



Estudo da otimização da radiografia digital através da razão sinal-ruído diferencial (SdNR)

Aline S. S. Saddock, Janaína P Candeias, Davi F Oliveira e Ricardo T Lopes
Laboratório de Instrumentação Nuclear – COPPE/UFRJ
Rio de Janeiro, RJ, 21945-972, Brasil,
2562-7311
aline@lin.ufrj.br

Resumo

A transição da operação analógica para a digital sofrida pela radiografia, introduziu novas e importantes mudanças no modo em que as imagens digitais são adquiridas e exibidas. Atualmente, existem diversos sistemas de aquisição da imagem digital, como, por exemplo, a radiografia computadorizada, a qual utiliza os *Image Plates* (IP). Uma maneira de avaliar a qualidade da imagem é a razão sinal-ruído diferencial (SdNR). Este parâmetro permite correlacionar o sinal e o ruído à visualização dos detalhes da imagem, permitindo não somente a avaliação da relação sinal ruído, mas também como esta razão está interferindo na imagem. Assim, quanto maior for a SdNR, maior a qualidade de visualização de detalhes que a imagem apresentará. Contudo, para comparar diferentes técnicas radiográficas através deste sistema é preciso também calcular a Figura de Mérito (FOM), que neste caso é dado pelo quadrado da SdNR por unidade de dose. Este trabalho tem como objetivo estudar uma técnica capaz de otimizar a imagem digital, através da utilização de *Image Plates* (IP). O método proposto neste trabalho consiste em fazer medidas experimentais da razão sinal ruído diferencial (SdNR) e, conseqüentemente, da figura de mérito (FOM) para um dado objeto que se pretende analisar. Variaram-se determinados parâmetros do sistema, como potencial aplicado, nível exposição e utilização de filtros na saída do tubo de raios X. Como resultado, foi obtida a SdNR para cada técnica, permitindo verificar o comportamento da FOM em cada uma delas.

1. Introdução

Nos últimos anos, a radiografia sofreu uma transição da operação analógica para a digital, já que esta última demonstrou uma conveniência operacional facilitada que não era praticável com o sistema analógico. Atualmente, existem diversos sistemas de aquisição da imagem digital, sendo um deles através do *Image Plate* (IP).

Os IPs são placas flexíveis feitas de BaFBr:E⁺² ou BaFI:E⁺², na qual o fósforo de sua composição tem propriedades especiais. Ele utiliza o processo de luminescência fotoestimulável (PSL), onde a energia do estímulo primário é armazenada e liberada após um segundo estímulo. Nessas placas, a aquisição da imagem ocorre em duas etapas, primeiramente há a criação da imagem latente e, em seguida, a transformação desta imagem latente em imagem radiográfica.

A criação da imagem latente no IP se baseia nos níveis de energia dos elétrons numa rede cristalina. No processo de obtenção do fósforo, são introduzidos no cristal, impurezas ou ativadores que criam níveis de energia entre a banda de valência e de condução, os chamados F-centros ou centros de cor. Com a exposição das partículas do fósforo à radiação ionizante, os elétrons excitados passam para um nível de energia mais alto, deixando atrás de si uma lacuna no íon de Eu^{2+} . Enquanto alguns desses elétrons imediatamente se recombinam e excitam o Eu^{2+} , que passa prontamente a emitir, outros ficam presos nos F-centros. A energia armazenada nesses pares elétron-lacuna é a base da imagem latente, que se conserva relativamente estável por várias horas.

A transformação da Imagem latente em imagem radiográfica é feita, geralmente, por laser de luz vermelha (700 nm). Ele é utilizado para estimular o fósforo, fazendo com que ele libere sua energia armazenada sob a forma de luz visível - PSL, cuja intensidade é diretamente proporcional ao número de fótons de raios X absorvidos pelo fósforo de armazenamento. Esses fótons são conduzidos através de um guia de luz a uma fotomultiplicadora, onde são transformados em um sinal eletrônico, que é amplificado e conduzido ao longo de um conversor analógico/digital. Por fim, como resultado, os *pixels* são reunidos numa imagem radiográfica.

A utilização de IPs introduziu novas e importantes mudanças no modo em que as imagens digitais são adquiridas e exibidas, trazendo com isso uma melhora da qualidade dessa imagem. Quando comparado com o filme convencional, suas características são bem superiores: altíssima sensibilidade; maior faixa dinâmica; linearidade superior; boa resolução espacial; além do fato dos dados digitais serem obtidos diretamente no computador para tratamento de imagens.

