

O sistema Tube and Grid Alignment da CARESTREAM fornece melhor qualidade de imagem e técnicas consistentes para radiografia de diagnósticos portáteis

As grades anti-dispersão aprimoram qualidade da imagem

A radiação dispersa é um contributo principal para a qualidade reduzida da imagem na radiografia de diagnóstico. As grades anti-dispersão, quando alinhadas corretamente, fornecem um meio efetivo para reduzir a dispersão [1-6]. A transmissão

preferencial dos raios X principais versus dispersos aprimora a relação contraste-para-ruído (CNR). A figura 1 mostra um par de imagens do tórax portáteis de um paciente da UCI com e sem grades, e sob as mesmas condições de exposição. Comparando as duas imagens, o aprimoramento do contraste com grades é significativo.

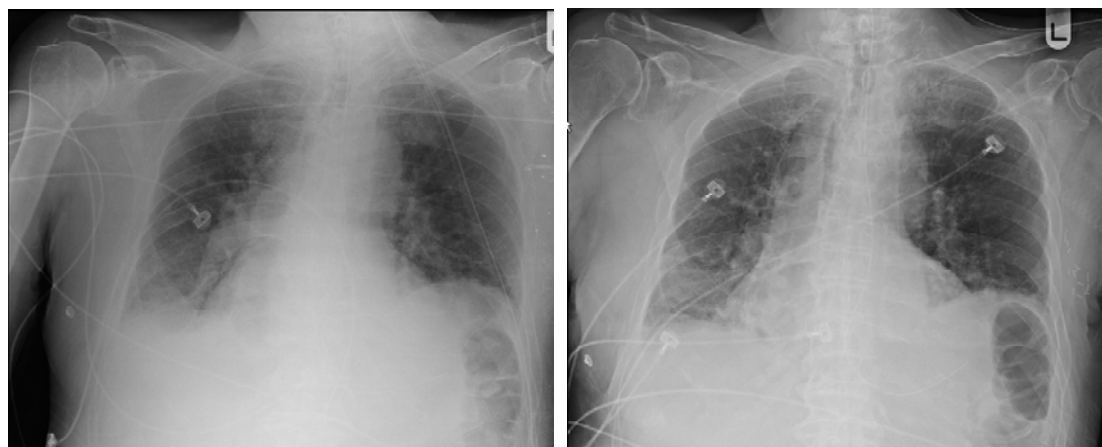


Figura 1 -- Comparação das imagens do tórax portáteis capturadas de um paciente da UCI sem (esquerda) e com (direita) grade anti-dispersão

Os benefícios da grade podem ser realizados com incrementos de menos exposição na radiografia digital

O fator de Bucky é recíproco da penetração de raios X total através da grade anti-dispersão. O sistema de tela-filme analógico tem uma resposta de sensitometria fixa. Quando é usada uma grade, um incremento da técnica do fator de Bucky foi necessário para garantir exposição suficiente para produzir uma

imagem de filme com densidade e contraste corretos para diagnósticos.

Os benefícios das grades anti-dispersão podem ser realizados na radiografia digital (DR) com menos incrementos da técnica de exposição do que seria indicado pelos fatores de Bucky tradicionais [7]. Isso é devido a DR não ter uma resposta de sensitometria fixa; o contraste e brilho globais de uma imagem de DR podem ser modificados arbitrariamente pelo processamento de imagem digital. Os sistemas DR têm,

Documento técnico | Sistema de raios X portátil CARESTREAM DRX-Revolution

fundamentalmente, ruído limitado – em uma vasta gama de níveis de exposição para o paciente, a qualidade da imagem é determinada por CNR da anatomia na imagem capturada. As grades anti-dispersão podem aprimorar CNR da imagem com uma despesa menor da transmissão de raios X principal reduzida. Isso sugere que possa ser requerido algum incremento da técnica de exposição para compensar a atenuação de raios X principal, mas geralmente em um nível menor que o fator de Bucky.

Desafios no uso de grades para radiografia portátil

O uso da grade na radiografia portátil é, frequentemente, esporádica e inconsistente. Isso causa maior variabilidade na qualidade da imagem, e um número maior de radiografias de menor qualidade do que as capturadas no departamento de radiologia que são fornecidas para interpretação.

