



# XI Congresso Brasileiro de Física Médica

<http://www.abfm.org.br/rp2005/index.asp>

14 a 17 de Junho de 2006 - Ribeirão Preto - SP

## Correlação do Kerma de Entrada no Simulador com a Imagem em Mamografia

M. Oliveira<sup>1,2</sup>, M.S. Nogueira<sup>1</sup>, E. Guedes<sup>1</sup>, M.C. Andrade<sup>2</sup>, J.E. Peixoto<sup>3</sup>, V.L.S. Silva<sup>4</sup>, J.C. Borges<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Segurança Nuclear - CDTN/CNEN, Belo Horizonte, MG, Brasil,

<sup>2</sup> Superintendência Estadual de Vigilância Sanitária - Belo Horizonte, MG, Brasil,

<sup>3</sup> Radiologia/Faculdade de Medicina – UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

<sup>4</sup> VISA/PBH-BeloHorizonte, MG, Brasil

**Introdução:** Em exames que fazem uso da radiação ionizante a dose a que o paciente é exposto, deve ser mantida tão baixa quanto possível, de acordo com os princípios da proteção radiológica, porém sem comprometer a qualidade da imagem, que vai possibilitar o seu uso como ferramenta útil para o diagnóstico. A obtenção de imagens com definição e contraste satisfatórios pode ser alcançada com uma adequação da geometria do feixe de radiação e também com a escolha correta do sistema receptor e do seu processamento adequado<sup>(1,2)</sup>. A mama é composta por tecidos de baixa densidade, formados por estruturas com densidades muito próximas o que aumenta a dificuldade na obtenção de contraste desejado na imagem formada pelos raios X. Esse fator associado à qualidade da radiação, à compressão da mama, ao uso de grade, ao sistema filme-écran, e ao processamento dos filmes são fatores que influenciam no contraste da imagem mamográfica.

**Método:** O estudo foi conduzido enfocando o desempenho dos equipamentos e a qualidade da imagem, utilizando um fantoma de PMMA, similar ao do ACR, que contém objetos que simulam estruturas da mama, e também um cartão dosimétrico com dosímetros TLD LiF100 colocado sobre o fantoma. As imagens foram obtidas no entre 2003 e 2005, sempre com os equipamentos operando com o controle de qualidade automático de exposição (CAE) ativado e com a tensão (kV) fixa em 28kV, com grade antidifusora presente. No fantoma contem objetos de testes, simulando massa tumoral, microcalcificação, etc.; para avaliação de conformidades da imagem. O ítem conforme recebe um ponto, somando um total de sete em cada imagem otida.

**Resultados:** Resultados preliminares do estudo nos serviços de mamografia mostraram valores para o índice de conformidade da imagem e para o kerma de entrada no simulador de 67% e 59% respectivamente, nos 134 mamografos avaliados. O valor considerado satisfatório para o kerma é de 10mGy com  $\pm 30\%$ . Portaria GMMS 453/98<sup>(2)</sup>.

**Discussão e Conclusões:** Os resultados apresentados na Fig. 1 mostram uma relação entre o índice de conformidade do kerma e a qualidade da imagem. Nota-se uma tendência de que os serviços avaliados apresentem conformidade da imagem quando os valores de kerma estão entre cinco e onze miligrays, e uma dispersão nos valores de kerma com a diminuição da qualidade da imagem.

### Referências:

1. McParland BJ. 2000. The British Journal of Radiology, 73. p. 613-626.
2. Ministério da Saúde. 2004. Controle do Câncer de Mama – Documento de Consenso. Revista Brasileira de Cancerologia. 50(2) p.77-90.