

REVISTA BRASILEIRA DE
FÍSICA MÉDICA

Volume 3, Número 1



Associação Brasileira de Física Médica

Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica

Quality assurance in diagnostic radiology

Tânia A. C. Furquim¹, Paulo R. Costa²

¹ Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo (SP), Brasil.

² Instituto de Física da USP – São Paulo (SP), Brasil.

Resumo

As imagens radiológicas proporcionam informações importantes para a decisão dos futuros passos de um diagnóstico, um tratamento ou acompanhamento de um procedimento. Então, o nível necessário de qualidade de imagem para o correto diagnóstico tem que ser obtido na mais baixa dose de radiação possível ao paciente. Esses benefícios podem ser alcançados a partir da implementação de um rigoroso programa de garantia de qualidade. Como os avanços em tecnologia digital permitiram o rápido desenvolvimento de aplicações radiológicas, a transição de um sistema écran-filme a ambientes digitais tornou-se uma tarefa difícil, pois deve ser acompanhada de um processo de otimização de exposições e qualidade de imagem. Esse trabalho revisou alguns destes novos detectores e descreveu algumas questões associadas a um programa de garantia de qualidade dedicada a tecnologias como: radiologia digital e computadorizada, mamografia digital e computadorizada e tomografia computadorizada multidetektors. Assim, pretendeu-se enfatizar que a crescente complexidade destes novos equipamentos demanda uma nova competência técnica, o que implica educação continuada sistemática para os físicos médicos.

Palavras-chave: radiologia diagnóstica; garantia de qualidade; radiologia digital; mamografia digital.

Abstract

X-ray images provide important information for the establishment of a diagnosis, treatment and follow-up procedure. Then, the necessary level of image quality for correct diagnosis has to be obtained at the lowest possible radiation dose to the patient. These benefits could be achieved by the implementation of rigorous quality assurance program. As advances in digital technology allowed the fast development of different detectors for radiological applications, the transition from a screen-film system to a digital environment became a difficult matter, and this should be accomplished with an optimization of exposures and image quality. This paper aimed to review some of the new digital detectors and describe some issues associated with a quality assurance program dedicated to technologies like digital and computed radiography, digital mammography or computed tomography multislice. Thus, it is intended to emphasize that the increasing complexity of radiological equipment demands a new technical competence and that systematic continuing education of medical physicists is necessary.

Keywords: diagnostic radiology; quality assurance; digital radiology; digital mammography; CT multislice.

Introdução

A radiologia diagnóstica tem como função principal diagnosticar patologias. Quando se utilizam imagens obtidas a partir da interação da radiação ionizante com o paciente, espera-se que esta apresente qualidade de modo a minimizar os erros de interpretação e identificação de estruturas, possibilitando diagnóstico mais preciso e com a menor dose. Uma imagem sem a qualidade adequada deve ser repetida e há alguns custos envolvidos neste processo que devem ser evitados, e o principal é a duplicação de dose em um mesmo paciente. Assim, a adoção de conceitos de qualidade em radiologia torna-se muito útil, uma vez que auxilia no controle do processo de

obtenção de imagem com a redução de erros previsíveis. A norma IEC 61223-1¹ define os conceitos associados à qualidade que orientam a sua implementação em radiologia diagnóstica:

- garantia de qualidade: ações sistemáticas e planejadas, necessárias para prover confiança adequada, assegurando que o produto ou serviço satisfaça exigências de qualidade;
- programa de garantia de qualidade: instruções detalhadas para realizar ações de garantia de qualidade para cada componente do equipamento, sistemas de equipamentos ou instalações, incluindo elementos de gestão da qualidade e técnicas de controle de qualidade;

Correspondência: Tânia A. C. Furquim – Universidade de São Paulo, Instituto de Eletrotécnica e Energia – Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289 – Cidade Universitária – 05508-010 – São Paulo (SP), Brasil – E-mail: tfurquim@iee.usp.br

- controle de qualidade: técnicas operacionais e atividades que são utilizadas para atender exigência de qualidade;
- testes de aceitação: testes iniciais que se realizam quando se compra um equipamento. Devem verificar todas as possibilidades de utilização do equipamento de acordo com o contrato de compra e venda;
- testes de qualidade (constância): avaliação rotineira dos parâmetros técnicos de desempenho;
- testes de estado: 'fotografia' do desempenho de um equipamento em um dado momento.

Ao se associar estes conceitos à radiologia diagnóstica, programas de garantia da qualidade (PGQ) devem ser compostos, ao menos, pelas seguintes atividades:

- elaboração de memorial descritivo de proteção radiológica;
- cálculo de barreiras;
- realização de levantamentos radiométricos;
- testes de aceitação e de constância (qualidade);
- sensimetria;
- valores representativos de doses;
- implementação de padrões de qualidade de imagem;
- assentamento de testes, tabelas de exposição;
- cuidados com avisos conforme a legislação vigente;
- identificação de falhas humanas e de equipamentos;
- verificação dos procedimentos de rotina;
- treinamento de técnicos, tecnólogos, engenheiros, físicos e médicos envolvidos no processo de obtenção de imagem;
- auditorias pelos titulares;
- otimização constante de doses e qualidade de imagem.

Porém, para vários dos passos acima, necessários para a implementação do PGQ, devem-se conhecer as tecnologias e fenômenos físicos envolvidos no processo de geração da radiação e formação da imagem médica.

