

**Senise, P<sup>1</sup>.; Matsushashi, L<sup>1</sup>.; Artioli, B.; Santana, E. <sup>1</sup>; Medeiros, R.B.**

<sup>1</sup> Fundação Instituto de Pesquisa e Estudo de Diagnóstico por Imagem – FIDI  
Rua dos Ingleses, 569 – São Paulo/SP – Brasil

## DESEMPENHO E QUALIDADE DAS IMAGENS MAMOGRAFICAS GERADAS EM UNIDADES MÓVEIS

### RESUMO

Foram instalados, em quatro unidades móveis, mamógrafos para atender diariamente 50 moradores de locais com menor acesso a exames. Os equipamentos são da marca GE modelo ALPHA ST, com tensão máxima de 35kV e corrente de 100mA. Possuem alvo e filtro adicional de molibdênio. Os sistemas digitalizadores são de fabricação AGFA, modelo CR 30XM. Este projeto denominado Mulheres de Peito, iniciado em 2013, está sendo patrocinado pela Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo, e tem como objetivo a conscientização da população sobre a importância da detecção precoce de doenças mamárias. Além disto, permite facilitar o agendamento e tratamento após a confirmação do diagnóstico. Foram realizados, no período de 6 meses, testes mecânicos e de qualidade do feixe e imagem com o propósito de verificar se deslocamentos de no mínimo 100Km resultam variações que podem interferir no desempenho do equipamento e do sistema de imagem, bem como nas doses de radiação. Os parâmetros de qualidade da imagem avaliados foram CNR, SNR, linearidade do detector e uniformidade dos IPs. Foram analisadas imagens do phantom CIRS 11A objetivando a detecção de estruturas como microcalcificações, fibras e massas tumorais de diferentes dimensões. As doses médias glandulares (DMG) foram estimadas para diferentes espessuras simuladas por placas de PMMA. Os testes de angulação, deslocamento do *gantry*, colimação e força de compressão atenderam os requisitos das normas, assim como os testes de qualidade do feixe (tensão, camada semi-redutora, e linearidade da taxa de Kerma no ar). A tolerância de 15% para SNR (125mAs, 28kV e 5cm PMMA) foi atendida, porém os valores de CNR relativo, para espessuras de PMMA superiores a 6cm, não foram aceitáveis. As DMG (4,5cm PMMA) variaram de 2,2 a 2,5mGy. Não foram detectados problemas relacionados ao deslocamento das carretas, capazes de influenciar o desempenho dos equipamentos e a qualidade das imagens.

### 1. INTRODUÇÃO

No Brasil, o controle do câncer de mama se tornou consistente no final do século XX, quando foram iniciados programas voltados a implementação de diretrizes, estruturação da rede assistencial, e conscientização da população.

A partir de 2005, quando foi iniciado o Plano de Ação para o Controle dos Canceres de Colo e Mama, foram instituídas portarias visando: aumento de cobertura da população-alvo, garantia da qualidade, fortalecimento do sistema de informação, desenvolvimento de capacitações, estratégia de mobilização social e desenvolvimento de pesquisas. Portanto, em 2012 foi inserido o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia e o Programa de Mamografia Móvel no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS).[1]

O câncer de mama é o mais incidente em mulheres nas diversas regiões do Brasil, exceto na região Norte, onde o câncer do colo do útero ocupa a primeira posição. Para o ano de 2014 foram estimados 57.120 casos novos, que representam uma taxa de incidência de 56,1 casos por 100.000 mulheres.[2]

Neste cenário, a mamografia torna-se imprescindível ao diagnóstico precoce uma vez que permite a detecção da doença antes que se suspeite da sua existencia por meio do exame da palpação das mamas. Estudos demonstram que a mamografia regular ajuda na diminuição da mortalidade do câncer de mama em mulheres entre 40 a 74 anos.[3]

