

Qualidade da imagem em mamografia

JOÃO EMÍLIO PEIXOTO

Trabalho realizado no Instituto de Radioproteção e Dosimetria

Introdução

Quando comparada com as demais radiografias simples, a imagem radiográfica da mama é a que requer o mais alto padrão técnico na sua execução. Isto se deve à própria estrutura dos tecidos que compõem o órgão (tecidos de densidades muito semelhantes) e à geometria bastante particular com que ele é radiografado (compressão e localização rigorosas e uso de ampliação). Além disso, como o exame radiográfico da mama é um dos métodos utilizados no diagnóstico precoce do câncer, é necessário que seja realizado dentro de um nível bastante reduzido de risco decorrente da radiação. Desta forma, a exposição de mulheres sadias para o exame radiográfico da mama requer que o risco seja o mínimo compatível com uma imagem de alto padrão de qualidade [1-6].

Uma imagem radiográfica é considerada de boa qualidade quando apresenta nitidez de detalhes e visibilidade das estruturas anatômicas de interesse [2]. A nitidez está associada às propriedades geométricas da imagem, isto é, ela é uma medida do limite de resolução da imagem radiográfica final. Já a visibilidade, associada às propriedades fotográficas da imagem, é controlada pelos fatores da técnica radiográfica que contribuem para a densidade ótica e o contraste da imagem. A visibilidade de uma radiografia é um fator qualitativo da imagem, sendo de pouco uso e relativamente difícil a sua quantificação. As propriedades geométricas e fotográficas de uma imagem são apresentadas a seguir:

Propriedades geométricas

Definição

Registro no filme das linhas estruturais reais da parte que foi radiografada. Representa a nitidez dos detalhes da imagem produzida.

Distorção

Representação irreal do tamanho ou forma das estruturas de interesse registradas no filme radiográfico.

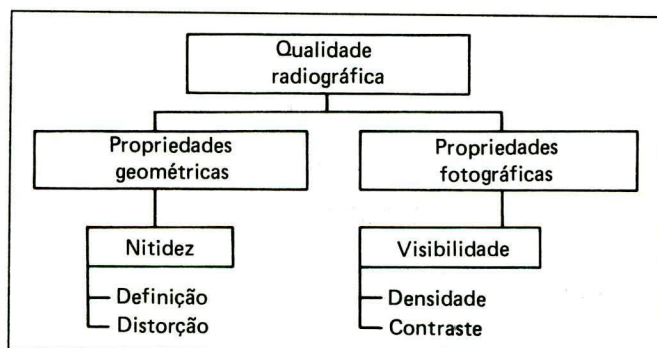
Propriedades fotográficas

Densidade

Enegrecimento médio da imagem registrada no filme. Indica que as quantidades de radiação que atravessaram as várias estruturas e alcançaram o filme foram adequadas.

Contraste

Habilidade de distinguir cada estrutura registrada das estruturas adjacentes, indicando que foi obtida uma penetração adequada da parte examinada. Esta avaliação é parcialmente subjetiva.



Uma imagem detalhada das estruturas (com nitidez) é de pouco valor se ela possui um enegrecimento (densidade ótica) insuficiente ou excessivo ou se apresenta contraste inadequado (sem visibilidade) entre as estruturas anatômicas. Pode ser então concluído que um filme que não apresenta propriedades fotográficas não pode ser considerado de qualidade, mesmo se os detalhes da estrutura estiverem registrados com nitidez. Ao contrário, a obtenção de uma aparência fotográfica excelente não é uma garantia de qualidade radiográfica. Uma imagem que possua uma densidade apropriada e o máximo de contraste é de pouco valor se os detalhes estruturais forem registrados sem definição, indistinguíveis ou borrados.

De acordo com o que já foi visto, é necessário que se faça um balanceamento criterioso entre as propriedades geométricas e fotográficas da imagem, de modo a produzir um filme que possa ser interpretado precisamente para a elaboração do diagnóstico. O estudo da qualidade da imagem tem como objetivo identificar e compreender os efeitos dos múltiplos fatores que afetam o registro da imagem das estruturas e a visibilidade do filme.