Um pouco de história

São bastante imprecisas as origens históricas dos programas que, atualmente, chamamos de controle de qualidade em nosso país. No Brasil, tem-se notícia das iniciativas no desenvolvimento de técnicas e dispositivos para o controle de qualidade em Radiologia realizadas no Departamento de Física do Campus de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP), desde meados da década de 1970, sob liderança do professor Thomaz Ghilardi Netto. O Professor Ghilardi, apoiado e estimulado pelo Professor John Cameron, desenvolveu uma série de dispositivos para a realização de testes de controle de qualidade em equipamentos radiológicos e, o que foi mais importante, iniciou a formação de pessoal especializado para o desenvolvimento de novas técnicas de avaliação. Esses novos profissionais rapidamente se espalharam em diferentes cidades do

Estado de São Paulo e também em outros Estados no país, dando início a programas de controle de qualidade locais, precursores dos programas atuais.

Na cidade de São Paulo, até o final da década de 1980 havia somente algumas poucas iniciativas para se estabelecer rotinas de controle de qualidade, ainda sem maiores preocupações com periodicidades e com o estabelecimento de critérios de avaliação de desempenho dos equipamentos de diagnóstico por imagens. Entre 1989 e 1990, profissionais do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP (IEE/USP) iniciaram um programa-piloto no Hospital Universitário do campus do Butantã que incluíam alguns testes de desempenho dos equipamentos de radiologia e de fluoroscopia, bem como a análise de rejeição de filmes. Algumas entidades de fomento – tais como a Financiadora de Estudos e Projetos, a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo e o Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – passaram a apoiar projetos nesta área que permitissem o desenvolvimento de técnicas de controle de qualidade, não apenas de equipamentos radiológicos mais simples como também de outros tipos de tecnologias de imagens, tais como a tomografia computadorizada, a ultrassonografia, a ressonância magnética e as técnicas de radiologia intervencionista.

Os progressos vivenciados pelo programa de controle de qualidade desenvolvido no IEE/USP respondiam a uma demanda crescente de implementações de programas desta natureza em hospitais e clínicas das redes pública e privada. Este processo foi intensificado com a publicação da Resolução Estadual 625/94² que, entre outras coisas, estabelecia a obrigatoriedade de implementação desses programas em todo o Estado de São Paulo. Apesar da evidente geração de conflitos e resistências por parte de alguns profissionais da classe médica, pelo estabelecimento da obrigatoriedade de implementação, algumas das iniciativas tornaram-se casos de sucesso, demonstrando que, em médio prazo, o controle de qualidade traz benefícios a todos os elementos envolvidos. Dado o sucesso da implementação da Resolução 625/94 no Estado de São Paulo, quatro anos mais tarde a Portaria MS 453/98³ ampliaria essa iniciativa a todo o país. Todo esse esforço de profissionais da área na época, tentando estabelecer critérios para implementar diversos PGQs cumpriu uma grande tarefa pioneira. Os PGQs previstos por estas publicações visavam a alcançar os serviços de radiologia convencional, odontológico, mamografia convencional, processadoras que deveriam ser controladas diariamente, equipamentos de fluoroscopia com intensificador de imagem e alguma iniciativa em tomografia computadorizada.

A Portaria tentou organizar um serviço em termos de se ter um memorial descritivo de proteção radiológica que deixasse os recursos de imagem do serviço o mais expostos possível. Foram estabelecidos alguns critérios de conformidade para parâmetros elétricos e geométricos dos equipamentos e periodicidade mínima de acompanhamento. Porém, apesar de ter oferecido pouco

direcionamento em termos de controle de doses a pacientes e qualidade de imagem, foi de grande importância para se estabelecer o domínio sobre a irradiação de pacientes, uma vez que os equipamentos passaram a ser calibrados e a funcionar em ambientes melhor controlados, uma vez que houve um grande número de serviços que passou a ter cálculo de blindagens e a realizar levantamentos radiométricos. Com base na implementação da Portaria MS 453/98 e com testes dos exatos parâmetros dos equipamentos nela exigidos, a Figura 1 ilustra alguns resultados alcançados pelo IEE/USP, no período de 2000 a 2006.

Os parâmetros mais problemáticos para estes equipamentos de modelos com filme, e com cerca de dez anos de instalação, mostram que a frequência de problemas nos convencionais é maior que em outra modalidade. Por serem mais antigos, a calibração do tempo de exposição ainda era um problema, pois este ainda era selecionado no painel de controle. As doses sempre mostram que há espaço para otimização, principalmente em equipamentos fluoroscópicos comuns.

Nova etapa da história

Novos parâmetros de avaliação

Com o passar dos anos, os avanços rápidos em tecnologia digital permitiram o desenvolvimento de detectores que capturam a imagem radiológica com propriedades que levam à avaliação de grandezas diferentes daquelas utilizadas em sistemas de écran-filme.

