

Ministério da Saúde



COORDENAÇÃO DE ENSINO
Residência Multiprofissional e em Física Médica / Física Médica com Ênfase em Imagem

DENYEL JEFFERSON PRADO DE FARIA

Comparação entre métodos de medição da camada semi-redutora em radiologia

Rio de Janeiro
2020

DENYEL JEFFERSON PRADO DE FARIA

Comparação entre métodos de medição da camada semi-redutora em radiologia

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva como requisito parcial para a conclusão da Residência em Física Médica com ênfase em Imagem.

Orientador: Rafael Figueiredo Pohlmann Simões

**Rio de Janeiro
2020**



Comparação entre métodos de medição da camada semi-redutora em radiologia

Faria^a D.J.P., Simões^a R.F.P., Augusto^a F.M., Travassos^a L.V., Gomes^b B.C.

^a Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA) /Seção de Física Médica - Radiologia, 20230-130, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

^b Pró-Sigma Serviços de Proteção Radiológica e Física Médica, 20230-900, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Author contact: denyelfaria@gmail.com

ABSTRACT

The Half Value Layer (HVL) is a parameter used in Quality Control (QC), to evaluate the X-ray beam quality. The HVL can be measured through the X-ray primary beam attenuation measurement using known thickness slabs of 99% purity aluminum (M1) or by adjusting the best curve (M2) or by multipurpose dosimeter (solid state detector) (M3). The M1 wears out the X-ray tube more and requires a long time of data acquisition and processing, however, it is the standard recommended method for the Radiological Safety Manual. The last one method (M3) is practical, and is not influenced by the abrupt change in the X-ray transmission spectrum, as it does not require the use of aluminum plates. The equipment used to measure radiation was the NOMEX dosimeter, Cobia Smart, UNFORS XI and Radcal Ionization Chamber. The sources were mobile and fixed X-rays and mammography equipment. The results showed that the biggest difference was 15.6% between M1 and M3 for mammography equipment with a filter\target W\Rh. For conventional X-rays, that the target-filter combination is W\Al, the biggest difference was 3.3% between M1 and M3. Thus, the results show that the HVL estimate can be performed by any of the three methods or equipment, as long as the target\filter combination is W\Al. For filter\target combination other than W\Al the percentage differences increase considerably and we do not recommend the use of M1 for this type of measurement.

Keywords: Half Value Layer, Aluminum Slabs, Manual Measurement, Automatic Measurement.

1. INTRODUÇÃO

A Camada Semi Redutora (CSR), igualmente conhecida como *HVL* (do inglês, *Half Value Layer*), é utilizada na radiologia para descrever a qualidade dos feixes de raios X. Essa é reconhecida pela descrição da capacidade de penetrabilidade do feixe de raios X. A CSR é definida como a espessura de material absorvedor necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação à 50% da intensidade original¹ sob condições de boa geometria² [1-3]. Uma avaliação da qualidade do feixe de radiação pode ser realizada diretamente através do valor de CSR [1,3,4]. Esta avaliação é muito valiosa na radiologia, visto que é um indicador da influência dos fótons de baixa energia que não atravessam o paciente e nem atingem o receptor de imagem, desta forma incrementam a dose de entrada na pele no paciente sem agregar qualquer benefício à qualidade da imagem diagnóstica [4], por outro lado, um feixe muito endurecido, ou seja, muito filtrado, oferece baixa capacidade de estabelecimento do contraste adequado. A recomendação da AIEA na mamografia, por exemplo, [5] é de que o uso do equipamento seja interrompido e que uma ação corretiva seja aplicada imediatamente tanto no caso da observação da CSR acima do limiar de tolerância, quanto abaixo.

Um método consolidado para avaliar a qualidade do feixe de radiação é a análise da distribuição espectral de energia. Entretanto, medições do espectro energético dos equipamentos utilizados na radiologia só é possível com o uso de um espectrômetro de raios X e este instrumento não faz parte do parque tecnológico usualmente encontrado nos hospitais. Esta tecnologia de detecção da radiação é capaz de identificar a intensidade do feixe em função do comprimento de onda [6]. Uma segunda opção de avaliação da qualidade do feixe de radiação é a partir da determinação da energia efetiva do feixe, que corresponde ao valor predominante de energia na distribuição espectral. Esse valor é aproximadamente 30% a 50% do pico energético que pode ser considerado como a energia de um feixe monoenergético de fótons capazes de produzir o mesmo efeito do feixe contínuo [1]. Energia efetiva é relacionada à CSR e também pode ser obtida através de modelos matemáticos a partir do conhecimento prévio do coeficiente de atenuação mássico ou do coeficiente de atenuação linear [1-3].

¹ Intensidade do feixe de radiação sem nenhum filtro adicional.

² Conhecido como condição de feixe estreito, condição essa que garante que apenas alcance o detector fótons primários transmitidos pelos materiais atenuadores [1]

A maneira tradicional de obtenção da CSR é através da medição da variação do kerma no ar devido a atenuação do feixe primário de raios X por interposição de atenuadores com diferentes espessuras [4]. Esse método se baseia na determinação da intensidade do feixe de raios X para diferentes espessuras (previamente conhecidas) de placas de alumínio com pureza acima de 99%, enquanto outros parâmetros de exposição como, tensão e produto corrente-tempo permanecem constantes [1-4]. A espessura de alumínio (Al) destes filtros que é capaz de reduzir a intensidade do feixe de raios X à metade do valor da intensidade inicial (ou intensidade original¹) indica a CSR.

Atualmente, estimativa da CSR pode ser realizada automaticamente em medidores modernos baseados em detectores do estado sólido, que através de um modelo matemático a partir da Filtração Total (FT) do feixe³ [7–9] calcula a CSR. A relação é obtida após o equipamento ser calibrado individualmente em uma faixa de valores de referência de CSR [10, 11]. A relação obtida entre CSR e FT dá origem a um gráfico conhecido como diagrama de qualidade [12–14], de onde o modelo matemático é determinado, e permite não apenas a conversão de FT em CSR, mas de CSR em FT. É importante ressaltar que essa relação entre FT e CSR varia com a tensão aplicada no tubo de raios X, e com o material e ângulo do alvo (anodo) [13, 15]. Geralmente, esse diagrama é obtido para um tubo de raios X com alvo de Tungstênio e 14° de inclinação do anodo, tipicamente utilizados em radiologia diagnóstica. Cada fabricante desenvolve e aplica no software de seus dispositivos e raramente apresentam os detalhes desse modelo nos manuais.