Os três componentes principais do exame gráfico da mama são mostrados na Figura 1. Eles são: a fonte de raios-X, a região de interesse e o sistema de detecção da imagem. Na radiografia da mama, a configuração geométrica destes três componentes e as propriedades físicas da fonte de raios-X e do sistema de detecção da imagem são projetadas especificamente para atender às exigências da imagem desejada. A geometria da irradiação e o feixe de radiação são obtidos com um aparelho de raios-X construído exclusivamente para a mamografia. Exclusivo para a mamografia devem ser também a grade antidifusora e a combinação filme-écran.

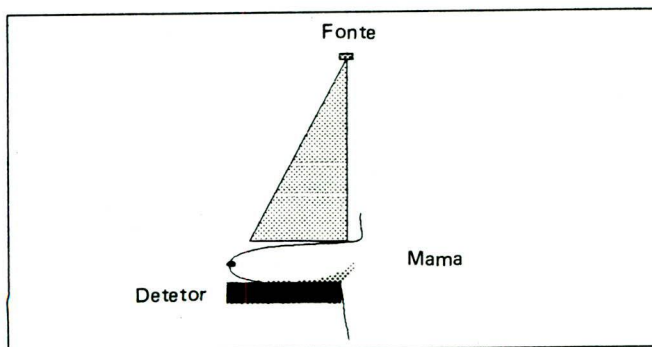


Figura 1. Geometria radiográfica da mamografia.

Os requisitos físicos mais importantes e as suas influências na dose, no paciente e na qualidade da imagem, ou seja, sua nitidez e visibilidade, devem ser analisados sob os seguintes aspectos [3]:

- | | |
|---|--|
| • Geometria de irradiação: | Compressão
Ampliação |
| • Interação da radiação com a paciente: | Contraste objeto
Espalhamento |
| • Fonte de raios X: | Kilovoltagem
Material do alvo
Filtro |
| • Sistema de detecção da imagem: | Velocidade
Contraste radiográfico
Resolução
Ruído |

Geometria de irradiação

A geometria de irradiação da mama para o exame radiográfico compreende basicamente a distância do foco de raios X à pele (DFP), a distância do foco ao filme (DFF) e o tamanho do campo de radiação. A mamografia necessita ser realizada com a mama comprimida [4]. Isto tem como objetivo garantir que as distâncias das estruturas anatômicas ao filme sejam as menores possíveis. Existem várias vantagens nisto, como é mostrado nas Figuras 2A e 2B. Com a compressão, a faixa de exposições ou latitude das exposições que chegam ao detector da imagem fica bastante reduzida. Isto porque, enquanto a mama não comprimida se assemelha a uma cunha de tecido, com a sua parte mais espessa junto à parede torácica, a mama comprimida se aproxima a uma camada uniforme de tecido. Neste último caso, a latitude (ou faixa) das exposições encontradas é produto somente das diversas estruturas dentro da mama e não da variação da sua espessura.

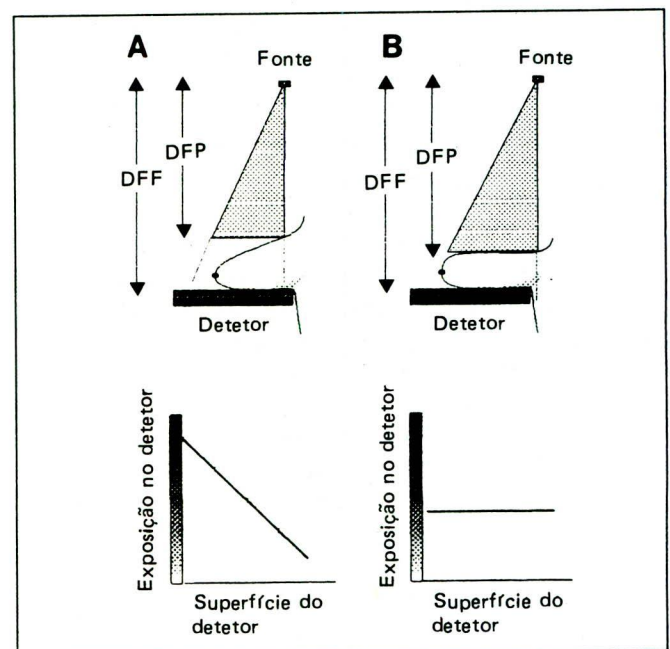


Figura 2. Geometria de irradiação da mama. A) sem compressão; B) com compressão.