As imagens digitais são formadas por elementos de imagem chamados de pixels (picture element), que compõem uma matriz que possui um comprimento e uma largura, que dimensionam a imagem bi-dimensional. Assim, alguns parâmetros fundamentais da imagem vão depender do tamanho desta matriz, considerando-se o tamanho dos pixels e o espaçamento entre eles (pitch)⁴. A menor unidade da informação digital seria o bit, com dois possíveis estados: 0 ou 1. Assim, a profundidade do bit passa a

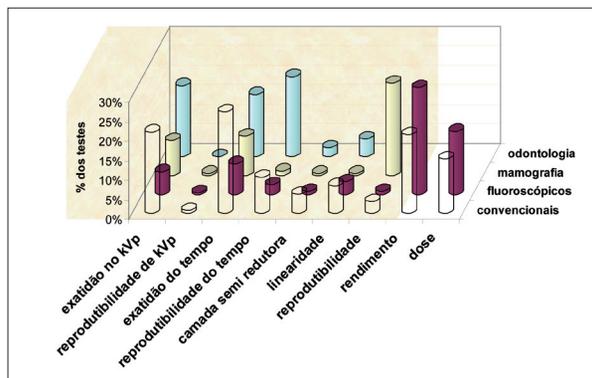


Figura 1. Resultados de testes de qualidade em equipamentos previstos na Portaria MS 453/98, realizados pelo IEE/USP no período de 2000 a 2006. Os parâmetros foram analisados conforme os critérios da Portaria MS 453/98³

ter importância na formação da imagem, pois a quantidade de bits é utilizada para codificar a intensidade do sinal (escala de cinza) de cada pixel de uma imagem. Uma vez formada a imagem, alguns parâmetros devem ser considerados para que se possa avaliar a qualidade da informação que traz, e alguns deles são discutidos a seguir.

A resolução de contraste é a habilidade de um sistema em distinguir dois objetos com diferentes intensidades de sinal. É afetada pela quantização e limitada pela profundidade de bit⁵.

A resolução espacial é definida como a habilidade em se distinguir pequenos objetos em alto contraste e é limitada pelo tamanho mínimo do pixel. Esta não é melhorada com o aumento da radiação aplicada ao detector; por outro lado, a radiação espalhada ou mesmo fótons de luz podem afetá-la, de maneira a reduzir a resolução^{4,5}. De acordo com o Teorema de Nyquist, dado um tamanho de pixel x , a máxima resolução espacial alcançável seria $x/2$.

A função de transferência de modulação (modulation transfer function, ou MTF) proporciona a descrição mais completa da resolução espacial de um detector. A MTF descreve a eficiência com que variações senoidais no contraste do sinal, em diferentes frequências espaciais, são reproduzidos pelo sistema de obtenção de imagem⁶. É representada por um gráfico da porcentagem de contraste disponível versus a frequência espacial. Mais especificamente, a MTF tem a função de converter valores de contraste de objetos de diferentes tamanhos em níveis de intensidade de contraste na imagem.

A faixa dinâmica é a diferença em intensidade de sinal ou frequência, entre o maior e menor sinal que um sistema pode processar ou mostrar. A densidade ótica é a diferença entre as regiões úteis mais claras e mais escuras da imagem. Aumentando o número de bits por pixel, em uma imagem digital aumenta a faixa dinâmica da imagem⁵. Em radiologia de écran-filme, a resposta do filme à exposição é representada pela curva sensitométrica, cuja faixa dinâmica é definida como o intervalo linear da curva. Os detectores digitais apresentam uma resposta mais ampla e linear à exposição (Figura 2), ou seja, a função do detector digital melhora com o aumento da exposição.

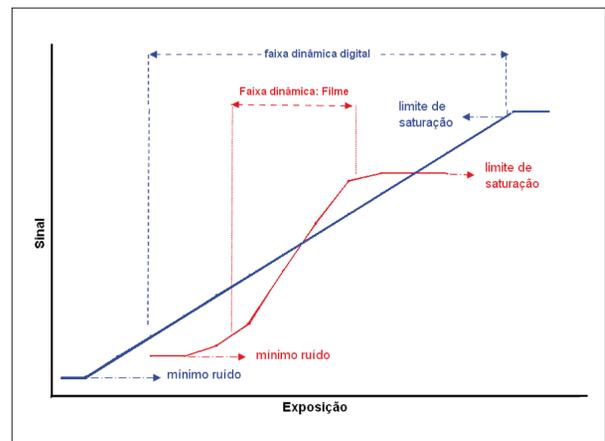


Figura 2. Gráfico ilustrando a faixa dinâmica de sistemas écran-filme e equipamentos que produzem imagem digital.

Porém, deve-se tomar cuidado com este comportamento uma vez que pode haver super exposição do paciente para obtenção de uma imagem que poderia ter qualidade diagnóstica com doses menores.

Em radiologia convencional, a análise da qualidade da imagem é voltada praticamente ao contraste e resolução espacial. Esses fatores são frequentemente tratados como se tivessem características absolutas⁷, desconsiderando-se o ruído na imagem como um dos fatores principais. No caso de detectores digitais, tanto o ruído como a razão sinal-ruído (signal-noise ratio, ou SNR) passam a ter importância central na avaliação da qualidade da imagem. A imagem passa a ter tanto contraste quanto nitidez dinâmicos, devido a recursos de pós-processamento; porém, qualquer variação de apresentação da imagem é limitada pelo ruído nela contido. Assim, o parâmetro que passa a determinar a qualidade da imagem é a razão entre o sinal e o ruído, pois este está relacionado ao conteúdo de informação da imagem. Uma grandeza útil para caracterizar o desempenho do detector quanto ao sinal e o ruído é a eficiência de detecção quântica (detective quantum efficiency, ou DQE). A DQE é uma função da frequência espacial e descreve a eficiência de transferência da SNR (ao quadrado) contido no padrão de raios X incidente à saída do detector⁸. Como, em geral, a obtenção da imagem radiográfica efetiva depende da maximização da SNR e minimização da dose ao detector, pode-se dizer que⁷⁻¹⁰:

$$DQE_{\text{detector}} = \frac{SNR_{\text{saída}}^2}{SNR_{\text{entrada}}^2} \quad \text{Equação 1}$$

onde:

SNR_{entrada} : razão sinal-ruído antes de entrar no detector;

$SNR_{\text{saída}}$: razão sinal-ruído quando sai do detector.