Atualmente, no país há cerca de 5 mil mamógrafos, o que seria suficiente para atender a população de 200 milhões de habitantes, segundo a OMS que preconiza 1 mamógrafo a cada 240 mil habitantes. Todavia, há uma distribuição não uniforme dos equipamentos, assim

a Secretaria Estadual da Saúde do Governo do Estado de São Paulo iniciou o programa Mulheres de Peito visando a conscientização das mulheres e facilidade do acesso aos exames, não sendo necessária a apresentação do pedido médico para mulheres a cima de 50 anos. O projeto inicialmente consiste em 4 unidades móveis, onde são atendidas cerca de 50 pacientes diariamente em cada unidade, com previsão de entrega de laudos medicos em até 48 horas após a realização do procedimento. Em caso de detecção ou sinais de câncer maligno a mesma é conduzida a um centro de referência do SUS para tratamento.

## 2. OBJETIVOS

Verificar se uma instalação mamográfica em uma carreta submetida a deslocamentos entre cidades do estado de São Paulo, distantes no mínimo 100 Km, podem interferir no desempenho dos equipamentos e dos sistemas de imagem, bem como nas doses de radiação geradas nos exames de mamografia.

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram testados 4 equipamentos mamográficos GE modelo ALPHA ST instalados em carretas providas de sistemas digitalizadores de fabricação AGFA, modelo CR 30XM e placas de imagens AGFA CR MM 3.0T de dimensões: 18x24 cm e 24x30 cm.

Os equipamentos de mamografia e sistemas de imagem foram avaliados segundo protocolos nacional e internacional de avaliação de desempenho dos equipamentos - *International Atomic Energy Agency* [4] e *European Communities* [5]. A figura 1 mostra as cidades nas quais o projeto Mulheres de Peito foi implementado. A tabela 1 apresenta as cidades, período, distancias percorridas pelas carretas e número de exames realizados até a data em que foi realizado este estudo. A tabela 2 apresenta os materiais e instrumentos utilizados nos procedimentos, conforme recomendação dos protocolos e normas nacionais e internacionais.

Os parâmetros de qualidade da imagem avaliados segundo protocolo europeu foram: relação contraste ruído (CNR), relação sinal ruído (SNR), linearidade do detector e uniformidade das placas de imagem (IP).

CNR é uma medida adequada para descrever a amplitude do sinal gerada pelos raios X em relação ao ruído de *background* [6] em uma imagem radiológica, isto é, a escala média de tons de cinza representa o objeto, sendo calculado pela diferença de valores médios entre a região do sinal em relação à “região de fundo”.

SNR é uma das medidas mais significativas que descreve a exiguidade de um objeto, o quão bem ele será visto pelo observador típico. Um objeto será sempre detectado para SNR maior ou igual a cinco, porém para valores próximos de zero haverá uma degradação em sua detecção [6].

Conforme o método de Dance [7], a dose glandular média (DGM) é introduzida como uma medida adequada da estimativa da dose na mama. As doses médias glandulares (DMG) foram estimadas utilizando placas de polimetilmetacrilato (PMMA) de espessuras variadas. Para os testes de qualidade foram utilizados os materiais descritos na tabela 2.

Foram adquiridas e analisadas imagens do phantom CIRS 11A, objetivando a detecção de estruturas como microcalcificações, fibras e massas tumorais de diferentes dimensões.