Com a compressão é possível o uso de combinações filme-écran com o gradiente da curva sensitométrica, ou gama (γ), mais alto. Isto porque latitudes de exposições menores requerem o uso de gradientes mais elevados. Desta maneira, são produzidas imagens com o maior contraste possível e com a menor possibilidade de sub ou superexposição de uma região do filme radiográfico. Tal é demonstrado na Figura 3.

Conforme mostrado na Figura 3, a combinação filme-écran 1, de gradiente γ_1 , seria adequada para regis-

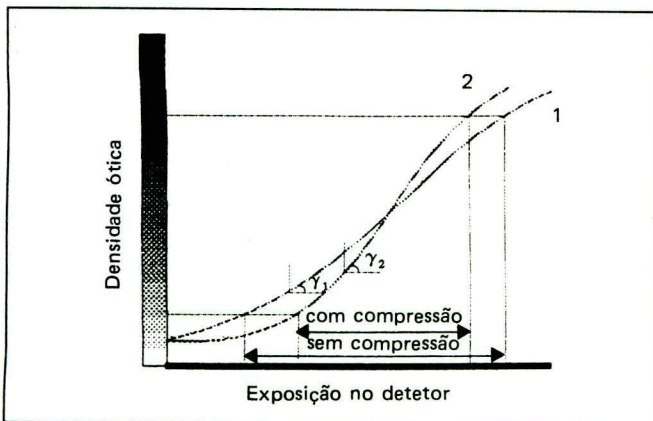


Figura 3. Curvas sensitométricas de duas combinações filme-écran e latitudes de exposição para a mama.

trar, em termos de densidade ótica, as exposições produzidas pelo feixe de raios X quando atravessa uma mama sem compressão. Quando a mama é comprimida, a faixa de exposições (latitude) fica bastante reduzida, já que as partes muito espessas e muito finas da mama deixam de existir. É possível, então, usar uma combinação filme-écran com maior gradiente. Na combinação filme-écran 2, de gradiente γ_2 , maior do que γ_1 , pequenas diferenças de absorção das estruturas no interior da mama passam a ser melhor visualizadas, em função de maiores variações das suas densidades óticas. É muito importante observar que as combinações filme-écran de maior gradiente, ou gama, disponíveis para a mamografia, só terão suas propriedades exploradas ao máximo quando a mama for corretamente comprimida.

A dose na superfície de entrada da mama aumenta com a sua espessura. Conseqüentemente, ao se aplicar uma compressão adequada é garantido que a dose na pele será a menor possível para uma determinada dose de saída necessária para produzir uma densidade ótica ideal no filme radiográfico.

O limite de resolução (ou definição) de uma imagem está associado ao tamanho do menor objeto que pode ser visualizado. Em mamografia, o limite de resolução é dado pelas microcalcificações de 0,2 mm de diâmetro. Com a compressão da mama, as estruturas próximas à sua superfície superior são trazidas para próximo do filme e, com isto, ficam menos sujeitas à perda de definição dos seus contornos. Isto é, quanto mais próximo do filme, melhor definida fica uma estrutura em função da menor distância do objeto ao filme (DOF). Nestas circunstâncias, o limite de resolução, ou definição, fica aumentado. O limite de resolução da imagem final fica, então, dependente das características da combinação filme-écran. Como o filme radiográfico não introduz nenhuma perda de definição das estruturas, o limite de resolução da mamografia fica dependente, em resumo, da relação DFF/DFP, do tamanho de grão do écran fluo-

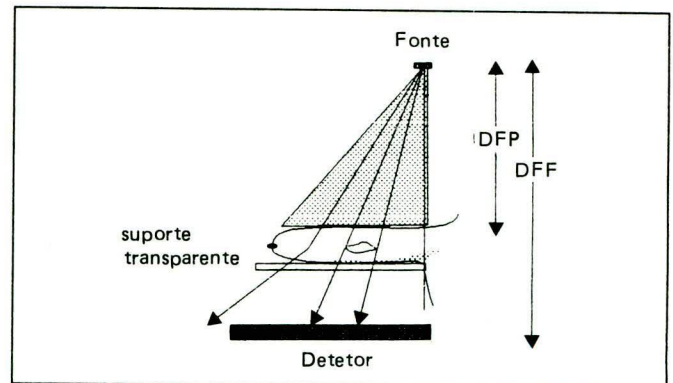


Figura 4. Geometria de irradiação na técnica de ampliação.

rescente e do tamanho do ponto focal. Este último parâmetro será analisado no próximo item.

