

Influência de detectores de radiação no cálculo da dose glandular média (DGM)

H V Cabete ¹, R E Goto ², R Semmler¹, O Rodrigues Jr.¹

¹ Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN/CNEN, São Paulo, Brasil.

² Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, FCMSCSP, São Paulo, Brasil.

henrique.c@ipen.br

Após a atualização da Instrução Normativa IN 92 que dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de mamografia em 27 de maio de 2021, inseriu-se um novo parâmetro para a avaliação das doses típicas, a dose glandular média (DGM). Diante deste contexto, objetivou-se verificar a influência dos detectores e de outros fatores na estimativa da DGM. Verificou-se que o espalhamento da radiação na bandeja de compressão mamográfica contribuiu para um aumento nos valores estimados entre 3,3 e 4,9%. Quando reduzido o espalhamento, os resultados das estimativas para os quatro detectores usados na avaliação tiveram uma diferença de no máximo de 7,1% e 2,1% quando comparados apenas detectores específicos para a modalidade de mamografia. Verificou-se que o retroespalhamento não contribuiu de forma significativa para a alteração dos resultados.

1. Introdução

Em 20 de dezembro de 2019 a Agência Nacional de Vigilância Sanitária, ANVISA, publicou a resolução RDC nº 330¹, revogando a Portaria 453/98. Assim, novos parâmetros passaram a ser avaliados em todas as modalidades de diagnóstico por imagem. Na mamografia, por meio da Instrução Normativa nº 92, de 27 de maio de 2021², especialmente em relação à dosimetria, a avaliação da dose de entrada na pele (DEP) deixou de ser um requisito a ser verificado para a garantia de qualidade e tornou-se obrigatório o cálculo da dose glandular média (DGM) para espessuras de 2 a 7 centímetros de polimetilmetacrilato (PMMA). A estimativa da DGM³ dá-se pela equação 1

$$DGM = K.g.c.s \quad (1)$$

Onde “K” é o kerma incidente (sem retroespalhamento) calculado na superfície de PPMA; “g” corresponde ao fator de glandularidade de 50%; “c” corrige a diferença na composição de mamas típicas de 50% para mulheres de idade entre 50 e 64 anos e “s” é o fator que corrige para o alvo/filtro usado.

Portanto, há a necessidade da utilização de detectores de radiação calibrados para a estimativa dessa dose. Os detectores de radiação existentes podem ser classificados em dois grupos: Câmaras de ionização e detectores de estado sólido. O primeiro é significativamente sensível à radiação espalhada e o segundo mensura a radiação minimizando o espalhamento. Nota-se que o parâmetro descrito na equação 1, “K”, kerma incidente, deve ser medido sem o retroespalhamento. Assim, o objetivo deste trabalho consistiu em verificar a influência do cálculo da DGM em diferentes detectores de radiação e metodologias, pois a IN 92 não apresenta detalhes dos aspectos experimentais para o cálculo do DGM.

O objetivo deste trabalho é identificar a influência do tipo de detector de radiação e do procedimento experimental adotado na estimativa do DGM.

2. Material e métodos

O mamógrafo digital utilizado foi o Hologic Selenia, que possui duas configurações de alvo/filtro: Mo/Mo e Mo/Rh e apresenta avaliação de controle de qualidade aprovado no período vigente. Na figura 1 são apresentados os detectores de radiação utilizados neste trabalho: 2 câmaras de ionização (10x6-6 e 10x6-6M) e 2 detectores de estado sólidos (AGMS-DM+ e RF mam detector), todos com certificados de calibração válidos. Para a construção dos arranjos experimentais placas semi-circulares de PMMA com espessuras de 0,5 a 2 cm foram utilizadas para a obtenção das espessuras desejadas.



Figura 1. Detectores usados para a avaliação: Da esquerda para direita: RF mam detector, AGMS-DM+, 10X6-6M e 10X6-6 (Fonte: Próprio autor).

Dois procedimentos experimentais foram adotados. Primeiramente verificou-se para cada espessura de acrílico PMMA, a tensão (kVp), carga (mAs) e filtro que o equipamento utilizaria, estes dados são usados para estimar a DGM (Tabela 1). Foi calculado o kerma no ar incidente no detector para cada qualidade do feixe usados nas exposições com PMMA por meio dos detectores posicionados em uma linha que se estende do foco do tubo de raios X até um ponto na linha média do detector a 60 mm da borda da parede torácica usando técnicas fixas de 40 mAs. O kerma na entrada da pele foi estimado por meio da lei do quadrado da distância, calculou-se também a camada semirredutora para cada tensão³. O compressor foi mantido em todas as medidas o encostado nos detectores. Medidas extras foram realizadas com posições do compressor superior a 30 centímetros em todos os detectores, a fim de verificar a influência da radiação espalhada. Os valores de DGMs para cada espessura e detector, foram estimados pelo do Método de Dance⁴.

