frequência poderão fornecer informações espaciais do sinal, como veremos a seguir.

Seleção de Corte, Codificação de Fase e Codificação de Frequência

São necessárias 3 etapas para a codificação do sinal de forma a obter uma imagem de RM: seleção de corte, codificação de fase e codificação de frequência. Cada etapa representa o acionamento de gradientes em uma dada direção.

Se o gradiente de seleção de corte for acionado na direção z, cada posição ao longo do eixo da mesa irá precessar com um valor diferente de frequência. Se este gradiente permanecer ligado, podemos enviar um pulso de RF com frequência central de precessão igual à da região que queremos excitar. Dividimos assim o paciente em cortes axiais. Os outros dois gradientes (codificação de fase e frequência) serão acionados nos eixos que restaram (x e y ou y e x).

Quando o gradiente de codificação de fase é acionado alteramos a fase dos spins de forma proporcional a sua localização. Assim, um dos eixos do corte fica mapeado com a fase. É necessário acionar n vezes o gradiente de codificação de fase. Cada vez que é acionado, altera-se a amplitude do gradiente.

No momento da leitura do sinal o gradiente de codificação de frequência é acionado na direção restante. Desta forma, o segundo eixo do corte ficará mapeado em frequência. O gradiente de codificação de frequência também é chamado de gradiente de leitura. Podemos agora adicionar ao nosso esquema da sequência de pulso, as etapas de codificação do sinal, como mostra a Figura 14.

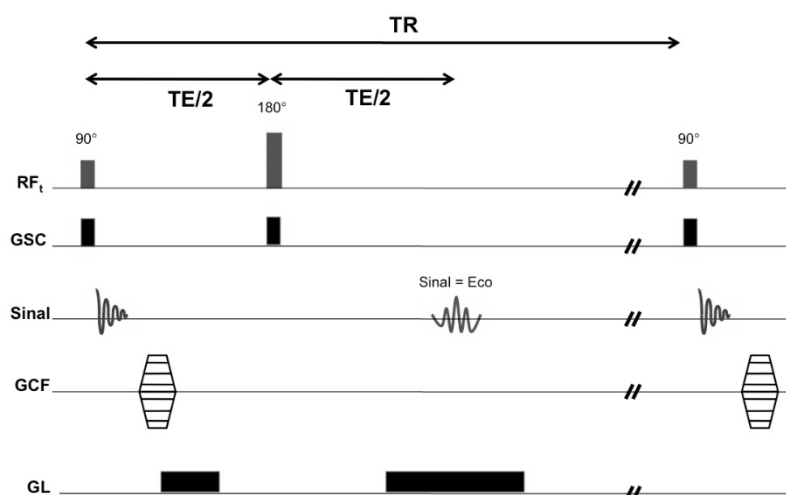


Figura 14: Diagrama simplificado da sequência de pulso Spin Eco mostrando o acionamento dos gradientes de seleção de corte (GSC), codificação de fase (GCF) e codificação de frequência ou de leitura (GL). Sempre que um pulso de RF é transmitido (RF_i) ocorre o acionamento de um gradiente de seleção de corte. Fonte: Mazzola

Domínio do Tempo VS Domínio de Frequências – Fourier

O sinal coletado de cada corte está mapeado em fase e frequência. Ou seja, um sinal que varia no tempo, contendo diversas fases e diversas frequências carrega informação sobre todo o tecido contido no corte. Por volta de 1807, o matemático francês Jean Baptiste Joseph Fourier, desenvolveu ferramentas analíticas para decompor uma função contínua em suas componentes oscilatórias e amplitudes, este processo é hoje conhecido como transformada de Fourier. Uma versão desta metodologia é usada atualmente para determinar as amplitudes e frequências (e, portanto, as posições) encontradas no sinal de RM (eco) coletado pelas bobinas. Somente depois de coletar 64, 128, 256 ou mais ecos e armazená-los no chamado espaço K é que aplicaremos a transformada de Fourier (TF) para passar do domínio do tempo para o domínio de frequências, obtendo a imagem de RM. Uma descrição completa deste processo é apresentada por autores como Bracewell. Abordaremos a seguir o conceito de espaço K de forma mais simples e sua importância prática.

Espaço k

O espaço k não é um local físico no equipamento de RM. É um conceito abstrato que auxilia no entendimento de sequências de pulso modernas e metodologias de aquisição. É útil visualizarmos o espaço k como uma matriz. Cada linha desta matriz será preenchida com um eco coletado na sequência de pulso. Podemos visualizar o espaço k na forma de uma matriz de tons de cinza. Cada ponto nesta matriz corresponde a uma intensidade de sinal (tons de cinza) e a uma posição no tempo e representa a amplitude do sinal recebido pela bobina naquele dado instante. Os eixos de coordenadas (x e y ou k_y e k_x) deste espaço são, respectivamente, o gradiente de codificação de frequência e o gradiente de codificação de fase, como mostra a Figura 15.

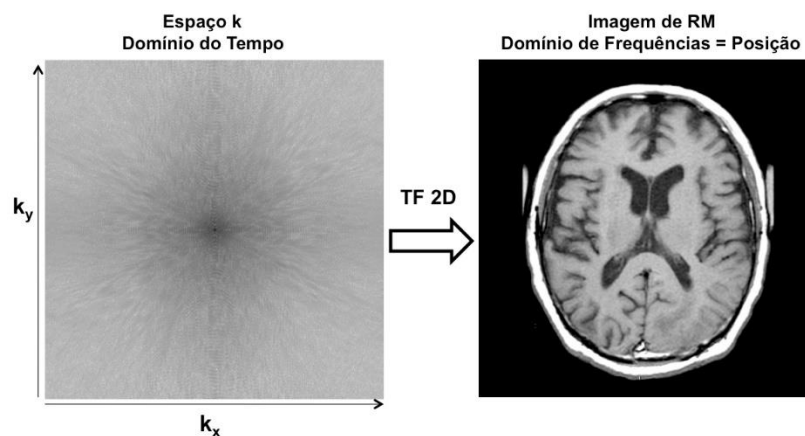


Figura 15: Espaço K e a imagem de RM correspondente após a aplicação da transformada de fourier bidimensional (TF 2D). Fonte: Mazzola

O preenchimento linha-a-linha do espaço k irá ocorrer na medida em que o gradiente de codificação de fase na sequência de pulso variar sua amplitude. O número de codificações de fase pode, por exemplo, ser de 256, o que resulta no acionamento de 256 amplitudes diferentes para o gradiente de codificação de fase. Esta amplitude pode iniciar com o uso de um gradiente negativo com máxima amplitude, reduzindo gradativamente sua amplitude até zero e, a partir daí, acionando um gradiente positivo até atingir novamente a amplitude máxima, mas na direção contrária. Cada linha do espaço k será preenchida com um eco que foi codificado por uma amplitude diferente do gradiente de fase.

Uma característica importante do preenchimento do espaço k, descrito acima, é que os extremos do espaço k serão preenchidos com sinal de baixa amplitude, pois o próprio acionamento do gradiente causa maior defasagem e redução do sinal. Já as linhas centrais do espaço k conterão sinal de maior amplitude, o que na imagem de RM resultará em contraste (preto e branco).

Características do Espaço k

Algumas características do espaço k são importantes para entendermos melhor a imagem resultante.

- 1) Não existe correspondência entre um ponto do espaço k e um ponto da imagem de RM. Em cada ponto do espaço k existe informação de todo o corte. Se, por exemplo, um pequeno artefato de entrada de RF na sala de exames ocorrer em um dado instante durante a sequência de pulso, a presença deste artefato bem localizado no tempo poderá gerar um artefato que se propagará para toda a imagem de RM;

- 2) Quanto maior o número de linhas do espaço k, maior é a quantidade de sinal coletado, porém maior é o tempo necessário. Se em uma sequência de pulso Spin Eco cada linha do espaço k é preenchida a cada tempo de repetição (TR), o tempo total para adquirir uma ou mais imagens será diretamente proporcional ao número de linhas do espaço k;
- 3) As linhas centrais do espaço k estão diretamente relacionadas ao contraste na imagem de RM e a periferia à resolução espacial;
- 4) Uma imagem de RM pode ser formada por mais que um espaço k. A escolha do número de espaços k que irão ser utilizados para gerar uma imagem é um parâmetro controlado pelo operador e costuma ser chamado de número de aquisições ou número de excitações (NEX). Passar de um para dois espaços k faz com que o tempo total de aquisição dobre, com o benefício de melhorar em cerca de 40% a relação sinal-ruído na imagem.

Formas de Preenchimento

Cada sequência de pulso pode se utilizar de uma estratégia para o preenchimento do espaço k, a Figura 16 mostra um esquema representativo de algumas destas formas. O preenchimento de um espaço k completo para formar uma imagem, significa como parâmetro de aquisição que usamos 1 NEX (NEX = Número de Excitações).

Para algumas aquisições é importante adquirir mais de um espaço k para formar uma imagem, ou seja, deve ser alterado o parâmetro de NEX de 1 para 2, 3 ou mais. A mudança de NEX=1 para NEX=2 implica em um tempo de aquisição duas vezes maior. Por outro lado, o aumento na relação entre o sinal e o ruído (chamada Razão Sinal-Ruído ou RSR) se dará pela raiz quadrada do aumento ou, ou seja, neste caso $\sqrt{2}$ ou 1,41. Assim, uma mudança de NEX=1 para NEX=2 (dobro) irá resultar no dobro de tempo e 40% mais RSR.

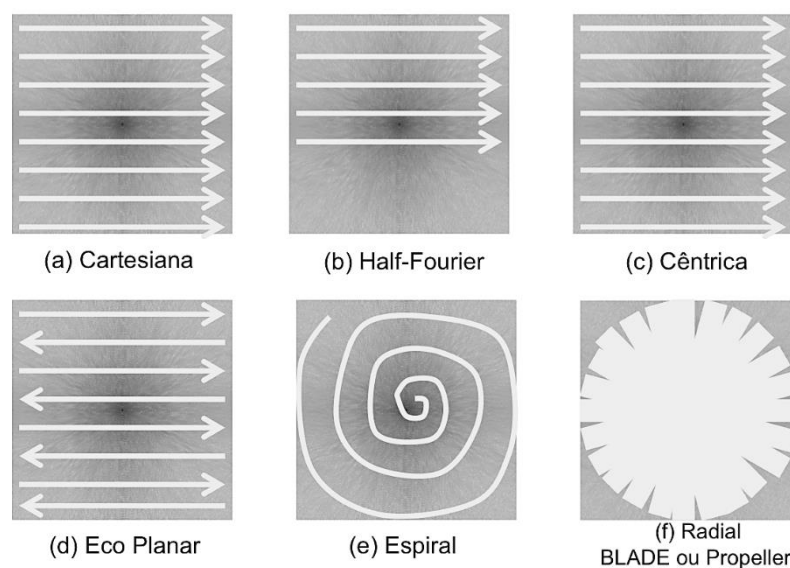


Figura 16: Esquema representativo das formas de preenchimento do espaço k. A diferença entre a forma cartesiana (a) e a cêntrica (c) é que ao invés de iniciar o preenchimento por um dos extremos do espaço k o método cêntrico inicia pela parte central. Fonte: Mazzola

Sequências de Pulso

Duas grandes famílias de sequências de pulso são usadas para formar imagens de RM: Spin Eco (SE) e Gradiente Eco (GRE). A partir destas duas famílias se originam uma diversidade de sequências de pulso que serão criadas, modificadas e aperfeiçoadas para atender necessidades específicas de cada região do corpo e patologia. A Figura 17 apresenta um exemplo das sequencias de pulso e imagens usadas para o exame do encéfalo.

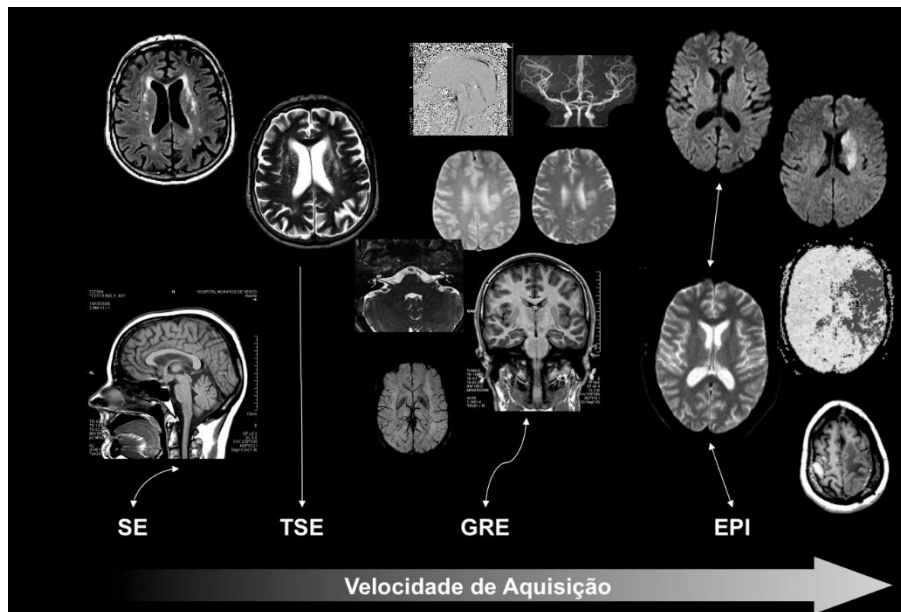


Figura 17: Exemplo de sequências de pulso e tipos de imagens e ponderações obtidas na rotina de neurorradiologia. Fonte: Mazzola

Spin Eco (SE) ou Ecos de Spin

A sequência de pulso Spin Eco (SE) ou Eco de Spin se caracteriza pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90°, seguido de um pulso de RF de 180° e a coleta de um eco (Figura 14). Uma linha do espaço K é preenchida a cada tempo de repetição (TR). A ponderação na imagem é controlada pelo TR e pelo TE. Os tempos típicos de TR e TE, assim como, sua respectiva ponderação na imagem são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Ponderação da imagem em sequências SE.

Tempo de Repetição (TR)	Tempo de Eco (TE)	Ponderação
TR Curto (< 500 ms)	TE Curto (5 a 25 ms)	T1
TR Longo (> 1500 ms)	TE Longo (> 90 ms)	T2
TR Longo (> 1500 ms)	TE Curto (5 a 25 ms)	DP

As escolhas do TR e do TE pelo operador do equipamento determina o adequado contraste na imagem. Uma alteração incorreta poderá resultar na perda das diferenças que existem entre os tecidos (exemplo, entre a substância branca e a substância cinzenta cerebral) ou mesmo ocultar lesões.

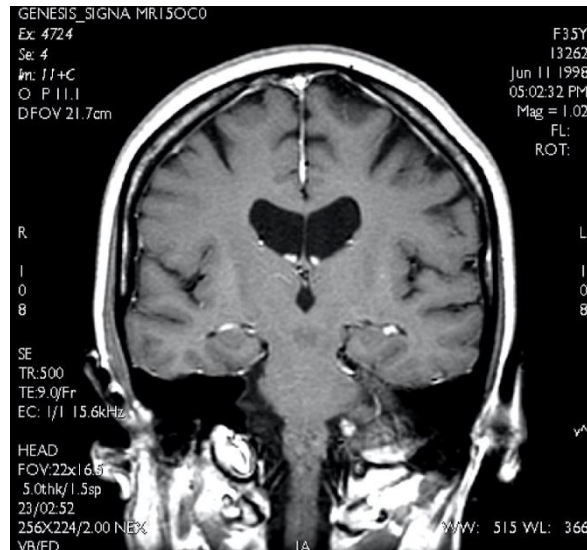


Figura 18: Imagem SE ponderada em T1 onde foi utilizado TR curto (500 ms) e TE curto (9 ms).

A Figura 19 exemplifica o aspecto na imagem para a combinação de alguns valores de TR e TE.

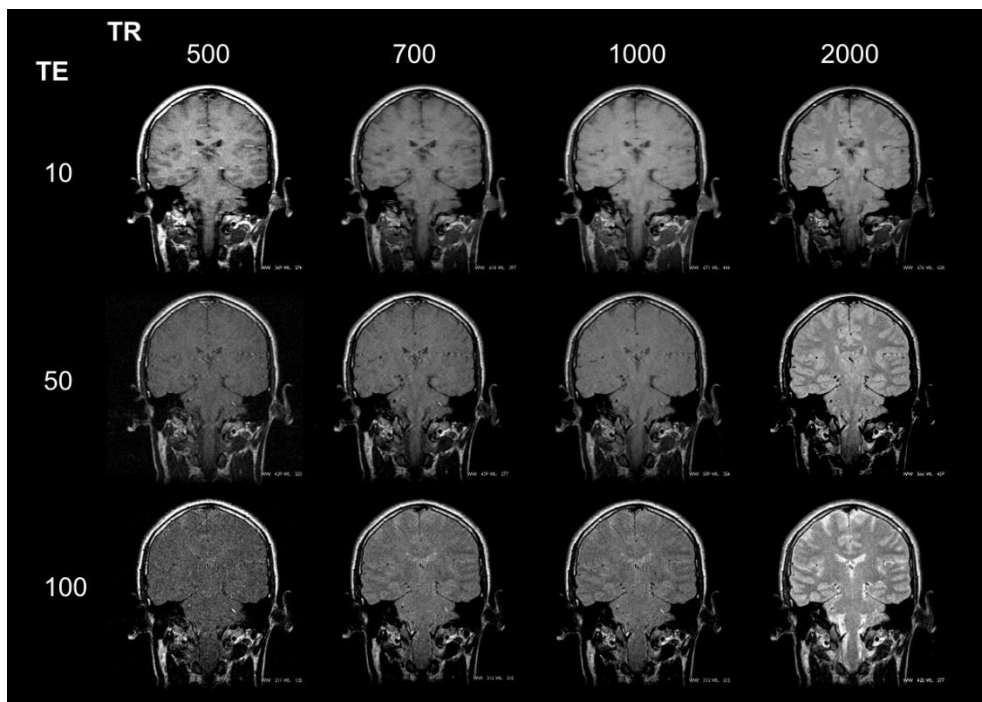


Figura 19: Imagens Spin Eco (SE) adquiridas com várias combinações de TR e TE para exemplificar as ponderações na imagem (T1 e T2) assim como imagens que não servem para o diagnóstico. Fonte: Mazzola

Spin Eco Multi-Eco

Uma variação da SE convencional é a multi-eco, onde, dentro de um mesmo TR, são selecionados dois tempos de eco diferentes. O primeiro TE é curto e o segundo TE é longo. Após cada um dos pulsos de RF de 180° serem aplicados, surgirá um eco. Cada eco, em cada TE, é armazenado em um espaço k diferente. As imagens de RM resultantes de cada um destes espaços k terá uma ponderação diferente. Esta técnica é usada para obtermos, dentro do mesmo TR, uma imagem ponderada em T2 e uma imagem ponderada na densidade de prótons (DP).

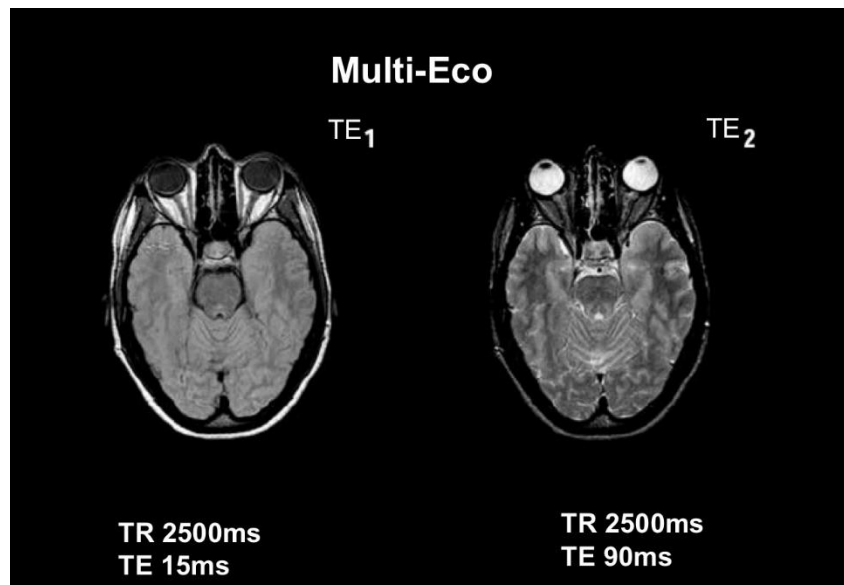


Figura 207: Imagem ponderada em T2 e DP obtida com sequência de pulso SE Multi-Eco. Fonte: Mazzola

Tempo de Aquisição

O tempo de aquisição de uma imagem de RM pode ser calculado pela seguinte fórmula:

$$Tempo_{imagem} = TR \cdot NCF \cdot NEX$$

onde, TR é o tempo de repetição (em segundos), NCF é o número de codificações de fase e NEX é o número de excitações ou número de espaços k coletados.

Considerando os parâmetros de uma típica aquisição ponderada em T1 (TR = 500ms, 256 codificações de fase e NEX = 1), o tempo de aquisição será de 128 segundos ou cerca de 2 minutos. Já para uma aquisição ponderada em T2 com TR igual a 2500ms, 256 codificações de fase e NEX igual a 1, o tempo total de aquisição passa a ser de 640 segundos ou quase 11 minutos.

Desta forma, para obtermos ponderação T2 em tempo adequados, ou mesmo para aquisições mais rápidas com ponderação T1, foi desenvolvida no meio da década de 80 a sequência de pulso RARE (do inglês, Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) que se popularizou como Turbo Spin Eco (TSE), Fast Spin Eco (FSE) ou Spin Eco Rápida.

Turbo ou Fast Spin Eco (TSE ou FSE) ou Spin Eco Rápida

A sequência de pulso turbo spin eco (TSE) utiliza múltiplos pulsos de RF de 180°, combinados a múltiplas codificações de fase, dentro de um mesmo TR. Desta forma um trem de ecos pode ser gerado. Cada eco irá preencher uma linha diferente do espaço k, reduzindo assim o tempo total de aquisição. O número de pulso de RF de 180° a ser empregado é chamado de fator turbo ou tamanho do trem de ecos. A redução no tempo total de aquisição é proporcional ao fator turbo, como mostra a equação abaixo:

$$\text{Tempo}_{\text{imagem}} = \frac{\text{TR} \cdot \text{NCF} \cdot \text{NEX}}{\text{Fator Turbo}}$$

Seria excelente que pudéssemos usar um fator turbo tão alto a ponto de reduzir qualquer aquisição a não mais que alguns segundos. O eco coletado a cada pulso de 180° diminui em amplitude de acordo com o tempo T2 do tecido, ou seja, cada sinal coletado vai ficando menor à medida que aplicamos mais pulsos de refocalização, até o ponto que estaremos coletando um sinal comparável ao ruído. Outra observação sobre as sequências de pulso TSE é o chamado TE efetivo (TE_{ef}). Como uma série de ecos serão gerados dentro de um mesmo TR, o conceito de TE nos remete a conclusão que esta técnica possuirá múltiplos tempos de eco. Entretanto o TE que irá afetar de forma mais significativa a ponderação na imagem é o TE responsável pelo eco que fará o preenchimento da linha central do espaço K. A este TE é dado o nome de TE efetivo (TE_{ef}).

A aquisição de uma imagem TSE ponderada em T2 com os mesmos parâmetros do exemplo usado em spin eco, exceto pelo uso de um fator turbo igual a 4, resultaria agora em um tempo de aquisição em cerca de 3 minutos, o qual é razoável para a rotina de exames de um hospital ou clínica.