Em algumas circunstâncias é possível aumentar o limite de resolução (definição) através do emprego da ampliação da imagem. A Figura 4 mostra essa geometria de irradiação.

Na magnificação a paciente é trazida para próximo da fonte de raios-X. O fator de ampliação é dado pela relação DFF/DFP. Em mamografia, o fator de ampliação é da ordem de 2. O espaço de ar entre a mama e o detetor da imagem contribui para a redução da quantidade de radiação espalhada que incide sobre o filme. Com isto, a perda de contraste devido ao véu introduzido pela radiação espalhada fica reduzida. Além disso, as estruturas da mama ficam ampliadas no plano da imagem e, assim, mais fácil de serem visualizadas. Com o deslocamento das estruturas da mama para próximo do foco e o seu afastamento do detetor de imagem, a perda de resolução (definição) aumenta significativamente, tornando-se um problema. Isto é compensado com a diminuição do tamanho do ponto focal usado na ampliação. Assim, é necessário um tamanho de ponto focal muito pequeno, da ordem de 0,1 mm. Como conseqüência, deve ser usada uma corrente (mA) mais baixa e um tempo de exposição mais alto, de modo que a capacidade de produção de raios X e de dissipação de calor pelo tubo não seja excedida. Um foco muito pequeno requer uma alta produção de raios X e, conseqüentemente, gera grande quantidade de calor localizado. O tubo de raios X passa a operar no seu limite de carga.

Na ampliação, a dose na superfície de entrada da mama aumenta proporcionalmente com o quadrado do fator da ampliação (DFF/DFP). Como em geral a mama é trazida para cerca da metade da distância foco-filme inicial (sem ampliação), a dose na pele é aumentada cerca de quatro vezes. Isso limita significativamente a indicação da mamografia com ampliação como rotina. É preciso uma avaliação muito criteriosa da probabilidade de detetar detalhes anatômicos muito pequenos (microcalcificações menores do que 0,2 mm) em comparação com o aumento da dose na paciente (de três a quatro vezes a dose da mamografia sem ampliação).

Interação da radiação com a paciente

O objetivo de uma radiografia é produzir uma imagem na qual qualquer anormalidade ou lesão existente em um tecido possa ser claramente visualizada.

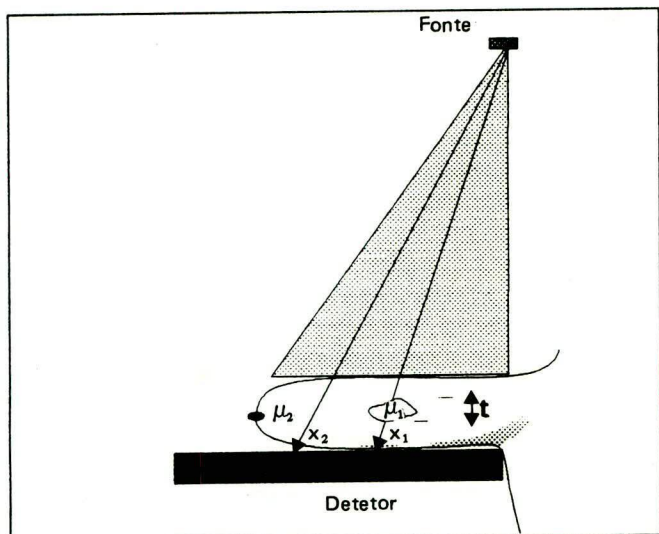


Figura 5. Interação do feixe de raios X com a mama.

A Figura 5 mostra uma anormalidade de espessura t e de coeficiente de atenuação μ_1 dentro de um meio homogêneo de coeficiente de atenuação μ_2 . O feixe de radiação ao atravessar a anormalidade dentro da mama produz uma exposição X_1 no detector da imagem. Ao atravessar uma mesma espessura de mama sem a anormalidade ele produz uma exposição X_2 no detector.