Cada método de medição de CSR tem seus pontos positivos e negativos. O método convencional que utiliza várias exposições, por exemplo, é um método que impõe maior desgaste do tubo de raios X, maior tempo para aquisição e processamento dos dados, uma vez que o procedimento consiste de uma série de exposições com a mesma programação de intensidade do feixe e possui limitações inerentes aos desvios de repetibilidade da taxa de kerma de alguns aparelhos de raios X [4]. Entretanto, esse método é adotado como o padrão e indicado pelo Manual de Segurança Radiológica, editado pela própria Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA [16], guia europeu para garantia de qualidade em câncer de mama [17], referência internacionalmente reconhecida em CQ de mamógrafos, além de outras [5, 18–23]. O método que

³ Em radiologia diagnóstica, refere-se a filtro capazes de remover fótons de baixa energia desnecessário para a formação da imagem diagnóstica de interesse, reduzindo a exposição à radiação do paciente. A NCRP determina valores mínimos de filtração total [1]

utiliza o sensor do estado sólido é prático, porém, pode se tornar inexato⁴ dependendo das características do tubo de raios X analisado, isso porque o equipamento sob investigação deve ser de parâmetros técnicos equivalentes e operado sob as mesmas condições do tubo de referência, a partir do qual o diagrama de qualidade foi obtido [14, 15].

A possibilidade de se utilizar duas metodologias para estimar um mesmo parâmetro (CSR), motivou a realização dessa pesquisa. Conhecer o quanto o valor da CSR obtido por detectores do estado sólido desvia do valor obtido pelo método convencional adotado pelos manuais de regulamentação nacional e internacional, possibilitará discutir a precisão⁵ do valor obtido por cada metodologia e, verificar a hipótese da ocorrência de uma diferença percentual significativa entre os valores absolutos de CSR dos métodos e assim, definir o método mais adequado para essa avaliação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A coleta de dados foi realizada nas unidades do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Os equipamentos utilizados para medição foram: NOMEX dosemeter, modelo T11050, fabricado pela PTW calibrado em 12 de julho de 2019; Cobia Smart R/F, versão 2.1, fabricado pela RTI Electronics calibrado em 16 de janeiro de 2018, UNFORS modelo XI calibrado em 12 de julho de 2019, e a Câmara de Ionização de 60 cm³ de volume sensível conectada ao eletrômetro de modelo 2026C, fabricado pela Radcal Corporation. Os equipamentos testados foram: um raio X convencional fixo (RX-F) modelo Polymat Plus S fabricado pela SIEMENS com filtração inerente de 2 mm Al e filtração adicional de 1,5 mm Al, dois móveis (RX-M) modelo MobileArt Evolution fabricados pela SHIMADZU com filtração inerente de 1,5 mm Al e filtração adicional de 1,0 mm Al, e dois mamógrafos (MM), sendo que o MAMMOMAT modelo 3000 Nova, fabricado pela SIEMENS com alvo de molibdênio tem dois tipo de filtro, um molibdênio e

4 Inexato é um algo que não é exato, sendo a exatidão definida como o grau de concordância dos resultados com o “valor verdadeiro” ou o valor de referência a ser determinado [24].

5 A precisão é definida como o grau de concordância dos resultados entre si, normalmente expresso como o desvio padrão em relação à média [24], ou múltiplos desse desvio padrão, ou a metade de um intervalo correspondente a um nível de confiança estabelecido, e que caracteriza a dispersão dos valores [25]. Metade do nível de confiança estabelecido é conhecido como incerteza e pode ser obtido a partir de informações confiáveis como especificações do fabricante, dados fornecidos em certificados de calibração e outros certificados, dados de medição prévia, etc. [25].

outro de ródio, enquanto a Tomossintese, modelo FFDM-SD, fabricado pela HOLOGIC com alvo de tungstênio, tem filtros de ródio e prata. Ambos os equipamentos apresentavam filtração inerente de 0,0 mm Al. O RX-F e os RX-M possuem alvo de tungstênio e filtro de alumínio. Todos os equipamentos citados apresentavam os testes de controle de qualidade atualizados e em conformidade com as normas vigentes e as definições especificado pelo fabricante. A Tabela 1 apresenta a relação entre os tipos de equipamento utilizados, alvos e filtros.

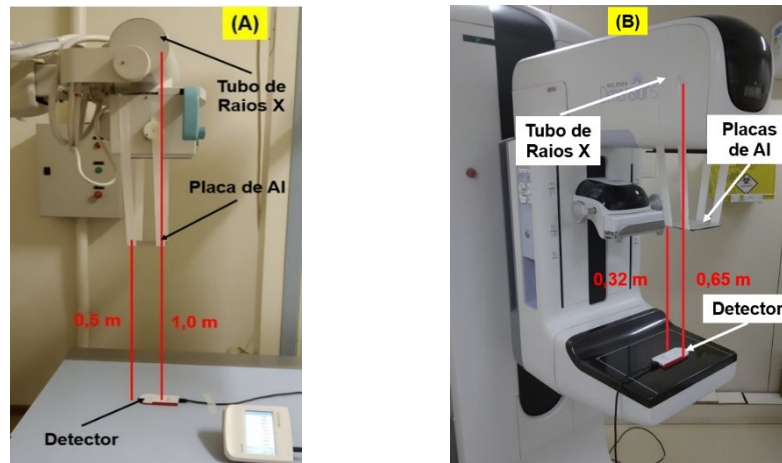
Tabela 1: Relação dos equipamentos utilizados e seus respectivos alvo e filtro(s).

Tipo	Equipamento	Alvo	Filtro	Resumo (Alvo-Filtro)
Raio X Convencional	RX-F	Tungstênio (W)	Alumínio (Al)	W-Al
	RX-M			
Mamografia	MAMMOMATE	Molibdênio (Mo)	Ródio (Rh)/ Molibdênio (Mo)	Mo-Rh/Mo-Mo
	TOMOSSINTESE	Tungstênio (W)	Ródio (Rh)/ Prata (Ag)	W-Rh/W-Ag

2.1. Arranjo experimental e parâmetros utilizados

A Figura 1 apresenta o arranjo experimental utilizado para obtenção da CSR em um equipamento de RX-F (A) e um equipamento de MM (B).

Figura 1: Arranjo experimental apresentando o tubo de raios X, a posição das placas de Al e o detector. Em (A) equipamento de raios X fixo e em (B) equipamento de mamografia.



Em RX-F e RX-M o detector foi posicionado a 1,0 m do ponto focal e as placas de Al são posicionadas a meia distância (0,5 m) entre o ponto focal e o detector para evitar a influência do espalhamento na medição. Os parâmetros de exposição foram: tensão de 80 kVp e produto corrente-tempo de 50 mAs, com o detector centralizado no campo de radiação de 0,03x0,03 m².