Spin Eco Rápida em Única Tomada (SSFSE, SSTSE ou HASTE)

É uma sequência de pulso rápida que se caracteriza por preencher parcialmente o espaço k com ecos produzidos por múltiplos pulsos de 180° aplicados dentro de um único tempo de repetição (1 TR). É necessário adquirir um pouco mais da metade do espaço k (4/8 + 5%). O restante do espaço k é preenchido com zeros, o que mantém a resolução espacial, mas reduz o sinal total adquirido. Devido ao elevado número de pulsos de RF de 180° (128 ou mais), o TE efetivo fica bastante alto e com isso a imagem resultante é altamente ponderada em T2.

Esta sequência é bastante útil em pacientes não colaborativos e onde o movimento (especialmente o respiratório) não consegue ser compensado por apneia ou sincronia respiratória. Porém, é especialmente útil em exame de colangiopancreatografia por RM (Colangio RM). Dada a alta ponderação em T2 e uso de TE alto, o sinal de tecidos (fígado, pâncreas, gordura, músculo etc) desaparece e a imagem do líquido nos ductos hepáticos aparece hiperintensa.

Gradiente Eco

As sequências de pulso gradiente eco (GRE) são similares a SE, mas ao invés de usar um pulso de RF de 180° para refasar os spins, é utilizado um gradiente de campo magnético, como mostra a Figura 21.

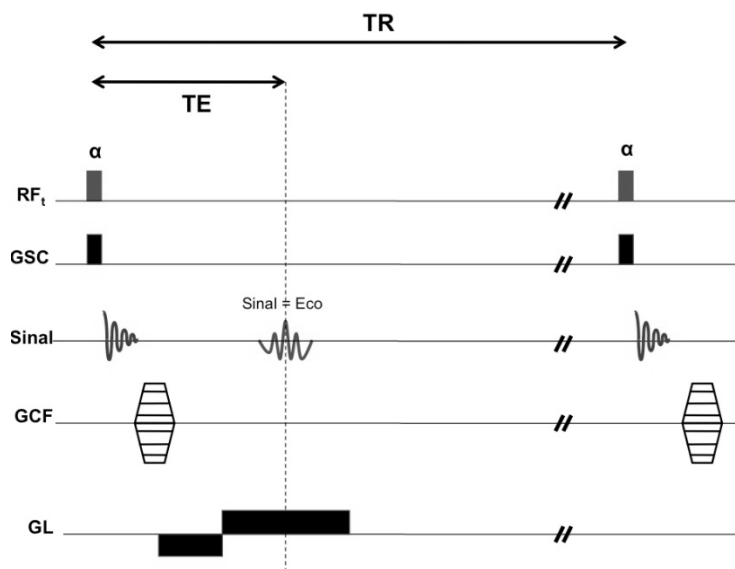


Figura 21: Sequência de Pulso GRE. O pulso de excitação de 90° é substituído por um pulso α e, ao invés de um pulso de RF de 180° , é utilizado um gradiente codificador de frequência ou de leitura (GL) para defasar (lobo invertido ou negativo) e após refasar os spins (lobo positivo). Fonte: Mazzola

O uso de gradientes de campo magnético faz com que ocorram defasagens dos spins, ou seja, suas posições relativas mudam de acordo com a duração e direção de aplicação dos gradientes. Se um pulso de gradiente de campo magnético for aplicado numa direção, ele irá induzir uma quantidade de defasagem nos spins. Se for aplicado um segundo pulso de gradiente de mesma duração e intensidade, irá ocorrer uma reversão da defasagem e produzirá um eco que chamados de eco do gradiente ou Gradiente Eco (GRE).

Se os valores de TR, TE e ângulo de desvio do pulso de excitação forem semelhantes aos utilizados em sequências SE, a ponderação na imagem e o tempo de aquisição serão também semelhantes. Entretanto, a GRE é mais sensível a inhomogeneidades de campo magnético e apresenta mais artefatos na imagem devido a diferenças de susceptibilidade magnética. Uma vez que a defasagem e refasagem dos spins para a produção do eco é agora controlada por um gradiente de campo magnético, é possível reduzir brutalmente o TR e o TE, mas se faz necessária uma redução no ângulo de desvio de forma a obter, entre sucessivos pulsos de excitação, uma quantidade adequada de magnetização longitudinal. A combinação de baixo ângulo de desvio e curto TR e TE é a base para a maioria das chamadas sequências de pulso rápidas de RM.

Um aspecto importante diz respeito a permanência de magnetização residual no plano transversal entre sucessivos pulsos de RF e que pode, ou não, ser eliminada com a utilização de gradientes ou pulsos de RF destruidores (os chamados *spoilers*). Desta forma, uma divisão nos tipos de sequências GRE ocorre: com uso de *spoilers* ou não. Basicamente, quando utilizamos sequências GRE que fazem uso de *spoilers* a ponderação desejada na imagem é T1.

Uma dificuldade crescente em RM e que se evidencia em sequências GRE é o uso de nomes comerciais por cada fabricante para descrever uma mesma sequência de pulso, os chamados acrônimos. A Tabela 3 apresenta alguns exemplos de acrônimos de sequências de pulso nos três principais fabricantes de RM.

Tabela 3: Tabela contendo alguns acrônimos de seqüências de pulso GRE usados pelos fabricantes.

Seqüência de Pulso	GE	Philips	Siemens
Spin Eco Rápida	FSE	TSE	TSE
Spin Eco por Única Tomada	SSFSE	SSTSE	HASTE
Spin Eco Rápida com Restauração da Magnetização	FRFSE	DRIVE	RESTORE
Gradiente Eco	GRE	FE	FID
Gradiente Eco (uso de spoiler ou incoerente)	SPGR	T1-FFE	FLASH
Gradiente Eco (sem uso de spoiler ou coerente)	GRASS	FFE	FISP
Gradiente Eco Balanceado	FIESTA	b-FFE	TrueFISP

Exemplos de Utilização de Sequências de Pulso GRE

As seqüências de pulso GRE vem sendo usadas cada vez mais na prática clínica. A angiografia por RM utiliza aquisições rápidas GRE tanto para evidenciar o fenômeno de entrada de spins no corte e assim produzir um hipersinal do vaso em relação ao tecido estático saturado por RF (angiografia time-of-flight ou TOF) quando para capturar todo um volume tridimensional durante a passagem do bolus de meio de contraste a base de gadolínio (Figura 22) para capturar a circulação arterial ou venosa de uma dada região do corpo.



Figura 22: a) Esquerda, imagem axial de uma angiografia de crânio baseada em Time-of-Flight (TOF) onde é possível identificar vasos arteriais hipertensos. Nesta imagem, não foi usado meio de contraste e o hipersinal é gerado exclusivamente pelo fluxo sanguíneo que penetra no fino corte adquirido com a seqüência GRE. B) Direita, imagem 3D com utilização da técnica de projeção de máxima intensidade (MIP) a partir de 90 cortes axiais como os da figura anterior de uma angiografia de crânio baseada em Time-of-Flight (TOF). Este tipo de apresentação permite ao radiologista uma identificação de aneurismas, obstruções e outras anormalidades que podem ocorrer na anatomia vascular. Fonte: Mazzola

Sendo as aquisições GRE susceptíveis a alterações locais do campo magnético, imagens GRE do tecido cerebral auxiliam na identificação de calcificações e hemorragias (Figura 23).

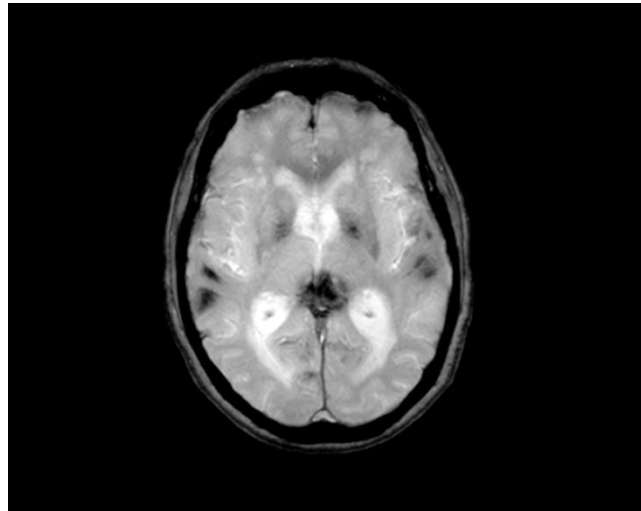


Figura 23: Imagem axial GRE do tecido cerebral onde é possível visualizar como áreas de hiposinal (escuras) o sangue hemorrágico.

É possível explorar a característica de aquisição rápida das sequências GRE e fazer uma combinação de velocidade e resolução espacial para obtenção de imagens durante a infusão de gadolínio para avaliação do tecido mamário. A aquisição 3D GRE permite obter volumes com resolução milimétrica de todo tecido mamário a cada minuto e, assim avaliar a impregnação do meio de contraste no tempo (Figura 24).

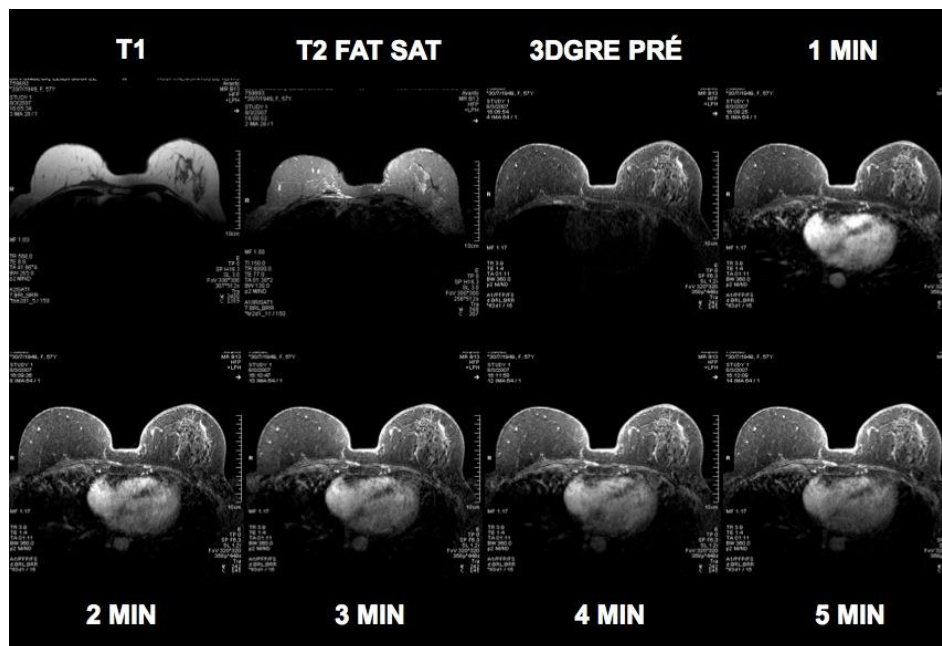


Figura 24: Imagem axial T1 com uso de saturação de gordura por RF para detecção de nódulo mamários. Uma imagem a cada 0,9 mm pode ser adquirida de todo o tecido mamário durante tempos inferiores a um minuto. Juntamente com a infusão de contraste endovenoso, várias aquisições ao longo do tempo (6 a 8 minutos) podem ser coletadas para avaliar lesões na mama. Fonte: Mazzola

Não só com o objetivo de reformatar as imagens em outros planos, as aquisições 3D GRE ponderadas em T1 do tecido cerebral (Figura 25) permitem medir o volume de estruturas cerebrais como os hipocampos e, assim, obter dados quantitativos que podem ser usados para correlacionar com condições patológicas específicas, como a doença de Alzheimer.

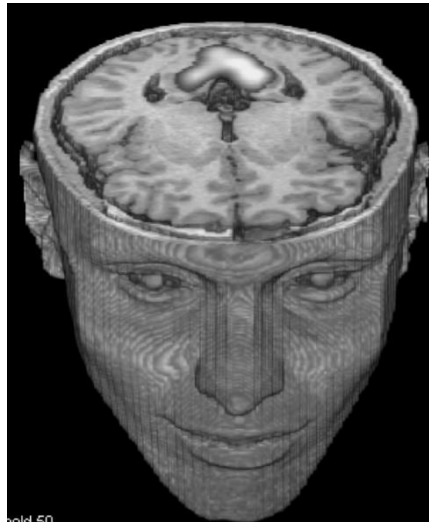


Figura 25: Reconstrução 3D do encéfalo obtida a partir de uma aquisição 3D T1 FLASH (GRE com uso de spoiler).
Fonte: Mazzola

A sequência GRE conhecida como CISS, FIESTA-C ou T2-bFFE (Figura 26) permite obter imagens 3D com cortes sub milimétrico (da ordem de 0,4 mm) em que demonstra uma imagem com ponderação similar a T2 estruturas tão pequenas como os canais semicirculares ou o conjunto de pares de nervos cranianos.

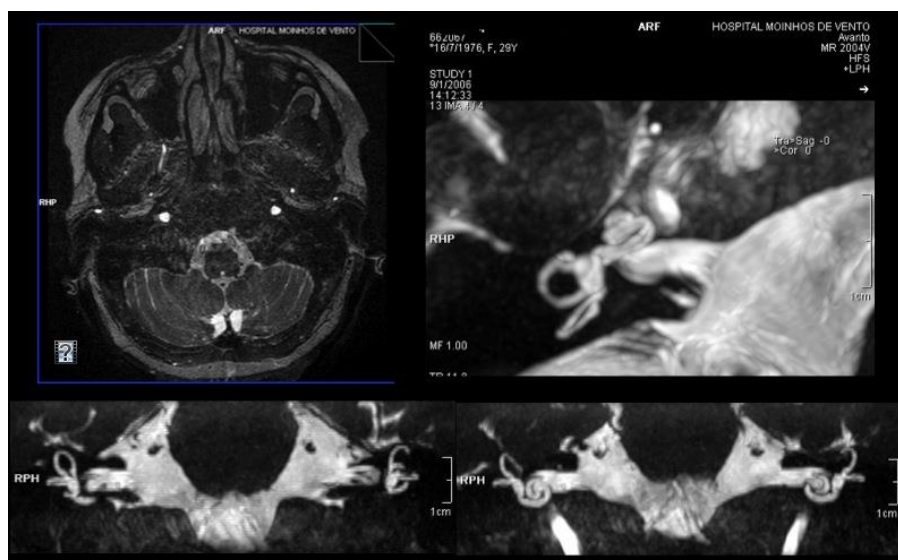


Figura 26: Imagem axial CISS com espessura de corte de 0,5 mm da região da orelha e respectiva reconstrução 3D com uso de técnica de renderização de volume (VRT) para demonstrar as estruturas da orelha interna. Fonte: Mazzola

Outra forma de adquirir imagens rápidas em IRM é fazer uso da sequência de pulso EPI (do inglês, *Echo Planar Imaging*) que será abordada a seguir.

Imagem Eco Planar (EPI)

Originalmente descrita por Peter Mansfield em 1977 como uma forma teórica de aquisição extremamente rápida, teve que aguardar melhorias nos sistemas de gradientes e radiofrequência para se tornar útil clinicamente. Atualmente a aquisição EPI é capaz de adquirir uma imagem bidimensional (2D) em tempos tão curtos quanto 20 milissegundos. Desta forma, desempenhou e continua a desempenhar papel fundamental para o desenvolvimento de aplicações como difusão, perfusão e ressonância magnética funcional (RMf).

A sequência de pulso EPI se difere das sequências SE e GRE principalmente na forma como os gradientes de codificação de fase e frequência são aplicados. Um esquema inicial de aplicação de pulsos e acionamento de gradientes pode estar baseado em SE ou em GRE. A Figura 27 mostra o diagrama de uma sequência de pulso EPI-SE.

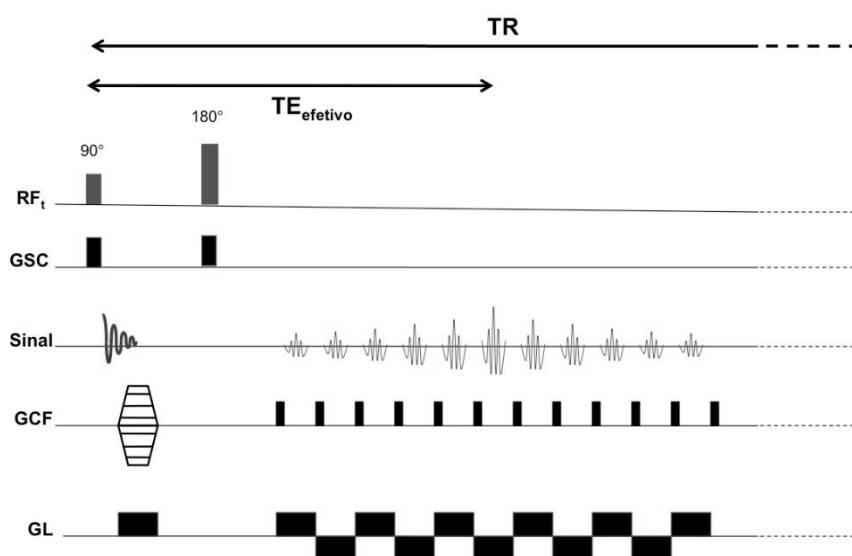


Figura 27: Diagrama simplificado de uma sequência de pulso EPI-SE. Fonte: Mazzola

Um pulso de excitação de 90° é enviado, seguido de um pulso de refocalização de 180° e, a partir deste ponto, uma série de gradientes bipolares de leitura são empregados para gerar um trem de ecos. Com a aplicação de gradientes codificadores de fase, cada eco é coletado e armazenado em uma linha do espaço k. Se todo o espaço k necessário para formar uma imagem for adquirido dentro de um TR, chamamos a aquisição EPI de “tiro-único”.

A forma de preenchimento do espaço k é bastante particular para a sequência EPI, pois os ecos são armazenados linha-a-linha em “ziguezague”, como mostrou a Figura 16 (d). Da mesma forma que na TSE, o TE_{ef} será determinado pelo eco que preencher o centro do espaço k. A ponderação das imagens EPI é baseada em $T2^*$, uma vez que a aquisição de todos os ecos produzidos ocorre dentro do tempo de decaimento induzido livre. EPI é bastante susceptível a inhomogeneidades de campo.

Sistemas de gradientes rápidos e perfeitos são fatores decisivos para a qualidade das imagens. O fator turbo está diretamente relacionado ao tempo e a resolução espacial da imagem. Já o chamado espaçamento entre ecos (ESP) está diretamente relacionado a qualidade da imagem. Quanto maior o fator turbo, menor o ESP. Quanto menor o ESP, menor serão os artefatos de distorção na imagem, desvio químico e perda de sinal.

EPI-SE

A sequência de pulso 2D Spin Eco EPI (EPI-SE) é formada pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90° e um pulso de refocalização com ângulo de desvio de 180° . Os pulsos de 180° irá gerar o eco. Durante a janela de tempo em torno do eco, os gradientes de codificação EPI de leitura e fase serão acionados para produzir uma série de ecos de gradiente codificados espacialmente. Os ecos de gradiente que são amostrados para preencher o espaço k foram gerados por um eco de spin ao invés de um SIL (FID), como irá ocorrer com a EPI-GRE.

Na EPI-SE ocorre uma redução nos artefatos de susceptibilidade, porém possui sensibilidade reduzida ao efeito que buscaremos obter para o mapeamento cerebral pela RMf. A sequência de pulso EPI-SE é utilizada para a obtenção de imagens ponderadas na difusão da água no tecido cerebral e nas aquisições para o cálculo do tensor de difusão (DTI).

EPI-GRE

A sequência de pulso 2D EPI-GRE tem início com o envio de um pulso de excitação para a produção do SIL. Enquanto o SIL está ocorrendo, uma série de ecos de gradiente são produzidos usando os gradientes de codificação EPI de leitura e fase. O pulso de excitação usado é de 90° , pois o TR é suficientemente longo. As imagens serão fortemente ponderadas em $T2^*$, o que por um lado aumenta o aparecimento de artefatos de susceptibilidade entre tecidos como osso e ar, porém irá auxiliar no contraste das imagens de RMf.

Inversão da Recuperação (IR) ou Preparo da Magnetização: FLAIR e STIR

A inversão da recuperação não deve ser tratada como uma sequência de pulso específica, mas sim como um módulo que pode ser adicionado a frente de qualquer sequência de pulso. O objetivo deste módulo é o de preparar a magnetização longitudinal para que se consiga, com o início da sequência de pulso e coleta do sinal, o contraste desejado na imagem ou a anulação do sinal de um determinado tecido.



Figura 28: Figura do módulo de IR à frente de uma sequência de pulso. Fonte A.M

O objetivo é aplicar um pulso inicial de 180° que irá inverter a magnetização longitudinal. Após este pulso de inversão, o vetor magnetização dos tecidos irá retornar ao alinhamento pelo processo de recuperação da magnetização longitudinal (processo $T1$).

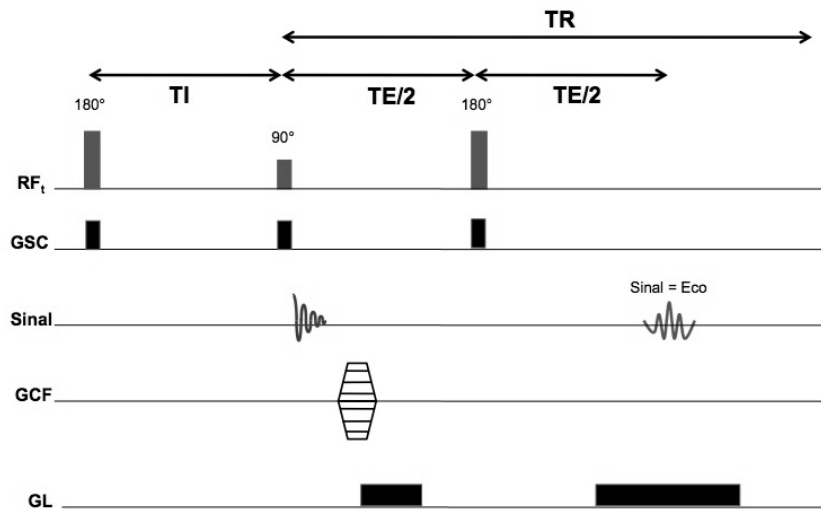


Figura 29: Diagrama da aplicação dos pulsos de RF. O tempo entre a aplicação do pulso de 180° e o pulso de 90° é chamado de tempo de inversão (TI). Fonte: Mazzola

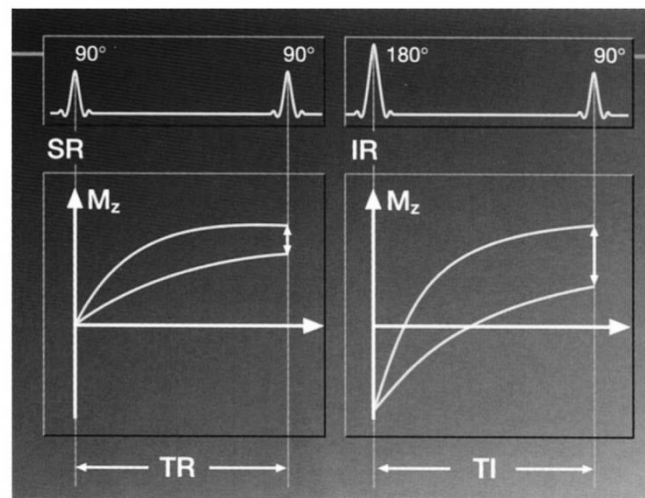


Figura 30: Diferença entre a aplicação de um pulso inicial de 90° e um pulso de 180°.