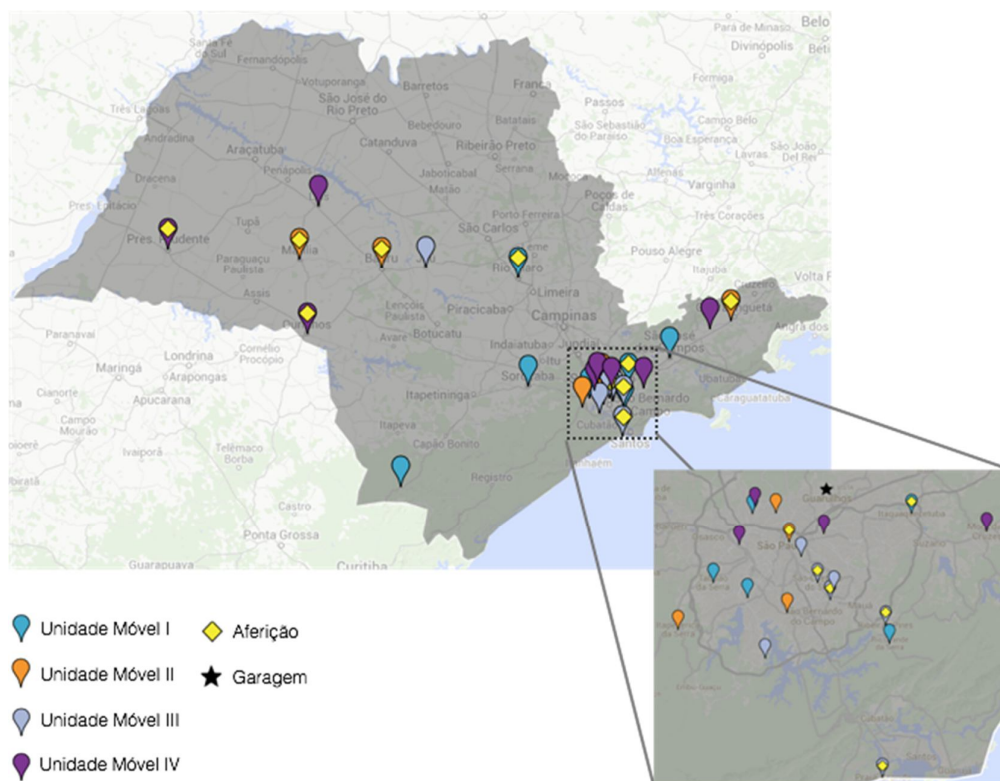


Figura 1: Mapa de atuação das unidades móveis.

Tabela 1: Descrição das unidades móveis aferidas, local dos exames realizados e as distancias percorridas (Km) pelas unidades móveis.

Unidade Móvel	Local	Período	Número de Exames	Distancia (Km)
I	Itaquaquecetuba	03/07/14 a 04/08/14	1125	402
	Rio Claro	11/08/14 a 13/09/14	1346	614
II	Bauru	16/03/14 a 30/04/14	1618	378
	Marília	14/05/14 a 25/06/14	1494	485
	Aparecida	16/07/14 a 09/08/14	663	1080
	Largo da Concórdia	18/08/14 a 04/10/14	2098	1247
III	Santo André (Praça do Carmo)	20/02/14 a 22/03/14	1084	35.9
	Praia Grande	07/05/14 a 30/06/14	1462	102
	São Caetano do Sul	29/07/14 a 26/08/14	963	163
	Ribeirão Pires	01/09/14 a 31/10/14	660	203
IV	Ourinhos	07/06/14 a 10/07/14	897	697
	Presidente Prudente	21/07/14 a 06/09/14	1918	891

Tabela 2: Descrição dos materiais utilizados para a realização dos testes de desempenho e de qualidade de imagem

Material	Modelo	Marca
Multi sensor de estado sólido	AGMS-M	RADCAL
Sensor de tensão – 22 kV-40 kV	40X9-Mo	RADCAL
Câmara de ionização	10X5-6M	RADCAL
Módulo digitalizador e unidade de controle	Accu-Gold + Accu-Pro	RADCAL
Simulador de mama	011 A	CIRS
Placas de PMMA de 1,0 e 0,5 cm	18 X 24 cm	não identificada
Acessórios: trena, balança, material plumbífero para proteção do detector.		

Para verificação da conformidade dos parâmetros que avaliam o desempenho dos equipamentos foram aplicados os métodos descritos na Resolução nº1016/2005 do Ministério da Saúde [8], conforme segue:

- Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo.
- Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar (20, 40, 80 e 150 mAs).
- Reprodutibilidade e exatidão no tempo de exposição.
- Força de Compressão.
- Desempenho do Controle Automático de Exposição (AEC): com o auxílio de 5 placas de 1,0 cm de PMMA foram realizadas exposições em modo automático varrendo as densidades selecionadas no equipamento de mamografia de 2 a -2, utilizando uma única placa de imagem (IP).
- Para avaliação da colimação do feixe de raios X foram utilizadas as marcações do simulador de mama CIRS e o auxílio de material radiopaco para a marcação do campo luminoso.
- A Dose Média Glandular (DGM) foi obtida a partir do kerma no ar para 4,5 e 6 cm de PMMA.