Em MM os parâmetros de exposição foram: tensão de 28 kVp e produto corrente-tempo de 50 mAs, com o detector posicionado a 0,65 m do ponto focal e as placas de Al posicionadas a meia distância (0,32 m) entre o ponto focal e o detector sem o uso da bandeja de compressão.

Em ambos os testes, uma avaliação da correspondência do campo luminoso com o campo de radiação foi feita antes do posicionamento dos detectores.

2.2. Método de medição tradicional

Seguindo o arranjo experimental apresentado na Figura 1 foram feitas três exposições sem material atenuador e os valores foram anotados. Depois novas exposições foram realizadas acrescentado placas de Al com 99% de pureza a meia distância entre o detector e o ponto focal até obter uma leitura de exposição inferior à metade do valor inicial [15]. As espessuras de placa de alumínio variam de 0,5 a 5,0 mm (para RX-F e RX-M) e 0,1 a 3,0 mm (para MM) com incerteza na espessura de $\pm 5\%$. Os erros associados as leituras de exposição da Câmara de Ionização são de

$\pm 4\%$ do valor medido [26]. Para o NOMEX dosimeter, o erro associado é de $\pm 3,5\%$ para RX-F e RX-M, e de $\pm 2,5\%$ para MM [7]. Para Cobia Smart e Unfors, o erro associado é $\pm 5\%$ [9].

A CSR foi obtida através da interpolação entre o valor imediatamente superior e o valor imediatamente inferior ao valor correspondente a metade do valor inicial como apresentado pela Eq. 1 [15, 16, 20–22]:

$$CSR = \frac{x_0 \ln\left(2 \frac{y_1}{a}\right) - x_1 \ln\left(2 \frac{y_0}{a}\right)}{\ln\left(\frac{y_1}{y_0}\right)} \quad (1)$$

Onde:

(x_1, y_1) e (x_0, y_0) são respectivamente os pontos imediatamente superior e inferior ao ponto de valor correspondente a metade do valor inicial a .

y_1 é a leitura de exposição imediatamente superior a $a/2$

x_1 é a espessura de alumínio correspondente a leitura y_1

y_0 é a leitura de exposição imediatamente inferior a $a/2$

x_0 é a espessura de alumínio correspondente a leitura y_0

O erro associado a essa estimativa foi obtido através da propagação de erros, Eq. 2.

$$|\Delta CSR| = \left[\left| \ln\left(2 \frac{y_1}{a}\right) \right| \cdot |\Delta x_0| + \left| \ln\left(2 \frac{y_0}{a}\right) \right| \cdot |\Delta x_1| + \left| \frac{x_0 - CSR}{y_1} \right| \cdot |\Delta y_1| + \left| \frac{CSR - x_1}{y_0} \right| \cdot |\Delta y_0| + \left| \frac{x_1 - x_0}{a} \right| \cdot |\Delta a| \right] \cdot \left| \frac{1}{\ln\left(\frac{y_1}{y_0}\right)} \right| \quad (2)$$

Onde:

Δy_1 é o erro associado a leitura de exposição imediatamente superior a $a/2$

Δx_1 é o erro associado a espessura de alumínio correspondente a leitura y_1

Δy_0 é o erro associado a leitura de exposição imediatamente inferior a $a/2$

Δx_0 é o erro associado a espessura de alumínio correspondente a leitura y_0

Δa é o erro associado a leitura de exposição sem material atenuador interposto no feixe.

Foi feita uma análise para o caso especial em que vários pontos de medida (mais que 5) foram ajustados por uma linha de tendência para obtermos a melhor equação que represente a relação entre exposição e filtração. Para esse caso, a CSR é obtida pela Eq. 3.

$$CSR = \frac{-\ln\left(\frac{a}{2} \cdot \frac{1}{a'}\right)}{R_0} \quad (3)$$

Onde:

a é o valor de exposição obtido sem material atenuador interposto no feixe de radiação

a' é a constante obtida pelo ajuste da curva, equivalente a exposição sem material atenuador interposto no feixe de radiação,

R_0 é a constante de decaimento obtido pelo ajuste da curva.

Observe que se o ajuste da curva for perfeito ($R=1$), $a=a'$ e CSR estimada pela Eq. 3 é igual a CSR estimada pela Eq. 1.

O erro associado a essa estimativa foi obtida através da Eq. 4.

$$|\Delta CSR| = \left[\left| \frac{\Delta a}{a} \right| + \left| \frac{\Delta a'}{a'} \right| + |CSR \cdot \Delta R_0| \right] \cdot \frac{1}{R_0} \quad (4)$$

Onde:

Δa é o erro associado a leitura de exposição sem material atenuador interposto no feixe.

$\Delta a'$ é o erro associado ao valor de a' obtido no programa de construção de gráfico

ΔR_0 é o erro associado ao valor de R_0 obtido no programa de construção de gráfico.

Resultados nesse trabalho associado a CSR obtida pela Eq. 1 é representado por M1 (metodologia 1) e os resultados obtidos pela Eq. 3 é representado por M2 (metodologia 2). Resultados de CSR obtidos pelo método automático, seção 2.3, é representado por M3 (metodologia 3).

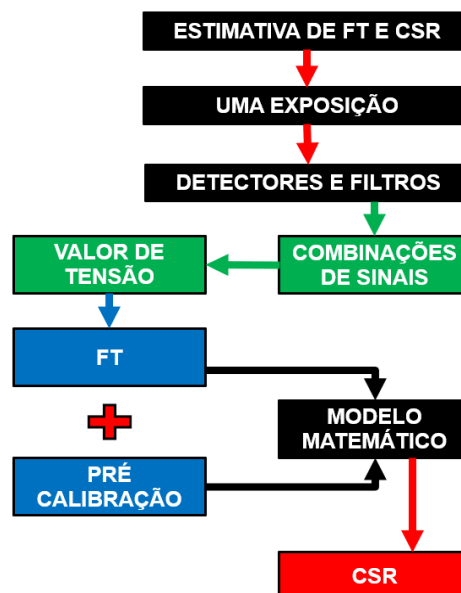
2.3. Método de medição automático

Os equipamentos para esse tipo de medição apresentam vários filtros e detectores internos, e capacidade de medição de vários parâmetros em apenas uma exposição. O Cobia Smart por

exemplo, possui 4 detectores circulares (D1, D2, D3 e D4) conectados a eletrômetros separados [8]. Quando exposto a um feixe de radiação, a combinação de sinais gerados nesses detectores devido aos diferentes filtros permite calcular com precisão a tensão do tubo [8]. O detector D3, posicionado no centro da cruz, no meio da área do detector é projetado para medir dose. Demais medidas, FT e CSR são estimadas com base nesses sinais. Determinação de FT no range de radiologia é feita com base em uma relação já conhecida entre tensão e FT [6, 8]. Conhecendo-se a tensão obtém-se a FT e vice-versa.