A partir da perspectiva do técnico de radiografia, o uso de grades para exames portáteis envolve várias implicações de fluxo de trabalho que consomem tempo. Essas incluem a colocação e retirada de grades adicionais nos cassetes de raios X; os requisitos estritos para a posição e alinhamento corretos da fonte de raios X relativamente ao cassete atrás do paciente

para evitar corte na grade; a probabilidade incrementada das exposições repetidas serem requeridas devido ao artefato de corte da grade; e muito mais.

Além disso, há a falta de percepção de que as grades não são requeridas na radiografia digital devido ao incremento da exposição poder sobrepor-se ao nível de dispersão-ruído, e que esses ajustes no processamento da imagem, como manipulações na janela e nível, podem compensar suficientemente as perdas da qualidade que são introduzidas pela radiação dispersa. Com todas essas considerações em mente, parece haver pouca motivação para os técnicos usarem grades na radiografia digital portátil.

Sistema Tube and Grid Alignment do DRX-Revolution

O sistema Tube and Grid Alignment (TGA) da CARESTREAM para o sistema de raios X móvel DRX-Revolution da CARESTREAM fornece diretrizes para o técnico de radiografia para o alinhamento correto da fonte de raios X relativamente à grade/detector. Este recurso opcional integra-se sem problemas no sistema DRX-Revolution – não são necessárias etapas operacionais adicionais no fluxo de trabalho normal (figura 2).

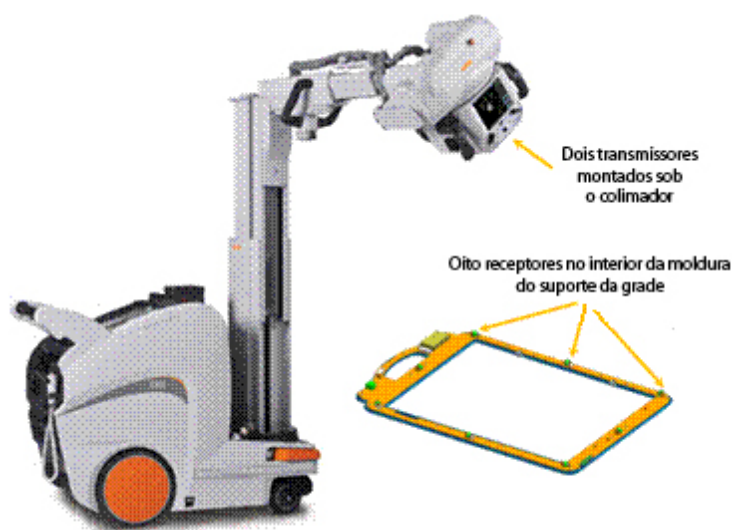


Figura 2 – O DRX-Revolution e os esquemas do sistema Tube and Alignment opcional. Os transmissores de alinhamento da grade estão dentro do conjunto do tubo suspenso, e os receptores estão no suporte da grade.

Documento técnico | Sistema de raios X portátil CARESTREAM DRX-Revolution

O TGA da Carestream ajuda os técnicos de radiografia a alcançarem a melhor qualidade de imagem e uma técnica consistente de criação de imagens para os exames portáteis. Ele detecta automaticamente a posição da fonte dos raios X para o suporte da grade/detector, e então relata a quantidade de deslocamentos da fonte de raios X do alinhamento apropriado (Figura 3). Os deslocamentos estão presentes em tempo real no visor do tubo suspenso em direções separadas para cima/baixo, esquerda/direita e entrada/saída. O status do alinhamento fica verde quando o TGA decide que a fonte de raio X está dentro da gama otimizada da operação da grade, específica para a distância da fonte do alvo à grade (SGD).

Visão geral da tecnologia de alinhamento

O TGA usa vários campos eletromagnéticos para triangulação da posição. São montados dois transmissores sob o colimador de raios X para gerarem campos eletromagnéticos, e são instalados um total de oito receptores dentro do suporte da grade ao redor da grade/detector para detectar os campos a partir dos transmissores (figura 2). Os transmissores usam bobinas magnéticas para sintetizarem campos magnéticos que são funcionalmente os mesmos dos ímãs da barra permanente e de giro (figura 4). Os receptores detectam a fase e a intensidade do campo magnético de giro e, então, cada um gera um sinal único de seno-onda (figura 5).