Em um segundo procedimento, avaliou-se a resposta de cada detector de radiação sobre 4 cm de PMMA com a finalidade de verificar a influência do acrílico, e com posições diferentes do compressor.

3. Resultados e discussão

Os valores de tensão (kVp), carga (mAs) e combinação de alvo e filtro calculados utilizando-se o no modo *auto-filter* para cada uma das espessuras de PMMA estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros calculados automaticamente para cada espessura de PMMA

Espessura de PMMA (cm)	Tensão (kVp)	Carga (mAs)	Alvo/Filtro
2,0	24	49,4	Mo/Mo
3,0	25	82,8	Mo/Mo
4,0	28	80,9	Mo/Mo
4,5	29	93,0	Mo/Mo
5,0	31	80,8	Mo/Mo
6,0	32	111,9	Mo/Rh
7,0	34	120,9	Mo/Rh

O ajuste automático é configurado para que haja um aumento na tensão conforme o aumento da espessura dos atenuadores. Esta configuração é feita para aumentar a penetrabilidade do feixe de raios X e diminuir a dose na entrada da pele dos pacientes. A troca de filtros de Mo/Mo para Mo/Rh também tem esta mesma finalidade, aumentar a energia do feixe e diminuir a dose.

A partir dos valores das tensões, foram realizadas 2 medidas para estimar os rendimentos a 40 mAs para cada tensão e combinação alvo/filtro foram coletados sobre o detector de imagem. Correções como fator de calibração e correção de distância foram aplicadas. Os resultados estão na tabela 2.

Tabela 2. Rendimentos para 40 mAs, em mGy, para cada detector usado. Os * representam os resultados quando o compressor permaneceu pelo menos a 40 cm do detector.

Tensão (kVp)	Alvo/Filtro	10X6-6	10X6-6M	RF mam detector	AGMS-DM+	10X6-6*	10X6-6M*
24	Mo/Mo	2,26 ± 0,01	2,24 ± 0,01	2,21 ± 0,01	2,18 ± 0,01	2,15 ± 0,01	2,17 ± 0,02
25	Mo/Mo	2,65 ± 0,01	2,61 ± 0,01	2,57 ± 0,03	2,54 ± 0,01	2,53 ± 0,01	2,52 ± 0,01
28	Mo/Mo	3,98 ± 0,02	3,86 ± 0,02	3,76 ± 0,02	3,76 ± 0,03	3,79 ± 0,03	3,72 ± 0,02
29	Mo/Mo	4,48 ± 0,03	4,32 ± 0,02	4,19 ± 0,02	4,19 ± 0,02	4,28 ± 0,02	4,17 ± 0,01
31	Mo/Mo	5,54 ± 0,03	5,30 ± 0,03	5,12 ± 0,03	5,13 ± 0,02	5,30 ± 0,03	5,11 ± 0,02
32	Mo/Rh	4,22 ± 0,02	3,92 ± 0,02	3,77 ± 0,03	3,74 ± 0,02	4,02 ± 0,02	3,78 ± 0,01
34	Mo/Rh	5,08 ± 0,03	4,70 ± 0,01	4,53 ± 0,02	4,48 ± 0,02	4,83 ± 0,02	4,52 ± 0,02

Os menores valores estimados da dose glandular média ficaram para os detectores de estado sólido e para as câmaras de ionização na situação em que o espalhamento foi minimizado. Apesar da câmara de ionização 10X6-6 não ser específica para a modalidade de mamografia, os valores estimados ficaram próximos para energias mais baixas, de 24 a 28 kVp. Quando estimada a DGM para tensões mais altas (31 a 34 kVp), os valores divergem mais em relação aos outros detectores (Tabela 3). A maior diferença é encontrada quando se leva em conta o detector 10X6-6 para a energia de 34 kVp e alvo/filtro de Mo/Rh em relação ao detector AGMS-DM+ (7,1%). Quando avaliados apenas os detectores de radiação específicos em mamografia, esta diferença se reduz para 2,1% quando limitada a radiação espalhada.

Tabela 3. Valores de DGM: Fornecidos pelo mamógrafo avaliado e calculados para os quatro detectores. Os * representam dados quando o compressor permaneceu pelo menos a 40 cm do detector.