Após determinar o valor de FT, o próximo passo é estimar a CSR. Essa estimativa é realizada através de um modelo matemático. Esse modelo varia entre os softwares, mas o princípio básico é o conhecimento de como a CSR se comporta variando a FT e a tensão do tubo. Um gráfico que apresenta tal relação é conhecido como diagrama de qualidade [11–13]. A Figura 2 apresenta um diagrama dessa metodologia de medição de CSR. A incerteza associada à medição é de $\pm 0,25$ mm Al para RX-F e RX-M e $\pm 0,01$ mm Al para MM para o NOMEX dosimeter. Para o Cobia Smart, $\pm 10\%$ ou $\pm 0,2$ mm Al e para UNFORS, $\pm 10\%$ ou $\pm 0,3$ mm Al, ambos para RX-F e RX-M. Lembrando que o Cobia Smart e UNFORS, não foram utilizados para medida em MM.

Figura 2: Diagrama do processo de estimativa de CSR por detector de estado sólido.



3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Tabela 2 apresenta os fatores de calibração (N_k) para os três detectores do estado sólido utilizados nesse trabalho, aplicados para tensão, kerma no ar e CSR. Fatores obtidos para NOMEX e UNFORS em 12 de julho de 2019, foram obtidos através de uma calibração cruzada com o COBIA, calibrado em 16 de janeiro de 2018 em laboratório devidamente homologado na cadeia de rastreabilidade metrológica.

Tabela 2: Fatores de Calibração (N_k) aplicado à Tensão, Kerma no ar e CSR para os três detectores de estado sólido utilizado no trabalho

Q Feixe	[kV]	Nk [Tensão]			Nk [Kerma]			Nk [HVL]		
		Cobia	Nomex	Unfors	Cobia	Nomex	Unfors	Cobia	Nomex	Unfors
RQR3	50	0,9700	0,9541	0,9607	1,0340	1,0362	1,0516	1,0880	1,0767	0,9779
Int.*	60	0,9815	0,9651	0,9688	1,0310	1,0319	1,0395	1,0520	1,0405	0,9654
RQR5	70	0,9930	0,9760	0,9768	1,0280	1,0277	1,0273	1,0160	1,0044	0,9528
Int.*	80	1,0025	0,9879	0,9898	1,0470	1,0450	1,0426	1,0219	1,0050	0,9787
RQR7	90	1,0120	0,9999	1,0027	1,0660	1,0623	1,0579	1,0278	1,0056	1,0046

*Interpolação.

A Tabela 3 apresenta os resultados da estimativa da CSR usando o Cobia Smart e UnforsXI. O resultado para a Câmara de Ionização (CI) e o NOMEX dosimeter são apresentados na Tabela 4.

Tabela 3: Resultado de CSR para COBIA Smart e UNFORS para os três métodos. DP M1&M2, é a diferença percentual de M2 com respeito a M1, e DP M1&M3, é a diferença percentual de M3 com respeito a M1

Equip	COBIA Smart					UNFORS				
	CSR (mm Al)			DP		CSR (mm Al)			DP	
	M1	M2	M3	M1& M2	M1 & M3	M1	M2	M3	M1 & M2	M1 & M3
RX-F	3,0±0,7	3,1±0,3	3,1±0,3	3,3	3,3	3,0±0,7	3,1±0,2	3,1±0,3	3,3	3,3
	3,0±0,7	3,1±0,3	3,1±0,3	3,3	3,3	2,9±0,6	3,0±0,2	3,0±0,3	3,4	3,4
RX-M	3,0±0,7	3,1±0,3	3,1±0,3	3,3	3,3	3,0±0,7	3,0±0,2	3,0±0,3	0,0	0,0
	2,9±0,7	3,0±0,3	3,1±0,3	3,4	6,9	2,9±0,7	3,0±0,2	3,0±0,3	3,4	3,4

É possível observar que há concordância entre M1 e M2 para os três equipamentos de raios X utilizados. É observada uma diferença percentual máxima de 6,9% entre os resultados absolutos das CSR obtidas por M1 e M3 para o segundo equipamento de raios X móvel utilizando o Cobia Smart. Para o UNFORS a mesma relação máxima foi de 3,4%.

Apesar da diferença superior a 5,0%, esses resultados são considerados equivalentes pela sobreposição das barras de incertezas, e assim, o uso de M1, M2 ou M3 para estimativa de CSR não apresentam diferença na avaliação final, contudo, M2 e M3 apresentam relevante ganho na precisão por apresentarem incertezas até 3,5 vezes menores. Diante da convergência dos resultados encontrada para o valor central das medições, é possível apontar que todos os métodos apresentaram uma exatidão confiável, entretanto, o método com pior precisão (M1) indica que poderá apresentar oscilação significativa quando variados os filtros de Al (maior fonte de incerteza do método, 5%), diminuindo a potencial confiabilidade do resultado deste método.

Na tabela 4, analisando os mesmos equipamentos de raios X convencional, observamos que a maior diferença percentual entre os valores absolutos (3,4%) ocorreu quando utilizamos o detector NOMEX ao comparamos os resultados obtidos para M2 em relação à M1 e, M3 em relação à M1. Igualmente ao caso apresentado na tabela 3, apesar da diferença percentual esses resultados dos valores absolutos são considerados equivalentes pela sobreposição das barras de incertezas, então, o uso de M1 ou M2 para CI e M1, M2 ou M3 para NOMEX não produz divergência nos resultados da avaliação da CSR. Logo é aceitável aplicar qualquer um dos três métodos para estimativa da CSR em equipamentos de raios X, entretanto, o tamanho da barra de incerteza inerente ao método M1 apresenta valores até 2 vezes maiores que os encontrados nos demais métodos M2 e M3.