Se no momento que um determinado tecido estiver cruzando o ponto zero de magnetização longitudinal ($M_z=0$), for dado início a uma sequência de pulso Turbo Spin Eco (TSE), por exemplo, o tecido em questão não terá magnetização longitudinal (seja componente positiva ou negativa) para participar do restante do processo de geração do sinal. Ou seja, não existe componente de magnetização ao longo do eixo z para ser jogada para o plano transversal (plano xy) e gerar sinal na bobina. Desta forma, o tecido em questão não terá sinal na imagem final.

O tempo entre a aplicação do pulso de inversão (180°) e o início da sequência de pulso (exemplo, pulso de 90° na sequência TSE) é chamado de Tempo de Inversão (TI) e controla o quanto de magnetização longitudinal (T1) se recuperou após a aplicação do pulso de inversão.

Se desejarmos anular o sinal de um tecido específico, como por exemplo a gordura, devemos fazer com que o TI coincida com o momento em que o vetor magnetização esteja cruzando o ponto de magnetização igual a zero ($M_z=0$). Para isso, sabendo o tempo T1, do tecido basta multiplicar por 0,69 e teremos o tempo de inversão (TI) a ser usado como parâmetro técnico no equipamento.

$$TI = T1 \times 0,69$$

Como exemplo, podemos considerar o tempo T1 da gordura como sendo igual a 250 ms em equipamentos de 1,5T e, assim., calcular o TI:

$$TI = T1 \times 0,69 = 250 \times 0,69 \approx 172ms$$

Com uso deste TI de aproximadamente 172 ms, conseguiremos anular o sinal da gordura nas imagens e produzir a chamada imagem STIR (do inglês, Short Time Inversion Recovery) ou Recuperação da Inversão com Tempo Curto.

Se o mesmo raciocínio for aplicado para o líquido cefaloraquidiano (LCR ou liquor) que possui um tempo T1 de aproximadamente 4000 ms, teremos um TI entre 2000 e 3000 ms para anulação do sinal. Chamamos de FLAIR (do inglês, Fluid Attenuated Inversion Recovery) ou Recuperação da Inversão para Atenuação de Fluídos esta técnica. Na maioria dos equipamentos de RM de 1,5T adotamos um TI de 2200 ms.

STIR

A técnica STIR permite que possamos anular o sinal da gordura e produzir imagens onde a saturação por uso de pulsos de RF (pulsos de saturação espectral) não é possível, como em equipamentos de baixo campo (<0,5T), ou onde a homogeneidade de campo não está adequada, como próximo a implantes de metal.

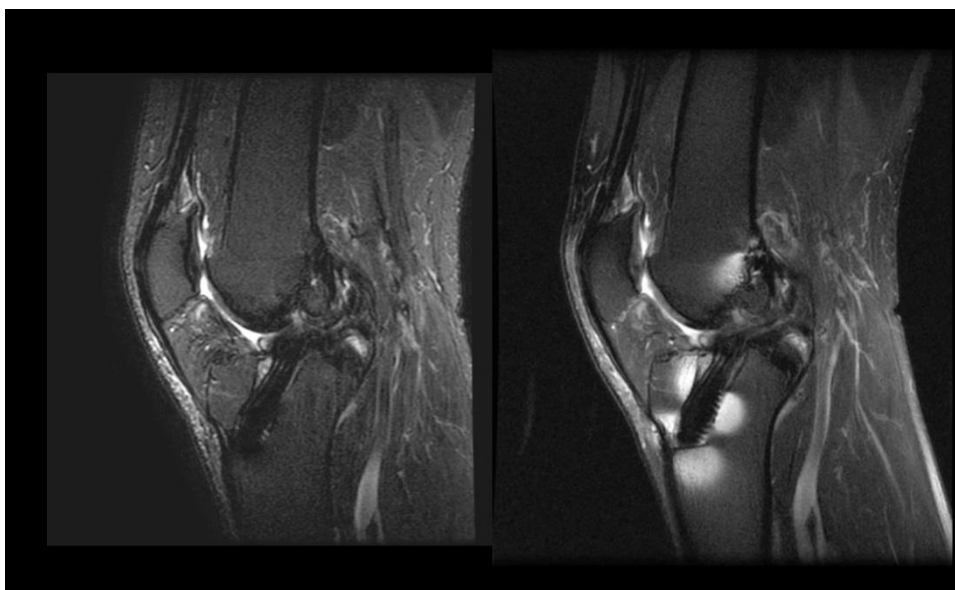


Figura 31: Imagem STIR versus saturação por RF. Fonte: Mazzola

FLAIR

O uso do pulso de inversão para anular o sinal do líquido permite que a detecção de lesões na substância branca cerebral seja melhor visualizada, pois retira o sinal hiperintenso em imagens ponderadas em T2, permitindo uma análise mais detalhada do tecido.

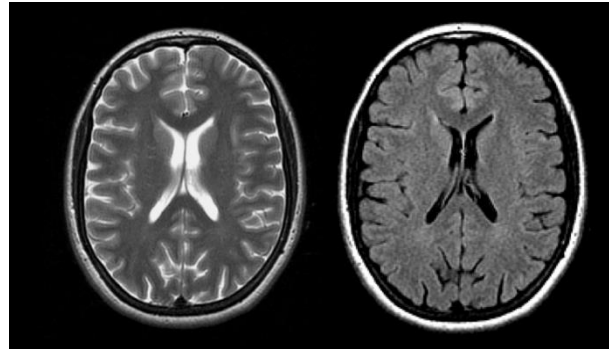


Figura 32: Imagem axial FLAIR e correspondente imagem ponderada em T2. Fonte: Mazzola

SISTEMAS DE IMAGEM POR RM

Componentes Básicos de um Sistema de Imagem por RM

Um sistema de imagem por ressonância magnética pode ser dividido em algumas partes principais ou subsistemas descritos abaixo e mostrados na Figura 33:

- a) Magneto
- b) Bobinas de Gradiente de Campo Magnético (x,y,z)
- c) Bobinas Receptoras e Transmissoras de Radiofrequência (RF)
- d) Cabine Atenuadora de Radiofrequência ou Gaiola de Faraday
- e) Sistemas Controladores do Envio e Recebimento de RF
- f) Sistema Controlador do Gradiente de Campo Magnético
- g) Computadores: Recontrutor de Imagens e Computador de Controle ou Operação

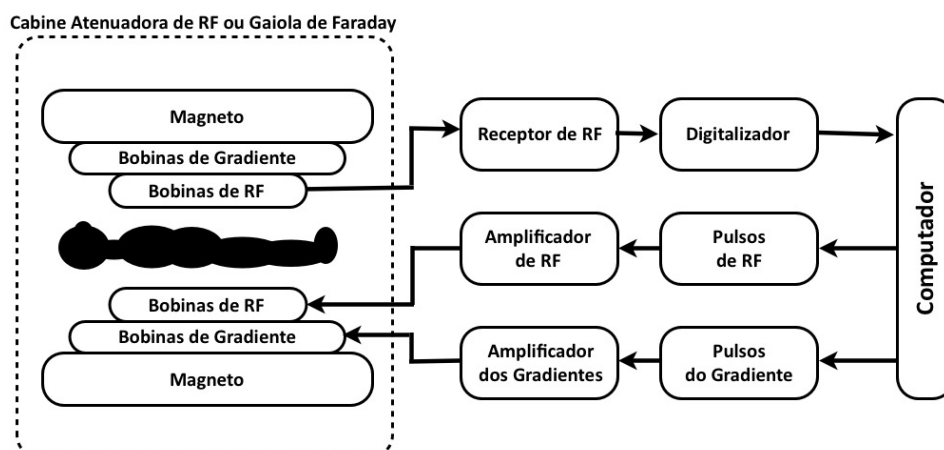


Figura 33: Diagrama simplificado das principais partes de um sistema de RM. Fonte: Mazzola

Magneto

A função básica do magneto é gerar um campo magnético alto e homogêneo na região em que a parte anatômica será posicionada. A forma de gerar o campo magnético define os tipos de magnetos que existem hoje: a) Magnetos Permanentes e b) Eletromagnetos: divididos em magnetos resistivos e magnetos supercondutores

Uma divisão em relação ao design criou uma nomenclatura não muito correta que vem sendo aplicada pelo mercado: aberto e fechado. O sistema fechado de RM na verdade não é fechado, pois se caracteriza por um cilindro oco, aberto nas duas extremidades, em que o paciente é posicionado dentro deste cilindro na sua região central, o também chamado isocentro. O equipamento aberto é assim chamado pois oferece maior comodidade ao paciente, uma vez que as partes laterais são abertas ou semiabertas permitindo uma menor sensação de confinamento e reduzindo assim a claustrofobia.

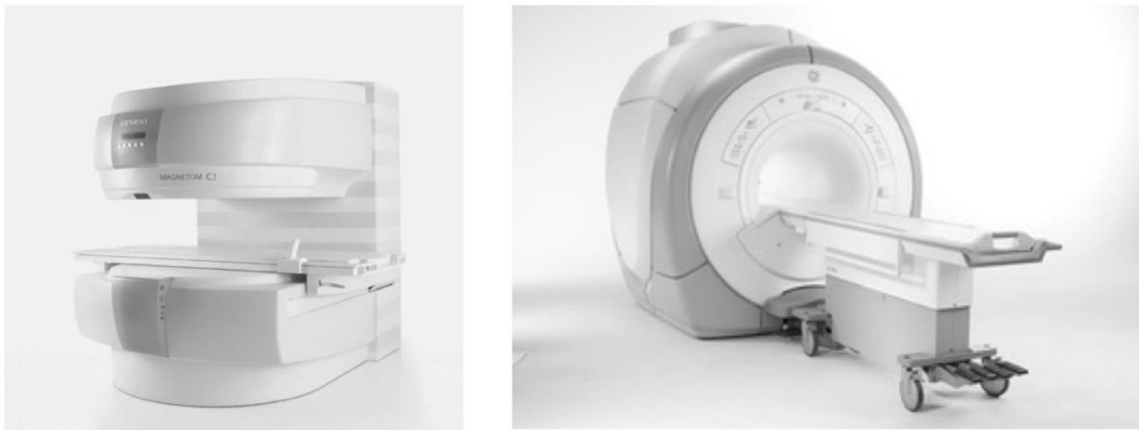


Figura 34: Equipamento de RM aberto (0,35T) e fechado (1,5T).

Tipos de Magnetos

Magnetos Permanentes: São constituídos de ímãs permanentes e oferecem como vantagem a não utilização de energia elétrica e a configuração aberta. Alguns fabricantes adotam a construção na forma de um “C” o que permite ao paciente acesso facilitado, sensação de maior espaço e conforto. Entretanto, os magnetos permanentes não conseguem atingir valores altos de campo magnético, ficando reduzidos a menos de 0,5T.

Eletromagnetos

Os eletromagnetos são constituídos por enrolamentos de fios (bobinas) onde a passagem de corrente elétrica irá produzir o campo magnético. A passagem de corrente elétrica pode ocorrer com a presença da resistência elétrica (magnetos resistivos) ou com o uso do fenômeno da supercondutividade (magnetos supercondutores)

Magnetos Resistivos

Este tipo de magneto está praticamente extinto do mercado de equipamento de RM para formação de imagem, pois o campo magnético irá ser gerado pela passagem de corrente elétrica pelo conjunto de bobinas de forma clássica, ou seja, com a presença constante da resistência elétrica. Assim, é possível desligar o campo magnético quando não há exames e religá-lo conforme a necessidade. A desvantagem é o alto consumo elétrico para manter o campo magnético e a limitação quanto a intensidade do campo magnético produzido. Uma vez que o fio oferece resistência a passagem de corrente elétrica, a produção de calor é inevitável e, conseqüentemente, somente valores baixos de campos (até cerca de 0,3T) são possíveis. Também possuem homogeneidade de campo reduzida e necessitam ser refrigerados a água. A massa destes magnetos também pode exceder 10.000 kg.

Magnetos Supercondutores: São eletromagnetos compostos de enrolamentos quilométricos de fio de uma liga de nióbio-titânio que, mergulhados em hélio líquido (criogênico) a uma temperatura próxima do zero absoluto (-273 °C ou 0 kelvin), não irão oferecer resistência elétrica, atingindo a chamada supercondutividade e, assim, podem produzir um campo magnético alto, sem a geração de calor e sem custo relacionado a consumo elétrico. Neste tipo de magneto é crítico o controle dos sistemas relacionados a temperatura, pressão e quantidade de hélio no interior do magneto para que não ocorra o aumento da temperatura interna, que elevaria a taxa de evaporação do hélio (conhecida como *boiloff*) e poderia chegar ao ponto crítico de resultar no apagamento do campo magnético, o chamado *quenching*.

Apesar do custo de produção e comercialização mais alto e a maior necessidade de controle durante sua operação, os magnetos supercondutores são os mais utilizados no mercado por sua possibilidade de atingir os valores de campo magnético superiores a 1,5T, que, sob aspectos clínicos, permite o uso pleno da tecnologia e dos recursos de RM.

É importante destacar que uma das principais características de qualidade dos magnetos é a chamada uniformidade ou homogeneidade do campo magnético. Um alto grau de homogeneidade corresponde a pequenas variações no valor central do campo magnético e, por conseqüência, no valor da frequência central de precessão dos spins. Os equipamentos supercondutores com cilindros mais extensos tendem a ter melhor homogeneidade que magnetos mais curtos e com diâmetro interno maior. Os magnetos “abertos” também possuem regiões mais reduzidas de homogeneidade.



Figura 35: Magneto supercondutor de 1,5T. Fonte: Mazzola

Bobinas de Gradiente de Campo Magnético (x,y,z)

São três conjuntos de bobinas independentes e não refrigeradas pelo sistema de criogenia (hélio) que irão produzir uma pequena variação no campo magnético o mais linear possível numa dada direção (x, y ou z). Três direções de aplicação dos gradientes são necessárias para codificar a origem espacial do sinal (localização) e assim formar imagens bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D). O acionamento combinado dos gradientes permite criar variações em qualquer direção dentro do magneto, criando assim planos de corte que não necessariamente precisam seguir os planos convencionais: axial, sagital e coronal. Os gradientes serão usados em momentos específicos durante o processo de aquisição das imagens e podem ser facilmente identificados pelo ruído característico de seu funcionamento. O ruído acústico gerado pelos gradientes é resultado da rápida passagem de corrente elétrica pelo fio que sofre dilatação e propaga a onda sonora. As características de desempenho dos sistemas de gradiente são limitadas por características biológicas do corpo humano, uma vez que a variação rápida de campo magnético durante o exame produz correntes elétricas em superfícies condutores como a pele e pode resultar em estímulo de nervos periféricos e choque elétrico. Estas correntes indesejadas, chamadas também de correntes parasitas ou correntes de *Eddy*, que podem se formar na carcaça do magneto durante o acionamento dos gradientes, devem ser compensadas por sistema de bobinas desenhadas especificamente para isso e chamadas de blindagem ativa das bobinas de gradiente ou mesmo via software. A rápida passagem de corrente elétrica em alta intensidade por estes conjuntos independentes de bobinas, faz com que seja necessária refrigeração por água ou ar.

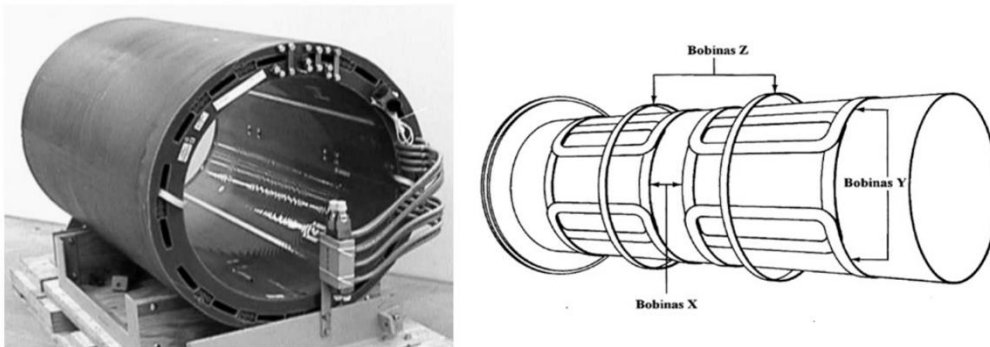


Figura 36: Bobinas de gradiente. Fonte: Mazzola

Bobinas Receptoras e Transmissoras de Radiofrequência (RF) ou Sistema de RF

As bobinas ou antenas de RF são responsáveis pela transmissão e recebimento do sinal de RM. As bobinas podem ser transmissoras e receptoras, somente transmissoras ou somente receptoras.

O envio do pulso de RF (também chamado de campo B1) produz o desvio no vetor magnetização gerando a componente transversal da magnetização (xy) que irá ser detectada pela mesma bobina que gerou o pulso ou por uma outra bobina receptora específica.

Quando não são utilizadas bobinas locais para transmissão do pulso de RF esta tarefa é realizada pela bobina de corpo. A bobina de corpo está inserida na própria carcaça do equipamento e vem sendo cada vez mais utilizada como a única bobina transmissora. Para as bobinas locais fica somente a tarefa de coletar o fraco sinal de RF que se origina de um corte do corpo do paciente.

Uma variedade de bobinas foi e continua sendo desenvolvidas para permitir não só uma coleta mais eficiente do sinal, como também para ser utilizada em novas aplicações e novas metodologias de aquisição do sinal.

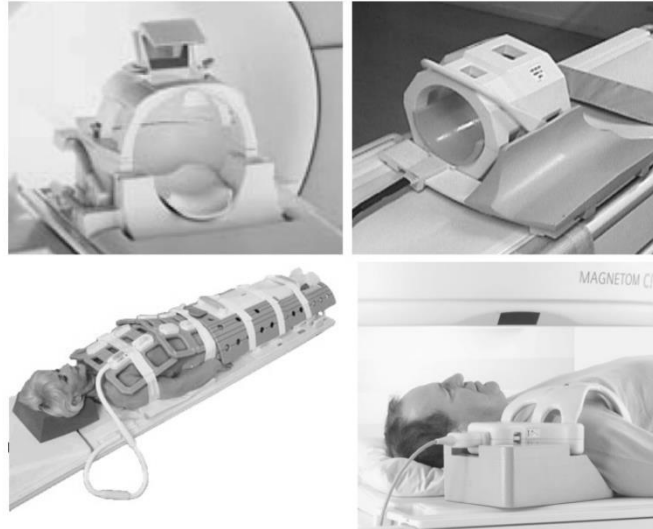


Figura 37: Bobinas utilizadas em Ressonância Magnética.

Podemos destacar o uso cada vez mais intenso de bobinas de múltiplos elementos com arranjo de fase. As bobinas de arranjo de fase são compostas por múltiplas pequenas bobinas (ou elementos) cada uma com um circuito próprio de detecção, que se sobrepõem e irão envolver a anatomia de interesse. Até bem pouco tempo atrás a única bobina do tipo arranjo de fase era a bobina de coluna, porém atualmente o conceito vem sendo aplicado para todas as bobinas. Utilizar bobinas com múltiplos elementos permite o uso das técnicas de imagens paralelas (SENSE, GRAPPA, ARC etc.) que irão utilizar a informação da distribuição espacial do padrão de sinal gerado pela bobina em cada paciente e economizar etapas da codificação de sinal, permitindo assim um ganho expressivo de tempo e novas possibilidades de utilização da RM, especialmente onde velocidade é mandatório.

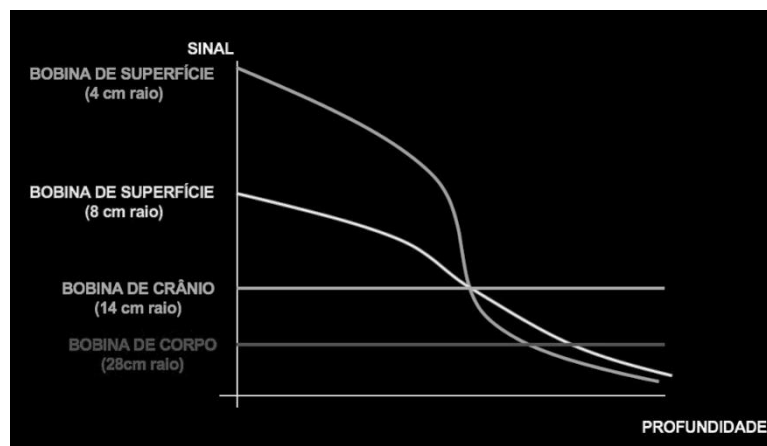


Figura 38: Gráfico da relação de sinal com o tipo de bobina e profundidade no corpo. Fonte: Mazzola

Reconstrutor de Imagens: É o responsável pelo processamento do sinal digital bruto (também chamado de raw data) que deverá passar pela chamada transformada de Fourier para ser convertido em imagem.

Computador de Controle ou Operação: Se constitui como a interface entre o operador e restante do sistema de RM. Permitirá múltiplas tarefas que vão desde a prescrição dos protocolos até o controle da impressão das imagens geradas ou envio para rede lógica para arquivamento ou distribuição para o laudo a ser realizado pelos radiologistas. Investimentos crescentes dos fabricantes vêm permitindo uma simplificação.

Cabine Atenuadora de Radiofrequência ou Gaiola de Faraday: A chamada gaiola de Faraday ou cabine atenuadora de RF é constituída por placas metálicas de alumínio ou cobre posicionadas uma ao lado da outra e em contato entre elas nas paredes, piso e teto de forma a compor uma caixa fechada que atenuará a radiofrequência que entra na sala do magneto. Um visor de vidro pode ser utilizado, porém deve possuir uma malha metálica em contato com restante da cabine. A porta da sala também é especialmente construída para dar continuidade a esta blindagem quando fechada, sendo os contatos da porta de especial atenção a equipe técnica pois problemas decorrentes da entrada de RF para dentro da sala podem ter origem em defeitos destes contatos.

Normas de Segurança em RM

Apesar do processo de obtenção de imagens por ressonância magnética (RM) não utilizar radiação ionizante e o método ser considerado seguro, existem muitos riscos associados a realização dos exames e ao ambiente de RM que já conduziram a acidentes graves associados a morte de pacientes e trabalhadores. A maior parte dos acidentes está relacionado ao campo magnético estático do equipamento, porém outras fontes de risco como os gradientes de campo magnético, radiofrequência, meio de contraste a base de gadolínio e os criogênicos (ex., hélio líquido), também oferecem perigo e devem ser considerados numa análise de segurança no setor.

Os acidentes relatados na literatura vão desde os ferimentos causados por pequenos objetos ferromagnéticos levados inadvertidamente para dentro da sala do magneto, passando por queimaduras causadas por equipamentos não apropriados para RM até mortes em pacientes portadores de cliques de aneurisma e marcapasso. Em um período de 10 anos, a base de dados do FDA catalogou um total de 389 incidentes em instalações de RM em todo os EUA, porém sabe-se que os dados são subestimados, pois em um levantamento de 16 meses realizado pelo Pennsylvania Patient Safety Authority um total de 88 incidentes foram computados.

Até a presente data, o Brasil não possui legislação ou mesmo recomendação sobre aspectos de segurança em RM e é, portanto, dever das instituições e dos que trabalham, garantir a segurança dos pacientes, acompanhantes, colaboradores e prestadores de serviço na sua relação com o ambiente de RM. Também não possuímos registros oficiais de acidentes, porém é fácil perceber que a mesma ocorrência existe em nosso país, pois não existe serviço de RM que não relate pelo menos um incidente ocorrido desde a instalação de seus equipamentos.