Assim, por não existir um detector perfeito, $DQE < 1$, o que significa que parte da informação é perdida devido a fontes de ruído no próprio detector. A DQE é um poderoso instrumento para comparar a eficiência e desempenho de diferentes detectores. Aumentando-se os valores de DQE e mantendo-se os níveis de exposição à radiação, pode-se melhorar a qualidade de imagem.

Essas novas grandezas, ou métrica da qualidade de imagem¹¹, que passam a ser importantes para a avaliação da qualidade da imagem, devem ser observadas em equipamentos para radiologia computadorizada ou digital, mamografia computadorizada ou digital, tomografia computadorizada, fluoroscopia digital e outros que utilizam a imagem digital para diagnóstico.

Novas tecnologias em equipamentos de radiologia diagnóstica

Radiologia computadorizada

Um sistema de radiologia computadorizada (computed radiology, ou CR) consiste basicamente em três componentes: as placas de imagem (imaging plates, ou IP), os

chassis e o leitor. Uma placa não exposta é colocada em um chassi, que é similar ao de filmes, tanto em tamanho como em forma.

A diferença fundamental em relação ao sistema de écran-filme está na aquisição da imagem. O material que compõe a IP tem a propriedade de colocar os elétrons em armadilhas quando absorvem energia no processo de irradiação, formando a imagem latente. Os elétrons são liberados ao serem estimulados com energia suficiente de um feixe laser ($\lambda \sim 630 \text{ nm}$) no leitor das IPs. O processo de retirar os elétrons das armadilhas libera fótons com comprimentos de onda próximos ao da luz azul ($\lambda \sim 460 \text{ nm}$), os quais são direcionados a um tubo fotomultiplicador, convertidos em sinal elétrico e armazenados como imagem digital^{9,11}. Esse processo é chamado de luminescência fotoestimulável. As IPs são expostas a uma intensa luz branca que tem a propriedade de retirar todos os elétrons, das armadilhas tornando a IP pronta para uso novamente.

Radiologia digital

Os sistemas de radiologia digital (digital radiology ou DR) são unidades seladas, e podem ser empregadas em radiologia convencional, odontologia, mamografia ou fluoroscopia. Diferente do que acontece em sistemas écran-filme e computadorizados, eles capturam raios X de forma mais direta e produzem uma imagem digital. Eles podem ser classificados em indiretos ou diretos:

- indiretos: possuem uma camada de material cintilador que converte os fótons de raios X em fótons do espectro visível, que então são coletados por transistores de filmes finos (TFT) ou por dispositivos de carga acoplado (charge-coupled device ou CCD), convertendo-os em sinal elétrico que formarão as imagens digitais. O material cintilador pode ser iodeto de cério dopado com tálio $\text{CsI}[\text{Tl}]$, que é formado por cristais tipo agulha, e se comporta como fibra ótica, o que evita o espalhamento de luz e a consequente perda de resolução na imagem devido ao espalhamento de luz.
- diretos: não precisam de uma etapa intermediária de conversão; os fótons de raios X liberam elétrons diretamente no material e estes são coletados pela matriz de TFT^{9,10,11,12}. Estes detectores são compostos por um cristal de selênio amorfo (a-Se).

Comparativamente, os sistemas DR direto e indireto possuem aproximadamente ganho de conversão de raios X e ruído eletrônico aproximados. Uma vantagem do sistema digital direto em relação ao indireto é que pode ser fabricado com tamanhos de pixel menores. No caso da mamografia, esta diferença pode chegar a 30%.

Estes sistemas podem apresentar alguns tipos de artefatos de imagem, como fantasmas (ghost). Este é um tipo de artefato que pode aparecer devido à alteração na sensibilidade ou ganho do detector como um resultado de exposições anteriores a raios X. Fantasmas em detectores de a-Se aparecem como redução de sensibilidade devido

à captura de elétrons em armadilhas mais profundas do cristal de a-Se e sua subsequente recombinação com buracos livres gerados por raios X. Outros fatores que podem causar artefatos na imagem são defeitos de fabricação e não-uniformidades do detector. Muitos destes problemas são inevitáveis e são compensados pelos softwares dos equipamentos. Estes detectores necessitam de testes de qualidade frequentes para garantir imagens uniformes.

Comparação entre sistemas écran-filme, CR e DR

Os sistemas que produzem imagem em formato digital, como CR e DR, apresentam a vantagem da manipulação, visualização, transmissão e armazenamento da imagem.

Apesar do filme apresentar melhor resolução espacial em relação aos demais, os sistemas digitais apresentam melhor resolução de contraste, o que em muitos casos pode compensar a espacial. A resolução espacial do CR e do DR são similares, com matriz típica de aproximadamente 2.500×2.500 pixels¹⁰. Tanto o DR quanto o CR apresentam uma faixa dinâmica muito maior do que qualquer combinação écran-filme.

Como os detectores DR possuem DQE maior que CR, têm a possibilidade de produzir alta qualidade de imagem com menores doses de radiação. Porém, isso só ocorre quando se realiza estudos de otimização nos equipamentos instalados.

Vários estudos têm sido publicados comparando esses sistemas, principalmente em mamografia, na qual a resolução espacial tem uma importância fundamental¹³⁻¹⁵. O mais importante é pensar que todos devem ser utilizados com processos de otimização entre dose e qualidade de imagem; caso contrário, nada se pode afirmar acerca do melhor desempenho.