Espessura de PMMA (cm)	Mamógrafo	10X6-6	10X6-6M	RF mam detector	AGMS-DM+	10X6-6*	10X6-6M*
2,0	0,94	1,00 ± 0,01	0,99 ± 0,01	0,98 ± 0,01	0,96 ± 0,01	0,95 ± 0,01	0,96 ± 0,01
3,0	1,46	1,51 ± 0,01	1,49 ± 0,01	1,47 ± 0,01	1,45 ± 0,01	1,45 ± 0,01	1,44 ± 0,01
4,0	1,80	2,00 ± 0,01	1,93 ± 0,01	1,88 ± 0,01	1,89 ± 0,02	1,90 ± 0,02	1,87 ± 0,01
4,5	2,02	2,39 ± 0,01	2,30 ± 0,01	2,23 ± 0,01	2,24 ± 0,01	2,28 ± 0,01	2,22 ± 0,01
5,0	2,04	3,09 ± 0,02	2,95 ± 0,02	2,85 ± 0,01	2,86 ± 0,01	2,95 ± 0,02	2,85 ± 0,01
6,0	2,40	2,87 ± 0,01	2,66 ± 0,01	2,56 ± 0,02	2,54 ± 0,01	2,73 ± 0,01	2,56 ± 0,01
7,0	2,87	3,36 ± 0,02	3,11 ± 0,01	3,00 ± 0,02	2,97 ± 0,02	3,19 ± 0,02	2,99 ± 0,02

Na situação em que a bandeja de compressão se manteve o mais próximo possível das câmaras de ionização, percebe-se uma diferença mais acentuada com relação aos detectores de estado sólido. Isto acontece pelo fato de o compressor espalhar a radiação. Detectores, como as câmaras de ionização, apresentaram uma maior resposta nessa situação. A tabela 4 apresenta uma comparação do fator de espalhamento para as câmaras de ionização 10X6-6 e 10X6-6M.

Tabela 4. Comparação entre as DGM e o percentual de diferença considerando a bandeja de compressão mamária.

Espessura de PMMA (cm)	10X6-6	10X6-6*	Diferença (%)	10X6-6M	10X6-6M*	Diferença (%)
2,0	1,00 ± 0,01	0,95 ± 0,01	4,83	0,99 ± 0,01	0,96 ± 0,01	3,35
3,0	1,51 ± 0,01	1,45 ± 0,01	4,37	1,49 ± 0,01	1,44 ± 0,01	3,47
4,0	2,00 ± 0,01	1,90 ± 0,02	4,80	1,93 ± 0,01	1,87 ± 0,01	3,52
4,5	2,39 ± 0,01	2,28 ± 0,01	4,66	2,30 ± 0,01	2,22 ± 0,01	3,50
5,0	3,09 ± 0,02	2,95 ± 0,02	4,38	2,95 ± 0,02	2,85 ± 0,01	3,61
6,0	2,87 ± 0,01	2,73 ± 0,01	4,77	2,66 ± 0,01	2,56 ± 0,01	3,65
7,0	3,36 ± 0,02	3,19 ± 0,02	4,87	3,11 ± 0,01	2,99 ± 0,02	3,79

Uma característica da câmara 10X6-6 é que sua detecção de radiação é de forma radial, assim, há a detecção de radiação secundária (espalhada) isotrópica de todas as direções, por outro lado, a detecção da câmara 10X6-6M tem a característica de detecção somente em sua parte superior, portanto, a quantidade detectada de radiação espalhada é menor devido ao ângulo sólido de detecção. Em ambos os detectores de estado sólido, a diferença máxima encontrada foi menor que 1%. Dance et.al.⁴ mostraram que o valor do espalhamento incidente contribuiu 7% com o valor do kerma medido no ar para uma bandeja de policarbonato de 2,5 mm de espessura em câmaras de ionização. Em detectores de estado sólido, esta diferença fica entre 0,1 e 3%⁵. Para a avaliação com os detectores sobre as placas de PMMA, os resultados são representados na figura 2.