Um acidente grave fez com que a parte de segurança fosse revisada e novas medidas fossem sugeridas. Em julho de 2001, um menino de seis anos foi atingido por um cilindro de oxigênio, enquanto era preparado para realizar um exame com anestesia. Este cilindro foi levado para dentro da sala de exames de forma inadvertida por uma enfermeira que não pertencia ao setor de RM e que tentava auxiliar um anestesista que percebeu uma queda na saturação de oxigênio da criança. Este gritou por ajuda quando percebeu que o sistema de oxigênio do quadro de gases da sala de exames não estava funcionando, levando a enfermeira a entrar na sala do magneto com o material inapropriado. A tragédia neste caso é que o menino realizava o exame após uma cirurgia para retirada de um tumor benigno no cérebro. O resultado mais

recente deste caso foi a condenação do hospital a pagar uma indenização para a família do menino no valor de 2,9 milhões de dólares. Os riscos relacionados ao ambiente de RM são demonstrados resumidamente na Tabela 4.

Tabela 4: Efeitos no corpo humano da ressonância magnética.

Fonte de Risco	Efeito no Corpo Humano
Campo Magnético Estático	Atração de objetos ferromagnéticos; Torção de objetos ferromagnéticos; Alteração no funcionamento de equipamentos e Vertigem e Náusea
Gradientes de Campo Magnético	Estímulo de Nervos Periféricos; Magnetofosfenos; Choque elétrico e Ruído Acústico
Radiofrequência	Aumento da temperatura corporal e Queimaduras
Criogênicos	Queimaduras e Sufocamento
Meios de Contraste	Reações Alérgicas e Fibrose Nefrogênica Sistêmica

Os equipamentos de RM disponíveis no mercado possuem intensidade de campo magnético que varia de 0,2T a 3,0T para uso clínico, porém, na área de pesquisa, podem inclusive ser superiores a 7,0T. As regras de segurança sofrem alteração quando o campo é superior a 3,0T, especialmente quanto a movimentação das pessoas em relação ao campo. Abordaremos as orientações básicas para equipamentos usados clinicamente e que se restringem ao valor de 3,0T. O campo magnético estático (B_0) oferece dois tipos básicos de risco: atração de objetos ferromagnéticos e alteração no funcionamento de equipamentos.

Objetos compostos de ferro, níquel e cobalto, por exemplo, apresentam comportamento ferromagnético e serão atraídos pelo campo magnético do equipamento. O risco pode ser de atração (como no caso de um cilindro de oxigênio, uma tesoura, uma enceradeira etc.) ou de torção (torque) em um objeto implantado no corpo, como um clipe de aneurisma cerebral. Quanto maior for a massa ferromagnética, maior será a força de atração do campo para com o objeto. Desta força de atração pode ainda resultar o chamado efeito míssil em que o objeto é acelerado em direção ao magneto, podendo acarretar choque violento com o paciente ou membro da equipe.

Todos os objetos que necessitarem ser levados para dentro da sala devem ser cuidadosamente verificados por pessoal especializado (físicos, engenheiros ou responsáveis da instituição ou fabricante) de forma a garantir que não haverá risco de atração com o campo magnético.

Pacientes, acompanhantes, membros da equipe técnica e médica ou qualquer pessoa que necessite entrar na sala de exames (sala do magneto) deve ser cuidadosamente questionada e revisada para que não porte materiais ferromagnéticos ou que não possua implantes ou equipamentos sensíveis ao campo magnético.

Pacientes portadores de implantes eletricamente ativos (ex. marcapassos cardíacos, desfibriladores cardíacos, neuroestimuladores, implantes cocleares etc.) devem ser questionados mesmo antes de entrar no setor de RM, pois a presença destes equipamentos além da linha de 5 G ou 0,5 mT ($1 \text{ T} = 10.000 \text{ G}$) é proibida.

A linha de 0,5 mT específica o perímetro em torno do equipamento de RM em que o campo magnético é considerado nível “seguro” para exposição ao campo magnético estático para o público em geral. Este limite leva em consideração o risco de alteração no funcionamento de um marcapasso convencional quando da exposição a partir do limite. No projeto dos serviços de RM os fabricantes procuram colocar esta linha dentro ou nos limites das paredes da sala do magneto, como mostra a Figura 39.

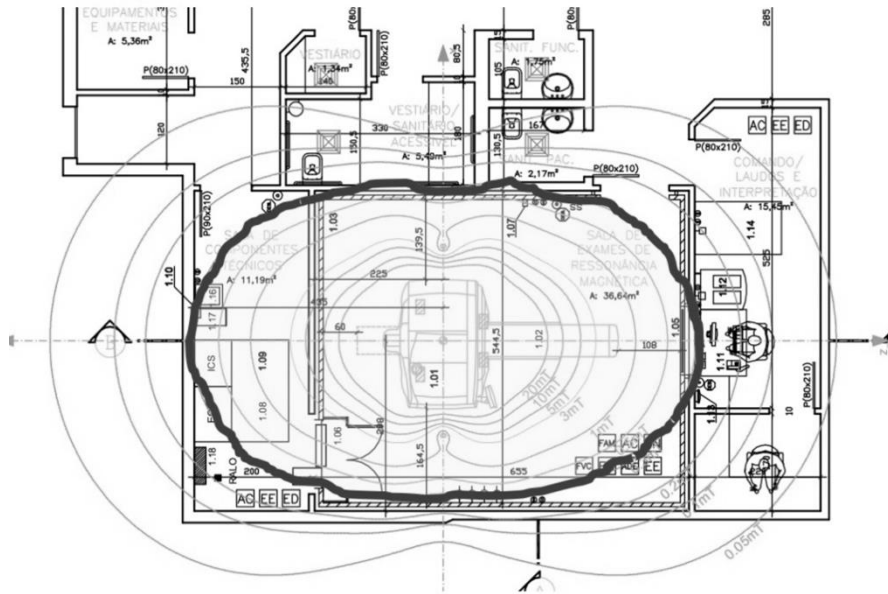


Figura 39: Linha de segurança de 0,5 mT ou 5G desenhada na planta baixa de um serviço de RM. Fonte: Mazzola

Cuidados com Campo Magnético Estático (B_0)

- Demarcar a linha de 5 gauss utilizando cartazes, marcação no piso e obstáculos, se necessário;
- Criar mecanismo físico de restrição de acesso ao setor de RM (leitoras de crachá, portas com senha etc);
- Proibir o acesso de qualquer pessoa portadora de marcapassos e neuroestimuladores no ambiente de RM;
- Utilizar documentos para investigação de metais em que o paciente assinale a sua presença no corpo e possa ser investigado antes da entrada na sala de exames;
- Nunca levar para dentro da sala de exames materiais desconhecidos ou não revisados quanto a presença de partes ferromagnéticas;
- Não permitir a entrada do paciente em sala portando qualquer objeto metálico como anéis, brincos, relógio, carteira, piercing e próteses dentárias removíveis;
- Somente utilizar na sala de exames equipamentos próprios para o ambiente da RM e certificados por empresas de reconhecida competência (ex. Injetoras de meio de contraste, oxímetros, carros de anestesia, eletrodos etc.);
- Colaboradores externos ao setor, como pessoal de manutenção e higienização, só devem ser autorizadas a entrar na sala após repasse formal de instruções de segurança no ambiente de RM;
- Conhecer a localização e forma de acionamento dos botões de parada elétrica e de desligamento do campo.

Gradientes de Campo Magnético

Os gradientes de campo magnético são variações rápidas do campo que ocorrem durante o processo de obtenção das imagens. As variações de campo magnético podem induzir correntes elétricas no corpo do paciente que podem resultar em estímulo de músculos periféricos e até mesmo choques elétricos. A probabilidade de ocorrência é maior quando do uso de sequências de pulso rápidas (gradiente eco e imagem eco planar) e nas extremidades dos magnetos, especialmente nos magnetos supercondutores de formato cilíndrico. Normas regulamentadoras limitam o valor máximo do gradiente para prevenir que nenhuma estimulação cardíaca ocorra. O ruído acústico produzido pelos gradientes pode ser superior a 80 decibéis (80 dB), assim é obrigatório o uso de proteção auricular para pacientes e qualquer pessoa que permaneça dentro da sala do magneto durante a aquisição de imagens.

Cuidados com o Gradiente de Campo Magnético

Recomenda-se fornecer protetor auricular para pacientes, acompanhantes ou qualquer pessoa que permaneça dentro da sala do magneto durante a aquisição de imagens. Sugere-se que a pele do paciente fique em contato direto com a carcaça interna do magneto ou com partes da bobina. Utilizar espumas isoladoras e a roupa apropriada para o exame para este fim. Outro procedimento de segurança é de se criar registros de ocorrência em pacientes de estímulo de nervos periféricos, sensações de choque ou surgimentos de flashes luminosos (magneto fosfenos) durante a realização de exames para que sejam relatados ao fabricante e responsáveis pela manutenção dos equipamentos.

Radiofrequência

O principal risco associado a radiofrequência é a deposição de sua energia sob a forma de calor. Os equipamentos possuem sistemas de monitoramento (hardware e/ou software) que limitam a potência de RF levando em consideração o peso do paciente e limites estabelecidos internacionalmente para a taxa de absorção específica (SAR). A taxa de absorção específica conhecida pela sigla SAR (do inglês, Specific Absorption Rate) é uma medida da quantidade de energia da RF depositada por unidade de massa do corpo do paciente. Os limites do SAR levam em consideração que a temperatura do tecido não ultrapasse 1,0° C e os limites existem para corpo inteiro e regiões específicas.

Cuidados com a Radiofrequência

- a) Fornecer ao paciente avental ou roupa apropriada e confeccionada com tecido natural para que substitua todas as suas roupas para realização do exame;
- b) Informar ao equipamento no início do exame o valor de massa corporal (kg) e idade, permitindo o correto funcionamento das limitações de SAR;
- c) Não cobrir o paciente excessivamente;
- d) Não utilizar plásticos ou outros materiais que causem abafamento e aumento da transpiração;
- e) Não iniciar o exame em paciente com suor acumulado ou urinados;

- f) Não permitir que mãos e pés fiquem cruzados ou em contato direto de pele com pele, evitando assim um efeito de antena que pode resultar em queimaduras e choques nestes pontos de contato;
- g) Verificar cabos e conectores das bobinas quanto a integridade física, evitando assim risco de choques e faiscamento;
- h) Manter contato permanente com o paciente, orientando o mesmo a acionar a campainha ligada ao alarme sonoro caso sinta alguma sensação de aquecimento ou desconforto durante o exame.

Líquidos Criogênicos

Os líquidos criogênicos como o nitrogênio e o hélio são gases liquefeitos a baixas temperaturas e são usados nos magnetos supercondutores para que a corrente circule pela bobina produtora do campo magnético principal sem apresentar resistência elétrica. O hélio líquido é o criogênico mais utilizado e possui temperatura de -269°C . Os magnetos supercondutores estão abastecidos com cerca de 1.700 litros de hélio.

Durante abastecimentos e manutenções cuidados especiais são tomados pelas equipes técnicas para evitar queimaduras, devido a baixa temperatura das partes em contato com o líquido ou com o gás, e a possibilidade de substituição do ar ambiente pelo gás hélio levando ao sufocamento. Na rotina de um serviço de RM, o controle e registro diário da pressão do magneto e nível de hélio se faz necessária para evitar perdas excessivas com a evaporação e pontos críticos de trabalho com o magneto, como nos casos em que o nível de hélio fica inferior a 50% da capacidade de abastecimento.

Apagamento do Campo Magnético

Se for necessário realizar o apagamento do campo magnético (procedimento de quenching) através do acionamento do botão de parada do campo magnético é importante assegurar que a porta da sala de exames está aberta e que as pessoas serão evacuadas do setor, pois o hélio se expande em cerca de 700 litros de hélio gasoso para cada litro de hélio líquido, ocupando o espaço do ar ambiente. Importante ressaltar que não é incomum a ocorrência de quenching espontâneo pelo magneto.

Os magnetos possuem um duto, chamado de tubo de quench, que conduz o hélio sob a forma de gás para fora da sala (área externa), porém pode ocorrer deste duto estar obstruído ou danificado e, desta forma, jogar o hélio para dentro da sala de exames e setor de RM.

Cuidados com Líquidos Criogênicos

- a) Para magnetos supercondutores, a porta da sala de exames deve abrir “para fora” ou a sala deve possuir “válvula de compensação de pressão” bidirecional com dimensão apropriada;
- b) Rotinas de reabastecimento de hélio líquido devem ser cercadas de todas as medidas de segurança necessárias, principalmente proibindo a entrada de pessoas desavisadas ao serviço;

- c) Não respirar e ou se aproximar de gases/vapores criogênicos;
- d) Não tocar superfícies congeladas no magneto ou da torre do magneto;
- e) Manter a saída externa do tubo de quench desobstruída e direcionada para local que não possibilite circulação de pessoas;
- f) Em caso de apagamento do campo magnético, remover o paciente imediatamente e avisar o serviço técnico do fabricante do equipamento;
- g) Manter o ar condicionado da sala de exames em boas condições e com renovação parcial do volume de ar.

Sinalização

O acesso ao setor e, especialmente, a porta da sala de exames deve estar sinalizada com cartazes e avisos (Figura 40) que possibilitem a correta identificação dos riscos e limitem a entrada de pessoas portadoras de marcapassos e outros dispositivos e implantes proibidos no ambiente de RM ou mais especificamente na sala de exames.



Figura 40: Exemplo de cartaz de aviso a ser posicionado na porta da sala de exames de RM.

Restrição de Acesso e Anamnese

Talvez a melhor restrição de acesso de pacientes ao ambiente da RM deveria ser realizada pelo médico solicitante quando prescreve, ou não, um exame de RM para seu paciente. Porém sabemos que infelizmente muitos pacientes portadores de marcapasso acabam recebendo solicitações para exames de RM. Sendo assim, outras medidas de restrição devem ser tomadas.

O questionamento e a investigação do paciente devem ser realizados em mais de uma etapa para que sejam criadas barreiras que evitem o acesso ao ambiente de RM. Exemplo: Perguntas no momento do agendamento do exame; Preenchimento da ficha de investigação de metais e consentimento informado na recepção do setor e assinatura dos mesmos pelo paciente ou responsável legal pelo mesmo; Anamnese e conferência das fichas e consentimentos pelo técnico de enfermagem e pelo técnico ou tecnólogo em radiologia momentos antes do exame e antes de ingressar na sala do magneto.

Gravidez e RM

Uma pergunta frequente em RM é se pacientes gestantes ou com suspeita de gestação podem realizar exames. Ou ainda, se trabalhadoras grávidas podem trabalhar no setor de RM ou, mais especificamente, dentro da sala de exames. Não existe qualquer evidência na literatura científica que sustente efeitos biológicos adversos que possam vir a ser causados à mãe ou ao feto no ambiente de RM ou durante o exame. A recomendação atual é que todo exame de RM em paciente gestante seja discutido e avaliado pelo médico radiologista e médico solicitante de forma a encontrar alternativas que também não envolvam riscos como a radiação ionizante para a busca do diagnóstico. O exame de RM em gestantes deve ser autorizado pelo médico radiologista.

Conduta em Casos Duvidosos

A conduta recomendada em casos de dúvida quanto a presença de algum implante ou condição do paciente para realizar o exame é de não realizar até que se saiba exatamente todas as informações. O médico radiologista é o responsável técnico pelo paciente e deve ser informado e consultado sempre que necessário para autorizar a entrada de uma paciente em sala.

Situações de Emergência

A conduta em relação a algumas situações de emergência no ambiente da RM difere de outros locais, pois existe sempre o risco presente do campo magnético do equipamento. Duas situações são especialmente importantes em RM: parada cardiorrespiratória e incêndio na sala de exames.

Parada Cardiorrespiratória: O atendimento a um paciente em parada cardiorrespiratória não deve ser feito dentro da sala de exames. Se o paciente estiver realizando o exame ou estiver sob a mesa de exames, a equipe deve estar treinada para retirar o paciente da maca e remove-lo da sala de exames antes de iniciar o atendimento de parada. O risco de algum material ferromagnético ser utilizado neste atendimento (ex. carro de parada) pode colocar em risco a vida do paciente e de todos aos seu redor.

Incêndio no Setor de RM: Na eventualidade de um incêndio atingir o setor e se aproximar da sala do magneto, a equipe deve estar treinada para realizar o procedimento de desligamento do campo magnético (procedimento de quenching) e evacuar o setor. É recomendável que o setor possua extintores não ferromagnéticos para o combate a focos de incêndio na sala do magento, pois do contrário os cilindros convencionais ferromagnéticos serão atraídos pelo campo podendo resultar em acidente com os presentes na sala do magneto e quebra do equipamento de RM.



Figura 41: Botão de apagamento do campo magnético (botão de quenching) devidamente sinalizado.

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] Angshul Majumdar, Rabab Kreidieh Ward MRI: Physics, Image Reconstruction, and Analysis CRC Press 2015
- [2] Hashemi Bradley Lisanti MRI Physics Basics Wolters Kluver 2017
- [3] Perry Sprwan Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methods, and Techniques *College of Medical Physics* 2018
- [4] Mazzola, A.A. Protocolo de Testes de Aceitação em Equipamentos de Imagem por Ressonância Magnética. *Radiol Bras* 2005;38(3): 195-204.
- [5] Huda Walter: Reviwe of Radiologic Physics. Ed Willian e Wilkins
- [6] Shellock, Frank G., Crues, John V. 2004. MR Procedures: Biologic Effects, Safety and Patient Care. *Radiology* 232, 635-652.
- [7] Kanal, Emanuel, Barkovich, A. James, Bell, Charlotte et al. 2007. ACR Guidance Document for Safe MR Practices: 2007. *AJR* 188, 1447-1474.

CAPÍTULO VIII - FÍSICA DA ULTRASSONOGRAFIA

Introdução

Em termos físicos, som é a energia mecânica (cinética + potencial) transmitida por ondas de pressão em um meio material e, portanto, são chamadas de ondas mecânicas. As ondas sonoras podem ser descritas por ondas de pressão pois sua propagação é feita através da compressão e rarefação das partículas do meio. A rarefação e compressão podem ocorrer na direção de propagação da onda (ondas longitudinais) ou na direção perpendicular à propagação (ondas transversais). Para a radiologia diagnóstica, as ondas sonoras longitudinais possuem melhor resposta, pois as ondas transversais não se propagam bem em tecidos, apenas em materiais mais densos como metais e ossos.

Conceitos Básicos

As grandezas básicas para o entendimento da técnica de ultrassom são relativas a *frequência da onda* (f) que corresponde ao número de oscilações das partículas do meio por unidade de tempo, ou o número de vezes que a perturbação (de pressão) se repete por unidade de tempo em unidade Hz (hertz). O *período* (T) é o tempo necessário para o padrão de perturbação volte a se repetir, que é o inverso da frequência em unidade de s (segundos); O *comprimento de onda* (λ): é o comprimento do padrão espacial da perturbação. Unidade: m (metros). Com esses parâmetros é possível calcular a velocidade de propagação da onda, fazendo a razão entre o comprimento de onda e o período

$$c = \frac{\lambda}{T} = \lambda \cdot f$$

onde, c corresponde a velocidade de propagação da onda.

A natureza mecânica do som classifica-se de acordo com a frequência (f) sendo: Menor que 20 Hz => infrassom; 20 Hz a 20 kHz => som audível; Maior que 20 kHz => ultrassom e Ultrassom diagnóstico => varia entre 0,5 MHz a 20 MHz.

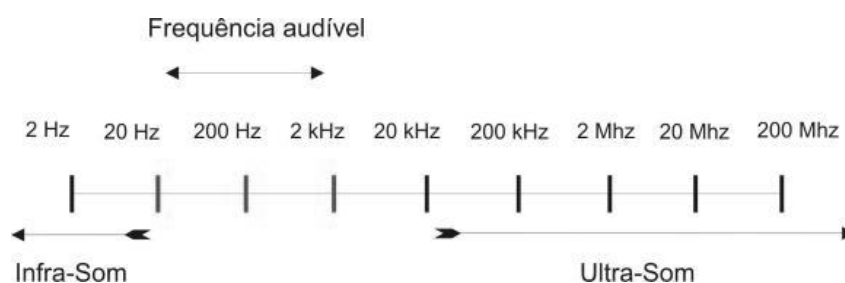


Figura 1: Características do som de acordo com a frequência Fonte: Tiago Hirata

Velocidade do Som no Meio

A velocidade do som no meio depende das características de elasticidade e de inércia do meio, e é dada por:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

onde, B é o módulo de elasticidade de volume do meio, e é uma medida da resistência que o material tem a ser comprimido ou esticado, a unidade é kg/m.s^2 ; e ρ é a densidade do material, a unidade é kg/m^3 . A elasticidade refere-se às forças restauradoras que tentarão fazer com que a pressão volte ao normal, empurrando a porção do meio deslocada de volta à posição de equilíbrio. A inércia refere-se à resistência do meio deslocado às forças restauradoras. Os equipamentos de ultrassom assumem uma velocidade de 1540 m/s para estimar as posições dos refletores, o que é uma aproximação razoável para a maioria dos tipos de tecido, vide Tabela 1.

Tabela 1: Valores das velocidades de propagação em diferentes meios com suas respectivas densidades.

Estruturas	Densidade (kg/m^3)	Velocidade (m/s)
Ar	1,2	330
Pulmão	300	600
Gordura	924	1450
Água	1000	1480
Tecido Mole	1050	1540
Rim	1041	1565
Sangue	1058	1560
Fígado	1061	1555
Músculo	1068	1600
Ossos	1912	4080
PZT	7500	4000

PZT - titanato zirconato de chumbo

Quando a onda sonora muda de meio, sua velocidade e o comprimento de onda mudam, mas a frequência não é alterada. A frequência e o comprimento de onda influenciam na penetração da onda sonora no meio (alcance) e na resolução da imagem. Quanto maior a frequência (menor comprimento de onda), melhor a resolução espacial da imagem (mais detalhes), porém a onda é mais atenuada, ou seja, possui curto alcance. Maior penetração do feixe é alcançada com frequências mais baixas, a custo de perda de resolução espacial.

Para varreduras profundas utiliza-se baixa frequência, entre 3,0 e 6,0 MHz. Por exemplo: varreduras na região do abdômen. Para varreduras superficiais ou regiões menores utiliza-se alta frequência (7,5 a 10,0 MHz). Por exemplo: exames de mama e extremidades.

Impedância Acústica Característica

A impedância acústica característica (Z) de um material pode ser associada à rigidez e à flexibilidade de um meio compressível, e é definida como:

$$Z = \rho \cdot c$$

onde, a unidade de Z é $\text{kg/m}^2\text{s}$ (rayls). A impedância acústica é a característica que resulta em diferenças na transmissão e reflexão de energia ultrassônica, e, portanto, é a base das imagens de ultrassom pulso-eco.

Interação do Ultrassom com a Matéria

Ao penetrar no meio, o feixe de ultrassom pode sofrer as seguintes interações:

- a) Reflexão: ocorre nas interfaces entre tecidos, devido à mudança de impedância acústica entre os meios. Parte do feixe sonoro é refletida e parte é transmitida;
- b) Refração: ocorre nas interfaces entre tecidos quando o feixe incidente não é perpendicular à interface, resultando na mudança de direção do feixe transmitido;
- c) Espalhamento: ocorre por reflexão ou refração causada por pequenas partículas do meio, causando a difusão do feixe ultrassônico em várias direções;
- d) Atenuação: consiste na perda de energia acústica ao longo da distância percorrida pelo feixe. Essa perda é devido a absorção que acaba fazendo a transformação de energia acústica em energia térmica (calor).

Formação da Imagem de Ultrassom

A imagem de ultrassom é formada por reflexão dos pulsos sonoros nos tecidos. Simplificadamente ocorre o seguinte processo:

- a) A área de interesse do paciente é exposta a um feixe de pulsos sonoros altamente colimado (feixe linear) emitido por um transdutor;
- b) A cada variação da impedância acústica do meio (ou seja, toda vez que o tipo de tecido muda) parte do som é refletido de volta (eco);
- c) De volta a fonte (transdutor) este eco é detectado.