Tabela 4: Resultado de CSR por M1 e M2 para CI Radcal e por M1, M2 e M3 para NOMEX Dosemeter. DP M1&M2 é a diferença percentual de M2 com respeito a M1, DP M1&M3, é a diferença percentual de M3 com respeito a M1

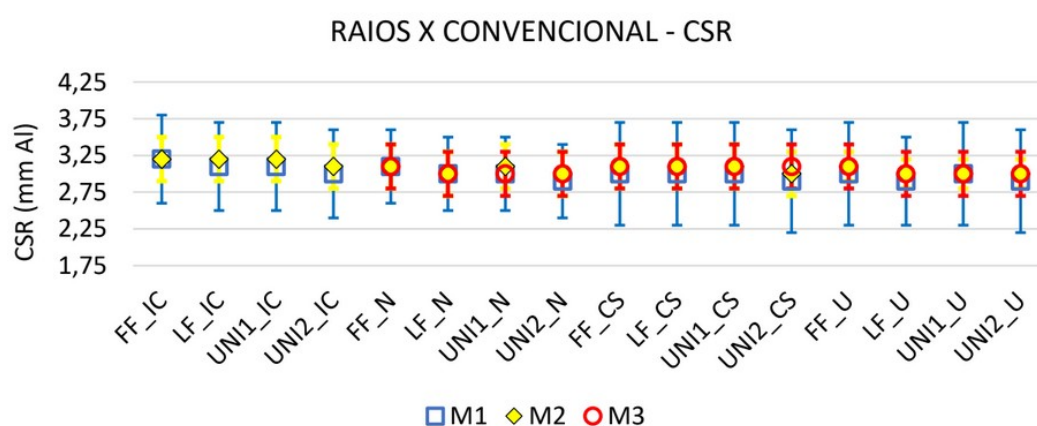
Equip.	CI Radcal			NOMEX Dosemeter				
	CSR (mm Al)		DP	CSR (mm Al)			DP	
	M1	M2	M1 & M2	M1	M2	M3	M1 & M2	M1&M3
RX-F	3,2±0,6	3,2±0,3	0,0	3,1±0,5	3,1±0,3	3,1±0,3	0,0	0,0
	3,1±0,6	3,2±0,3	3,2	3,0±0,5	3,0±0,3	3,0±0,3	0,0	0,0
RX-M	3,1±0,6	3,2±0,3	3,2	3,0±0,5	3,1±0,3	3,0±0,3	3,3	0,0
	3,0±0,6	3,1±0,3	3,3	2,9±0,5	3,0±0,3	3,0±0,3	3,4	3,4
MM	0,35±0,06	0,37±0,03	5,7	0,34±0,04	0,36±0,02	0,33±0,01	5,9	2,9
	0,39±0,07	0,41±0,04	5,1	0,38±0,05	0,40±0,03	0,38±0,01	5,3	0,0
	0,45±0,08	0,48±0,05	6,7	0,47±0,06	0,49±0,03	0,52±0,01	4,2	10,6
	0,54±0,08	0,55±0,05	1,8	0,54±0,08	0,55±0,03	0,53±0,01	1,8	1,8

Na avaliação da mamografia, M2 e M1 apresentaram a maior diferença percentual entre os resultados absolutos (6,7%) quando avaliado o mamógrafo com alvo de tungstênio (W) e filtro de ródio (Rh) utilizando CI. Para esse mesmo equipamento foi observada uma diferença percentual de 10,6% entre M1 e M3 quando avaliado pelo NOMEX. Apesar das diferenças percentuais elevadas, esses resultados são considerados equivalentes pela superposição das barras de incertezas, e novamente M1 ou M2, utilizando CI, e M1, M2 ou M3 utilizando o NOMEX podem ser usados para estimativa da CSR em equipamentos de mamografia, entretanto, os valores das incertezas são até 8 vezes menores no M3.

Com objetivo de comparar os resultados obtidos pelos métodos M1, M2 e M3 e obter uma diferenciação estatística, considerando as barras de incertezas associadas aos resultados individuais de cada método, os valores obtidos pelo M1 são amplamente permissivos, visto que a extensa barra de incerteza amplia o espectro da aceitabilidade comparativa em aproximadamente 35,6% do seu valor absoluto ao compará-lo com o valor de outro resultado obtido a partir de outro método. O M2 reduz essa barra de incertezas ao nível de aproximadamente 20,8%, entretanto o M3 apresenta uma barra de incerteza menor que 6,1% refletindo um ganho relevante à precisão da medição. É sugestivo que os resultados obtidos pelos métodos M1 e M2 sejam comparados à limites de tolerância mais rigorosos, visto que sua elevada incerteza concede uma elevada chance de conclusão equivocada.

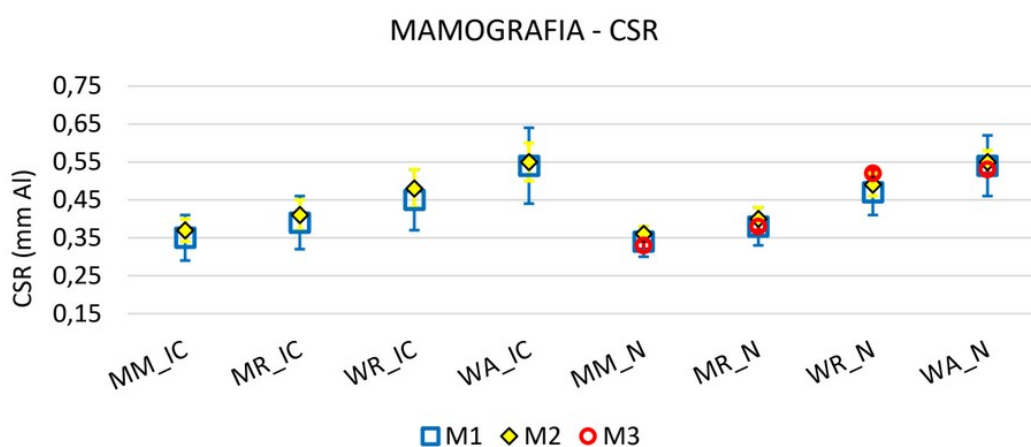
As Figuras 3 e 4 apresentam em forma gráfica, os dados das Tabelas 3 e 4. A Figura 3 apresenta um gráfico da estimativa de CSR pelos três métodos (M1, M2 e M3) para todos os equipamentos de raios X convencional avaliado pelos quatro detectores, e a Figura 4 apresenta um gráfico dos resultados das CSR obtidas pelos três métodos (M1, M2 e M3) para os dois mamógrafos. Os equipamentos de mamografia foram avaliados utilizando a CI e o NOMEX.

Figura 3: Comparação de CSR estimado por M1, M2 e M3 para equipamentos com alvo de tungstênio e filtro de Al (Raios X Convencional).



Legenda: FF = Foco Fino; LF = Foco Grosso; UNI1 = Foco Único (Móvel 1); UNI2 = Foco Único (Móvel 2) IC = Câmara de Ionização; N = NOMEX dosimeter; CS = Cobia Smart; U = UNFORS.

Figura 4: Comparação de CSR estimado por M1, M2 e M3 para equipamentos com alvo de tungstênio e molibdênio, e filtro diferente de Al (Mamografia).