Uma maneira de avaliar a qualidade da imagem digital é a razão sinal ruído diferencial (SdNR). Tal grandeza foi proposta por Samei et al. (1), em 2005, para analisar imagens digitais médicas. Este parâmetro permite correlacionar o sinal e o ruído à visualização dos detalhes da imagem, permitindo não somente a avaliação da relação sinal ruído, mas também como esta razão está interferindo na imagem. Assim, quanto maior for a SdNR, maior a qualidade de visualização de detalhes que a imagem apresentará.

Contudo, o objetivo deste trabalho é comparar diferentes técnicas radiográficas e, para tal propósito, é necessário ainda o conhecimento da Figura de Mérito (FOM) que, neste caso, é dado pela razão do quadrado da SdNR pela dose. Assim, a proposta aqui apresentada é baseada nas características de sinal e do ruído da imagem digital e da exposição aplicada ao sistema.

2. Materiais e Métodos

2.1 Esquema Experimental

Para o estudo proposto será utilizado um sistema formado por uma fonte de raios X, o IP, um *scanner* CT Tower – GE, utilizado na leitura da placa e os programas Rhythm Acquire e Rhythm Review, utilizados na aquisição e no tratamento das imagens, respectivamente.

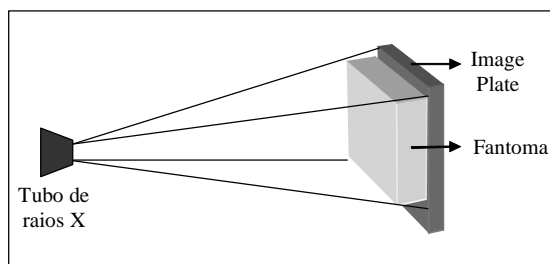


Figura 1 – Esquema Experimental utilizado

2.2 Corpos de Prova Analisados

Dois corpos de prova foram confeccionados e analisados, um de alumínio e o outro de aço, os quais estão apresentados nas Figuras 2 e 3, respectivamente. O corpo de prova de alumínio consiste em uma placa do material, de 10 mm de espessura, com quatro perfurações, representadas pelos detalhes 1, 2, 3 e 4, com profundidades de 1, 2, 3 e 4 mm, respectivamente. Sobre esta placa, foram colocadas 4 peças também de alumínio, representadas pelos detalhes 5, 6, 7 e 8, com espessuras de 1, 2, 3 e 4 mm, respectivamente. No centro da mesma foi posicionada ainda uma placa de chumbo (detalhe 9), de 20 mm de espessura (beam-stop), para corrigir a influência da radiação espalhada pelo material.

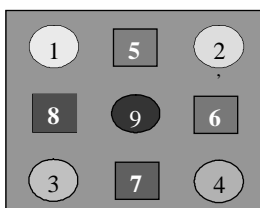


Figura 2 – Esquema do corpo de prova de alumínio.

O corpo de prova de aço foi confeccionado de maneira semelhante ao de alumínio. O mesmo consiste em uma placa do material, de 6 mm de espessura, também com quatro perfurações (detalhes 1, 2, 3 e 4) de profundidades variadas (1, 2, 3 e 4 mm, respectivamente) e com 4 peças (detalhes 5, 6, 7 e 8) de aço, com diferentes espessuras (1, 2, 3 e 4 mm, respectivamente), colocadas sobre o mesmo. Assim como no corpo de prova de alumínio, foi posicionado em seu centro um beam-stop (detalhe 9) de 14 mm de espessura.

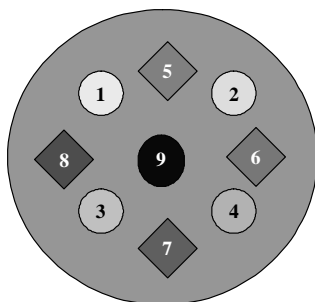


Figura 3 – Esquema do corpo de prova de aço.

2.3 Método de Otimização

A SdNR é utilizada para comparar a visualização de detalhes na imagem obtida com diferentes técnicas radiográficas. Esta grandeza pode ser obtida através do conhecimento do valor de intensidade dos pixels de uma específica região da imagem. Na Figura 3 está apresentada a imagem de um fantoma constituído por um detalhe inserido numa região circunvizinha.