O tempo que o som leva para ir e voltar nos dá informação sobre a posição do “refletor” correspondente ao longo da linha de aplicação do feixe (desde que a velocidade do som no meio seja conhecida). A intensidade do eco dá informação sobre o tipo de refletor (tipo de interface entre tecidos). Para formar a imagem, varre-se o paciente com o feixe linear de modo a formar um plano (fatia) que corta o paciente. Colhendo-se as informações de cada linha de feixe nessa fatia temos uma matriz de imagem bidimensional. A amplitude de cada eco é transformada em um valor de nível de cinza na imagem. Resumindo, pode-se dizer que o contraste nas imagens de ultrassom resulta de diferenças na impedância acústica característica dos tecidos.

O ultrassom é produzido e detectado por transdutores, que são dispositivos compostos de um ou mais elementos com propriedades eletromecânicas (material piezoelétrico). O material piezoelétrico altera sua forma física quando excitado por um campo elétrico, provocando vibrações mecânicas, as quais produzem ondas de pressão sonora, que se propagam por um meio de transmissão, convertendo então, energia elétrica em energia mecânica (campo acústico) para produzir o ultrassom, e converte energia mecânica em elétrica novamente para detectá-lo. O material mais utilizado é a cerâmica piezoelétrica (por exemplo: *PZT*), mas também se emprega material híbrido ou piezocompósitos de polímeros e cerâmica piezoelétrica. O revestimento do transdutor deve ser eletronicamente isolado e acusticamente desacoplado do elemento ativo, para evitar interferência elétrica ou ressonância acústica. O conjunto do transdutor inclui: material piezoelétrico, camada de acoplamento, bloco atenuador, absorvedor acústico, cobertura isolante, eletrodos sensores e *housing* do transdutor.

A camada de acoplamento é a interface entre o transdutor e o tecido, constituída por várias camadas com impedâncias acústicas intermediárias. Sua função é minimizar as diferenças de impedâncias acústica para evitar a reflexão do feixe ultrassônico logo na saída do transdutor. Para melhor casamento de impedâncias acústicas entre a camada de acoplamento e a pele usa-se um gel aquoso que possui impedância acústica próxima da pele, dessa forma minimiza refletância de ondas devido à alta diferença de impedâncias entre o ar e a pele. Se não houvesse o gel, a intensidade do eco do ultrassom seria tão baixa que inviabilizaria a formação de imagens com qualidade. O bloco atenuador fica na parte traseira do transdutor, ele absorve o feixe de ultrassom refletido e atenua sinais ultrassônicos “perdidos” do *housing*. Sua principal função é atenuar a vibração do transdutor de modo a criar um pulso de ultrassom de curto comprimento, isso é importante para a resolução axial (resolução espacial ao longo do eixo do feixe).

Tipos de Transdutores

Os padrões de imagem gerados por equipamentos de ultrassom em tempo real são diretamente dependentes da configuração do transdutor utilizado. Estes transdutores podem ser mecânicos ou eletrônicos e podem produzir imagens retangulares (produzidas por transdutores lineares em série) ou setoriais (produzidas por transdutores mecânicos, em série convexos ou por transdutores em série com defasagem temporal) que são utilizados de acordo com as aplicações clínicas.

Transdutores com varredura mecânica: São aqueles em que a varredura do campo de visão envolve o movimento de oscilação de um ou mais elementos piezoelétricos por meio de um motor, através da rotação do transdutor ou da oscilação de um refletor. Os transdutores setoriais mecânicos são mais baratos em comparação aos eletrônicos, entretanto sua zona focal é definida através de lente acústica.

Transdutores com varredura eletrônica: Geralmente são constituídos de múltiplos elementos piezoelétricos individuais, de modo que grupos destes elementos, ativados em instantes diferentes, permitam a movimentação e a focalização da frente de onda em pontos diferentes na região de interesse.

- a) Transdutor linear em série (linear array): Utilizam entre 128 e 512 ou mais elementos piezoelétricos arranjados lado a lado para produzir imagens retangulares. Grupos de elementos são ativados simultaneamente gerando feixes ultrassônicos individuais paralelos para formação da imagem. Cada grupo de elementos envia e recebe os dados antes que o próximo grupo seja acionado, isso possibilita uma varredura eletrônica rápida, sem o envolvimento de partes móveis.

- b) Transdutor linear com defasagem temporal (phased array): São idênticos aos lineares em série, exceto pelo fato de possuírem um circuito eletrônico de temporização que permite o disparo de grupos de elementos em sequências temporais, ou seja, com atrasos no tempo, sendo que estes atrasos de tempo variam continuamente, promovendo uma imagem setorial.
- c) Transdutor Curvelinear: Também conhecido como curvado ou convexo, opera de maneira idêntica ao transdutor linear em série e possui o mesmo número de elementos da série linear. Entretanto, os elementos são arranjados numa forma convexa, o que cria um amplo campo de varredura. Contudo, este amplo campo de visão causa uma redução na resolução lateral devido à divergência do feixe.

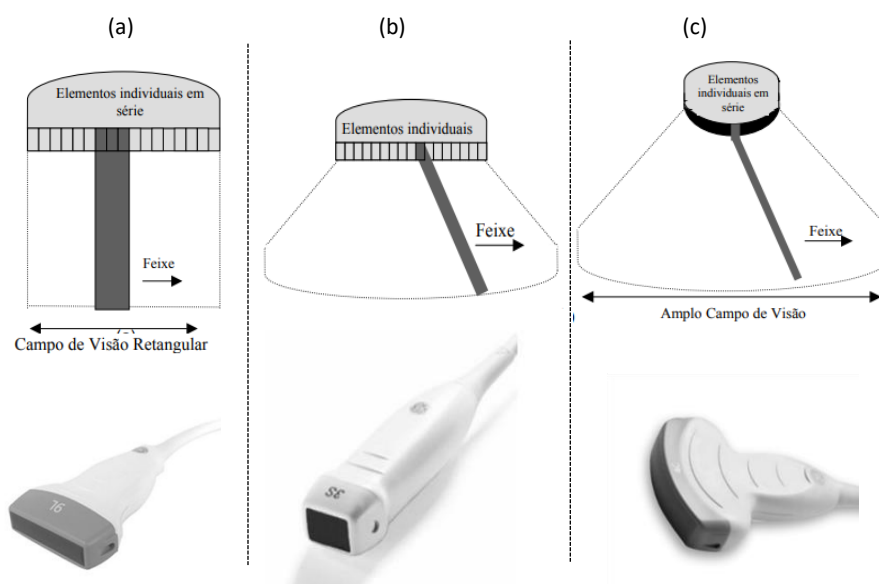


Figura 2: Representação esquemática e exemplos de transdutores: (a) Transdutor linear em série, (b) Transdutor phased array, (c) Transdutor Curvelinear. (Fonte: www.gehealthcare.com.br)

Propriedades do Feixe

O feixe de ultrassom se propaga a partir da superfície do transdutor como uma onda longitudinal. Inicialmente o feixe converge levemente até uma dada distância, determinada pela geometria e pela frequência do transdutor, essa região é chamada de campo próximo (*near field*) ou zona de Fresnel (Figura 3). Nessa região o feixe é altamente colimado, a convergência ocorre devido à múltiplas interferências destrutivas e construtivas das ondas sonoras (princípio de Huygens).

Em seguida o feixe diverge, essa região é chamada de campo longínquo (*far field*) ou zona de Fraunhofer. O ângulo da divergência possui dependências com a frequência e o tamanho do transdutor, de modo que a menor divergência ocorre para maiores frequências e maiores transdutores.

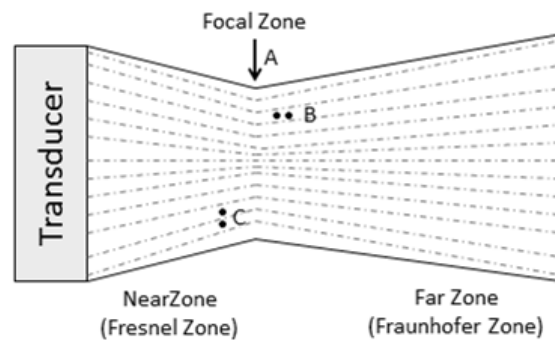


Figura 3: Ilustração da zona de Fresnel (near zone) e Fraunhofer (far zone) e identificação da Zona Focal (Focal Zone “A”). A resolução axial é ilustrada pelos pontos “B” e a resolução lateral pelos pontos “C”. Fonte: Buschberg

Resolução Espacial

O parâmetro de resolução espacial equivale a menor distância possível entre dois pontos que permite que sejam discriminados. O principal fator que limita a resolução em ultrassom é o tamanho do pulso acústico. A resolução é melhor na zona focal (A), onde os feixes de ultrassom são os mais estreitos e mais concentrados, conforme ilustrado na Figura 3. O elemento de volume mínimo é determinado pelas resoluções axial, lateral e elevacional.

A resolução axial consiste na habilidade de distinguir dois objetos próximos na direção do feixe, isso está relacionado com distinguir dois ecos que voltam ao detector. Possui dependência do comprimento do impulso sonoro e da frequência do ultrassom. Os transdutores de frequência mais alta têm melhor resolução axial do que os transdutores de frequência mais baixa. Conforme ilustrado na figura 3 “pontos B”;

A resolução lateral: consiste na habilidade de separar dois objetos na direção perpendicular ao feixe e é determinada pelo diâmetro do feixe. A resolução lateral depende da distância entre os cristais individuais e não da distância entre os objetos visualizados. Conforme ilustrado na Figura 3 “pontos C”;

A resolução elevacional: também é perpendicular à direção do feixe, depende da altura do elemento transdutor e varia com a profundidade.

Controles de Sensibilidades

A frequência é um dos fatores mais importante devido à relação com a profundidade de visualização. A frequência de operação pode ser alterada para permitir penetração profunda ou alta resolução, conforme aplicação clínica, sem necessidade de troca de transdutor. Quanto menor a frequência empregada maior a profundidade alcançada, quanto menor a frequência empregada menor a profundidade alcançada.

A potência refere-se à quantidade de energia elétrica liberada ao transdutor – indicada em dB (decibel). A regulagem é através do ajuste dos controles de potência e a variação é de 0 a 100%. Este parâmetro também pode ser chamado de controle de Intensidade, o qual depende da marca e modelo do equipamento. O controle de potência influencia diretamente na sensibilidade do equipamento, altos níveis de potência permitem detectar os sinais provenientes das interfaces mais profundas do meio, porém também resultam numa alta exposição ao paciente à potência ultrassônica.

O ganho controla a amplificação de todos os ecos recebidos pelo transdutor, indicado em dB. Os pulsos de tensão gerados pelo transdutor a partir do retroespalhamento do ultrassom no tecido estão na faixa de microvolt a milivolt e devem ser ampliados na faixa de volts para amostragem e registro. A seleção de um ganho muito baixo pode limitar a amostragem dos ecos num limite mínimo e um ganho alto poderá provocar saturação no monitor. A Compensação de Ganho no Tempo (TGC) é um recurso é destinado à amplificação dos ecos retro espalhados em função do tempo a fim de compensar atenuação do feixe com a distância (neste caso, profundidade). Uma curva TGC ideal é aquela que torna todos os sinais provenientes das interfaces refletoras iguais em amplitude, independente da profundidade destas interfaces.

Modos de Displays dos Ecos

O Modo A de amplitude é a transmissão do pulso ultrassônico no tecido, em função do tempo (ou da profundidade). Durante esta varredura, os ecos recebidos pelo transdutor são amplificados e representados por deflexões verticais na tela do monitor. A amplitude de cada deflexão vertical é uma medida proporcional a cada eco recebido (Figura 4). A vantagem que o Modo A proporciona é a informação sobre as posições das estruturas, rapidamente, com um equipamento pouco sofisticado. Sua desvantagem é a apresentação destas informações apenas da maneira unidimensional, ao longo da linha de propagação do feixe.

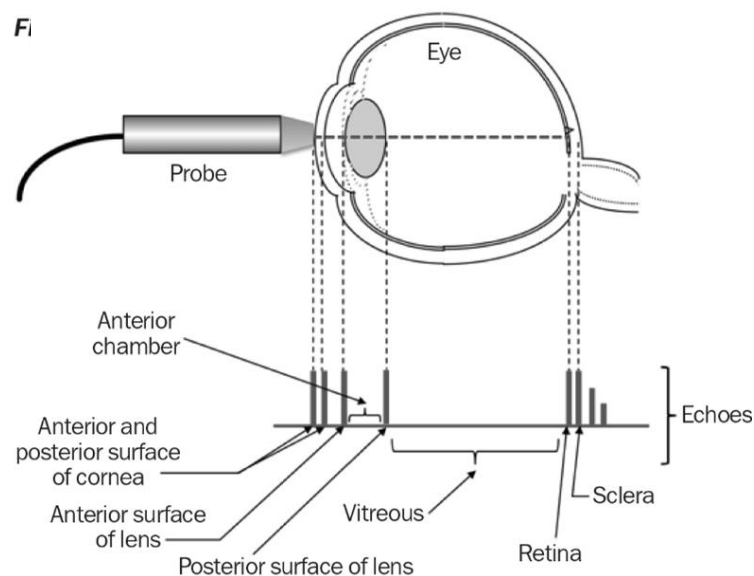


Figura 4: Demonstra o comprimento do olho para determinação do posicionamento de um implante de lente. Depois que o olho do paciente é anestesiado, a sonda de ultrassom (Modo A) é colocada contra a córnea para fazer as medições. (Fonte: <https://www.cehjournal.org/article/caring-for-a-and-b-scans/>)

O Modo B é do Brilho e nesse caso, a amplitude é transformada em um nível de cinza de uma imagem digital. O Modo-B proporciona uma representação bidimensional de seções anatômicas que são varridas pelo feixe ultrassônico. Os equipamentos em Modo-B representam a maior parte dos equipamentos utilizados atualmente devido à grande variedade de aplicação, variedade de regiões anatômicas, pela fácil interpretação e pelo mapeamento bidimensional dos tecidos.



Figura 5: Imagem adquirida no modo B. (Fonte: <https://www.medison.ru/ultrasound>)

O Modo M ou T-M (Movimento ou Tempo-Movimento) trata-se de um modo híbrido, com algumas características do Modo A e do Modo B. No Modo B o brilho da linha mostrada é modulado de acordo com a amplitude do eco recebido e em paralelo o Modo A devido aos ecos serem coletados apenas em uma dimensão ao longo da direção do feixe e apresentados no eixo horizontal do display (Figura 6). O Modo T-M é uma maneira de representar o movimento do tecido ao longo do tempo. Geralmente é utilizado para mensurações cardíacas, particularmente para detecção de anormalidades no movimento de abertura e fechamento de válvulas cardíacas.

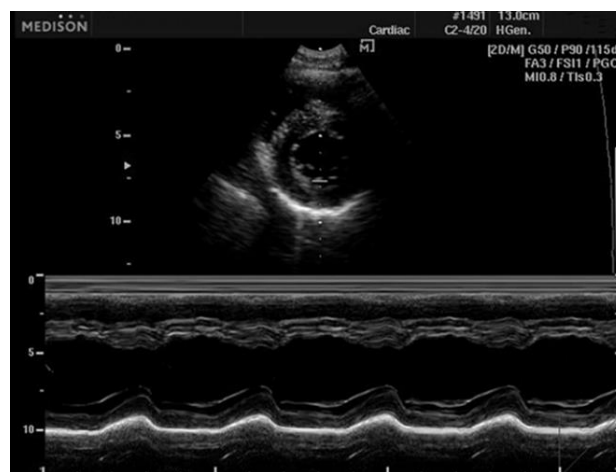


Figura 6: O traçado em Modo M apresentado na parte inferior da imagem representa a varredura feita na posição indicada pela linha tracejada no centro da imagem, representando as interfaces ecogênicas do tecido estudado. (Fonte: <https://www.medison.ru/ultrasound>)

Ultrassom Doppler

O ultrassom é utilizado não somente para a amostra estática da anatomia do paciente, mas também para o estudo de estruturas móveis do corpo. A técnica de ultrassom Doppler se baseia no fenômeno de deslocamento de frequência que ocorre em uma onda sonora quando a fonte (refletor) se move. No corpo humano, esses refletores são as células sanguíneas. A comparação da frequência dos ecos refletidos com a frequência do pulso original emitido permite calcular a velocidade do sangue (Figura 7).

Entre as aplicações do método do deslocamento Doppler, podemos destacar a detecção e caracterização de fluxo sanguíneo, monitoração da pressão sanguínea, localização de oclusões em vasos sanguíneos, detecção de embolia aérea e monitoração do batimento do coração em fetos.

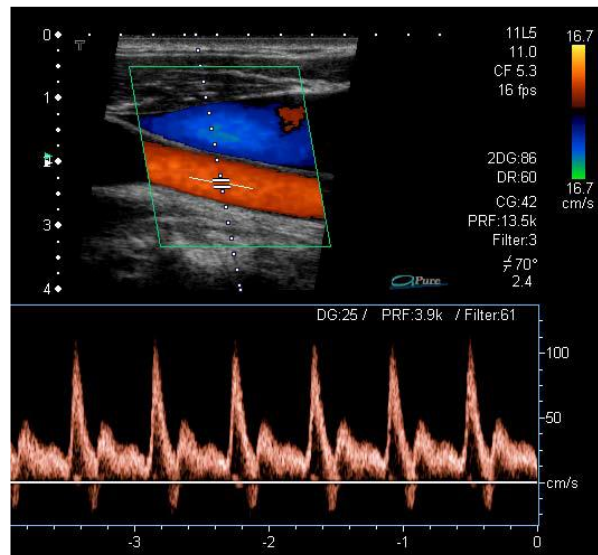


Figura 7: Imagem gerada em Modo Triplex, que demonstra a obtenção do traçado do fluxo sanguíneo a partir da amostragem da velocidade do sangue na artéria carótida comum, após a aplicação do Doppler colorido na imagem Modo-B. (Fonte: <http://trajanoalmeida.com.br/wp-content/uploads/2015/12/ultrassonografia-1-grd-1.jpg>)

Sugestão de Leitura Complementar

- [1] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt Jr EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging;
- [2] Zagzebski JA. Essentials of ultrasound physics;
- [3] D. A. Christensen, Ultrasonic Bioinstrumentation John Wiley & Sons, New York, 1988;

CAPÍTULO IX - NOÇÕES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Introdução

Neste capítulo serão apresentados os conjuntos de medidas que visam proteger o paciente, os trabalhadores, os indivíduos do público e o meio ambiente de possíveis riscos causados pelas radiações ionizantes. Serão discutidas as normas, limites de dose e os possíveis riscos biológicos das radiações. No Brasil, as organizações responsáveis por regular a aplicação das radiações ionizantes na medicina são a CNEN e a ANVISA. A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) foi criada em 1956 pelo Decreto 40.110 e está vinculada ao Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação (MCTI) desde 1999 é uma autarquia federal brasileira. As suas funções principais são pesquisar e desenvolver a aplicação de técnicas nucleares e regular o uso da energia nuclear no Brasil. A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) foi criada em 1999 para controlar a área sanitária de diversos produtos e serviços, vinculada ao Ministério da Saúde. A ANVISA foi instituída pela Lei nº 9.782, de 26 de janeiro de 1999. Apresenta como funções promover o controle sanitário da produção e consumo de produtos e serviços submetidos à vigilância sanitária, inclusive dos processos, dos ambientes, dos insumos e das tecnologias a eles relacionados.

Os conceitos, procedimentos, grandezas e filosofia de trabalho em proteção radiológica são continuamente atualizados nas publicações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*, ICRP), da Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency*, IAEA) e na Organização Mundial de Saúde.

Por mais de um século, os raios X têm sido um instrumento muito valioso para tornar visível o interior do corpo humano. Essa capacidade de obter imagens é amplamente utilizada para detectar e diagnosticar doenças e lesões, gerenciar o atendimento ao paciente e realizar inúmeras formas de diagnóstico e tratamento. A carência de conhecimento dos riscos da radiação ionizante resultou em inúmeras lesões inesperadas em pacientes, médicos e cientistas. Como resultado, alguns pesquisadores demoraram em divulgar os perigos e estabelecer limites à exposição. Com intuito de fazermos uso das radiações ionizantes em aplicações na medicina tão importante para saúde da população, é que se torna essencial o conhecimento da proteção radiológica.

Grandezas e Unidades em Proteção Radiológica

A grandeza de medida *exposição* (X) é a ionização do ar pela radiação para fótons de raios X e gama, sendo que representa a liberação de carga em coulomb (C) por quilograma. A unidade antiga é o Roentgen (R) de forma que $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$.

A *dose absorvida* (D) expressa pela razão entre o valor esperado da energia depositada pela radiação e elemento infinitesimal de massa da matéria irradiada. A unidade SI de dose absorvida é o Joule por quilograma, denominada gray (Gy). A unidade antiga é o Rad, onde para o ar $1 \text{ Rad} = 0,01 \text{ Gy}$

A *dose efetiva* ou *efetiva de dose* (E) é média aritmética ponderada das doses equivalentes nos diversos órgãos do corpo humano. Os fatores de ponderação dos tecidos representam o mesmo detrimento de 1 (uma) exposição uniforme de corpo inteiro. A unidade de dose efetiva é o Joule por quilograma, denominada sievert (Sv). A unidade antiga é o Rem, onde para o ar $1 \text{ Rem} = 0,01 \text{ Sv}$.

A *dose equivalente* (H): grandeza expressa pelo produto da dose absorvida média no órgão ou tecido humano e do fator de ponderação da radiação. Para os raios X, a dose equivalente é numericamente igual à dose absorvida. A unidade SI de dose equivalente é denominada Sievert (Sv). O *Equivalente de dose ambiente* é o equivalente de dose que seria produzido por campo alinhado e expandido em esfera da ICRU a determinada profundidade, no raio oposto ao sentido do feixe de radiação incidente. As grandezas e unidades, e suas equivalências estão listadas na Tabela 1.

Tabela 1: Grandezas e unidades Fonte: Bacelar

Grandeza	Meio	Tipo Radiação	Unidade (SI)	Unidade original	Conversão
Exposição	ar	X, γ	C/kg	R	$1\text{R}=2,58 \times 10^4 \text{C/kg}$
Dose Absorvida	Algum meio	todas	Gy(J/kg)	rad	$1\text{Gy}=100\text{rad}$
Dose Equivalente	Órgão ou tecido	todas	Sv(J/kg)	rem	$1\text{Sv}=100\text{rem}$
Efetivo Dose	Corpo todo	todas	Sv(J/kg)	rem	$1\text{Sv}=100\text{rem}$

PRINCÍPIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A proteção radiológica está embasada em três pilares conceituais denominados de Princípios Básicos de Proteção Radiológica. Na prática, eles se desdobram em ações que garantem o uso seguro das radiações na promoção da assistência à saúde.

Princípio da Justificação

O Princípio da Justificação estabelece que nenhum exame ou procedimento com uso de radiação ionizante deve ser autorizado, a menos que produza benefício para o paciente exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado. O objetivo da justificação é ponderar se determinado procedimento radiológico é benéfico para o diagnóstico do paciente e para a continuidade das circunstâncias assistenciais. Assim, todas as exposições médicas individuais devem ser justificadas com antecedência, levando em conta os objetivos específicos da exposição e as características do indivíduo envolvido. No entanto, a realização injustificada de estudos que envolvem a exposição à radiação aumenta desnecessariamente o risco de câncer na população exposta. O perigoso não é a radiação ionizante em si, mas o uso inadequado. Os benefícios são sempre muito maiores que os riscos envolvidos, quando os procedimentos são aplicados dentro dos padrões de boas práticas médicas.