Na mamografia, o objetivo é que a diferença de exposição $X_1 - X_2$ seja transformada numa diferença visível na imagem, ou seja, que se obtenha o contraste adequado para a visualização da anormalidade. O contraste registrado no filme radiográfico é dado por:

$$\text{Contraste} = (\mu_1 - \mu_2) \cdot t \cdot \gamma \cdot [\log X_1 - \log X_2]$$

Obviamente, quanto maior for a diferença $\mu_1 - \mu_2$, a espessura t da lesão ou o gradiente γ da combinação filme-écran, maior será o contraste obtido. A diferença $\mu_1 - \mu_2$ é a maior possível para os raios X de baixa energia, onde predomina o efeito fotoelétrico. Neste processo de absorção da radiação os fótons interagem com os elétrons internos do átomo e com maior energia de ligação com o núcleo, não havendo produção de radiação espalhada (Figura 6). A seção de choque para ocorrer uma interação, ou a sua probabilidade de ocorrer, depende fortemente do número atômico do material irradiado. Este mecanismo de absorção dos raios X predomina, no tocante à água, para fótons com energias menores do que 30 keV. Isto é mostrado na Figura 7.

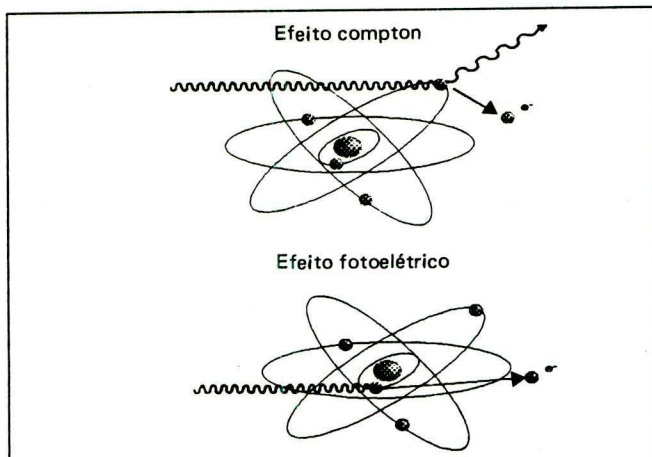


Figura 6. Efeito Compton e efeito fotoelétrico.

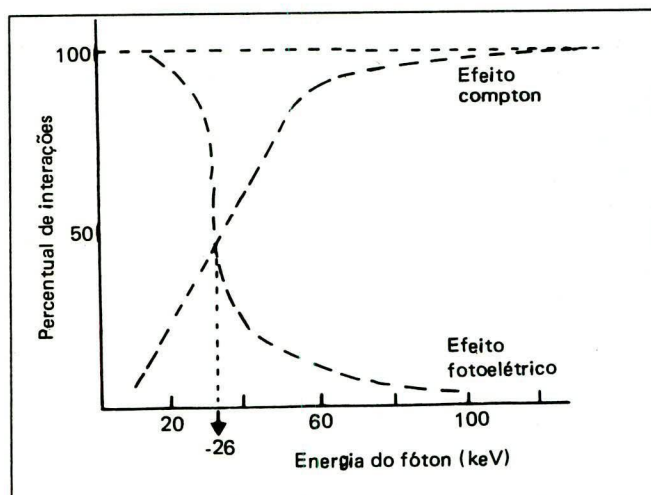


Figura 7. Percentual relativo de interações Compton e fotoelétricas na água.

Para as energias relativamente baixas (abaixo de 30 keV) o processo de interação Compton é menos provável de ocorrer do que o processo fotoelétrico. Este tipo de interação envolve os elétrons mais externos do átomo e que são, conseqüentemente, os menos ligados ao núcleo. Como o fóton de raios X incidente gasta muito pouco da sua energia para desprender um elétron externo, após a interação Compton resulta um elétron deslocado da coroa do átomo e um fóton de raios X em uma direção diferente da direção inicial. O desvio dos fótons da sua direção inicial produzirá, então, o feixe de radiação espalhada.

Quando se considera o volume total da mama irradiada, as interações Compton geram uma quantidade de radiação espalhada no plano do filme radiográfico de cerca de 50% da quantidade de radiação primária (transmitida através da mama). Esta radiação espalhada produz um véu (fog) uniforme na imagem final, reduzindo o seu contraste. Esta perda de contraste pode ser

minimizada com o uso de uma grade antidifusora especialmente fabricada para a mamografia. Entretanto, com o emprego da grade há um aumento da dose na paciente de 2 a 3 vezes, quando comparada com uma técnica sem grade.