Imagem de raios X com sistemas de dupla energia

Os sistemas DR e CR permitem que uma nova técnica de obtenção de imagem possa ser utilizada devido ao resultado ser uma imagem digital. Os sistemas de dupla energia podem usar dois detectores separados por uma placa de cobre e usar uma exposição aos raios X ou um detector com duas exposições. Nos dois casos produzem-se imagens de alta e baixa energia de raios X. Desta maneira, imagens de tecido mole ou osso podem ser obtidas. Devido ao fato de dependências energéticas dos coeficientes de atenuação dos efeitos fotoelétrico e Compton para os dois materiais serem diferentes, a subtração de duas imagens obtidas em diferentes tensões (kVp) possibilita produzir imagens separadas do corpo, apenas do osso ou apenas tecido mole, facilitando a visualização de achados^{10,16}. Assim, para a obtenção de duas imagens em alta e baixa energias, há um rápido chaveamento de tensão (kVp) e filtração do feixe, e então aplica-se um algoritmo de imagem para a subtração. Este tipo de tecnologia mostra-se bastante útil em radiografias de pulmão.

Mamografia

Os equipamentos de mamografia apresentam avanços tecnológicos similares aos de radiologia convencional. Os

equipamentos podem utilizar sistemas CR ou DR. O grande desafio dos sistemas que produzem imagens digitais é alcançar uma boa resolução em contraste em doses aceitáveis; manter um pixel máximo em $100 \mu\text{m}$ em pitches cada vez menores; e manter o maior tamanho possível do detector, habilitando-o a obter imagens de mamas grandes. Mesmo com a busca por parte de todos os fabricantes de um desenvolvimento destes equipamentos, novas técnicas vêm sendo desenvolvidas para aprimorar a detecção prematura de câncer de mama, na tentativa de redução de diagnósticos errados.

Tomossíntese

Tomossíntese digital é uma técnica de imagem que adquire múltiplas imagens da mama, obtidas de diferentes angulações do tubo de raios X, enquanto a mama permanece em posição constante. De acordo com publicações recentes¹⁷, a irradiação da mama é feita de tal forma que a dose de radiação resultante é igual às duas projeções obtidas para rastreamento em uma mesma mama. Com a utilização de diferentes algoritmos de reconstrução, a mama pode ser visualizada em múltiplos planos em várias profundidades paralelas à superfície do detector, o que pode reduzir o impacto de superposição do tecido. Além disso, pode haver reconstrução de imagens tridimensionais.

A tomossíntese baseada em imagens planas brevemente estará disponível por todos os fabricantes de unidades de mamografia digital. As unidades tridimensionais ainda precisam de avanço tecnológico e refinamento matemático para ser colocado no mercado.

Mamografia digital com reforço de contraste

Aproveitando a tecnologia de aquisição digital da imagem, foram desenvolvidas duas técnicas que utilizam a injeção intravenosa de um agente de contraste iodado em conjunção com um exame de mamografia:

- subtração temporal: uma imagem é adquirida em alta energia antes da injeção de contraste e outra depois da injeção, e as imagens são subtraídas. O sistema de mamografia digital tem que ser adaptado de modo que a sensibilidade da técnica de imagem para baixas concentrações de iodo seja maximizada. Dessa forma, uma nova faixa de tensões passa a ter interesse (45 a 49 kVp) e a compressão da mama já não tem a mesma importância, uma vez que pode comprometer o fluxo sanguíneo e deve-se evitar movimento durante a aquisição da sequência de imagens. O tempo longo de aquisição de imagens pode causar movimento da mama e artefatos na imagem resultante.
- dupla energia: explora a dependência energética da atenuação de materiais de diferentes composições na mama. Um par de imagens de alta e baixa energia é obtido após a injeção de meio de contraste e combinadas para que melhorem o contraste. O sistema de mamografia deve ser alterado de forma que o espectro produzido tenha energias acima da borda K do iodo (33,2 keV). O protótipo produzido pela GE Healthcare

utiliza um filtro adicional de cobre para a obtenção do espectro desejado. As doses para estas avaliações são estimadas entre 20 a 50% maiores do que para mamografia convencional.

Tomografia computadorizada

Na tomografia computadorizada, há uma busca para que, ao se adquirir uma imagem, cada elemento de volume (voxel) tenha alta resolução e uma natureza isotrópica, isto é, dimensão igual nos três eixos espaciais, que pode ser definido como elemento ideal.

Na década de 1990 foi introduzido o equipamento de tomografia computadorizada (TC) helicoidal, o que constituiu um passo fundamental para o desenvolvimento das técnicas de obtenção de imagem de TC. Em um primeiro momento, o volume de dados poderia ser adquirido sem erro de registro de detalhes anatômicos. Isso orientou o desenvolvimento de técnicas de processamento de imagem tridimensional, tais como reformatação multiplanar, projeção de intensidade máxima, visualização de superfícies sombreadas e técnicas de representação de volume, que têm se tornado um componente vital de imagem médica atualmente. Para muitos cenários clínicos, portanto, a TC helicoidal com um único corte, com rotação do gantry de 1 s, é incapaz de preencher todos os requisitos da busca do elemento ideal. Enquanto a resolução no plano da imagem de TC depende da geometria do sistema e do software de reconstrução selecionado pelo usuário, a resolução longitudinal (eixo z) ao longo do eixo do paciente é determinada pela largura do corte colimado e do algoritmo de interpolação helicoidal. O uso de uma espessura de 5 a 8 mm resulta em um erro entre resolução longitudinal e resolução no plano, que chega de 0,5 a 0,7 mm, dependendo do software de reconstrução. Então, com TC helicoidal com único corte, o ideal de resolução isotrópica pode ser alcançado para faixas de varredura muito limitadas.