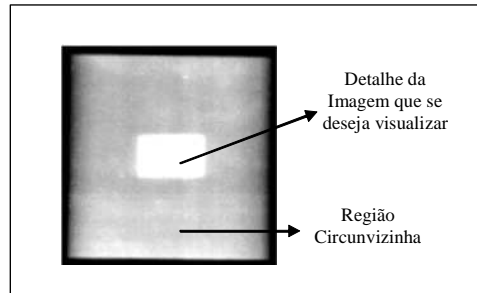


Figura 4 – Imagem digital de um dado fantoma.

Quando os detalhes a serem visualizados estão inseridos na região circunvizinha, utiliza-se o método da exposição simples e quando não estão, utiliza-se o método da exposição duplo. Para o método da exposição simples, SdNR é calculado através da equação:

$$SdNR = \frac{\langle L(i, j) \rangle - \langle B(m, n) \rangle}{\sigma_B} \quad (1)$$

onde, $L(i, j)$ e $B(m, n)$ são as intensidades médias da região do detalhe e da região circunvizinha, respectivamente, e σ_B é o desvio padrão também da região circunvizinha.

Utilizando o método de exposição duplo, o SdNR é calculado através da equação:

$$SdNR = \frac{\left\langle \frac{1}{\beta} [L_{W_0}(i, j) - L_W(i, j)] \right\rangle}{\sigma_B} \quad (2)$$

onde, $L_{W_0}(i, j)$ e $L_W(i, j)$ são as intensidades da região do detalhe sem e com o detalhe inserido, respectivamente, e σ_B é o desvio padrão estimado pela equação:

$$\sigma_B = \frac{\sigma'_B}{\sqrt{1 + \beta^{-2}}} \quad (3)$$

Tal que:

$$\sigma'_B = \sqrt{\frac{1}{(ixj)-1} \sum_{i,j} (B'(i, j) - \langle B'(i, j) \rangle)^2} \quad (4)$$

onde:

$$B'(i, j) = \frac{1}{\beta} B_{w0}(i, j) - B_w(i, j) \quad (5)$$

β é calculado por:

$$\beta = \left\langle \frac{B_{w0}(i, j)}{B_w(i, j)} \right\rangle \quad (6)$$

onde, $B_{w0}(i, j)$ e $B_w(i, j)$ são as intensidades da região do background sem e com o detalhe inserido, respectivamente.

Como dito anteriormente, para comparar diferentes técnicas radiográficas através da SdNR é preciso também calcular a FOM:

$$FOM = \frac{SdNR^2}{E} \quad (7)$$

onde E é o valor da exposição (ou dose) obtido em um plano de referência.

Os valores da SdNR e da FOM calculadas segundo a descrição acima, possuem a contribuição da radiação espalhada. A correção do espalhamento é feita através da equação:

$$SdNR_p^2 = \frac{SdNR^2}{1 - SF} \quad (8)$$

Na equação acima, $SdNR_p$ representa a razão diferencial sinal-ruído afetada somente pela radiação primária e SF é a fração de radiação espalhada, dada por:

$$SF = \beta \left\langle \frac{A_w(i, j)}{A_{w0}(i, j)} \right\rangle \quad (9)$$

onde, $A_{w0}(i, j)$ e $A_w(i, j)$ são as intensidades de radiação que chegam na região do *beam-stop*, sem e com a presença dos detalhes, respectivamente.

Como dito anteriormente, para comparar diferentes técnicas radiográficas através da SdNR é preciso também calcular a Figura de Mérito (FOM):

$$FOM = \frac{SdNR^2}{E} \quad (10)$$

onde E é o valor da dose (ou exposição) obtido em um plano de referência.

2.4 Procedimento Experimental

A metodologia deste trabalho consiste em realizar diversas exposições de cada corpo de prova, fazendo variar os parâmetros do sistema. Para ambos os corpos de prova foram variados os seguintes parâmetros: a tensão aplicada, a corrente selecionada, o tempo de exposição e os filtros utilizados na saída do tubo de raios X.

Para o corpo de prova de alumínio, a tensão aplicada foi variada de 30 a 50 kV em passos de 5 kV, a corrente de 1 a 5 mA em passos de 1 mA e o tempo de exposição de 10 a 50 s em passos de 10 s. Foram utilizados filtros de cobre com espessuras de 1,7 a 5,1mm.