Para verificação da conformidade dos parâmetros de imagem foram seguidos os protocolos internacionais, conforme segue:

- Relação contraste ruído (CNR).
- Linearidade do detector.
- Uniformidade dos IPs.
- Qualidade da Imagem do simulador: as imagens foram processadas e analisadas em monitor de alta resolução utilizado na rotina do serviço de mamografia.

## 4. RESULTADOS

Os resultados estão divididos em duas partes: desempenho dos equipamentos e dos sistemas de imagem. As tabelas abaixo descrevem a interpretação dos resultados obtidos nas quatro unidades móveis.

### 4.1 DESEMPENHO DOS EQUIPAMENTOS

Para confirmar o bom desempenho ou a necessidade de manutenção corretiva dos equipamentos de mamografia instalados como unidades móveis, foram realizados procedimentos, com um conjunto mínimo de testes, conforme legislação vigente [8].

Tabela 3. Resultados obtidos da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo das quatro unidades móveis: coeficiente de variação (CV) para estimativa da reprodutibilidade e

Tensão (kV)	Reprodutibilidade (CV)				Exatidão (%)			
	I	II	III	IV	I	II	III	IV
24	0,01	0,01	0,01	0,01	0,62%	2,50%	3,19%	0,83%
25	0,01	0,01	0,01	0,01	0,60%	2,60%	3,20%	1,60%
26	0,01	0,01	0,01	0,01	0,19%	2,50%	3,21%	0,77%
27	0,01	0,01	0,01	0,01	0,19%	2,2%	2,78%	1,48%
28	0,01	0,01	0,01	0,01	0,18%	1,88%	2,50%	0,36%
29	0,02	0,01	0,01	0,01	0,17%	1,90%	2,24%	1,38%
30	0,02	0,01	0,01	0,01	0,17%	1,33%	2,33%	0,00%
31	0,02	0,01	0,01	0,01	0,48%	1,45%	1,94%	0,97%
32	0,02	0,01	0,01	0,01	0,63%	1,02%	1,98%	0,16%
33	0,02	0,01	0,02	0,01	0,45%	1,52%	1,67%	0,91%
34	0,02	0,01	0,01	0,01	0,59%	1,57%	1,96%	0,29%

Reprodutibilidade:  $\leq 0,02$ .  
Exatidão:  $\pm 5\%$

desvio percentual para a exatidão.

Tabela 4. Resultados de reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, nas quatro unidades móveis.

	mAs	I	II	III	IV
CV	20	0,03	0,01	0,01	0,04
	40	0,03	0,01	0,01	0,04
	80	0,03	0,01	0,01	0,04
Linearidade		0,73%	0,66%	0,43%	0,44%
Reprodutibilidade: o coeficiente de variação deve ser $\leq 0,10$ (recomendável $\leq 0,5$ ).					
Linearidade: deve estar dentro de 20% (recomendável $\pm 10\%$ ).					

Tabela 5. Resultados da reprodutibilidade e exatidão do tempo de exposição, nas quatro unidades móveis