Podemos perceber a aplicação do princípio da justificação em três níveis:

Primeiro Nível (Geral): entende-se que na aplicação das radiações ionizantes para fins de diagnóstico ou para guiar procedimentos intervencionistas, o benefício supera claramente o risco.

Segundo Nível (Genérico): procedimentos específicos são justificados com um objetivo específico (por exemplo, radiografias de tórax para pacientes com determinados sintomas). Este nível de justificação corresponde à autoridade sanitária em consulta com a comunidade médica. Conforme definido na posição conjunta da Agência Internacional de Energia Atômica e da Organização Mundial de Saúde “*Bonn: Call for Action*”, em 2012, os países membros devem:

- Desenvolver critérios harmonizados com base na evidência científica para reforçar a adequação do uso da imagem clínica, incluindo a medicina nuclear diagnóstica e procedimentos que envolvam o uso de radiações não-ionizantes. Todos os intervenientes devem estar envolvidos no desenvolvimento destes critérios.
- Implementar referenciais para a imagem clínica (guidelines), considerando variações locais e regionais e garantindo a actualização periódica, a sustentabilidade e a disponibilidade desses referenciais

Terceiro Nível (Específico ou Individual): considera-se a aplicação de um procedimento específico a um paciente individual. Este procedimento pode não ser justificado em outro paciente. Este nível de justificação deve ser realizado pelo médico especialista no uso de radiação em conjunto com o médico solicitante, e com o consentimento informado do paciente.

O Colégio Brasileiro de Radiologia, representado pela Comissão de Critérios de Adequação e Comissão de Proteção Radiológica, busca fortalecer o princípio da Justificação no Brasil.

Princípio da Otimização

O Princípio da Otimização estabelece que os equipamentos e processos que envolvem os procedimentos radiológicos devem ser planejados, implantados e executados de modo que as doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de exposições acidentais sejam tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, bem como atentando-se às restrições de dose aplicáveis.

Este princípio geralmente é aplicado em dois níveis no diagnóstico por imagem:

- 1) No projeto e fabricação/construção de equipamentos e instalações;
- 2) Na execução diária dos exames ou procedimentos diagnósticos ou intervencionistas.

No primeiro nível podemos perceber a evolução tecnológica em busca da aplicação da menor dose com a melhor qualidade de imagem para objetivo necessário. À exemplo podemos citar os sistemas de modulação de corrente ou do uso de inteligência artificial na reconstrução de imagem em tomografia computadorizada; ou da aplicação automática de filtros de cobre ou alumínio na melhoria do controle automático de intensidade em fluoroscopia.

Para otimização na execução diária dos exames, o segundo nível da otimização, é essencial o olhar do especialista médico no planejamento de cada procedimento ou exame, estando este especialista ciente dos descritores de dose, ferramenta essencial no processo de otimização. Lembrando que não existe limite de dose para pacientes, uma vez que a dose recebida é justificada para benefício da assistência.

A IAEA e a OMS entendem que uma forma de melhorar a implementação do princípio da otimização é através dos Níveis de Referência Diagnóstica (NRD) (do inglês *Diagnostic Reference Levels*, DRL). A otimização da proteção do paciente em radiologia diagnóstica ou intervencionista requer a aplicação de protocolos específicos de exame adaptados à idade ou tamanho do paciente, região de imagem e indicação clínica, a fim de garantir que as doses do paciente sejam tão baixas quanto possível para o propósito clínico do exame. Pesquisas de estimativas de dose de diferentes modalidades de imagem destacam que existe variações substanciais na dose entre serviços de saúde para o mesmo exame ou procedimento e grupos de pacientes semelhantes (adultos ou crianças de tamanhos definidos). Tais observações indicam a possibilidade de padronização de protocolo, buscando redução da variação de dose sem comprometer a qualidade e a finalidade clínica de cada exame ou procedimento. Definir os NRD's específicos de exame ou procedimento pode promover a prática de monitoramento, em busca de melhorias na proteção do paciente.

Os NRD's, portanto, são valores de uma grandeza específica empregados em radiologia diagnóstica ou intervencionista para exames típicos, em grupos de pacientes típicos. Não são considerados limites de dose. São aplicados para um grupo de características semelhantes (idade, gênero, Índice de Massa Corpórea), com avaliação de uma grandeza mensurável disponível no equipamento (CTDI, PKA, ...) e que caracterizam o procedimento, baseados nas práticas clínicas da instituição. São utilizadas em exposições médicas, contribuindo para a comparação dos valores de referência entre instituições, locais, países e continentes. São definidos com base no terceiro quartil da distribuição das medianas dos NRD's das instituições do estudo, considerando-se uma região anatômica ou indicação clínica. Os NRD's são diretrizes gerais para procedimentos radiológicos específicos em uma amostra de pacientes. Jamais devem ser comparados diretamente a pacientes individuais e exames. Os NRD's devem ser definidos para exames ou procedimentos representativos realizados na área local, país ou região. No Brasil, o Colégio Brasileiro de Radiologia lançou a campanha para divulgação para adesão dos serviços de radiologia diagnóstica no Congresso CBR 2022. Esta é uma construção importante para a cultura de segurança e qualidade da área, que precisa da participação de todos.

Limitação de Dose Individual

A exposição normal dos trabalhadores e indivíduos do público deve ser restringida de tal modo que nem a dose efetiva nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por atividades com radiações ionizantes, excedam o limite de dose especificado, salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN. Esses limites de dose não se aplicam às exposições dos pacientes e possíveis acompanhantes destes (exposições definidas como exposições médicas). A limitação de dose efetiva média anual para indivíduos ocupacionalmente expostos é de 20 mSv e corresponde a um valor médio obtido em 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em qualquer ano. A limitação de dose anual para indivíduos do público é de 1 mSv, podendo em algumas circunstâncias representar o valor médio de um período de 5 anos (Tabela 2). O conceito e a unidade de dose efetiva é o mesmo de efetivo de dose, muda-se apenas a semântica.

Tabela 2: Limites de trabalho com radiação. Fonte: CNEN

Limites de Doses Anuais ^[a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto	Indivíduo do Público
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv ^[b]	1,0 mSv ^[c]
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv ^[b]	15 mSv
	Pele ^[d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e Pés	500 mSv	---

[a] Para fins de controle administrativo pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerada como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

[b] A média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano. (Alterado pela Resolução CNEN 114/2011)

[c] Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada. Os valores de dose efetiva se aplicam à soma das doses efetivas, causadas por exposições externas, com as doses efetivas comprometidas (integradas em 50 anos para adultos e até a idade de 70 anos para crianças), causadas por incorporações ocorridas no mesmo ano.

REGRAS GERAIS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Tempo de Exposição: A redução, tanto quanto possível, do tempo de permanência em áreas onde estão presentes emissores de radiação ionizante é uma excelente atitude de evitar exposições desnecessárias, uma vez que a *dose* é diretamente proporcional ao tempo de exposição a essa radiação.

**Figura 1:** Formas de proteção radiológica, tempo de exposição.

Distância: O aumento da distância entre um emissor de radiação ionizante e um indivíduo é, também, um recurso para minimizar a Exposição. No caso de fontes puntiformes, é amparada pela Lei do Inverso do Quadrado da Distância, qual seja: $D1 / D2 = (d1 / d2)^2$, onde D1 e D2 são as taxas de dose nas distâncias d1 e d2 da fonte, respectivamente. Desta forma, quando a distância de um indivíduo à fonte dobra, a dose é reduzida a um quarto do seu valor inicial.



Figura 2: Formas de proteção radiológica, distância.

Blindagem: Quando os níveis de radiação permanecem, mesmo o tempo de permanência sendo mínimo no local e a distância mantida dessa fonte sendo máxima, é necessário introduzir o fator blindagem para fins de limitação de dose. A determinação da espessura e material adequado para confecção de dispositivos depende do tipo radiação (raios X, raios gama, partículas alfas ou beta, nêutrons), da energia da radiação (energia do equipamento emissor de raios X), quantidade de exames ou procedimentos, fatores de uso e ocupação bem como a dose para área livre ou área controlada. A avaliação da necessidade de adição de blindagem em uma sala de exames diagnósticos ou procedimentos intervencionistas com uso de radiação ionizante é feita através do cálculo de barreiras. Ele estima a barreira necessária, na distância específica, para garantir os níveis de equivalente de dose ambiente para que na área adjacente possa circular pessoas do público em geral. A verificação da blindagem instalada é feita através de levantamento radiométrico, definido em uma periodicidade quadrienal pela ANVISA.



Figura 3: Regras gerais de proteção radiológica, blindagem.

CONTAMINAÇÃO

É comum, entre pessoas leigas, confundir os conceitos de irradiação (exposição) e de contaminação. Na prática, o termo irradiação é empregado para indicar a exposição externa de organismos, parte de organismos ou, mesmo, materiais, à radiação ionizante. Já o termo contaminação refere-se à presença indesejável de material, elemento químico radioativo em (dentro de) um organismo ou material ou, ainda, em suas superfícies externas. Assim, a irradiação externa de um corpo animado ou inanimado pode ocorrer à distância, sem necessidade de contato íntimo com o material radioativo. A contaminação, no entanto, implica no contato com o material, elemento químico radioativo de uma fonte não selada, ou que tenha perdido a contenção. Com isto, é importante afirmar que NÃO HÁ CONTAMINAÇÃO em atividades que envolvam aplicação de raios X na medicina.

PROGRAMA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

O Programa de Proteção Radiológica (PPR) é um documento exigido para fins de licenciamento da instalação, bem como para atender ao Programa de Gerenciamento de Riscos Ocupacionais. Deve estabelecer as ações de proteção radiológica a serem implantadas pelo serviço em áreas de utilização de radiação ionizante, seguindo as exigências das normas vigentes no Brasil da CNEN, ANVISA e Ministério do Trabalho. Deve ser mantido no local de trabalho e à disposição das inspeções sanitárias e trabalhistas, a fim de que o trabalhador esteja ciente de seu ambiente de trabalho e possíveis riscos que possam ser causados pelo uso inadequado da radiação ionizante.

O PPR deve contemplar, no mínimo, medidas de prevenção, de controle e de vigilância e monitoramento, para garantir a segurança e a qualidade dos procedimentos radiológicos. Também deve ser estruturado no PPR a estrutura organizacional que induza o desenvolvimento da cultura de segurança e de melhoria contínua da qualidade da estrutura, dos processos e dos resultados. O PPR deve documentar a definição clara das cadeias hierárquicas para tomada de decisão da instituição, bem como as responsabilidades do Responsável Legal (titulares ou empregadores), Responsável Técnico, Supervisor de Proteção Radiológica e demais trabalhadores. As demais orientações para estrutura do PPR devem ser avaliadas na Resolução RDC 611/22 da ANVISA. Abaixo estão descritas algumas definições que devem estar definidas no PPR de cada instituição.

Classificação das Áreas

Um serviço de radiologia diagnóstica ou intervencionista deve classificar seus ambientes de circulação de pessoas como área livre ou área controlada, monitorá-los e fazer uso de sinalização padronizada.

Área Controlada: De acordo com a CNEN este tipo de área com radiação ionizante, está sujeita a regras especiais de proteção e segurança, com a finalidade de controlar exposições normais e evitar exposições não autorizadas ou acidentais a radiações ionizantes. Estas áreas devem ter barreiras físicas e sinalizações, símbolos de radiação, luz de segurança. São reconhecidas como áreas controladas, geralmente, as salas onde estão instalados os equipamentos de radiologia, tomografia computadorizada, mamografia, angiografia, entre outros. As áreas controladas devem:

- a) Possuir barreiras físicas com blindagem suficiente para garantir a manutenção de níveis de dose tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, não ultrapassando os níveis de restrição de dose estabelecidos pela RDC nº 611/2022 - ANVISA.
- b) Dispor de restrição de acesso e de sinalização adequada, conforme especificado neste Plano de Proteção Radiológica.
- c) Ter acesso exclusivo aos profissionais necessários à realização do procedimento radiológico, ao paciente submetido ao procedimento e ao acompanhante, quando estritamente necessário;
- d) Dispor apenas dos equipamentos e acessórios indispensáveis à realização dos procedimentos radiológicos.

Todas as portas de acesso às salas com equipamentos fixos de radiação ionizante dispõem de sinalização contendo o símbolo internacional de radiação e os dizeres “ Raios X, entrada restrita”, bem como sinalização luminosa vermelha para indicar acionamento do feixe de raios X, conforme ilustrado na Figura 4 abaixo:



Figura 4: Sinalização de área controlada nas portas das salas de exames com uso de raios X. Fonte: o Autor.

Área Livre: Área isenta de controle especial de proteção radiológica, onde os níveis de equivalente de dose ambiente devem ser inferiores a 0,5 mSv/ano (cinco décimos de milisievert por ano). Os corredores de acesso às salas de exames, as salas de indução e recuperação anestésica, sanitários, entre outros, são exemplos de ambientes que devem ter níveis de equivalente de dose ambiente para área livre.

Para certificação do atendimento a estes limites, são realizados levantamentos radiométricos nas seguintes ocasiões, conforme Resolução RDC 611/22-ANVISA:

- a) Após a realização de modificações autorizadas nas dependências do serviço ou no equipamento emissor de radiação ionizante;
- b) Quando ocorrer mudança na carga de trabalho semanal ou na característica ou ocupação das áreas circunvizinhas;
- c) Quando decorrer 4 anos desde a realização do último levantamento.

Monitoração Individual

A exposição é o ato ou condição de estar submetido à radiação ionizante. As exposições ocupacionais normais de cada indivíduo, decorrentes de todas as práticas, devem ser controladas de modo que os limites estabelecidos nas normas da CNEN e ANVISA não sejam excedidos.

Os titulares e empregadores (responsáveis legais) de trabalhadores classificados como Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOE) são responsáveis pela proteção desses trabalhadores em atividades que envolvam exposições ocupacionais às radiações. Qualquer IOE que possa receber uma exposição ocupacional sujeita a controle deve fazer uso de dosímetro pessoal (monitoração individual).

O dosímetro pessoal deve ser usado na parte do corpo que melhor representa o local de exposição à radiação, sendo a escolha do tipo de monitor dependente da atividade desenvolvida pelo IOE e definido pelo Supervisor de Proteção Radiológica do serviço, departamento ou instituição. Geralmente, são disponibilizados dosímetro individual de tórax, para avaliação de dose de corpo inteiro. Em casos em que há exposições significativas das extremidades, por exemplo, podem ser recomendados dosímetros de pulso.

O dosímetro individual é de uso exclusivo do usuário no serviço para o qual foi determinado. Deve ser mantido longe de qualquer fonte de radiação ionizante quando não utilizado. Não deve ficar exposto nem ao sol e nem a umidade, devendo ser guardado no quadro de dosímetros junto ao monitor chamado padrão. Os dosímetros são trocados a cada 30 dias consecutivos.



Figura 5: Monitor pessoal (dosímetro OSL), a) tórax b) pulseira. Fonte: Sapra Landauer

Os procedimentos padronizados de uso deste dispositivo devem constar de normativa interna de cada serviço ou instituição, orientadas no Programa de Proteção Radiológica. Os dosímetros devem ser fornecidos por laboratório de monitoração individual externa credenciado pela CNEN, devendo este laboratório entregar relatórios de dose individual de seus trabalhadores mensalmente aos serviços.

A gestão da dosimetria dos trabalhadores é realizada com base nestes relatórios e nos limites de doses individuais já citados na Tabela 2. A exposição dos indivíduos deve ser controlada, de modo que os valores dos limites de dose efetiva e de dose equivalente, decorrentes de todas as práticas autorizadas, não excedam os limites estabelecidos pela CNEN. Para gerenciar esse risco, as doses são acompanhadas mensalmente e avaliadas quanto ao nível de investigação. O valor de um nível de investigação é baseado em uma fração do limite de dose anual, distribuído conforme o período de tempo estabelecido para monitoração individual mensal. No Brasil, o nível de investigação para monitoração individual de IOE deve ser, para dose efetiva, 1 mSv em qualquer mês. Caso um IOE atinja o nível de investigação em um mês, devem ser avaliadas as circunstâncias que levaram à suspeita de exposição, os resultados dosimétricos e a probabilidade de que os limites de dose sejam excedidos nas atuais condições de trabalho e, com isto, definir ações corretivas a serem tomadas. Os titulares e empregadores devem solicitar aconselhamento médico adequado sempre que qualquer IOE, em uma única exposição, vier a receber uma dose efetiva superior a 100 mSv ou dose absorvida superior ao limiar de efeitos determinísticos.

Segundo a NR 32/05, o trabalhador que realize atividades em áreas onde existam fontes de radiações ionizantes deve:

- permanecer nestas áreas o menor tempo possível para a realização do procedimento;
- ter conhecimento dos riscos radiológicos associados ao seu trabalho;
- estar capacitado inicialmente e de forma continuada em proteção radiológica;
- usar os EPI adequados para a minimização dos riscos;
- estar sob monitoração individual de dose de radiação ionizante, nos casos em que a exposição seja ocupacional. A monitoração individual externa, de corpo inteiro ou de extremidades, deve ser feita através de dosimetria com periodicidade mensal e levando-se em conta a natureza e a intensidade das exposições normais e potenciais previstas.

Equipamentos de Proteção Individuais (EPI) para Trabalhadores

Os *Equipamentos de Proteção Individual* (EPIs) são dispositivos destinados a ser utilizados por uma pessoa contra possíveis exposições a segurança durante o exercício de uma determinada atividade. O EPI pode ser constituído por vários meios ou dispositivos associados de forma a proteger o seu utilizador contra um ou vários riscos simultâneos, normalmente são confeccionados de borracha enriquecida com chumbo. O uso deste tipo de equipamentos só deverá ser contemplado quando não for possível tomar medidas que permitam eliminar os riscos do ambiente em que a atividade é desenvolvida.

Um EPI sem indicação do número do Certificado de Aprovação do Ministério do Trabalho (CA) não pode ser utilizado para proteção dos trabalhadores. O CA é um documento que garante a qualidade e funcionalidade do EPI. Semestralmente (para serviços de fluoroscopia e radiologia intervencionista) e anualmente (para as demais modalidades) os EPIs devem ser submetidos a testes de integridade, de forma a verificar se a borracha com equivalência em chumbo que o compõem não se encontra danificada. Via de regra, quando os EPIs são inadequadamente guardados, ou jogados no chão após o uso, existe o risco de fissuras nesta proteção conforme demonstra a imagem radiográfica na Figura 6.

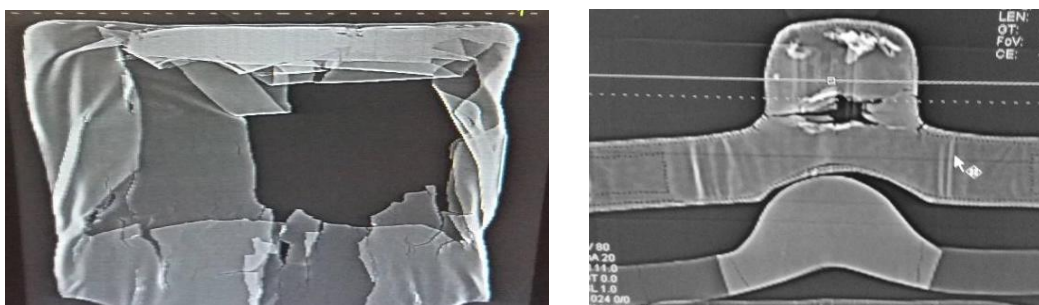


Figura 6: EPIs danificados pelo uso inadequado. Fonte: o Autor

A eficiência dos EPIs está associada à energia das radiações e à carga de trabalho aos quais são expostos. Para trabalhadores em contenção de pacientes em exames radiográficos, um EPI com equivalência em chumbo de 0,25 mm pode oferecer condições seguras aos trabalhadores. Para esta faixa de energia das radiações ionizantes a eficiência das proteções dos aventais é de aproximadamente 90% para a radiação secundária. Entretanto, para os procedimentos com maior carga de trabalho, como em radiologia intervencionista, sugere-se espessuras não inferiores a 0,5mm de equivalência em chumbo, com de proteção frontal e anterior. As borrachas “livres de chumbo”, como as de tungstênio, são uma alternativa de proteção pelo seu peso reduzido, mas tem como desvantagem o custo de aquisição.

EFEITOS BIOLÓGICOS NO USO DA RADIAÇÃO IONIZANTE

Os efeitos biológicos da radiação ionizante são a consequência de uma longa série de eventos que se inicia pela ionização de moléculas no organismo. Há dois mecanismos pelos quais as alterações químicas nas moléculas são produzidas pela radiação ionizante: efeitos diretos e indiretos. No processo de interação da radiação com a matéria ocorre ionização dos átomos provocando modificação (ao menos temporária) nas moléculas. O dano mais importante que pode ocorrer é no DNA.

Efeito Estocástico

A probabilidade de ocorrência é função da dose. Não apresenta limiar de dose onde o dano pode ser causado por uma dose mínima de radiação. A severidade é constante e independente da dose. São difíceis de serem medidos experimentalmente, devido ao longo período de latência. Tumores altamente malignos podem ser causados por doses baixas e outros benignos por doses altas. Exemplos: câncer, leucemia, tumores sólidos e efeitos genéticos.

Efeito Determinístico

A probabilidade de ocorrência e a gravidade do dano estão diretamente relacionadas com o aumento da dose. Existe limiar de dose sendo que os danos só aparecem a partir de uma determinada dose. A destruição de um pequeno número de células de um tecido, resultante de exposição à radiação, normalmente pode não trazer consequência clínica observável. Para pessoas saudáveis, dependendo do tecido irradiado, nenhum indivíduo apresentará dano para doses de até centenas miliSieverts. Acima de um valor de dose (limiar), o número de indivíduos manifestando o efeito aumentará rapidamente. Isto decorre das diferenças de sensibilidade entre os indivíduos. Usualmente aparecem num curto intervalo de tempo. Exemplos: catarata, leucopenia, náuseas, anemia, esterilidade, hemorragia, eritema e necrose.

Efeitos Somáticos e Genéticos

Os efeitos genéticos são danos provocados nas células que participam do processo reprodutivo de indivíduos que foram expostos à radiação, podendo resultar em defeitos ou malformações em indivíduos de sua descendência. Os efeitos *somáticos* são aqueles que ocorrem no próprio indivíduo irradiado. Os Efeitos Somáticos das radiações são aqueles que afetam apenas os indivíduos irradiados, não se transmitindo para seus descendentes. sendo classificados como:

1. Os Efeitos imediatos: aqueles efeitos que ocorrem em um período de horas até algumas semanas após a irradiação. Como exemplos de efeitos agudos provocados pela ação de radiações ionizantes pode-se citar eritema, queda de cabelos, necrose de tecido, esterilidade temporária ou permanente, alterações no sistema sanguíneo, etc.
2. Efeitos tardios: quando os efeitos ocorrem vários meses ou anos após a exposição à radiação. Exemplos dos efeitos crônicos são: catarata, câncer, anemia, etc.