Em 1998, muitos fabricantes introduziram o sistema de TC com fileiras de multidetektors, que proporcionou considerável melhoria na velocidade de varredura e na resolução longitudinal, e melhor utilização da radiação X empregada¹⁸. Aquisições simultâneas de *m* cortes resulta em um aumento de *m*-vezes na velocidade, se todos os parâmetros se mantiverem constantes (por exemplo, espessura de corte). Esse aumento de desempenho no TC com fileiras de multidetektors permitiu a otimização de uma variedade de protocolos clínicos. O tempo de exame para protocolos padrão pode ser reduzido substancialmente, o que provou ser de imediato benefício clínico para um rápido e compreensivo estudo de pacientes com trauma e não-cooperativos. Alternativamente, a faixa de varredura que pode ser coberta dentro de um certo tempo foi estendida em um fator de *m*, o que é relevante para estadiamento oncológico ou para angiografia com TC com cobertura estendida (por exemplo, extremidades inferiores). O benefício clínico mais importante, portanto, provou ser a habilidade de varrer um dado volume anatômico dentro de um dado tempo de varredura com substancial redução na

espessura do corte em resolução longitudinal aumentada *m* vezes. Por causa disso, o objetivo de resolução isotrópica foi alcançado para muitas aplicações clínicas.

Como um próximo passo, a introdução de um sistema de oito fileiras de detektors, em 2000, permitiu menores tempos de varredura, mas ainda não permitiu resolver o problema da resolução longitudinal. A introdução do TC com 16 fileiras de detektors tornou possível a aquisição rotineira de grandes volumes anatômicos com resolução longitudinal isotrópica em submilímetros e tempos menores que 10 s para 300 mm de cobertura. Enquanto a resolução espacial não foi melhorada substancialmente, as duas principais vantagens do TC multi-detektors são: uma resolução realmente isotrópica no plano e um tempo de aquisição curto, que possibilita exames de alta qualidade em pacientes muito debilitados.

Atualmente, novas edições de TC com 32, 40 (em combinação com refinadas técnicas de amostragem no eixo Z) e 64 fileiras de detektors estão em uso. Alguns serviços utilizam os equipamentos de 128, 256 e até 320 fileiras. Portanto, em contraste com o TC helicoidal, o desempenho clínico melhora apenas incrementalmente, com o aumento no número de detektors. Os benefícios clínicos reais para a utilização de equipamentos cada vez mais rápidos terão que ser cuidadosamente considerados na luz do esforço técnico necessário e custo, principalmente em dose ao paciente.

Com esta rápida evolução tecnológica, a exposição do paciente em TC e os danos potenciais resultantes ganham considerável atenção. Tipicamente, a dose efetiva ao paciente para protocolos de TC pode chegar a valores entre 1 a 2 mSv para cabeça, 5 a 7 mSv para tórax, e 8 a 11 mSv para abdômen.

De acordo com Verdun¹⁹, o risco de morte por câncer de um paciente adulto que passa por um exame de CT é de 0,12 % para cada passo de varredura em um exame de abdômen. Com este dado, deve-se pensar que todos os protocolos devem passar por constante otimização.

Controle de qualidade

Com a crescente evolução tecnológica, os programas de controle de qualidade precisam passar por revisões constantes para sempre avaliar e implementar seu principal objetivo: melhor qualidade de imagem com a menor dose possível a todos os envolvidos no processo diagnóstico. Com isso, para os equipamentos que utilizam fósforos fotoestimuláveis (sistemas CR) existe a publicação da American Association of Physicists in Medicine (AAPM Report 93²⁰), que orienta a implementar os testes da Tabela 1 em sistemas CR. Também o Protocolo Español de Control de Calidad²¹ solicita alguns testes que devem ser realizados nestes sistemas.

Com estes novos sistemas há uma dificuldade de avaliação em serviços sem filmes do tamanho do ponto focal. Uma vez que tanto as placas CR quanto o detector DR

Tabela 1. Testes recomendados para sistemas CR

Testes	Verificação
Ruído no IP não irradiado	O sistema de apagamento deve ser capaz de eliminar qualquer sinal no IP. Assim, ao verificar o ruído no IP não irradiado, pode-se perceber o ruído inerente.
Uniformidade	Verifica a resposta apropriada dos IPs a uma exposição incidente alta. A alta exposição não deve saturar a resposta ADC (por exemplo, todos os pixels com valor de 4.095).
Calibração do indicador de exposição	É um método equivalente à verificação da velocidade radiográfica para uma dada exposição. A exposição de 1 mR é utilizada para estabelecer a precisão do "índice de exposição". É como se fosse calibrar o indicador.
Linearidade de resposta	Este teste determina a resposta do detector e sistemas de leitura para pelo menos três décadas de variação de exposição.
Função do feixe laser	Verificação da estimulação do feixe laser para transformar a imagem latente em sinal elétrico.
Uniformidade e limite de resolução	Testes de resolução espacial incluem medições de limite de resolução periférico e central em cada tamanho de IP. Alguns apresentam resolução diferente para cada tamanho: 35 x 35 cm ² : 2,5 pl/mm (200 µm) 24 x 30 cm ² : 3,3 pl/mm (150 µm) 18 x 24 cm ² : 5,0 pl/mm (100 µm)
Sensibilidade de baixo contraste	Habilidade de responder a pequenas quantidades de radiação. A sensibilidade de contraste deve ser melhorada com o aumento da exposição.
Precisão do ciclo de apagamento	A habilidade de reutilizar os IPs sem sinais residuais de exposições anteriores é importante.
Função do feixe laser	Verificar a integridade da varredura, quebras de sinal e jitter.
Armazenamento	Avaliação da unidade: verificação de velamento na placa CR.