Figura 3 – O visor do tubo suspenso no sistema DRX-Revolution relata as informações da fonte de raios X em tempo real e a posição da grade/detector para o alinhamento correto.

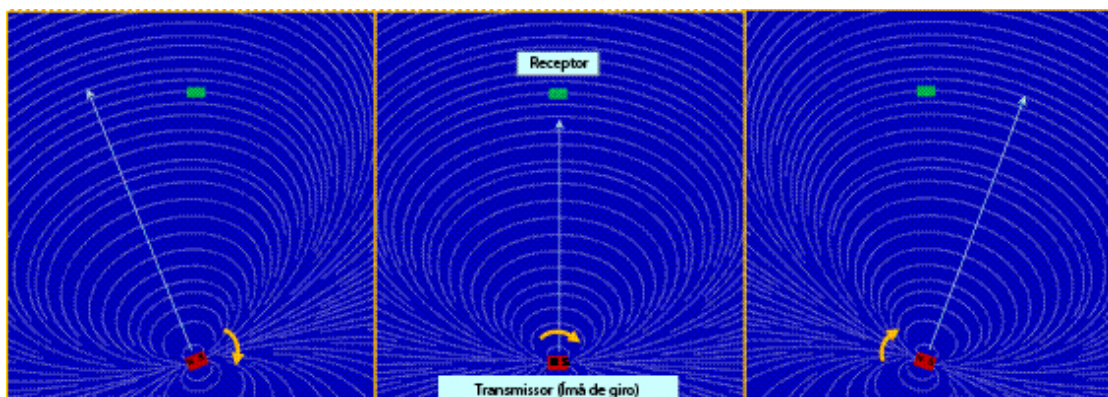


Figura 4 – O sistema Tube and Grid Alignment funciona detectando a intensidade e a fase dos campos magnéticos de giro sintetizados. Esses diagramas mostram três exemplos das posições relativas diferentes entre um transmissor e um receptor.

Documento técnico | Sistema de raios X portátil CARESTREAM DRX-Revolution

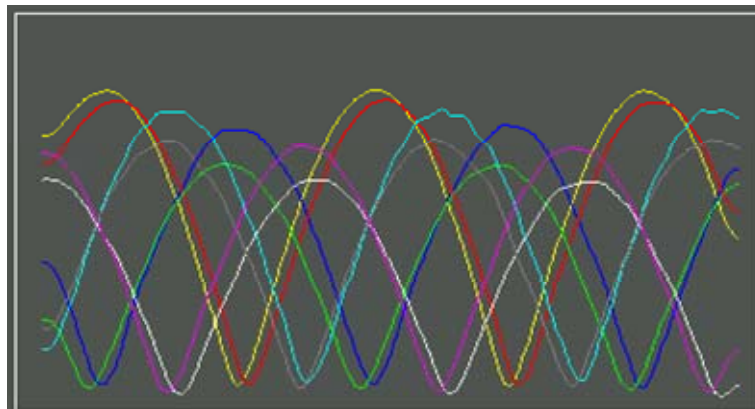


Figura 5 – Uma imagem dos sinais do campo magnético detectados a partir dos oito receptores

Os modelos matematicamente sofisticados são criados dentro do software para decodificarem as informações do seno-onda do receptor. A magnitude e fase da onda do seno de cada receptor são extraídas a partir dos sinais eletrônicos e, depois, comparadas com seus valores teóricos esperados, que são calculados com base em uma suposição inicial da geometria entre a fonte de raios X e o suporte/detector da grade. Um erro total é obtido a partir das diferenças a comparação de todos os receptores. Um erro total diferente de zero indica que a suposição da geometria inicial está incorreta, para a qual os ajustes finos são efetuados e o processo do cálculo é reiterado. A posição da fonte de raios X é melhor avaliada quando o erro total é minimizado. Finalmente, o valor avaliado da posição é comparado com o intervalo otimizado da grade-funcionamento, e os deslocamentos da fonte de raios X a partir do alinhamento correto são apresentados no visor do tubo suspenso.