Sugestões de Leitura Complementar

- [1] CNEN (2014). “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica”. Norma CNEN NN 3.01. Resolução nº 164/14. Março de 2014.
- [2] Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Brasil). Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada. Resolução - RDC nº 611, de 9 de março de 2022. Brasil: Diário Oficial da União, ano 2022, p. 107-110, 9 de mar. 2022.
- [3] NR 32 (2005). Ministério do Trabalho. Norma Regulamentadora de Segurança em Saúde do Trabalho em Serviços de Saúde.
- [4] IAEA. “Diagnostic Reference Level” (DRL) in medical imaging. Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/diagnostic-reference-levels>. Acesso em: 03 de outubro de 2022.
- [5] IAEA. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.
- [6] Xavier, A.M. et al. – “Princípios de Segurança e Proteção Radiológica”, Quarta Edição, Universidade Federal do Rio Grande do Sul e Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2014,
- [7] Tauhata, L., et al. “Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos”. IRD/CNEN: 10a Edição, 2014. Disponível em <http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/documentos/FundamentosCORv10.pdf>
- [8] DANCE, D.R. et al. (Ed.). Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. — Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014. Disponível em: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1564webNew-74666420.pdf>
- [9] Renato Dimenstein e Yvone Hornos – “Manual de Proteção Radiológica” – Ed SENAC

CAPÍTULO X – NORMAS REGULATÓRIOS E O CONTROLE DE QUALIDADE

Introdução

As características das imagens são expressas em termos de resolução, contraste e ruído. Estes indicadores são intrinsicamente relacionados, pois a alteração de um, afeta os demais. Para cada uma das modalidades de diagnóstico são indicados processos de avaliação de imagem. Para tanto são necessários serem aplicados testes específicos de controle de qualidade determinados pela ANVISA e por Agências internacionais.

Características das Imagens

Para cada modalidade de exames, a qualidade da imagem é influenciada pelas técnicas de aquisição, pelas características do paciente, pelo processamento do sinal, etc. A habilidade de um sistema em distinguir dois objetos próximos um do outro e como elementos distintos chama-se *resolução espacial*. O registro destes objetos em intervalos de tempo, é referido como *resolução temporal*.

A resolução pode ser medida através de padrões, os quais contém linhas dispostas, com distâncias decrescentes e separadas por material transparente. A menor visualização das linhas corresponde ao valor de resolução espacial (Figura 1). A Tabela 1 apresenta alguns valores de resolução para os diferentes métodos de diagnóstico, em termos de pares por linha. Quanto maior o número de pares visualizados maior a resolução espacial.

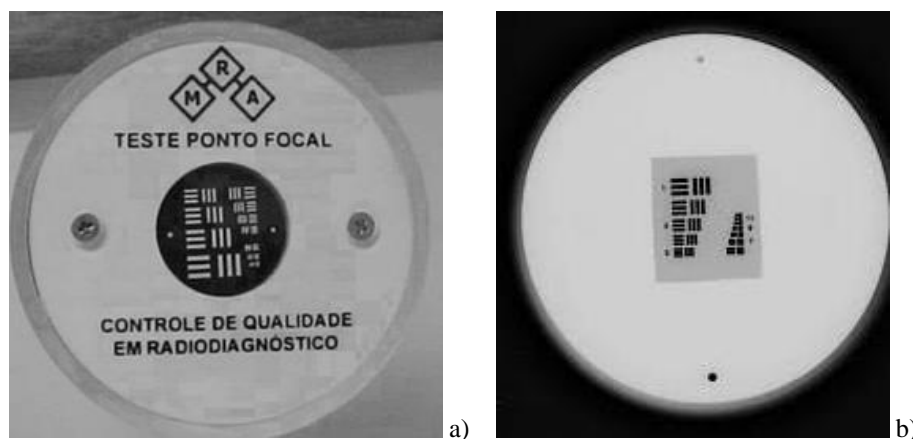


Figura 1: a) Ferramenta de teste resolução espacial b) Imagem produzida para controle de qualidade Fonte: MRA

O parâmetro de *resolução de contraste* é a capacidade do sistema de imagem em diferenciar objetos com diferentes tamanhos, em relação à sua atenuação com a sua vizinhança (*background*). Uma imagem preta e branca, sem níveis intermediários de cinza, apresenta *resolução de alto contraste*. Entretanto, se na imagem estiverem predominando níveis de cinza, referimos como *resolução de baixo contraste*.

A questão da percepção é subjetiva, pois o olho humano não consegue distinguir mais do que 30 tons de cinza. Para cada modalidade de imagem diagnóstica a escala de cinzas torna-se mais visível pelo processamento digital, em termos de bit/pixel (Tabela 2).

Tabela 1: Valores de resolução espacial. Fonte: Walter Huda

Modalidade	Resolução Espacial em Pares linha/mm
Gama Câmara	0,1
Ressonância Magnética	1,5
Tomografia Computadorizada	1,5
Fluoroscopia	3,0
Radiologia Digital	4,0
Mamografia	15

Tabela 2: Escalas de Cinzas. Fonte: Bushong

Modalidade	Bit/pixel	Tons de Cinza
Ultrassonografia	2^8	256
Medicina Nuclear	2^{10}	1.024
Tomografia Computadorizada	2^{12}	4.096
Ressonância Magnética	2^{12}	4.096
Radiologia Digital	2^{14}	16.384
Mamografia	2^{16}	65.536

O parâmetro de resolução espacial de *baixo contraste* é a habilidade do sistema em distinguir tecidos que apresentam similares valores de atenuação em relação ao fundo, o seja seu *background*. A visualização de um objeto, em relação a sua imagem pode apresentar variações, devido a fatores do paciente e da técnica de exames. Estas incertezas correspondem às flutuações estatísticas das medidas do objeto, as quais referimos como *ruído*. Em termos de detectabilidade, quanto maior o ruído, maior a degradação da imagem. Isto ocorre, pois pela perda de detectabilidade do objeto em relação ao seu background. Esta dependência é menos crítica para tecidos que tenham elevada diferenciação em termos do coeficiente de atenuação.

A quantidade do sinal obtido e que é corrompido pelo ruído chama-se *razão sinal-ruído* (SNR). Por exemplo, o número de fótons de raios X utilizados para a obtenção de uma imagem é da ordem de $10^5/\text{mm}^2$, ao passo que para imagens fotográficas são necessários até $10^{10}/\text{mm}^2$ fótons de luz. Para um feixe uniforme, o qual atinge uma terminada área do detector de radiação existe uma diferença randômica dos valores médios do número de fótons detectados (N). De acordo com a estatística de Poisson, o desvio padrão (σ) dos fótons detectados é dado por $\sigma = \sqrt{N}$. Por exemplo para a de imagem de um objeto, com valor médio de detecção $N=100$, o desvio é dado por $\sigma = \sqrt{100} = 10$. Isto significa que os valores de detecção do sinal estão entre 90 e 110.

Programa de Controle de Qualidade

Legislação

A legislação mais consistente aplicada a área da radiologia foi inicialmente proposta pela Secretaria de Saúde do Estado de São Paulo, em 1994. A resolução nº 625 determinava a verificação de níveis de radiação de salas, de equipamentos e de exposição em pacientes. Esta resolução estadual forneceu os subsídios para a elaboração da portaria nº 453 da ANVISA de 1998, que padronizou o uso das radiações ionizantes na área médica. As regras sanitárias foram adotadas quanto as instalações, responsabilidades e procedimentos radiológicos. Em complementação ao arcabouço legal foi publicado em 2005 o guia Radiodiagnóstico Médico pelo Ministério da Saúde, com indicações metodológicas para a realização dos testes de controle de qualidade. Este guia publicado ajudou na implementação do Programa Nacional de Qualidade em Mamografia, pela Portaria nº 2.898 em 2013.

Em complementação a legislação são exigidos programas de padronização das técnicas de exames (e treinamentos) para a obtenção de exames diagnósticos com imagens de qualidade satisfatória, e com baixas doses de radiação nos pacientes. Estes processos fazem parte do Programa de Acreditação do Colégio Brasileiro de Radiologia em Diagnóstico por Imagens (PADI), e do American College of Radiology (ACR). Estas referências metodológicas de acreditação podem ser obtidas junto ao ACR e CBR, ou através dos guias da Agência Internacional de Energia Atômica e da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM).

No mês de dezembro de 2019, no dia 26, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) publicou no Diário Oficial da União (DOU), a Resolução de Diretoria Colegiada – RDC Nº 330. A nova RDC revogou a Portaria SVS/MS nº 453, de 1º de junho de 1998 e a Resolução Normativa da Anvisa RE nº 1016, de 3 de abril de 2006.

No DOU de 16 de março de 2022, Seção 1, nº 51, foi publicada a Resolução RDC nº 611, de 09 de março de 2022, da Diretoria Colegiada da ANVISA, que “Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas.” Portanto, a Resolução RDC nº 611/2022 é a consolidação da Resolução RDC nº 330/2019 e da Resolução nº 440/2020, revogando-as, sem alterações de mérito destas normas.

Conforme o Art. 14 da Resolução RDC 611/2022-ANVISA, a responsabilidade pelas ações relativas à proteção radiológica de cada serviço de saúde, que utilize radiações ionizantes para fins diagnósticos ou intervencionistas, é do Supervisor de Proteção Radiológica (SPR), um profissional legalmente habilitado, membro da equipe, designado formalmente pelo Responsável Legal. A mesma RDC 611/2022-ANVISA também define no Parágrafo Único do Art. 22 que o Responsável Legal pode delegar formalmente a execução do Programa de Proteção Radiológica a membros da equipe legalmente habilitados. Avaliando quanto aos critérios de capacitação de um SPR, torna-se importante destacar que o profissional será responsável pela implementação e execução do Programa de Proteção Radiológica, podendo assessorar também o Programa de Garantia da Qualidade e o Programa de Educação Permanente, quanto aos critérios de aplicação das radiações ionizantes com segurança e qualidade. Dessa forma, além de ser legalmente habilitado deve possuir nível superior e capacitação em Física do Radiodiagnóstico, com competências desenvolvidas nos processos de segurança e qualidade na área de radiologia diagnóstica ou intervencionista.

As Instruções Normativas IN nº 90 a nº 97, de 27 de maio de 2021, da ANVISA, estabelecem os requisitos sanitários para a Garantia da Qualidade e da Segurança em Sistemas de Radiografia Médica Convencional, Fluoroscopia e Radiologia Intervencionista, Mamografia, Tomografia Computadorizada, Radiologia Odontológica Extraoral e Intraoral, Ultrassonografia e Ressonância Magnética, assim como, a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, determinando respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição.

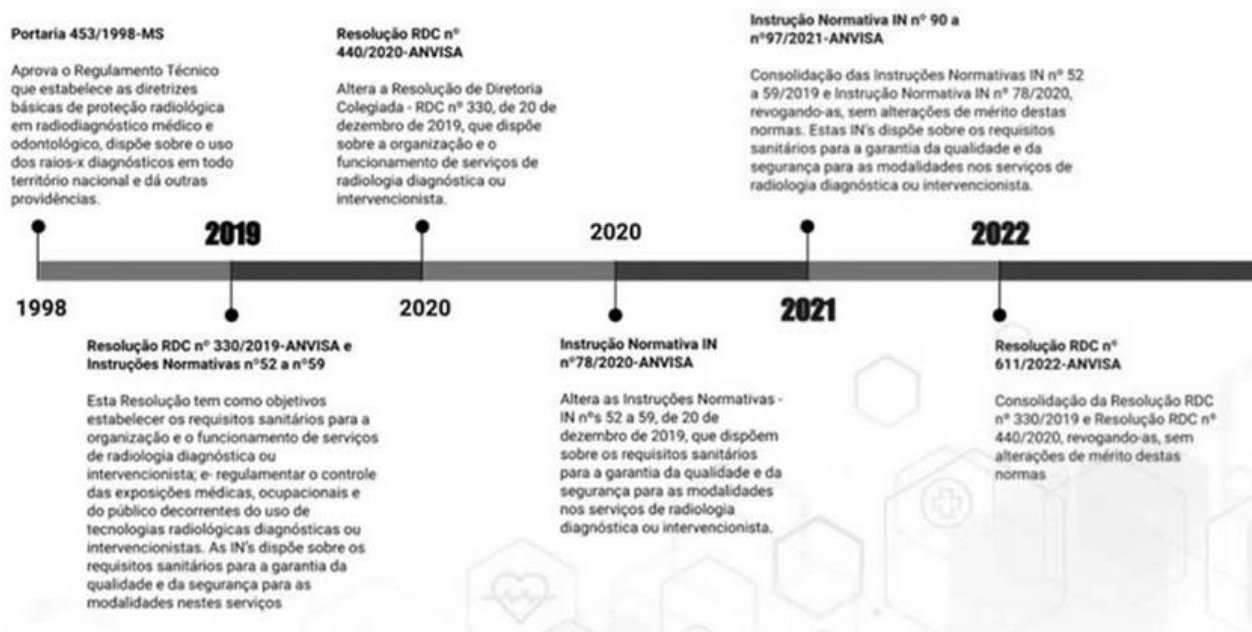


Figura 2: Linha do tempo da evolução das normativas nacionais. Fonte: ABFM

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), a garantia de qualidade é definida como sendo “um esforço organizado no sentido de garantir que sejam produzidas imagens de qualidade suficiente para fornecer um diagnóstico adequado com a menor dose para o paciente”. Para isso, é necessário que a imagem possua um nível de qualidade, de modo que minimize os erros de interpretação e identificação de estruturas, possibilitando um diagnóstico mais preciso e com baixa dose de radiação. Do contrário, uma imagem sem qualidade favorece a repetição de exames e, conseqüentemente, a duplicação de dose em um mesmo paciente, além de custos para o serviço.

Os testes previstos pelas normativas preconizam a avaliação de desempenho dos componentes radiológicos quanto ao gerador, tubo de raios X, detectores e valores de doses de entrada na pele. Para cada modalidade diagnóstica é necessário o emprego de ferramentas específicas para a realização dos testes de controle de qualidade e das medidas de dose de radiação nos pacientes. Cada equipamento de avaliação de qualidade é específico para uma determinada faixa de energia utilizada no diagnóstico por imagens. Os equipamentos de aferição de radiação podem ser compostos por câmaras de ionização ou por detectores de estado sólido. Todos os medidores de radiação devem ser calibrados a cada dois anos ou após o reparo do mesmo.

Os testes de controle de qualidade de imagens são aplicados para resolução em alto (e baixo), contraste, ruído, dentro outros. A qualidade de imagem é aferida por objetos simuladores referidos como “*phantoms*”. Estes simuladores são específicos para raios X, mamografia, fluoroscopia, tomografia, ressonância magnética e ultrassonografia.

Testes de Qualidade em Equipamentos de Raios X

De acordo com a legislação sanitária um dos parâmetros de avaliação é quanto *exatidão* de medidas. Por exemplo, compara-se os valores do kV indicado no painel de controle do gerador de raios X, com as medidas de radiação realizada com o instrumento de controle de qualidade. A legislação sanitária recomenda variações não superiores a $\pm 10\%$ do valor nominal do equipamento radiológico. De forma similar os tempos de exposição também devem ser avaliados. Para a precisão das medidas de radiação, o uso de detectores de estado sólido é mais recomendável do que câmaras de ionização.

Na avaliação de qualidade também é necessário verificar a *reprodutibilidade* de desempenho do equipamento para as estações de kV e tempo, para diferentes valores de mA/mAs. Estas medidas também utilizam o detector de radiação. De forma similar, todos os equipamentos radiológicos devem ser testados quanto a reprodutibilidade da *taxa de kerma* no ar. A caracterização anual do desempenho de tubos de raios X utiliza o medidor de radiação para se determinar os valores de rendimento (mR/mAs) e camada semirredutora (CSR).

De acordo com a legislação sanitária para a determinação do parâmetro de resolução espacial é necessária uma ferramenta de pares por linha, para avaliação anual de focos fino e grosso (Figura 4). A cada seis meses deve ser verificado a coincidência do campo de radiação com o campo luminoso, e alinhado ao eixo central (Figura 4).

Em decorrência das transformações tecnológicas da área, são necessárias a realização de testes dos detectores digitais com leituras direta (DR) e tecnologias de placas de fósforo (CR). Os testes sugeridos são quanto a respostas dos detectores digitais para uniformidade, contraste, resolução, ruído, etc. (Figura 4).

Para avaliação do sistema automático de imagem (AEC) preconiza-se placas de alumínio (ou acrílicos), verificando o valor selecionado de mAs, e a taxa de dose de radiação. Isto pode ser útil na caracterização do feixe, bem como na padronização das técnicas radiológicas, para maximizar a qualidade e reduzir o tempo de exposição e a dose de entrada na pele do paciente (DAP).

A legislação sanitária recomenda a realização de testes anuais para arcos cirúrgicos, hemodinâmica e radiologia vascular para a verificação do parâmetro de alto (e baixo) contraste, seja no modo contínua e/ou pulsada (Figura 4). Os valores de modo de taxa de dose não devem ultrapassar 88 mGy/min.

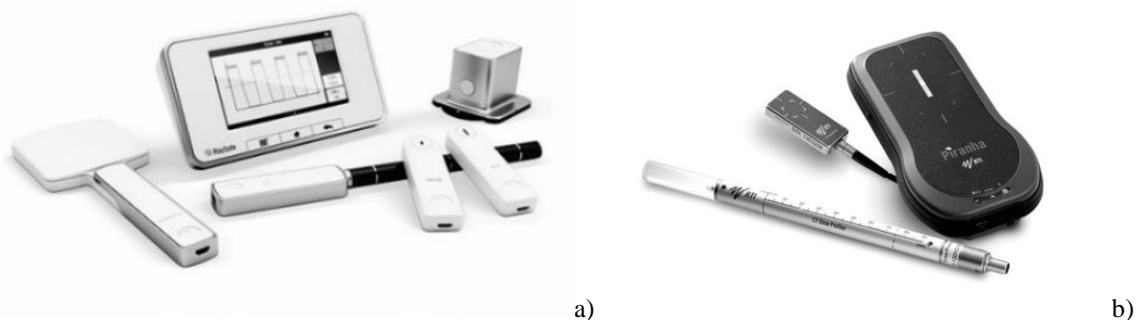


Figura 3: Medidor de estado sólido para e controle de qualidade. Fonte: a) Fluke b) RTI;

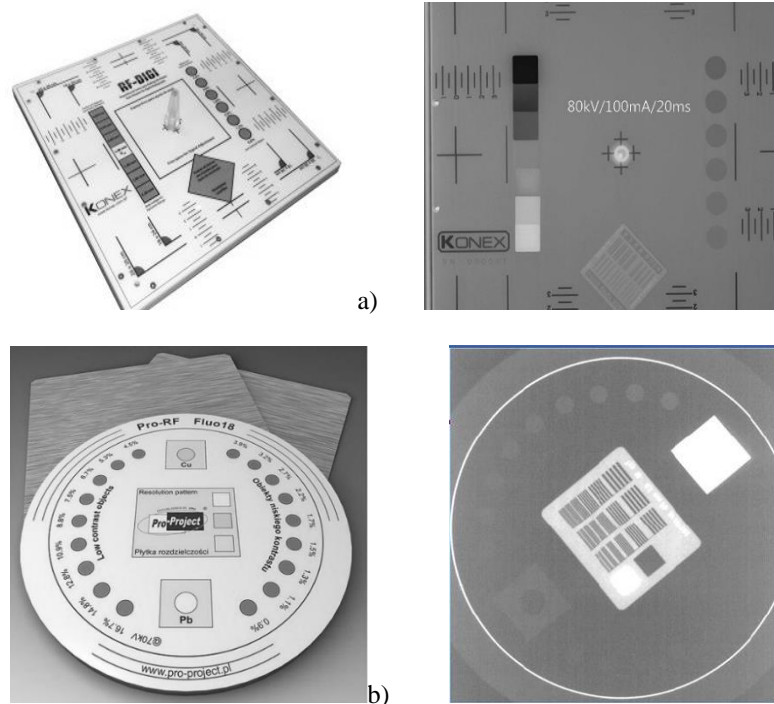


Figura 4: a) Ferramenta para raios X digital. Fonte: Konex; b) Ferramenta de baixo e alto contraste Fonte: Pro-Project

Testes de Qualidade em Mamografia

A metodologia de testes de qualidade em mamografia para kV, tempo, Kerma e CSR é similar aos parâmetros utilizados para avaliar o desempenho de equipamentos de raios X. Entretanto, isto é especificado para um determinado intervalo de kV, e pelas combinações de alvo e filtro adicional disponíveis no equipamento de mamografia.

A medição do parâmetro de CSR é realizada com um medidor de radiação e finas folhas de alumínio. Por exemplo, para 28 kV e com uma combinação Mo/Mo o valor da CSR de cerca de 0,35mm Al, sendo o limite de 0,4mm. A influência da filtração no espectro de raios X característico é ilustrada na Figura 5.

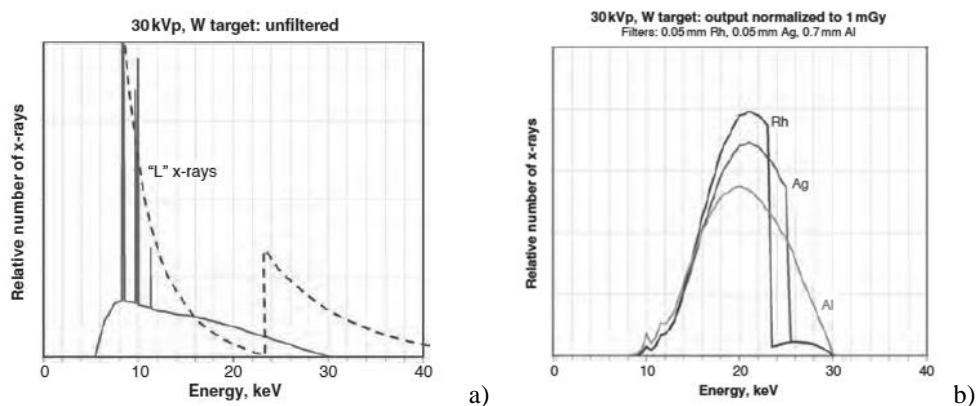


Figura 5: a). Um espectro-alvo não-filtrado gerado a 30 kV mostra uma grande fração de raios X característicos de energia de 8 a 11,5 keV. Sobreposta na mesma escala de energia está uma linha tracejada ilustrando as características de alta e baixa atenuação de um filtro Rh; b) Espectros de raios X de W-alvo filtrados por Rh (0,05 mm), Ag (0,05 mm) e Al (0,7 mm) normalizados para a mesma saída de exposição. Fonte: Bushberg.

Em termos de qualidade de imagens é obrigatório o uso de phantom de mamografia. Este simula a atenuação de uma mama comprimida de tamanho médio e contém estruturas que modelam características de imagem muito básicas do parênquima mamário e do câncer. O simulador é composto de um bloco de polimetilmetacrilato (PMMA), uma inserção de cera e um disco de PMMA (4 mm de espessura, 10 mm de diâmetro) fixado no topo do objeto, e destina-se a simular as características de atenuação de uma “mama padrão” de 4,2 cm de espessura de mama comprimida de 50% de tecido adiposo e 50% de composição de tecido glandular. A inserção de cera contém seis fibras de nylon cilíndricas de diâmetro decrescente, cinco grupos simulados de calcificação com calcificações simuladas (partículas de Al_2O_3) de tamanho decrescente e cinco discos de baixo contraste de diâmetro e espessura decrescentes que simulam massas (Figura 6).

Para mamografia digital, cada fabricante definiu os critérios para atender a um nível de desempenho aceitável em termos de visibilidade qualitativa dos objetos no phantom de acreditação. Por exemplo, para os detectores de “tela plana direta”, é requerido a visibilidade de cinco fibras, quatro grupos de partículas e quatro massas, enquanto os fabricantes de detectores CR baseados em cassetes exigem a visibilidade de quatro fibras, três grupos de partículas e três massas.

O simulador ajuda na detecção de achados radiográficos sutis e avaliar a reprodutibilidade das características da imagem em termos de CNR (contrast noise ratio). Este parâmetro é determinado como a diferença dos sinais médios do objeto e do plano de fundo, divididos pelo desvio padrão na ROI do plano de fundo sendo dado por:

$$CNR = \frac{S_{\text{fundo}} - S_{\text{objeto}}}{\sigma_{\text{fundo}}}$$

onde S é o sinal e σ é o ruído de fundo (background). Preconiza-se que o valor de CNR não seja maior do que 15% da linha de base, quando da aceitação do equipamento.