A fonte de raios X

Em mamografia se usam técnicas de baixo kV de modo a garantir que as interações fotoelétricas exerçam o papel mais importante na produção do contraste anatômico (contraste objeto). A fonte de raios X indicada é o tubo de raios X com anodo (alvo) de molibdênio e operando na faixa de 25 a 35 kV [8]. Este tipo de tubo gera um espectro de linha característico do molibdênio, na faixa de aproximadamente 20 keV, e um espectro contínuo de Bremsstrahlung como uma radiação de fundo bem conveniente para a mamografia. A Figura 8 apresenta um espectro de radiação típico de mamografia, gerado por um tubo com anodo de molibdênio operando a 28 kV e com filtro também de molibdênio [9].

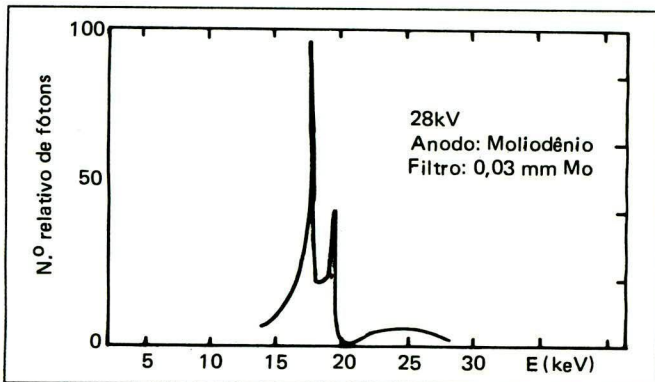


Figura 8. Espectro típico de uma emissão de raios X (normalizado para uma área unitária) usado em mamografia.

Quando se usa o filtro de molibdênio de 0,03 mm de espessura, os fótons de energias acima de 20 keV são quase que completamente eliminados do feixe. Isto se deve ao forte pico de absorção do molibdênio em torno de 20 keV. Desta forma, o feixe de raios X que atinge a mama é formado quase que exclusivamente de fótons com as energias das linhas características do molibdênio (17,9 e 19,5 keV). Portanto, o uso do filtro de molibdênio em um tubo de raios X de anodo, também de molibdênio, é um fator decisivo para a obtenção do contraste em mamografia.

Os aparelhos de mamografia são fabricados com circuitos geradores da alta-tensão (kV) e da corrente (mA) aplicadas ao tubo de raios X basicamente de quatro tipos [5-8]:

- circuito monofásico (1ϕ)
- circuito monofásico com correção capacitiva (1ϕ CAP)
- circuito trifásico (3ϕ)
- circuito multipulso de alta frequência (AF)

As formas de onda destes quatro tipos de geração de kV e mA são mostradas na Figura 9.

Conforme pode ser observado na figura, tanto a kV como a mA podem variar durante a exposição. Os aparelhos de raios X monofásicos (1ϕ) apresentam variações de 100% entre o valor máximo e o mínimo destes parâmetros. Esta variação do valor da kV e da mA durante a exposição é chamada de "ripple". Como a eficiência de produção de raios X depende aproximadamente do quadrado da kilovoltagem (kV), o rendimento do aparelho, por conseguinte, varia consideravelmente durante a exposição. Desta forma, para se obter um determinado rendimento efetivo (como consequência de uma potência de entrada no tubo), a corrente instantânea no tubo de raios X deve ser cerca de duas vezes a corrente fornecida por uma fonte de alta voltagem (kV) quase constante (com pouco ripple). Isto encurta a vida útil do filamento (catodo) do tubo de raios X. Além disso, ocorrem problemas associadas com a distribuição da carga espacial (nuvem eletrônica) nas proximidades do filamento, afetando a delimitação e a homogeneidade do ponto focal. O aquecimento intenso e instantâneo aplicado no ponto local impõe um limite efetivo de carga no anodo para uma única exposição. Os geradores monofásicos com correção capacitiva (1ϕ CAP) corrigem esta variação da kV e mA durante a exposição, tornando-as muito mais uniformes.

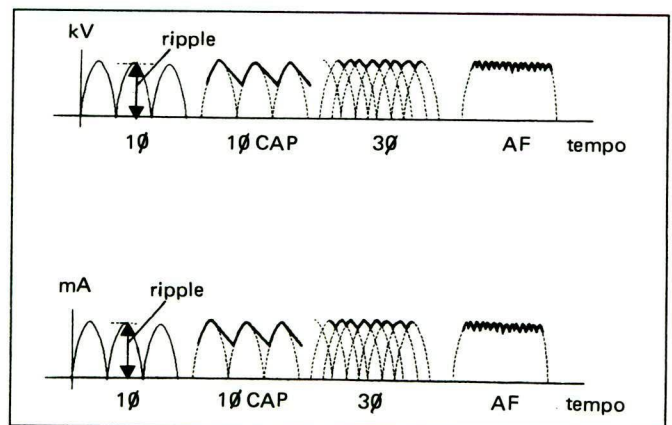


Figura 9. Formas de onda típicas para geradores de mamografia.