Para o corpo de prova de aço, a tensão aplicada foi variada de 80 a 100 kV em passos de 5 kV, a corrente de 2 a 5 mA em passos de 1mA e o tempo de exposição de 10 a 50 s, em passos de 10 s. Foram utilizados filtros de cobre com espessuras de 0,5 a 2,1 mm.

Realizadas as medidas e feita a aquisição das imagens, foi obtido para cada técnica o valor da SdNR, permitindo assim verificar o comportamento da FOM em cada uma delas. Ou seja, possibilitando avaliar como cada parâmetro do sistema de medidas influencia na FOM.

3. Resultados

Adquiridas as imagens radiográficas dos corpos de prova analisado, foi possível obter os valores da FOM em cada técnica. A partir destes valores, foram construídos gráficos demonstrativos do comportamento da FOM em função da variação de cada parâmetro do sistema de medidas. Para cada um desses parâmetros variados, foram construídas duas curvas, uma para os detalhes inseridos e outra para os detalhes não inseridos.

Os resultados obtidos para o corpo de prova de alumínio estão apresentados nos gráficos das Figuras 5 a 8. Já para o corpo de prova de aço, os resultados são demonstrados nas Figuras 9 a 12. Uma primeira observação feita a partir da análise de todos os gráficos apresentados é de que a FOM aumenta com a espessura do detalhe. Ou seja, quanto maior é a profundidade dos detalhes inseridos, ou a altura dos não inseridos, maior é o valor da FOM.

As curvas da variação da FOM com a tensão aplicada ao sistema estão apresentadas na Figura 5. Para os detalhes não inseridos (a), a FOM atinge seu valor máximo em 35kV, já para os detalhes inseridos (b), este é atingido em 50 kV que é o valor máximo de tensão.

Na Figura 6 estão apresentadas as curvas da variação da FOM com a corrente, para os detalhes não inseridos (a) e para os inseridos (b). Em ambos os casos, a FOM é maior para uma corrente de 4 mA. Neste caso, a corrente é alta o suficiente para se visualizar os detalhes, mas é pequena o bastante para não se ter elevados níveis de dose.

O comportamento da FOM em função da variação do tempo de exposição está apresentado na Figura 7. Tanto para os detalhes não inseridos (a) quanto para os

inseridos (b), a FOM aumenta com o tempo de exposição, atingindo o valor máximo em 40 s. Portanto, apesar da dose aumentar com o aumento do tempo, a imagem adquirida no maior tempo foi a que teve melhor ponderação entre dose e qualidade de imagem.

Na Figura 8 estão apresentados os gráficos da variação da FOM com a espessura do filtro de cobre colocado na saída do tubo de raios X. Apesar do nível de dose ser inversamente proporcional à espessura do filtro, tanto para os detalhes não inseridos (a) quanto para os inseridos (b), a FOM é maior para baixos valores de espessura.

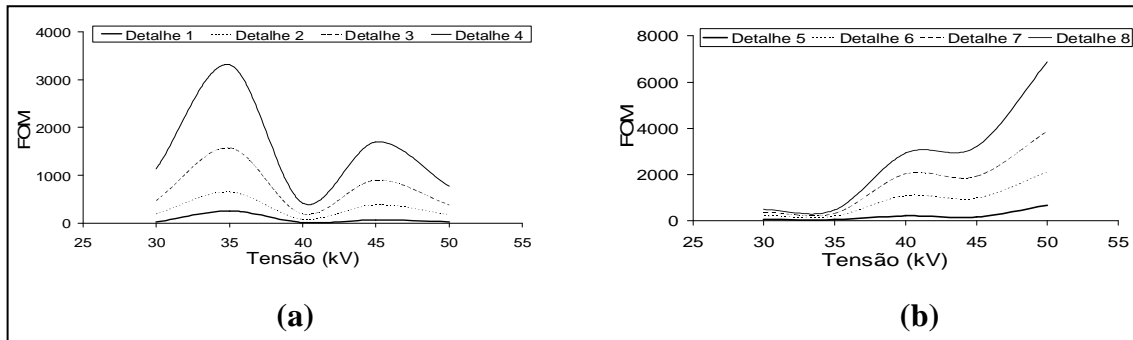


Figura 5. Gráficos da variação da FOM com a tensão aplicada para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de Al.