Os transmissores do alinhamento da grade usam sinais de frequência de rádio (RF) modulados pela amplitude para um intervalo de operação estendido e uma relação aprimorada de sinal para ruído. A corrente em turbilhão pode ser induzida pelos sinais de RF do transmissor no material metálico que está próximo dos receptores. A corrente em turbilhão introduz ondas eletromagnéticas secundárias que podem influenciar negativamente a precisão dos resultados de

alinhamento da grade. Para ultrapassar este problema, podem ser selecionados tipos de cama diferentes na GUI do software para compensar melhor a interferência.

Especificamente, a seleção do tipo de cama (unidades de cuidados intensivos versus departamentos de emergência) é baseada principalmente na espessura do colchão no topo das molduras metálicas da cama.

Definição da gama otimizada da operação da grade

A grade criada dentro do suporte da grade tem uma distância focal do centro de 112 cm, uma relação da grade de 8:1 e uma resolução de frequência de 80 linhas por centímetro.

O intervalo otimizado da operação da grade criada dentro do software TGA é determinado pelo requisito de desempenho mínimo para o aprimoramento da qualidade da imagem. O desempenho da grade é caracterizado em termos do fator de aprimoramento da relação do sinal para ruído (SIF)[8]. Quanto maior for o valor de SIF, melhor o desempenho. O benefício de usar a grade reduz quando o valor de SIF é igual a 1.0. O intervalo otimizado de funcionamento da grade em um determinado SGD é definido como o mau alinhamento máximo lateral permitido (na direção da linha da grade) na posição de origem dos raios X, em que o valor mínimo de SIF na área de criação de imagens do detector deve ser maior que 1.0.

Documento técnico | Sistema de raios X portátil CARESTREAM DRX-Revolution

Resumo

As grades anti-dispersão aprimoram a qualidade da imagem radiográfica, e o benefício do uso da grade pode ser realizado na radiografia digital com menos incrementos de técnica de exposição.

O sistema Tube and Grid Alignment da CARESTREAM para o DRX-Revolution está totalmente integrado no fluxo normal do técnico de radiografia, e fornece diretrizes fáceis e intuitivas para o alinhamento da fonte de raios X para obter uma qualidade de imagens consistente e otimizadas.

Referências

1. H.-P. Chan, K. L. Lam, and Y. Wu, "Studies of Performance of Anti-Scatter Grids in Digital Radiography: Effect on Signal-to-Noise Ratio," *Medical Physics*, 17(4), 655-664 (1990).
2. L. N. Rill, L. Brateman and M. Arreola, "Evaluating Radiographic Parameters for Mobile Chest Computed Radiography: Phantoms, Image Quality and Effective Dose," *Medical Physics*, 30(10), 2727-2735 (2003).
3. D. W. Anderson, "Introduction of Grids to Mobile ICU Radiography in a Teaching Hospital," *British Journal of Radiology*, 79, 315-318 (2006).
4. J. C. Wandtke, "Bedside Chest Radiography," *Radiology*, 190:1-10 (1994).
5. M. D. Carlin, R. M. Nishikawa, H. MacMahon and K. Doi, "The Effect of X-ray Beam Alignment on the Performance of Anti-Scatter Grids," *Medical Physics*, 23(8), 1347-1350 (1996).
6. H. MacMahon, "Digital Chest Radiography: Practical Issues," *Journal of Thoracic Imaging*, 18, 138-147 (2003).
7. D. H. Foos, D. F. Yankelevitz, X. Wang, W. J. Sehnert, J. Yorkston, C. I. Henschke, "The Bucky Stops Here: Redefining the Bucky Factor for Digital Portable Chest Radiography," *United Kingdom Radiological Congress 2012* (<http://profile-e posters.co.uk/eposter/action/view/layout/2/id/284>).
8. "Diagnostic X-ray Imaging Equipment – Characteristics of General Purpose and Mammographic Anti-Scatter grids," IEC-60627, 2001.