Tempo (ms)	Reprodutibilidade (%)				Exatidão (%)			
	I	II	III	IV	I	II	III	IV
420	0,53%	0,14%	0,05%	0,05%	2,0%	1,58%	1,24	1,80%
400	0,14%	0,11%	0,05%	0,05%	0,1%	0,60%	0,79%	0,47%
420	0,71%	0,31%	14,50%	14,50%	1,87%	1,54%	6,20%	1,85
440	0,66%	0,03%	0,16%	0,16%	1,80%	1,68%	1,48%	1,32%
470	0,31%	0,37%	0,23%	0,23%	1,90%	1,68%	1,33%	0,65%
470	0,56%	0,01%	0,10%	0,10%	1,72%	1,65%	1,35%	1,60%
500	0,37%	0,18%	0,07%	0,07%	0,26%	0,63%	0,27%	0,41%
500	0,42%	0,04%	0,20%	0,20%	0,30%	0,67%	0,54%	0,88%
500	0,55%	0,20%	0,20%	0,20%	0,39%	0,62%	0,43%	0,34%
530	0,12%	0,20%	0,16%	0,16%	1,80%	1,39%	1,25%	1,19%
530	0,37%	0,19%	0,20%	0,20%	1,62%	1,33%	1,41%	1,76%
Reprodutibilidade : deve ser $\leq 10\%$ .								
Exatidão: deve ser $\pm 10\%$								

Tabela 6. Resultados do desempenho do controle de densidade (AEC).

Densidade	UNIDADES			
	I	II	III	IV
2	10.19%	9.66%	16.15%	10.20%
1	10.20%	10.33%	10.62%	8.63%
-1	10.71%	9.69%	8.87%	10.63%
-2	10.29%	10.10%	8.60%	10.74%
Diferença: deve ser $\leq 10\%$				

#### 4.2 SISTEMA DE IMAGEM

Tabela 7. Resultados obtidos da uniformidade das placas de imagem (IP). Avaliação foi efetuada em placas novas e baseada conforme preconiza o protocolo da IAEA [5].

		UNIDADES			
		I	II	III	IV
mAs	18X24	0,63% - 0,38%	39,91% - 0,37%	20,82% - 0,13%	1,54% - 0,13%
	24X30	7,17% - 3,58%	4,27% - 0,16%	1,45% - 0%	15,63% - 0,88%
ROI	18X24	11,31% - 4,83%	12,73% - 4,56%	12,58% - 2,95%	7,11% - 5,30%
	24X30	82,13% - 4,48%	14,14% - 8,37%	13,49% - 9,02%	14,16% - 9,18%
Aceitável : $\leq 15\%$					

Tabela 8. Resultados obtidos da variação do SNR, conforme preconiza o protocolo da IAEA [5].

SNR (%)	UNIDADES			
	I	II	III	IV
	7,75%	3,71%	6,17%	-6,86%
Aceitável: $\leq 15\%$				

Tabela 9. Resultados obtidos da relação contraste ruído (CNR), conforme preconiza o protocolo da IAEA [5].

ESPESSURA (cm)	UNIDADES			
	I	II	III	IV
2,0	15,83%	11,85%	13,87	11,97%
6,0	85,80%	<b>97,15%</b>	89,75	97%
Aceitável: > 15%				
Aceitável : > 95%				

Tabela 10. Resultados obtidos da qualidade de imagem utilizando o simulador de mama da marca: CIRS. Os valores descritos na tabela abaixo, representam valores máximo e mínimo das estruturas avaliadas, conforme manual do fabricante.

	UNIDADES			
	I	II	III	IV
MASSA TUMORAIS	1,59 mm	1,59 mm	1,59-1,19 mm	1,59-1,19 mm
MICROCALCIFICAÇÕES	0,196 mm	0,165 mm	0,165 mm	0,196-0,165 mm
FIBRAS	0,53 mm	1,25-0,53 mm	0,53 mm	0,53 mm