Os geradores trifásicos (3ϕ) e de alta frequência (AF) produzem kV com forma de onda quase constante. O "ripple" de alta-tensão varia de acordo com o projeto de cada modelo de aparelho. Alguns geradores de alta frequência existentes no mercado apresentam "ripple" da kV de menos de 2%. Para uma determinada técnica de

kV e mA, a taxa de rendimento (rendimento por unidade de tempo) de um gerador de potencial quase constante, isto é, monofásico com correção capacitiva (1ϕ CAP), trifásico (3ϕ) ou de alta frequência (AF) é aproximadamente o dobro do gerador monofásico (1ϕ). Como nestes tipos de geradores a kV efetiva é maior do que para os monofásicos, a produção de raios X é bem mais eficiente. Com a alta-tensão constante, a forma de onda da corrente (mA) fica, também, quase constante, produzindo um aquecimento uniforme do anodo e uma maior potência disponível para uma exposição. Finalmente, a qualidade do feixe de radiação produzido (poder de penetração) é bem mais uniforme durante a exposição.

É possível mostrar que a faixa de energia do feixe de raios X para o exame da mama depende fundamentalmente da sua espessura. Em geral, acredita-se que o contraste anatômico de uma anormalidade ou lesão é o único fator importante para a sua detecção. Entretanto, o que realmente fundamenta a sua capacidade de visualização é a relação sinal-ruído existente na imagem final. A relação sinal-ruído traduz a medida com que uma área anatômica de interesse se destaca visualmente (sinal) do ruído de fundo. Em uma imagem radiográfica, os principais processos geradores de ruído são:

a) O pequeno número de fótons de raios X necessários para produzir uma imagem. Como os fótons incidem aleatoriamente sobre o detetor, ocorrem flutuações na homogeneidade da imagem final dos pontos de mesma absorção. Este é o denominado *ruído quântico*.

b) O tamanho do grão fluorescente do écran e demais aspectos da fabricação do sistema de detecção também introduzem um tipo de granulosidade na imagem final. Este é o denominado *ruído dos materiais*.

c) As estruturas anatômicas que servem de fundo para a anormalidade ou lesão (sinal) introduzem flutuações na imagem final, reduzindo a capacidade do cérebro em visualizá-las. Este é o denominado *ruído das estruturas anatômicas*.

A Figura 10 é representativa da variação da exposição de entrada na pele necessária para produzir uma relação sinal-ruído constante na saída do feixe após atravessar a mama [7]. A relação sinal-ruído constante na saída do feixe foi determinada para uma massa de tecido mamário normal, contendo material semelhante a uma massa tumoral e para feixes de raios X de várias energias.

Para uma mama de 2,5 cm de espessura há uma exposição mínima, bem definida, de 20 keV na região, que corresponde ao espectro de raios X típico do molibdênio. À medida que a espessura da mama aumenta, este mínimo ocorre em exposições mais altas e em uma faixa de energia também mais alta. Além disso, ele fica menos pronunciado. Por essa razão, para mamas muito espessas é adequado o uso de um feixe de radiação de energia mais alta, ou de mais alta kV.

Sistema de detecção da imagem

O sistema de detecção da imagem usado para a mamografia é uma combinação filme-écran dedicada. O projeto de fabricação de qualquer sistema de detecção da imagem requer um compromisso entre a sua velocidade (grau de enegrecimento em função da exposição recebida), resolução, contraste e ruído. A velocidade de uma combinação filme-écran é proporcional ao tamanho do grão fluorescente ou à espessura do écran. Como a resolução do sistema é inversamente proporcional ao tamanho do grão do écran, o estabelecimento da velocidade fica dependente do maior tamanho de grão compatível com o limite de resolução necessário à mamografia (microcalcificações de 0,2 mm de diâmetro) e do nível de ruído na imagem final.