Para avaliação do sistema automático de imagem (AEC) preconiza-se placas de acrílicos, com diferentes espessuras. São avaliados a influência do parâmetro de kV na qualidade do sistema de ajuste automático de imagem, e a correspondente dose de radiação.

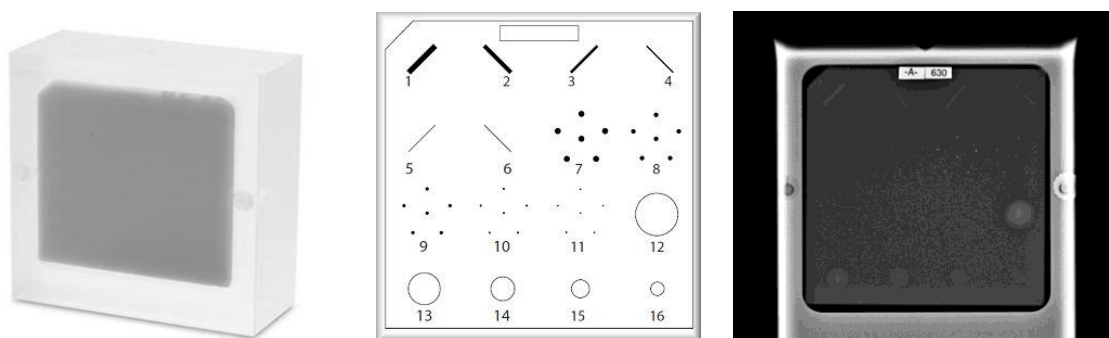


Figura 6: Phantom de mama e sua composição. Fonte: Gammex

A avaliação do tamanho do ponto focal é obtida com um padrão de resolução, com até 20 pares de linhas/mm. O padrão de barras é colocado 4,5 cm acima da superfície de apoio, com a orientação perpendicular a direção catodo-anodo. Após ao processamento da imagem analógica ou digital, o número de pares de linhas é estimado, e seu valor comparado com o ponto focal nominal do equipamento (Figura 7).

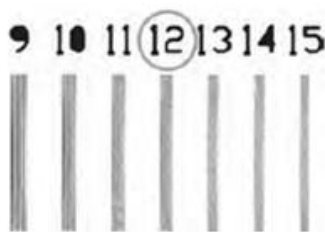


Figura 7: Resolução de pares por linha. Fonte: Bushberg

O alinhamento do tubo e do colimador garante que o eixo central do feixe de raios X esteja perpendicular ao plano do receptor de imagem e interceptado o centro da borda da parede torácica do receptor de imagem. Isso protegerá o paciente de exposição desnecessária à radiação nos pulmões e no tronco e incluirá tanto tecido mamário quanto possível na imagem. O campo de raios X projetado deve se estender até a borda da parede torácica do receptor de imagem sem corte, mas não além do receptor em mais de 2% da DFD.

Outro teste é quanto a verificação da compressão mamária. De acordo com as normas vigentes a compressão deve ser aferida com uma balança, com valores limites de 15 a 20 kgf. Esta análise é importante, em termos de contraste, pois os coeficientes de atenuação para os tecidos fibroglandular e o carcinoma são muito próximos ($0,80$ e $0,85 \text{ cm}^{-1}$).

Para sistemas analógicos de mamografia são utilizadas processadoras químicas. Para tanto são necessários testes com o uso de um sensitômetro e um densitômetro. Os dados do teste são plotados em um gráfico para monitorar as medidas de controle de qualidade.

Testes de Qualidade em Tomografia Computadorizada

Os fatores que afetam a qualidade da imagem tomográfica são kV, mAs, espessura de corte, filtro de reconstrução, dentre outros. A alteração destes parâmetros de aquisição impacta nos parâmetros de resolução, contraste e ruído. Por exemplo, o valor do ruído é representado como desvio padrão, das variações do número da escala de HU. Quanto menor for a espessura de corte, maior a resolução da imagem, porém maior a presença de ruído na imagem. A predominância do ruído σ é inversamente proporcional aos parâmetros de tensão e de corrente, sendo $1/\sqrt{kV}$ ou $1/\sqrt{mAs}$. O efeito da presença de ruído na imagem tem mais impacto na detectibilidade em regiões de baixo contraste, como em exames de abdome, do que para as regiões de alto contraste como no caso do tórax. A simulação com o phantom de tórax ilustrado na Figura 8 indica o aumento do ruído em função da alteração dos parâmetros de kV na aquisição dos exames. Um outro fator que afeta a imagem é escolha dos filtros de reconstrução, pois envolve um compromisso entre resolução espacial, contraste e ruído. A reconstrução de imagem com filtros de suavização reduz o ruído, porém a resolução é degradada (Figura 9).

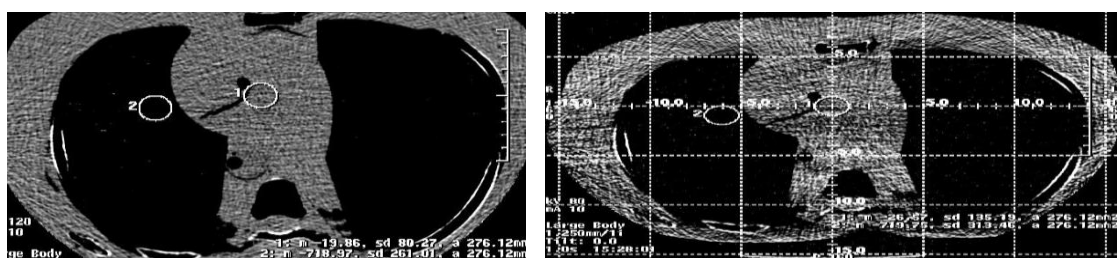


Figura 8: Simulação com o phantom de tórax 80 kVp (esquerda) e 120 kV (direita). Fonte: Dimenstein

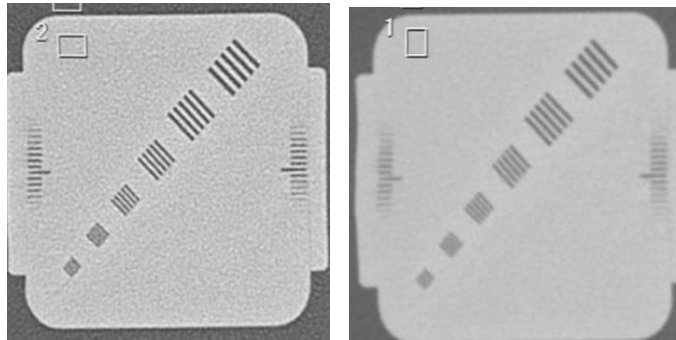


Figura 9: Imagens com filtro de alta resolução (esquerda) e filtro padrão (direita). Fonte: Dimenstein

Para avaliar a TC recomenda-se o uso de um phantom específico de qualidade de imagem. Os simuladores fornecidos junto com os equipamentos atendem parcialmente os ensaios mínimos de qualidade e, portanto, recomenda-se o uso do simulador referendado pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR) ou pela Associação Americana de Físico em Medicina (AAPM). O phantom ACR deve ser posicionado no isocentro do equipamento com auxílio do laser de localização. Na primeira porção do phantom estão inseridos elementos com diferentes, por exemplo ar, água, osso, etc. Imagens são adquiridas com as técnicas de exames de corpo. Os valores de HU e ruído são medidos por ROI, comparando-se as medidas obtidas com os valores recomenda-se do ACR. A avaliação é repetida para diferentes espessuras de corte e kV. Na segunda fatia do simulador ACR estão inseridos pequenos objetos circulares, com tamanhos decrescentes. São realizadas aquisições com FOV de corpo e de crânio. Mede-se o valor de HU da maior esfera e de seu background, sendo que esta diferença não deve ser inferior a 6 HU, ou seja 0,6%. O parâmetro de ruído é determinado na terceira porção do simulador para diferentes valores de kV e espessuras de cortes, com filtros de abdome. Os valores de HU e σ devem estar dentro das recomendações do ACR. Por último determina-se para FOV de corpo os valores de resolução em termos de pares por linha (ou MTF), para parâmetros de alta de tórax alta resolução e de abdome (Figura 10).

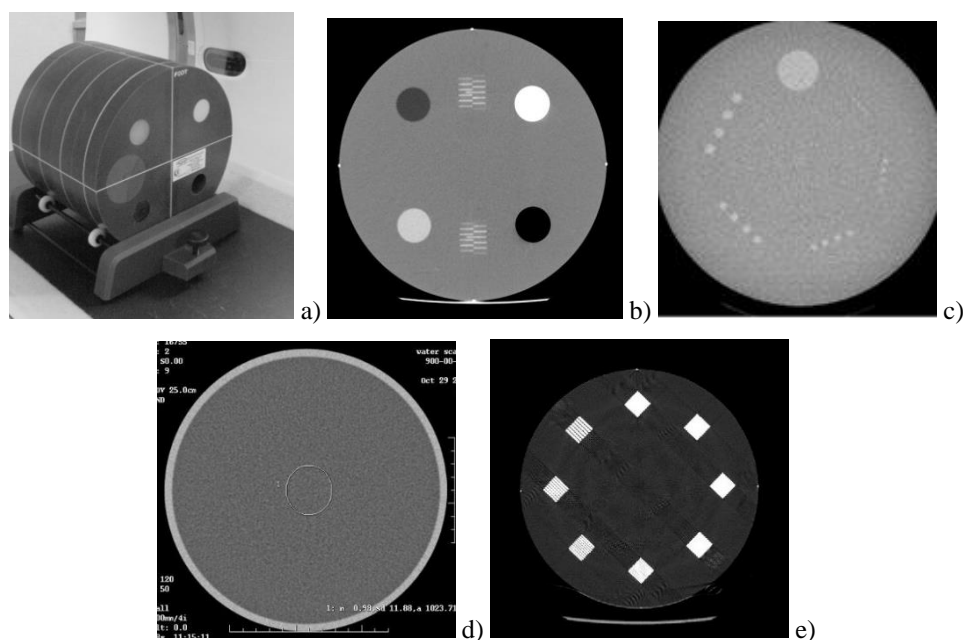


Figura 10: a) Simulador, b) teste de HU e espessura de corte, c) baixo contraste, d) ruído, e) alto contraste. Fonte: Gammex

Testes de Qualidade em Ultrassonografia

A atual norma sanitária ainda não preconiza a avaliação dos equipamentos de US. Existem diversos modelos de phantoms para as medidas de uniformidade, zona morta, profundidade, precisão, resolução, sensibilidade, contraste, dentro outros. A verificação do desempenho de cada transdutor pode auxiliar na identificação da degradação dos equipamentos, antes de afetarem a qualidade dos exames dos pacientes. Este tipo de avaliação é importante para programas de acreditação (JCHO, ISO, ACR, PADI).

Os requerimentos gerais dos simuladores são quanto à capacidade de mimetizar tecidos em relação ao coeficiente de atenuação e velocidade de propagação. Os parâmetros de testes podem auxiliar na visualização de estruturas nas diferentes profundidades, na resolução axial e lateral e acuracidade geométrica (Figura 11).

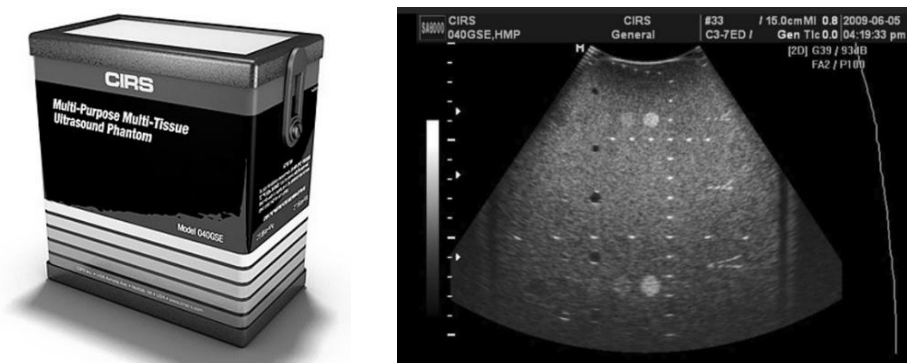


Figura 11: Fantoma utilizado para controle de qualidade em ultrassonografia (phantom). Fonte: CIRS

Uniformidade: É definida como a capacidade do US de representar ecos da mesma magnitude e profundidade com o mesmo brilho na tela. A tolerância sugerida é de valores menores do que 4 dB.

Zona morta: É a região que vai da superfície da sonda até o ponto que produz o eco identificável mais próximo. Possui dependência com o instrumento e diminui com o aumento da frequência. Uma mudança na zona morta do sistema indica a existência de um problema na sonda, no sistema de pulsos (ou ambos). As tolerâncias são: ≤ 7 mm para $v \leq 3$ MHz; ≤ 5 mm para $3 \text{ MHz} < v < 7 \text{ MHz}$ e ≤ 3 mm para $v \geq 7$ MHz, onde v é a frequência central.

Profundidade de penetração: A sensibilidade, é definida como a maior profundidade para a qual os sinais de eco devido a retro difusão produzida no material simulador pode ser detectada. Depende da frequência da sonda, da atenuação do meio e das configurações do sistema. A tolerância é de acordo com as especificações do fabricante, sendo que o desvio deve ser menor do que 6 mm do valor de referência.

Zona focal: O perfil do feixe é a forma do feixe de ultrassom. A região mais estreita no perfil do feixe é o ponto focal. As melhores imagens são obtidas dentro da área focal. O padrão vertical é útil para determinar a área focal. A tolerância é de acordo com as especificações do fabricante.

Precisão na medição: A distância vertical é definida como a distância ao longo do eixo do feixe. As distâncias são usadas para medir áreas, volumes, profundidades e tamanhos de objetos. Medições exatas são necessárias para garantir um diagnóstico correto. A tolerância é que o desvio deve estar entre $\pm 1,5$ mm ou $\pm 1,5\%$ em relação ao valor real. Para as medidas de distância horizontal a tolerância é que o desvio deve estar entre ± 2 mm ou $\pm 2\%$ em relação ao valor real.

Resolução: O parâmetro axial é definido como a capacidade de um sistema de ultrassom para distinguir objetos próximos que estão alinhados na direção do feixe. A resolução axial é proporcional ao comprimento do pulso ultrassônico transmitido pelo sistema. As tolerâncias são: Resolução axial ≤ 2 mm para frequência ≤ 4 MHz; Resolução axial ≤ 1 mm para frequência > 4 MHz. Quanto ao parâmetro de resolução lateral as tolerâncias são Resolução lateral $< (3 * \text{largura focal}) / (f * D)$, Alterações > 1 mm em relação ao valor de referência, onde f é a frequência em MHz e D é a largura do feixe em mm.

Visualização de objetos anecoicos: Os equipamentos tendem a representar estruturas de baixo contraste menores do que realmente são e com bordas irregulares em vez de bordas lisas. É de se esperar que essas deformações sejam mínimas. O número de objetos visíveis, sua forma, nitidez das bordas e ruído no interior devem ser avaliados em cada profundidade. O tamanho pode ser avaliado medindo os diâmetros horizontal e vertical do maior objeto para cada profundidade. Observar se apresentou mudanças consistentes em relação aos valores de referência.

Sensibilidade em baixo contraste: Com o uso de um fantoma que apresenta estruturas com diferentes homogeneidades, o número de objetos visíveis deve ser observado, para o qual os níveis de cinza em relação ao fundo são conhecidos. Esta quantificação não deve variar em controles sucessivos.

Testes de Qualidade em Ressonância Magnética

Para os sistemas de ressonância magnética (RM) o desempenho do equipamento pode ser analisado em termos das respostas de linearidade, acuracidade geométrica, compensação de gradiente, espessura de corte, caracterização da relação sinal ruído, da uniformidade, resolução espacial de alto contraste, detectabilidade de baixo contraste, dentre outros. Os simuladores esféricos (ou cilíndricos) são preenchidos com água e substâncias paramagnéticas mimetizando tempos de relação (T2), por exemplo, o simulador referendado pelo ACR (Figura 12).



Figura 12: Exemplo de um fantoma utilizado para controle de qualidade em RM. Fonte: ACR

Distorção Geométrica: Este parâmetro avalia a precisão com que a imagem representa o comprimento do objeto. Na imagem da série do localizadora, mede-se o comprimento vertical de ponta a ponta do phantom, na região central da imagem. Os valores da distorção geométrica (GD) são calculados como:

$$\%GD = 100 \frac{\Delta_{\text{atual}} - \Delta_{\text{medido}}}{\Delta_{\text{medido}}}$$

Resolução Espacial de Alto Contraste: Avalia-se capacidade do simulador em diferenciar pequenos objetos. No simulador estão inseridos objetos de resolução, os quais são formadas por orifícios, cheios de água em um pequeno bloco de plástico. A separação da linha de centro-a-centro é também o dobro do diâmetro do orifício. Assim, é possível determinar a capacidade de resolução do equipamento de RM.

Posição e espessura de corte: Este teste avalia se as localizações dos cortes adquiridos são iguais à localização dos cortes prescritos no equipamento. O teste de espessura de corte avalia a precisão com que a espessura de um corte especificado é alcançada. Através da comparação da espessura do corte é possível avaliar se o equipamento produz cortes de espessura substancialmente diferentes do que está sendo prescrito no protocolo.

Uniformidade: Este teste mede a uniformidade da intensidade na imagem ao longo de uma grande região do FOV que contém água, perto do centro da bobina de crânio, sendo que esta tem sensibilidade espacial bastante uniforme perto do centro. São avaliados os níveis de sinal alto e baixo, fisicamente uniforme, dentro de uma grande região apenas com água, nas séries T1 e T2. Os valores de alto e baixo sinal medidos para cada uma das séries ACR foram combinados para produzir um valor chamado Porcentagem da Uniformidade Integral (PIU), sendo:

$$PIU = 100 \left(1 - \left(\frac{\text{alto-baixo}}{\text{alto+baixo}} \right) \right)$$

Porcentagem de Fantasma: Estes eventos são uma consequência da instabilidade do sinal entre as repetições do ciclo do pulso. Para este teste, o nível do sinal fantasma é medido e avaliado como uma porcentagem do nível de sinal na imagem verdadeira (primária). Os fantasmas são mais evidentes nas áreas de uma imagem de fundo, onde não deve haver nenhum sinal, mas, geralmente, eles sobrepõem as principais partes da imagem, bem como, alteram artificialmente as intensidades da imagem.

$$\left| \left(\frac{(\text{superior} + \text{inferior}) - (\text{direito} + \text{esquerdo})}{2(\text{grande ROI})} \right) \right|$$

Baixo contraste: O teste de detecção avalia a capacidade do sistema de mostrar objetos na presença de ruído. Os fatores que afetam negativamente a detecção de baixo contraste incluem aqueles que afetam negativamente a relação sinal ruído. Portanto, os resultados deste parâmetro são dependentes da intensidade do campo do sistema.

Controle de Qualidade em Monitores Diagnóstico

A avaliação física dos monitores é prevista pela legislação sanitária. O protocolo da AAPM (TG18) é uma metodologia útil para avaliar a qualidade dos monitores de vídeo (Figura 13). Antes de aplicar os testes recomenda-se verificar-se a tela está limpa (sem riscos de caneta, marcas de dedo, manchas, sujeiras, etc.), bem como observar se existem pixels fora de conformidade e se existem reflexões de fontes de luz direta com o monitor desligado.

Distorção: Utiliza-se o padrão TG18-QC, e com auxílio de uma régua, medir o comprimento dos quadrantes como mostrado na Figura 13. Sugere-se calcular o desvio entre o maior e o menor valor medido. O valor desse desvio deve ser menor ou igual à 2%.

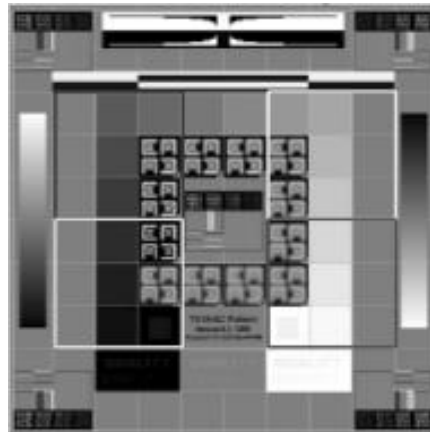


Figura 13: TG18-QC com a marcação dos quadrantes que devem ser medidos: Fonte AAPM

Reflexão: Com o emprego do padrão TG18-AD, com as luzes ambiente todas apagadas visualizar em qual quadrado é possível observar todas as linhas e anotar o valor da linha e da coluna mostrados nas bordas do teste. Repetir o processo com as luzes ambientes presente na rotina acessas. Estes dados servem para linha de base.

Resolução: Utiliza-se o padrão TG18-CX, com auxílio de uma lupa fazer a relação dos “CX” laterais em relação ao central e anotar a numeração correspondente. O valor da resolução de referência deve ser menor ou igual à 1,15.

Ruído: A avaliação com o padrão TG18-AFC, para a contagem do número de pontos visíveis em cada um dos quadrantes. Os quadrantes inferiores possuem 59 pontos e os superiores 58. Deve ser possível observar todos os pontos dos dois quadrantes inferiores e do quadrante superior direito.

Velamento: Abrir o padrão TG18-GV, utilizando uma película radiopaca com orifício central (onde somente o círculo central seja visível) faça a contagem de estruturas presentes neste círculo central. Deve ser possível visualizar no mínimo 3 estruturas.

Uniformidade: Abrir o padrão TG18-UNL80, com auxílio de um fotômetro fazer as medidas de luminância (cd/m^2) em cada quadrante e no centro do objeto. Aplicar os valores máximo e mínimo medidos na seguinte equação:

$$D(\%) = 200 * \frac{(L_{\text{máx}} - L_{\text{mín}})}{(L_{\text{máx}} + L_{\text{mín}})}$$

Resposta da luminância: Abrir os padrões TG18-LN01 e TG18-LN18, com auxílio de um fotômetro fazer uma medida de luminância no centro de cada um dos padrões. Estes dois valores irão corresponder ao valor máximo ($L_{\text{máx}}$) e mínimo ($L_{\text{mín}}$) de luminância. Fazer também uma medida da luminância ambiente (L_{amb}). Com esses dados, calcular:

$$L'_{\text{máx}} = L_{\text{máx}} + L_{\text{amb}}$$

Linearidade da luminância: Para este teste, com o auxílio do fotômetro deve-se medir a luminância no centro de todos os 18 steps do padrão TG18-LN. Fazer a conversão de luminância para índice JND (“Just-Noticeable Difference”)

Sugestão de Leitura Complementar

- [1] AAPM. *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*". Report of AAPM Task Group 10. Outubro, 2006.
- [2] AAPM. *An Exposure Indicator for Digital Radiography*". Report of AAPM Task Group 116. Julho, 2009.
- [3] AAPM. *Ongoing quality control in digital radiography*" Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 151. Novembro, 2015.
- [4] BUSHONG, S. C. *"Ciência, Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção"*. Tradução da 9ª. edição, Elsevier Editora Ltda., São Paulo, 2010.
- [5] Bushberg J. *"The Essential Physics of Medical" Imaging* 3rd Edition, Kindle Edition
- [6] Curry T. *"Christensen's Physics of Diagnostic Radiology"* Fourth Edition, 1990;
- [7] Furquim , Costa . *"Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica"*. Revista Brasileira de Física Médica. 2009;
- [8] Gonzalez R. *"Processamento de Imagens Digitais"*, 1ª Edição, Blucher, 2000.
- [9] Koner M. *"Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview"*, Radiographics, 2007;
- [10] Seeram E. *"Digital Radiography: Physical Principles and Quality Control"* Second Edition, Springer 2019