Legenda: MM = Molibdênio-Molibdênio; MR = Molibdênio-Ródio; WR = Tungstênio-Ródio; WA = Tungstênio-Prata. IC = Câmara de Ionização; N = NOMEX dosimeter.

Podemos observar na Figura 3 que independentemente do tipo do detector, a CSR estimada por M1 (dados em azul) apresenta uma incerteza associada maior que as demais. Em alguns casos essa incerteza representa 48,3% do valor absoluto do resultado. Para mamografia, Figura 4, essa incerteza atinge 35,6%. Logo, o uso de M1 para estimar CSR na mamografia não entrega garantias de que a precisão do resultado é confiável, pois permite uma elevada dispersão, embora neste conjunto de medições a exatidão tenha sido satisfatória. Hipoteticamente, o fabricante garante que as placas de Al 99% ultrapuro possuem a espessura nominal precisas em até 5%, fazendo com essa seja a fonte de incerteza mais relevante de toda a medição pelo M1, neste diapasão no caso de variações aleatórias do uso dessas placas para reprodução deste teste, poderia levar à variações relevantes na exatidão resultante da avaliação do CSR, trazendo insegurança ao método. É possível que com auxílio de um paquímetro calibrado seja conferida as espessuras nominais e redimensionada a fonte de incerteza para que este problema seja minimizado.

A tomada de decisão a partir dos resultados de uma avaliação imprecisa da CSR pode trazer consequências importantes como a interdição temporária do equipamento, portanto é conveniente que os métodos com alta possibilidade indução de falso positivo ou falso negativo sejam evitados, ou utilizados sob maior rigor, por exemplo, com a aplicação de um fator de segurança proporcional à metade da barra de incertezas sobre o limite de tolerância, tornando-o mais restritivo e consequentemente menos sensível à influência de uma medição decorrente de um método com alta dispersão intrínseca.

Para comparar os resultados da CSR estimada por M1 em relação ao estimado por M3 para detectores distintos, adotamos o protocolo nacional ANVISA [16] e referências internacionalmente reconhecidas [16–23]. Na maioria destas referências, a estimativa da CSR deve ser obtida por M1 utilizando uma CI. A Tabela 5 apresenta o comparativo dos valores de CSR obtidos por M1 utilizando CI e M3 a partir dos três detectores de estado sólido.

Tabela 5: Resultado de CSR por M1 Camara de Ionização e M3 para NOMEX Dosemeter, Cobia e Unfors. DP M1&M3 é a diferença percentual de M3 com relação a M1.

Equip	CSR (mm Al)						
	CI Radcal	NOMEX	DP	Cobia	DP	Unfors	DP
	M1	M3	M1&M3	M3	M1&M3	M3	M1 & M3
RX-F	3,2±0,6	3,1±0,3	3,1	3,1±0,3	3,1	3,1±0,3	3,1
	3,1±0,6	3,0±0,3	3,2	3,1±0,3	0,0	3,0±0,3	3,2
RX-M	3,1±0,6	3,0±0,3	3,2	3,1±0,3	0,0	3,0±0,3	3,2
	3,0±0,6	3,0±0,3	0,0	3,1±0,3	3,3	3,0±0,3	0,0
MM	0,35±0,06	0,33±0,01	5,7	-	-	-	-
	0,39±0,07	0,38±0,01	2,6	-	-	-	-
	0,45±0,08	0,52±0,01	15,6	-	-	-	-
	0,54±0,08	0,53±0,01	1,8	-	-	-	-

A diferença percentual da CSR estimada por M1 e M3 para equipamentos de raios X convencionais não ultrapassa 3,2%, sendo inclusive inferior aos 6,9% observados nos resultados M1/M2 do Cobia apresentados na tabela 3, entretanto a diferença na incerteza apresentada entre os métodos M1 e M3 é de 2 vezes. Embora a estimativa da CSR possa ser realizada por qualquer detector e qualquer método, a elevada incerteza do M1 aponta pelo maior rigor sobre a análise dos seus resultados. A partir dos resultados deste trabalho é recomendado que seja aplicada uma margem de segurança de 20% (metade da magnitude da barra de incerteza aproximada) sobre os limites de tolerância para tornar o método seguro, então, por exemplo, ao realizar as medições em raios X convencional com a técnica de tensão de 80 kVp, ao invés de considerar os limites de tolerância da literatura [16] de 2,3 mm Al para monofásico e 2,6 mm Al para trifásico, aplica-se o fator de segurança de 20%, elevando-os para 2,8 e 3,1 mm Al, respectivamente. Sob o mesmo raciocínio, para o M2 é possível sugerir uma margem de segurança de 10%, encontrando 2,5 e 2,9 mm Al, respectivamente.

A diferença percentual da CSR estimada por M1 e M3 para equipamentos de mamografia alcançou 15,6%, sendo superior aos 10,6% observados nos resultados apresentados na tabela 4. Apesar da elevada diferença percentual, os resultados de CSR são considerados equivalentes pela sobreposição das barras de incertezas. As maiores diferenças percentuais entre os valores absolutos estão relacionadas as próprias características do conjunto alvo/filtro, que possui filtro de elemento

diferente do alumínio (Al 99%) utilizado como atenuador para a medição da CSR. Com isso, a forma do espectro de transmissão é alterada a cada lâmina incrementada, inclusive alterando o valor da tensão medida percebida no caso das medições realizadas pelos medidores multiparâmetro (NOMEX). Nos raios X convencional, o espectro de transmissão é deslocado em direção a faixa de energia mais alta, entretanto esse fenômeno na faixa de filtração analisada não levam a mudança significativas nos valores de tensão apresentadas nos medidores multiparâmetros.

O medidor de radiação COBIA Smart foi calibrado em relação ao valor de CSR em laboratório com rastreabilidade certificada. Com a aplicação dos fatores de correção, a CSR obtida pelo COBIA Smart por M3 foi considerada nesse trabalho como o “valor verdadeiro”. Sendo assim, os demais resultados foram comparados a ele quanto a exatidão. A Tabela 6 apresenta essa comparação.