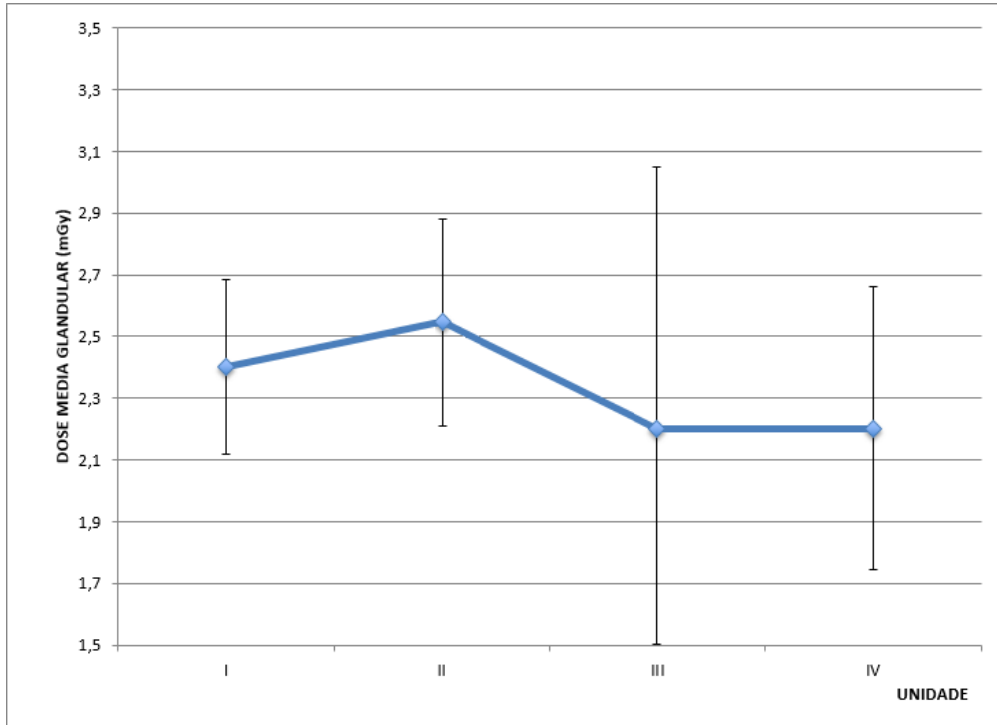


Figura 2: Gráfico de Dose Glandular Média e desvio para espessuras de 4,5 cm de PMMA

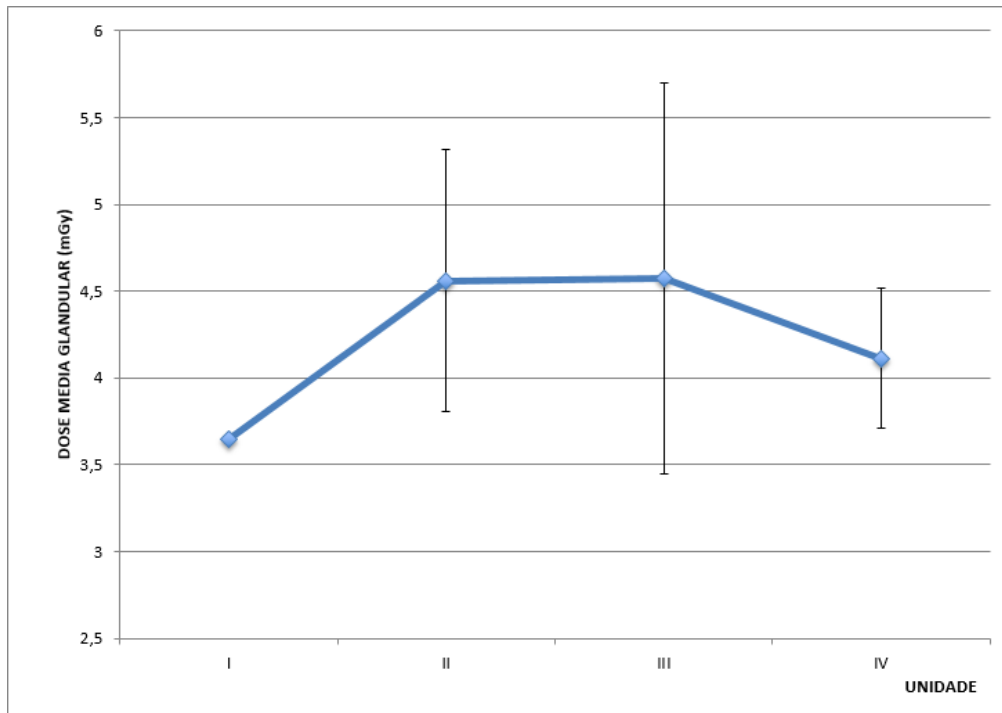


Figura 3: Gráfico de Dose Glandular Média e desvio para espessuras de 6,0 cm de PMMA