Como foi visto anteriormente, o contraste em uma imagem depende da kV e filtração utilizadas e também do gradiente da curva sensitométrica (γ). Por sua vez, é particularmente afetado pelo processamento do filme radiográfico. O gradiente da curva sensitométrica do sistema pode, ainda, aumentar consideravelmente a apreciação visual do ruído da imagem, já que gradientes muito altos aumentam tanto o contraste das estruturas anatômicas como o ruído (flutuações da densidade óptica de fundo).

Conclusões

A compreensão dos princípios físicos envolvidos na imagem radiográfica da mama auxilia sobremaneira no momento de decidir a combinação de fatores mais apropriada de modo a garantir que seja obtida a relação benefício/risco requerida por este tipo de exame. Entretanto, como em qualquer outra atividade que envolve risco, será necessária alguma forma de compromisso entre os conjuntos passíveis destas variáveis. Jamais duas pacientes terão a mama de mesmo tamanho, for-

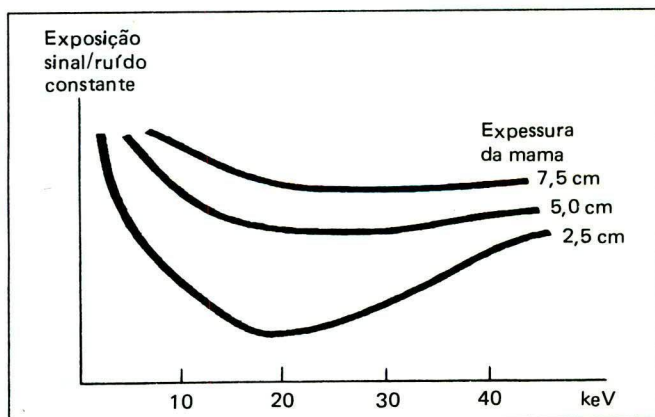


Figura 10. Variação da exposição de entrada na pele necessária para produzir uma relação sinal-ruído constante para várias energias de raios X.

ma e composição. Conseqüentemente, em um serviço de mamografia não é possível selecionar para cada exame as condições radiográficas absolutamente corretas para garantir o mínimo de dose e o máximo em qualidade de imagem. O caminho natural é selecionar criteriosamente o aparelho de raios X, o sistema de processamento e visualização (negatoscópio próprio para mamografia) da radiografia e demais fatores físicos e materiais que possibilitem as condições de trabalho adequadas.

Recomendações básicas para a técnica radiográfica da mama [10]:

- Aparelho de raios X: especialmente construído para mamografia
- Compressão da mama: o máximo tolerável pela paciente.
- Material de anodo: molibdênio.
- Alta voltagem (kV) 25 a 35 kV.
- Ponto focal: 0,3 a 0,6 mm (sem ampliação)
0,1 mm (com ampliação)
- Filtração: 0,03 mm de molibdênio.
- Distância foco-filme: igual ou maior que 60 cm.
- Tempo de exposição: seleção automática pelo exposímetro
- Grade antidifusora: grade móvel, especialmente fabricada para mamografia, de razão 3,5:1 ou 5:1 e com 80 pares de linha/cm.

- Combinação filme-écran: combinação de alta resolução, própria para mamografia com classe de sensibilidade entre 20 e 40.

Referências bibliográficas

1. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the ICRP Publication 60. Pergamon Press, Oxford, UK, 1990.
2. DONOHUE, DP. An analysis of Radiographic Quality. University Park Press, Baltimore, USA, 1980.
3. MOORES, BM. The physics of breast imaging. Rad Magazine 1989; 27: UK.
4. AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR). Committee on quality assurance in mammography. Three manuals on mammography quality control: radiologic technologist's manual, physicist's manual and physician manual. Reston, VA: 1990
5. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Mammography-A user's guide. NCRP Report nº 85; Bethesda, MD, USA.
6. HENDRICK RE. Standardization of image quality and radiation dose in mammography. Radiology 1990; 174: 648-654.
7. GAJENSKI H, REISS KH. Physik und Technik der Weichstrahlendiagnostik. Radiologie 1974; 14: 438-446.
8. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). Equipment requirements and quality control for mammography. AAPM Report nº 29; USA, 1990.
9. PANZER W, DREXLER G, WIDENMANN W, PLATZ L. Spectren und Dosiwert in der Mamographie. Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung Report S-518; FRG, 1978.
10. COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES. The 1991 trial on quality criteria for diagnostic radiographic images. Report CEC XII/221/93; Lux, 1993.