Tabela 2. Testes recomendados para sistemas DR²¹

Testes	Verificação
Razão sinal ruído	Deve-se obter imagem de um objeto uniforme e estabelecer a relação entre valor médio do pixel dentro da imagem do objeto e seu fundo, considerando o ruído (desvio padrão do valor médio do pixel do objeto).
Razão contraste ruído	Deve-se obter imagem de um objeto uniforme e estabelecer a relação entre valor médio do pixel dentro da imagem do objeto e seu fundo, considerando o ruído tanto da imagem do objeto quanto do fundo.
Resolução espacial	Utilizam-se dispositivos com padrões de barras para determinar quantos pares de linha/mm é possível identificar.
Resolução de contraste	Uma vez que o contraste é afetado por vários parâmetros, essa verificação é um método para detectar uma faixa em que o sistema pode falhar.
Contraste detalhe	Verifica-se o limite de visibilidade para um dado contraste.
MTF	Utiliza-se um dispositivo de teste com distribuição de frequências conhecidas, no qual se relaciona o sinal em regiões com pares de linhas conhecidos.
Uniformidade	Verifica-se se existem pixels que não possuem sinal, ou mesmo agrupamentos de pixels.
Artefatos	Um dos principais artefatos é o aparecimento de ghost na imagem. A verificação é muito simples.
Distorção geométrica	Pode-se verificar distorção por medições de distâncias horizontais e verticais.

não possuem resolução espacial comparada aos filmes, e como alguns dispositivos de teste são baseados em resolução espacial por pares de linhas, devem-se aplicar outros critérios de análise para estimar o tamanho do ponto focal. O mais indicado seria a utilização de padrão fenda, porém deve-se atentar às dificuldades de alinhamento para obter a informação mais precisa. Da mesma maneira, deve-se verificar se os métodos mais difundidos para verificação do alinhamento das grades antiespalhamento são possíveis de se aplicar aos novos sistemas.

Em mamografia, várias publicações^{22,23} têm auxiliado na evolução dos PGQs para que realmente se possa atuar na qualidade de imagem e controle de doses aos pacientes em equipamentos CR e DR. Os sistemas DR comercialmente disponíveis ainda possuem os procedimentos de CQ muito dependentes do fabricante do

equipamento, uma vez que cada um adota um sistema de aquisição de imagem diferente. Porém, recomendam-se, no mínimo, testes que verifiquem os parâmetros mostrados na Tabela 2. Os demais tipos de equipamentos, como tomossíntese ou dupla energia, ainda não possuem publicações acerca de como desenvolver procedimentos padronizados de avaliação de qualidade de imagem e dose, e de forma rápida e eficiente.

Outra grande dificuldade em implementar processos de otimização de qualidade de imagem e dose diz respeito à tomografia computadorizada, pois com os equipamentos multidetetores, o CTDI tem sido muito questionado em termos de índice de dose. Quão representativo é em termos da dose real ao paciente nos exames tomográficos? Além disso, como verificar as grandezas de imagem em um equipamento com 128, 256 ou mesmo 320 cortes? O

Quadro 1. Testes de qualidade típicos em tomografia computadorizada

Padrão de dose ao paciente: abdômen, crânio, coluna
Verificação da posição do objeto de teste e alinhamento
Precisão do sistema de alinhamento luminoso
Espessura de corte
Incrementos entre cortes
Exatidão e incremento de posicionamento da mesa
Contraste de alvos esféricos
Linearidade de número CT
Resolução espacial de alto contraste
Resolução de baixo contraste
Razão Sinal Ruído e ruído na imagem
Uniformidade do número CT
Calibração e uniformidade do número CT no ar
Não uniformidade integral
Avaliação da inclinação do gantry

volume de imagens a ser avaliada no CQ passa ser muito grande e o tempo de análise, proporcional. Um teste de qualidade típico em TC deveria conter no mínimo as avaliações mostradas no Quadro 1.

O físico habituado a avaliar TC percebe que, para se extrair as informações necessárias quando se altera a tecnologia adotada, muito estudo deve ser realizado, mesmo porque, como para sistemas CR em radiologia convencional cada fabricante adota um projeto, aumenta a quantidade de procedimentos a serem avaliados e imagens a serem interpretadas.

Todas estas modalidades de equipamentos visualizam as imagens digitais em monitores, que passam a ter importância fundamental na obtenção do diagnóstico. Assim, estes precisam ser avaliados com muito critério²⁴. Os principais testes a serem implementados para verificação de performance destes monitores utilizam padrões de imagem que são disponibilizados pela AAPM na rede de computadores e estão apresentados no Quadro 2.

Discussão e conclusão

O principal problema com o qual o físico médico pode se deparar atualmente é a velocidade com que as tecnologias se desenvolvem. O controle de qualidade com a missão de verificar as doses aos pacientes e aos trabalhadores ocupacionalmente expostos se depara com este desafio, porque para processos de otimização há necessidade de se conhecer os mecanismos de obtenção da imagem para que se interfira positivamente no resultado do diagnóstico.