## 5. DISCUSSÃO

Os testes de angulação, deslocamento do *gantry*, colimação e força de compressão atenderam os requisitos das normas, assim como os testes de qualidade do feixe (tensão, camada semi-redutora, e linearidade da taxa de Kerma no ar). A tolerância de 15% para SNR (125 mAs, 28 kV e 5,0 cm PMMA) foi atendida, porém os valores de CNR relativo, para espessuras de PMMA superiores a 6 cm, não foram aceitáveis. As DMG (4,5cm PMMA) variaram de 2,2 a 2,5 mGy e 3,04 a 5,87 mGy (6,0 cm PMMA).

Através dos resultados das análises de verificação da instalação mamográfica em carretas submetidas a deslocamentos entre cidades do estado de São Paulo, distantes no mínimo 100 Km, foi possível perceber que apesar dos deslocamentos não foram detectadas diferenças de desempenho dos equipamentos capazes de influenciar na dose e na qualidade das imagens dos mamógrafos, bem como problemas relacionados a instabilidades mecânicas.

Este trabalho possibilitou uma estimativa inicial dos valores das DGMs que as pacientes são submetidas ao realizar o exame de mamografia nos sistemas CR utilizados nas unidades moveis. Os resultados da Dose Média Glandular (DGM) obtidas nas quatro unidades móveis foram comparáveis aos valores referenciados como aceitáveis. Os valores da DMG apresentaram variações entre as carretas tanto para espessura de 4,5 cm como para de 6,0 cm de PMMA, sugerindo a possibilidade de otimizar as doses. A análise desses dados contribui para a continuidade deste trabalho objetivando uma padronização na qualidade associada a otimização das doses entre as unidades.

A avaliação visual da qualidade da imagem utilizando o phantom CIRS mostrou que foi possível produzir imagens de boa qualidade com doses aceitáveis atingindo assim parte dos objetivos propostos pelo programa Mulheres de Peito da Secretaria Estadual da Saúde do Governo do Estado de São Paulo.

## CONCLUSÕES

Não foram detectados problemas relacionados ao deslocamento das carretas, capazes de influenciar no desempenho dos equipamentos mamográficos e denegrir a qualidade das imagens.

## 6. REFERÊNCIAS

1. “Controle do Câncer de Mama - Histórico das Ações” [http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoos\\_programas/site/home/nobrasil/programa\\_a\\_controle\\_cancer\\_mama/historico\\_acoos](http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoos_programas/site/home/nobrasil/programa_a_controle_cancer_mama/historico_acoos) (2014).
2. INCA, “Estimativa 2014 - Incidência do Câncer no Brasil”, Rio de Janeiro - Brasil, (2014).
3. Mandelblatt,JS. Cronin,KA. Bailey,S. “Effects of mammography screening under different screening schedules: model estimates of potential benefits and harms” *Annals of Internal Medicine*, **151**, pp.738-747 (2009).
4. IAEA, “Quality Assurance Programme for Digital Mammography”, *IAEA Human Health Series*, No. 17 (2011).
5. Perry,N., Broeders,M., de Wolf,C., Tornberg, Holland,R., von Karsa,L., Puthaar,E., “European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis”, *Health & Consumer Protection*, Ed.4, 2006.

6. Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M. Jr., Boone J. M., The Essential Physics of Medical Imaging, Ed.3, 2011.
7. DANCE, D. R., SKINNER, C. L., YOUNG, K. C, BECKETT, J. R., KOTRE, C. J., Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Physics in Medicine and Biology, v. 45, p. 3225-3240, 2000.
8. Ministério da Saúde, Agencia Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnostico Medico: Segurança e Desempenho de Equipamentos. “Guia de Procedimentos Resolução nº 1016” Brasília, 2005.