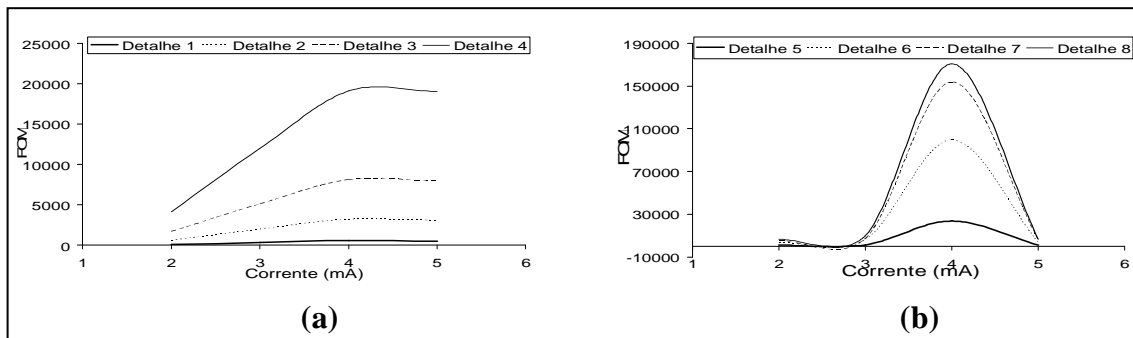


Figura 6. Gráficos da variação da FOM com a corrente selecionada para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de Al.

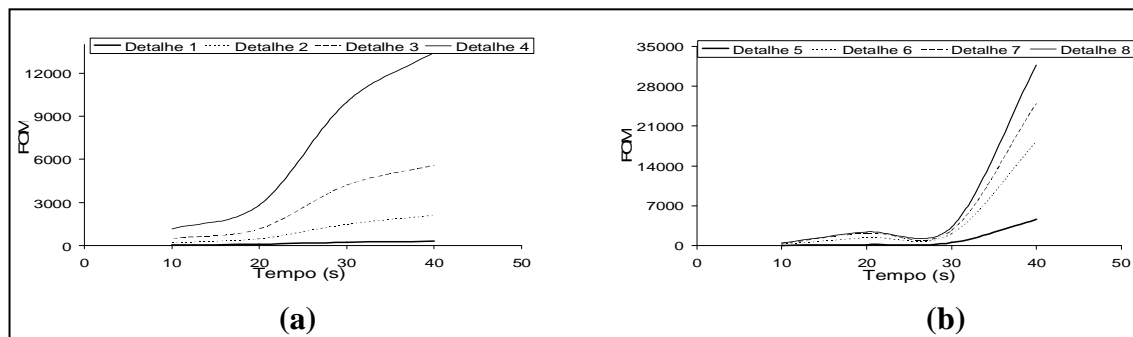


Figura 7. Gráficos da variação da FOM com o tempo de exposição para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de Al.

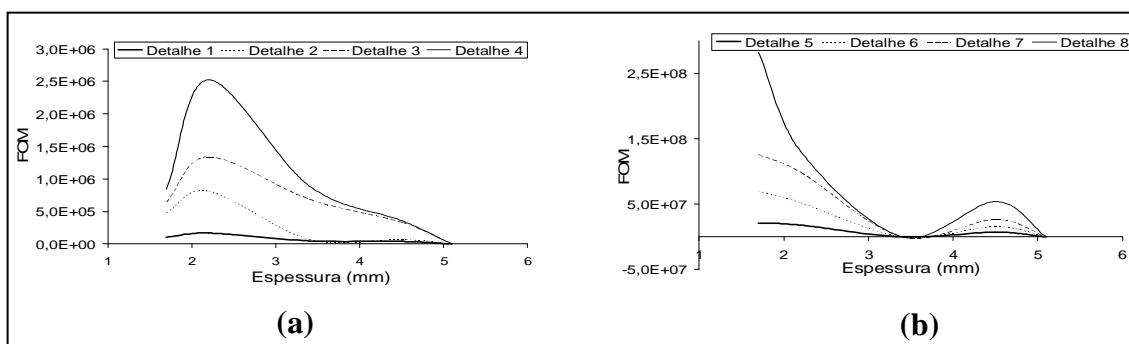


Figura 8. Gráficos da variação da FOM com a espessura do filtro de cobre para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de Al.

Na Figura 9 está apresentado o comportamento da FOM em função da variação a tensão aplicada ao sistema. Para os detalhes não inseridos (a), a FOM atinge seu valor máximo em 95kV, já para os detalhes inseridos (b), este é atingido para 85kV.