Tabela 6: Relação do desvio da exatidão (%) entre o ‘valor verdadeiro’ (M3 Cobia), M1 e M2 e as estimativas de CSR por Unfors, Camara de Ionização e Nomex

Equip	COBIA Smart			UNFORS			CI Radcal			NOMEX Dosemeter		
	Valor "Verd.*"			Desvio da Exatidão (%)								
	M3	M1	M2	M1	M2	M3	M1	M2	M1	M2	M3	
RX-F	3,1±0,3	3,2	0,0	3,2	0,0	0,0	3,2	3,2	0,0	0,0	0,0	
	3,1±0,3	3,2	0,0	6,5	3,2	3,2	0,0	3,2	3,2	3,2	3,2	
RX-M	3,1±0,3	3,2	0,0	3,2	3,2	3,2	0,0	3,2	3,2	0,0	3,2	
	3,1±0,3	6,5	3,2	6,5	3,2	3,2	3,2	0,0	6,5	3,2	3,2	

*Verdadeiro

O desvio da exatidão para equipamentos de raios X convencionais não ultrapassa 6,5%, observadas para M1 nos detectores Cobia, Unfors e Nomex, sendo inferior ao intervalo de aceitabilidade de 48,3%, como esperado, já que todos os resultados de estimativa de CSR se apresentam estatisticamente iguais. Para o M2 e M3 a aceitabilidade é de até 20,8%, com desvio da exatidão apresentando valores de até 3,2%.

A instrumentação de referência usada para calibração do Cobia Smart no laboratório foi um NOMEX fabricado pela PTW Freiburg, Modelo T11049 com rastreabilidade PTW 1313709. Para a mamografia, o NOMEX foi utilizado e o valor obtido por M3 foi considerado o “valor verdadeiro”

da CSR. A Tabela 7 apresenta a relação do desvio da exatidão utilizando o equipamento de mamografia.

Tabela 7: Relação de desvio da exatidão (%) entre o ‘valor verdadeiro’ (M3 NOMEX), M1 e M2 e as estimativas por Camara de Ionização

Equip	NOMEX Dosemeter			CI Radcal	
	Valor "Verdadeiro"	Desvio da Exatidão (%)			
	M3	M1	M2	M1	M2
MM	0,33±0,01	3,0	9,1	6,1	12,1
	0,38±0,01	0,0	5,3	2,6	7,9
	0,52±0,01	9,6	5,8	13,5	7,7
	0,53±0,01	1,9	3,8	1,9	3,8

O desvio da exatidão para equipamentos de mamografia não ultrapassa 13,5%, observadas para M1 na Câmara de Ionização, sendo inferior ao intervalo de aceitabilidade de 35,6%. Para M2, a maior desvio foi de 12,1% observado na Câmara de Ionização para a mamografia com combinação alvo/filtro Mo-Mo.

O valor da CSR que cada fonte de raios X deve obedecer é definido em protocolos e é apresentada na Tabela 8 para a Anvisa e as principais referências internacionais. Esses definem um limite inferior e superior. Dentre os protocolos mais aceitos [13-21], o mais flexível [21] define para raios X convencional valores de CSR que apresenta uma faixa de aceitabilidade (FA) de 16,7%. Para mamografia essa FA é de até 13,5% para combinação alvo-filtro (Mo-Mo). Uma FA de 63,7% é encontrada para combinação alvo-filtro (W-Ag).

Tabela 8: Limites de CSR definido pela Anvisa (16) e principais referencias internacionais [17-19, 21-23].

REF	CSR (mm Al) RX		CSR (mm Al) MM		
	W-Al	Mo-Mo	Mo-Rh	W-Rh	W-Ag
16	2,6 < CSR	0,31 ≤ CSR ≤ 0,40	0,31 ≤ CSR ≤ 0,47	-	-
21	2,5 < CSR < 3,5	0,32 – 0,42	-	-	-
23	2,9 < CSR < 3,9	0,31 ≤ CSR ≤ 0,40	0,31 ≤ CSR ≤ 0,47	0,31 ≤ CSR ≤ 0,5 8	-
18	-	0,30 < CSR < 0,3 7	-	-	-
22	-	0,31 ≤ CSR ≤ 0,40	0,31 ≤ CSR ≤ 0,47	0,31 ≤ CSR ≤ 0,5 8	-
19	-	0,31 ≤ CSR ≤ 0,40	0,31 ≤ CSR ≤ 0,47	0,31 ≤ CSR ≤ 0,5 8	0,31 ≤ CSR ≤ 0,60
17	-	0,34 ≤ CSR ≤ 0,38	0,40 ≤ CSR ≤ 0,44	0,51 ≤ CSR ≤ 0,5 7	-

O guia europeu para garantia de qualidade em câncer de mama [17], se preocupa em definir FA de CSR mais rigorosos. Para esse protocolo, a FA é de até 5,5% para combinação alvo-filtro (Mo-Mo). Para esse protocolo especificamente, seria mais adequado a utilização de métodos mais precisos, como M3.

A Tabela 9 foi obtida a partir da referência 14 e apresenta as fontes de incertezas mais relevantes na estimativa de CSR.

Tabela 9: Fontes de incertezas mais relevantes na estimativa de CSR. [14].

Fonte de Incerteza	Incertezas (%)
Repetibilidade da Medida (Desvio Padrão)	0,80
Ajuste dos pontos sobre a curva de atenuação	0,30
Tamanho do campo de irradiação	0,20
Posicionamento da câmara de ionização e atenuadores	0,10
Calibração dos dosímetros	0,30
Resolução do instrumento	0,01
Dependência energética da câmara de ionização	1,10
Correção para temperatura e pressão	0,30
Espessura de atenuadores	1,10
Pureza dos atenuadores	0,30

Os valores de incerteza estimadas para CSR nesse trabalho são obtidos pela equação 2 para M1 e equação 4 para M2. Em ambas as equações, as incertezas utilizadas foram obtidas a partir das especificações do fabricante. Nesses casos, a incerteza da leitura do medidor para exposição na Câmara de Ionização é de 4,0%, Cobia e Unfors 5,0% e Nomex é de 3,5% para RX e 2,5% para MM. Além disso, a incerteza na espessura dos atenuadores é de 5,0%. Essas incertezas são uma ordem de grandeza superiores a 80,0% das fontes de incertezas apresentadas na Tabela 9.

Em clínicas ou hospitais em que não há disponibilidade de um detector do estado sólido para realizar a medição da CSR pelo M3, como sugestão, é possível que avaliem a segunda CSR quando forem avaliar um mamógrafo, visto que para atingir a segunda CSR é necessária a introdução de maiores espessuras de lâminas de alumínio sob o feixe, naturalmente o espectro de transmissão atingirá um padrão mais estável com características de maior influência do Alumínio (último material de interação) e menos do alvo/filtro utilizado pelo mamógrafo. Desta forma, apresentará menores discrepâncias entre os espectros medidos antes e depois da segunda CSR, ao contrário do que ocorre para as espessuras próximas da primeira CSR, onde é possível verificar inclusive variação no valor da tensão decorrente dessa alteração abrupta do espectro.