Após a implementação da Portaria MS 453/98, muito esforço foi feito para se oferecer qualidade aos serviços que tentavam se adequar às normas. Porém, a grande preocupação inicial foi no sentido de corrigir defeitos elétricos, mecânicos e geométricos dos equipamentos emissores de radiação. O que se tornou um grande problema foi

Quadro 2. Principais testes para avaliação de desempenho de monitores

Distorção geométrica da imagem no monitor.
Reflexão na tela do monitor.
Uniformidade da luminância.
Resposta de luminância e de contraste.
Resolução do monitor.
Ruído na imagem.
Velamento por reflexão interna da tela do monitor

a crença, de uma parcela da comunidade, de que se tratava de um controle de qualidade. Na verdade todo o estudo de doses, que é a função dos físicos nos processos, foi esquecido. Modalidades como mamografia, intervenção, tomografia computadorizada e toda a gama de exames pediátricos ficaram grandemente prejudicadas.

O futuro do controle de qualidade em radiologia diagnóstica, com equipamentos cada vez mais sofisticados, leva-nos a concluir que é fundamental o controle de doses em processos rotineiramente otimizados. A função da educação continuada dos físicos médicos que atuam na área deve prever exatamente a discussão deste aspecto pouco abordado em serviços de diagnóstico. Há uma profunda necessidade de que o PGQ seja menos documental e mais eficaz quanto a doses e melhores qualidades de imagem.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos editores pelo honroso convite.

Referências

1. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 1: general aspects. IEC 61223-1. 1st ed.; 1993.
2. Secretaria de Estado da Saúde. Resolução SS 625/94, de 14 de dezembro de 1994. In: Diário Oficial do Estado. Norma técnica que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante no âmbito do Estado de São Paulo. São Paulo: Secretaria de Estado da Saúde; 1994.
3. Brasil. Ministério da Saúde. Portaria MS 453/98, de 02 de junho de 1998. In: Diário Oficial da União. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde. Brasília, DF: Ministério da Saúde; 1998.
4. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KF, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics*. 2007;27(3):675-86.
5. Krupinski EA, Williams MB, Andriole K, Strauss KJ, Applegate K, Wyatt M, et al. Digital radiography image quality: image processing and display. *J Am Coll Radiol*. 2007;4(6):389-400.
6. Cowen AR, Kengyelics SM, Davies AG. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol*. 2008;63(5):487-98.
7. Cowen AR, Davies AG, Kengyelics SM. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol*. 2007;62(12):1132-41.

8. Yaffe MJ, Rowlands JA. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol.* 1997;42(1):1-39.
9. Persliden J. Digital radiology and the radiological protection of the patient. *Eur Radiol Syllabus.* 2004;14(1):50-8.
10. Wolbarst AB, Zamenhof RG, Hendee WR. *Advances in Medical Physics 2006*, Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing; 2006.
11. Maidment ADA. Quality control issues for computed and direct radiography. In: Reiner BI, Siegel EL, Carrino JA. *Quality assurance: meeting the challenge in the digital medical enterprise*. Great Falls, Virginia: Society for Computer Applications in Radiology; 2002. p. 9-27.
12. Lança L, Silva A. Digital radiography detectors: a technical overview: part 1. *Radiography.* 2009;15(1):58-62.
13. Monnin P, Gutierrez D, Bulling S, Lepori D, Valley JF, Verdun FR. Performance comparison of an active matrix flat panel imager, computed radiography system, and a screen-film system at four standard radiation qualities. *Med Phys.* 2005;32(2):343-50.
14. Fernandez JM, Ordiales JM, Guibelalde E, Prieto C, Vañó E. Physical image quality comparison of four types of digital detector for chest radiology. *Radiat Prot Dosimetry.* 2008;129(1-3):140-3.
15. Rong JX, Shaw CC, Johnston DA, Lemacks MR, Liu X, Whitman GJ, et al. Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flat-panel, CCD, CR, and screen/film. *Med Phys.* 2001;29(9):2052-61.
16. Fass L. Imaging and cancer: a review. *Mol Oncol.* 2008;2(2):115-52.
17. Schulz-Wendtland R, Fuchsjäger M, Wacker T, Hermann KP. Digital mammography: an update. *Eur J Radiol.* In press 2009.
18. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology.* 2005;253(3):756-73.
19. Verdun FR, Gutierrez D, Schnyder P, Aroua A, Bochud F, Gudinchet F. CT dose optimization when changing to CT multi-detector row technology. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2007;36(4):176-84.
20. American Association of Physicists in Medicine. *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. American Association of Physicists in Medicine One Physics Ellipse, College Park, AAPM Report 93, 2006.
21. Sociedad Española de Física Médica – Sociedad Española de Protección Radiológica. *Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico*, 2002.
22. Perry N, Broeders M, De Wolf C, Törnberg S, Holland R, Von Karsa L. *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. 4th ed. Bélgica: European Communities; 2006.
23. NHS Breast Screening Programme (NHSBSP) *Routine quality control testes for full field digital mammography systems*. Prepress Projects Ltd, Perth, UK, 2007
24. American Association of Physicists in Medicine. *Assessment of display performance for medical imaging systems*. American Association of Physicists in Medicine One Physics Ellipse, College Park, AAPM Report 03, 2005.