As curvas da variação da FOM com a corrente estão apresentadas na Figura 10. Tanto para os detalhes não inseridos (a) quanto para os inseridos (b) a FOM é maior para uma corrente de 3 mA. Este de corrente é explicado pelo fato da dose ser proporcional a mesma, ou seja, baixa corrente acarreta em baixa dose.

Na Figura 11 estão apresentados os gráficos da variação da FOM com o tempo de exposição. Para os detalhes não inseridos (a), a FOM atinge seu valor máximo em 20 s, já para os detalhes inseridos (b), este é atingido para 30 s. À medida que o tempo de exposição aumenta, a dose também aumenta, piorando a ponderação entre dose e qualidade de visualização de detalhes.

A variação da FOM com a espessura do filtro de cobre está apresentada na Figura 12. Seu valor máximo é atingido em 0,5 mm para os detalhes não inseridos (a) e em 1,3 mm para os inseridos (b).

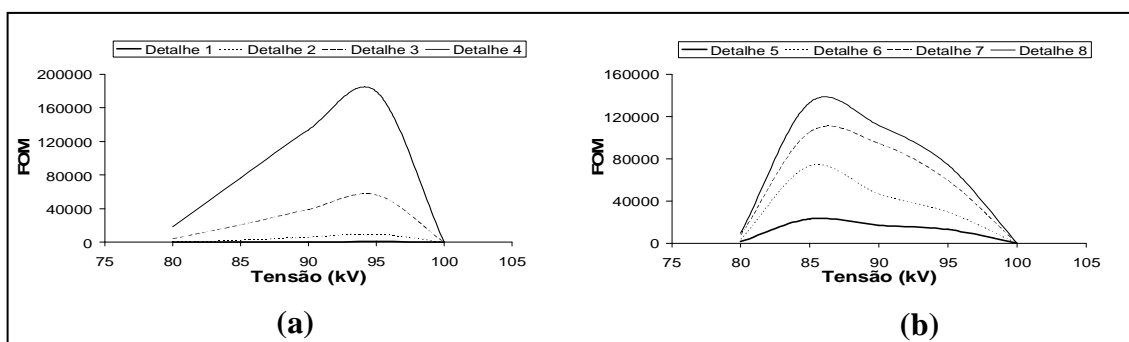


Figura 9. Gráficos da variação da FOM com a tensão aplicada para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de aço.

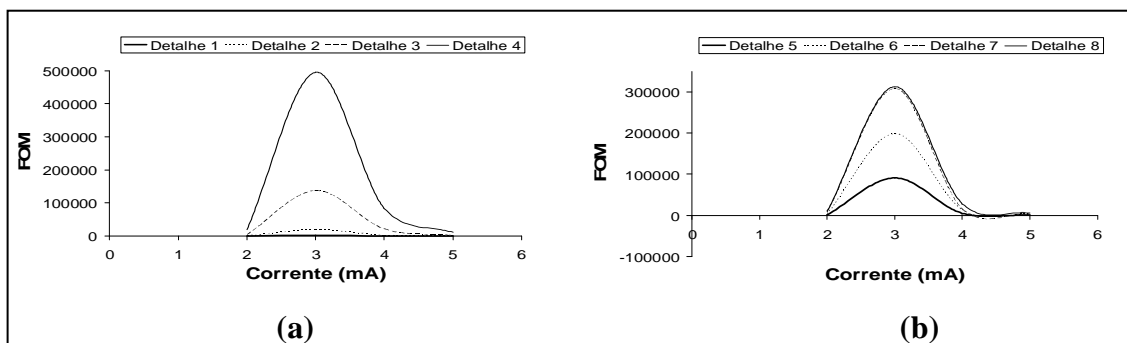


Figura 10. Gráficos da variação da FOM com a corrente seleccionada para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de aço.