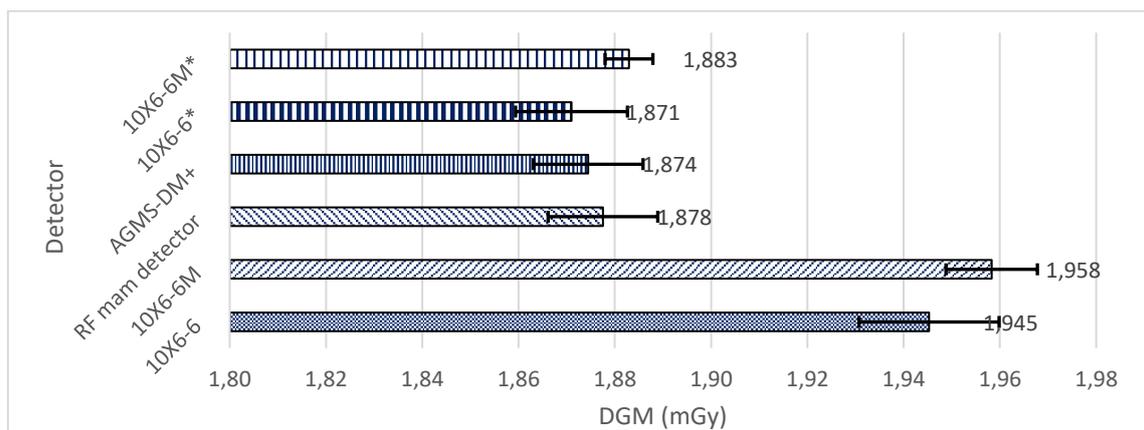


Figura 2. Valores de DGM obtidos para o método 2.

Novamente é verificada a influência da radiação espalhada da bandeja de compressão. Os percentuais de diferença são de 3,82 e 3,85% para as camadas 10X6-6 e 10X6-6M respectivamente. A comparação das DGM entre os dois métodos avaliados é apresentada na figura 3.

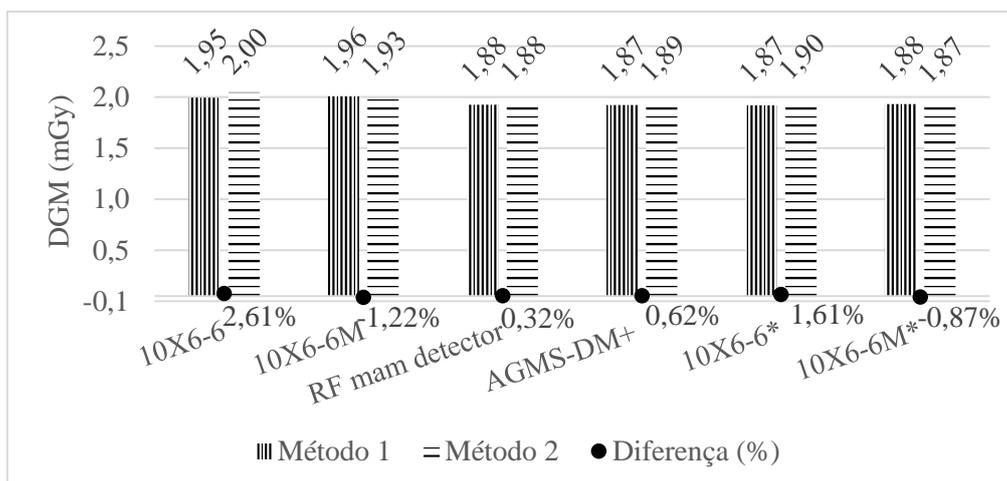


Figura 3. Comparação dos resultados obtidos para os detectores avaliados nos dois métodos

Verifica-se que independentemente do método usado para estimar a DGM, o fator que mais influencia nos resultados é o uso da própria bandeja de compressão durante as medidas em detectores de câmara de ionização.

4. Conclusão

A estimativa da DGM é de fundamental importância para a garantia da qualidade nos serviços. A comparação dos detectores mostrou que a maior influência se dá pelo espalhamento da radiação por meio da bandeja de compressão nas câmaras de ionização.

A diferença nas características de detecção e sensibilidade dos instrumentos de medida pode comprometer a estimativa da DGM, parâmetro importante na avaliação da qualidade dos equipamentos mamográficos e testes de constância.

5. Referências

- [1] Brasil. Resolução - RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas. Diário Oficial da União, Brasil, 26 dezembro 2019. Disponível em: <https://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748>.
- [2] Brasil. Instrução normativa - IN nº 92, de 27 de maio de 2021. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de mamografia, e dá outras providências. Diário Oficial da União, Brasil, 31 maio 2021. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/instrucao-normativa-in-n-92-de-27-de-maio-de-2021-322985226>.
- [3] 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. Fourth edition--summary document. *Ann Oncol*. 2008 Apr;19(4):614-22.
- [4] Dance DR, Young KC, van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol*. 2009 Jul 21;54(14):4361-72.
- [5] Brateman LF, Heintz PH. Solid-state dosimeters: A new approach for mammography measurements. *Medical Physics*. 2015 Feb;42(2):542-557.