Uma outra alternativa se baseia no ajuste a partir das 4 medições mais próximas da CSR. Após o ajuste exponencial simples com auxílio de um software gráfico, a CSR pode ser obtida pela equação 3, entretanto, ao invés de usar o parâmetro “a” (valor de exposição sem material atenuador), usamos o parâmetro “a’” (constante obtida pelo ajuste da curva), de forma que a nova CSR depende apenas de R_0 , que é a constante de decaimento. Apesar de menos preciso que o resultado obtido para o caso de ajuste de 10 pontos, o uso dos 4 pontos resultaria em um valor de CSR mais fidedigno, pois eliminaria a influência de pontos distantes, obtidos a partir da região de espectros mais alterados devido a adição e influência das placas de alumínio. Uma vantagem relevante desse método é a eliminação da medição inicial sem filtro, onde a característica do espectro é totalmente distinta daquela medida com a adição de filtros de alumínio. Em ambas sugestões, os limites atuais de CSR deverão ser atualizados. Nos equipamentos de raios X convencionais essa discussão não se repete, pois o espectro já é característico do alumínio, além de ser predominantemente decorrente de interações de bremsstrahlung.

4. CONCLUSÃO

Os resultados apresentados nesse trabalho mostram que a estimativa da CSR pode ser realizada por qualquer dos três métodos ou equipamentos, desde que a combinação alvo/filtro seja W/Al.

Para combinação alvo/filtro diferente de W/Al, as diferenças percentuais da exatidão e da precisão entre os métodos podem influenciar na avaliação da CSR de forma considerável.

Essas diferenças observadas em mamografia podem estar relacionadas a alteração da forma do espectro de transmissão após a adição de placas de alumínio ultrapuro no feixe, que é previamente filtrado por material diferente do alumínio. Assim, para evitar esse problema, o método para avaliação da CSR em mamógrafo mais adequado é o uso de um detector de radiação do estado sólido que tenha um modelo matemático de medição da CSR a partir do FT. É importante que esse parâmetro tenha rastreabilidade certificada.

No caso dos raios X convencional o M1 se mostrou impreciso para obtenção da estimativa da CSR, tornando M3 mais adequado também na avaliação desse parâmetro nesse equipamento, embora tenham apresentado exatidão equivalentes.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de deixar o meu profundo agradecimento ao Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), e aos profissionais dessa instituição que direta ou indiretamente contribuíram para o sucesso desse trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] MCKETTY, M. H. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. **Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. N. Am.** Inc 18, p. 151–63; quiz 149. 1998.
- [2] BUSHBERG, Jerrold T.; BOONE, John M. **The essential physics of medical imaging.** Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [3] BUSHONG, Stewart C. **Radiologic science for technologists-E-book: physics, biology, and protection.** Elsevier Health Sciences, 2013.
- [4] ONUSIC, D. M., MOURA, S. P., CÔRTE, R. E. F., ALEXANDRE, A. C. and MÜHLEN, S. S. Um novo dispositivo eletrônico para medição de camada semi-redutora em feixes de raios X diagnósticos por exposição única. **Rev Bras Eng Biomed.** 23, p. 45 - 52. 2007.
- [5] IAEA - International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography. **IAEA N°17**, Vienna, Austria. 2011.
- [6] T. ULREY, C. An Experimental Investigation of the Energy in the Continuous X-Ray Spectra Of Certain Elements. vol 11. 1918.
- [7] PTW USER MANUAL. **User Manual:** NOMEX Multimeter T11049 Firmware Version 1.1 or higher. 2012.
- [8] RTI MANUAL BARRACUDA. **Reference Manual:** Barracuda & QABrowser. 2012
- [9] RTI ELECTRONICS AB. **Cobia:** Reference Manual. USA. 2015.
- [10] RTI ELECTRONICS AB. **Application Note:** Measurements of Total Filtration and kV with the Barracuda and the Piranha. 2007.
- [11] RTI APPLICATION NOTE: AN-033, W. H. **Application Note:** AN-033. Quick HVL versus Traditional HVL measurement with Piranha. 2013.
- [12] TROUT, E., KELLEY, J. and FURNO, E. A study of the inherent filtration of diagnostic x-ray tubes. **Radiology** 66, p. 102–102. 1956.

- [13] NAGEL, H. D. Limitations in the determination of total filtration of X-ray tube assemblies. **Phys. Med. Biol.** 33, p. 271–289. 1988.
- [14] LACERDA, A. H. de, Marco Aurélio de Sousa, Silva, Teógenes Augusto da, Oliveira. Influência da metodologia de avaliação da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica. **Radiol. Bras.** 40, p. 331–6. 2007.
- [15] RTI ELECTRONICS AB. **Application Note:** Conversion tables between HVL and total filtration. 2010.
- [16] ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança. **ANVISA**, Brasília, Brasil. 2005.
- [17] PERRY, N., BROEDERS, M., DE WOLF, C., TÖRNBERG, S., HOLLAND, R. and VON KARSA, L. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. European Commission, Luxembourg. 2006
- [18] AAPM - American Association of Physicists in Medicine. Equipment requirements and quality control for mammography. **AAPM report n. 29**. 1990.
- [19] WAGNER, L. K., ARCHER, B. R. and CERRA, F. On the measurement of half-value layer in film–screen mammography. **Med. Phys.** 17, p. 989–97. 1990
- [20] AAPM – American Association of Physicists in Medicine. Quality control in diagnostic radiology. Medical Physics Publishing, **AAPM report n° 74**, USA. 2002.
- [21] SVPRR - Sociedad Valenciana de Protección Radiológica y Radiofísica. Manual de procedimientos de control de calidad en radiodiagnóstico. Generalitat Valenciana, **SVPRR**. Valencia. 2002.
- [22] IAEA - International Atomic Energy Agency. Control de Calidad en Mamografía. **IAEA-TECDOC-1517**. 2006.
- [23] SEFM-SEPR-SERAM - Servicio de Física Médica - Servicio de Protección Radiológica - Sociedad Española de Radiología Médica. Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. **SEFM-SEPR-SERAM**. Senda Editorial, Madrid. 2012.
- [24] TAUHATA, L., SALATI, I., PRINZIO, R. D. AND PRINZIO, A. R. D. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. Instituto De Radioproteção E Dosimetria E Comissão Nacional De Energia Nuclear – **IRD E CNEN**. Rio de Janeiro. 2014.
- [25] BIPM; IEC; IFCC; ILAC; ISSO; IUPAC; IUPAP; OIML - GUM 2008. Avaliação de dados de medição – Guia para a expressão de incerteza de medição. **JCGM 100: 2008**. 1ª ed. Setembro/2008.
- [26] RADCAL CORPORATION. Model 2026C Radiation Monitor Controller Manual. 2000.