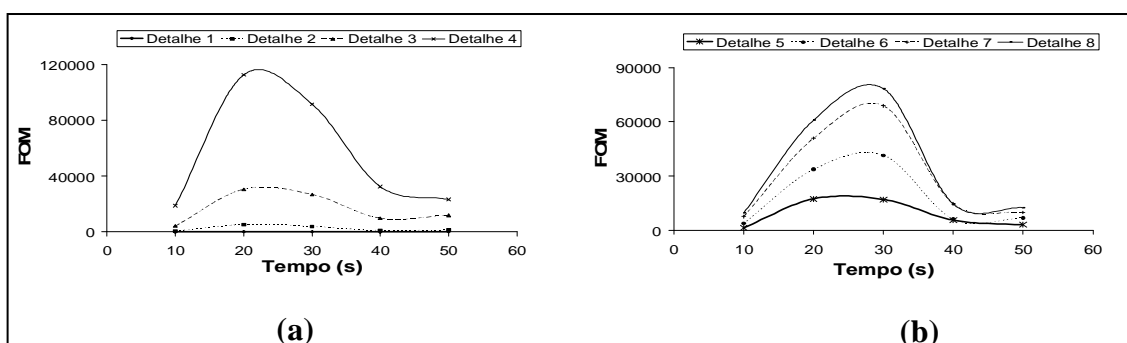


Figura 11. Gráficos da variação da FOM com o tempo de exposição para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de aço.

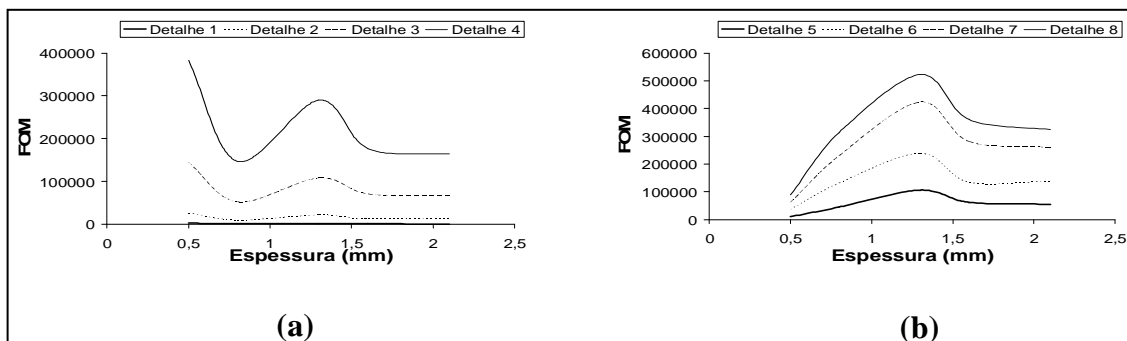


Figura 12. Gráficos da variação da FOM com a espessura do filtro de cobre para os detalhes (a) não inseridos e (b) inseridos, para a peça de aço.

4. Conclusões

O advento da radiografia digital aplicada à área industrial acarretou numa necessidade de se otimizar a qualidade do feixe no que diz respeito, não só a uma melhor visualização de detalhes na imagem, mas também a uma redução da dose fornecida aos trabalhadores. Partindo desta necessidade, foram realizadas medidas experimentais da

SdNR²/E, já que esta grandeza relaciona a qualidade da imagem com a exposição necessária para se obter a mesma.

O presente trabalho apresentou alguns resultados de radiografia digital com a proposta de avaliar a contribuição de certos parâmetros na aquisição de uma imagem digital adequada para a área industrial, além de contribuir para a segurança e a saúde dos trabalhadores que atuam nela.

Os resultados obtidos neste trabalho demonstraram bastante coerência e, portanto, permitem concluir a potencialidade e viabilidade do uso da técnica apresentada e ressaltar a necessidade da continuidade de trabalhos neste sentido objetivando uma ampliação dos conhecimentos acerca do mesmo.

Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e pela Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

Referências Bibliográficas

1. Samei, E., Dobbins, J.T., III, Lo, J. Y., Tomai, M. P., 2005, A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, pp. 220-229.
2. Doyle, P., Martin, C.J., Gentle D., 2005, Dose-image quality optimization in digital chest radiography. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 114, pp. 269-272.
3. Sandborg, M., McVey, G., Dance, D. R., Carlsson, G. A., 2001, Schemes for the optimization of chest radiography using a computer model of the patient and X-ray imaging system. Medical Physics, Vol. 28, pp. 2007-2019.
4. Takahashi, K., 2002, Progress in science and technology on photostimulable BaFX:Eu²⁺ (X=Cl, Br, I) and imaging plates. Journal of Luminescence, Vol. 100, no. 1, pp. 307-315(9).
5. Gurvich, A. M., Hall, C., Kamenskikh, A., Munro, H., Mikhailin, V. V., Worgan, J. S., 1996. Phosphors for Luminescent Image Plates. Journal of X-Ray Science and Technology, 6, 48-62, article no. 0003.