

## A IMPORTÂNCIA DO CONTROLE DE QUALIDADE EM SERVIÇOS DE HEMODINÂMICA E CARDIOLOGIA INTERVENCIONISTA\*

Eara de Souza Luz<sup>1</sup>, Lucía Viviana Canevaro<sup>2</sup>, Nadya Maria Prado Damasceno Ferreira<sup>3</sup>, Julio Eduardo Campos<sup>4</sup>

**Resumo** **OBJETIVO:** Avaliar o desempenho de um equipamento de raios X utilizado em radiologia intervencionista e a qualidade de imagem produzida, aplicando alguns testes de controle de qualidade. **MATERIAIS E MÉTODOS:** O equipamento de raios X testado foi da marca Philips (Integris H3000), do serviço de hemodinâmica de um hospital do Rio de Janeiro. Foram utilizados objetos de teste de Leeds para avaliar a qualidade da imagem, e um sistema Radcal 9015 para medições dosimétricas. **RESULTADOS:** Nos modos *high* e *normal*, os valores medidos das taxas de kerma no ar foram diferentes dos esperados. Em alguns casos, os valores das taxas medidas não foram afetados pelo uso de diferentes modos de magnificação. A avaliação da qualidade da imagem apresentou resultados diferentes dos valores recomendados pelas normas. Isto pode levar à obtenção de imagens de menor qualidade e ao aumento da exposição à radiação de pacientes e profissionais. **CONCLUSÃO:** Os resultados mostraram a importância da aplicação periódica de testes de controle de qualidade, que permitem monitorar o desempenho do equipamento e estimar a exposição dos pacientes e trabalhadores. Os resultados obtidos sugerem a necessidade de uma revisão no sistema de aquisição de imagens do equipamento.

*Unitermos:* Radiologia intervencionista; Hemodinâmica; Controle de qualidade.

**Abstract** *The relevance of quality control in services of hemodynamics and interventional cardiology.*

**OBJECTIVE:** To evaluate the performance and quality of images of a x-ray equipment utilized in interventional radiology, by means of some tests of quality control. **MATERIALS AND METHODS:** Measurements have been performed on a Philips Integris H3000 x-ray equipment dedicated to interventional procedures in the hemodynamics laboratory of a hospital in Rio de Janeiro, RJ, Brazil. Leeds test objects have been used to evaluate the image quality. Dosimetric measurements have been developed with a Radcal 9015 dosimetric system. **RESULTS:** In high and normal modes, the air kerma rates have been different from the expected results. In some cases, values have not been affected by the use of different magnification modes. The images quality evaluation has showed different results from those recommended by technical standards. This could lead to the acquisition of poor quality images besides an increase in the radiation exposure levels for both patients and staff. **CONCLUSION:** The results have shown the importance of a periodical quality control testing, allowing the monitoring of the x-ray equipment performance and evaluation of radiation exposure levels for both patients and staff. The results suggest the need of a revision of the x-ray images acquisition system.

*Keywords:* Interventional radiology; Hemodynamics; Quality control.

### INTRODUÇÃO

A radiologia intervencionista comporta intervenções diagnósticas e/ou terapêuticas guiadas por acesso percutâneo ou outro acesso, executadas geralmente sob anestesia local e/ou sedação, usando a imagem

fluoroscópica para localizar a lesão ou o local de tratamento, tendo a fluoroscopia as funções principais de monitorar o procedimento e controlar e documentar a terapia<sup>(1)</sup>. É um dos procedimentos de radiodiagnóstico que emitem maiores doses aos pacientes e no qual a exposição à radiação dos profissionais é mais crítica. O acesso percutâneo é realizado com cateteres que são guiados pelo médico. A condução do cateter ao local de tratamento, assim como todo o procedimento diagnóstico e terapêutico, são realizados sob fluoroscopia, cujas imagens são mostradas em monitores dentro e fora da sala. Por ser necessária a injeção de meio de contraste iodado, e devido ao grau de complexidade dos procedimentos aos quais os pacientes são submetidos, neces-

sita-se do auxílio de médicos assistentes, técnicos e enfermeiros. Para uma melhor visualização do local a ser investigado, é possível alterar o ângulo de incidência do feixe de raios X ao redor do paciente, aumentando, às vezes, o nível de exposição dos profissionais próximos ao aparelho de raios X. Além da posição relativa do tubo de raios X, a exposição é proporcional à técnica utilizada durante o procedimento, a parâmetros tais como a tensão utilizada (kV), a corrente (mA), as taxas de doses, o tempo de fluoroscopia, entre outros.

Por outro lado, em radiologia intervencionista deve-se prestar especial atenção à qualidade da imagem obtida, devido aos pequenos calibres e diversas densidades das estruturas e tecidos em estudo.

\* Trabalho realizado no Instituto Militar de Engenharia e no Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, RJ.

1. M.Sc. em Engenharia Nuclear, Instituto Militar de Engenharia.

2. D.Sc. em Biociências Nucleares, Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear.

3. D.Sc. em Física, Instituto Militar de Engenharia.

4. Médico Cardiologista, Instituto Militar de Engenharia. Endereço para correspondência: Eara de Souza Luz, Praça General Tibúrcio, 80, Praia Vermelha, Rio de Janeiro, RJ, 22290-270. Email: earaluz@yahoo.com.br

Recebido para publicação em 17/2/2006. Aceito, após revisão, em 31/5/2006.

Sendo assim, a otimização das práticas em radiologia intervencionista é um aspecto crítico que não pode ser ignorado. Os procedimentos de controle de qualidade são uma ferramenta do processo de otimização da proteção radiológica das práticas, mediante a monitoração dos diversos parâmetros que influenciam o desempenho do equipamento, as doses ministradas ao paciente e aos trabalhadores, e a qualidade da imagem. O controle de qualidade possibilita a monitoração e a manutenção da qualidade necessária para os fins diagnósticos ou terapêuticos do procedimento intervencionista em questão<sup>(2,3)</sup>. A legislação brasileira sobre proteção radiológica em radiodiagnóstico — Portaria 453/98 do Ministério da Saúde<sup>(4)</sup> — estabelece poucas exigências relativas ao controle de qualidade em radiologia intervencionista. Em abril de 2003, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária publicou a Resolução 64<sup>(5)</sup> com algumas recomendações sobre procedimentos de controle de qualidade de serviços diagnósticos, incluindo alguns testes em fluoroscopia. A realização periódica desses testes ainda não é prática rotineira nos hospitais no Brasil.

O objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho de um equipamento de raios X utilizado em radiologia intervencionista, aplicando alguns testes de controle de qualidade.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado em um equipamento fluoroscópico da marca Philips modelo Integris H3000 com arco em U (Figura 1), instalado em um serviço de hemodinâmica de um hospital de grande porte do Rio de Janeiro. O equipamento dispõe de modos de fluoroscopia contínuos *low* e *normal* e pulsado *high*, modos de magnificação (também chamados de lentes ou *zoom*) de 13 cm, 18 cm e 23 cm, aquisição digital da imagem de cine e controle automático de exposição. Os modos de fluoroscopia determinam as taxas de dose proporcionadas pelo feixe de raios X. Assim, para um mesmo tempo de exposição, o modo *high* deverá fornecer uma dose maior ao paciente do que os modos *normal* e *low*. Os modos de magnificação permitem ampliação da imagem da região que se quer inves-



**Figura 1.** Equipamento Philips H3000 com arco em U utilizado em radiologia intervencionista, com intensificador de imagem, dois monitores suspensos e mesa para paciente com comandos.

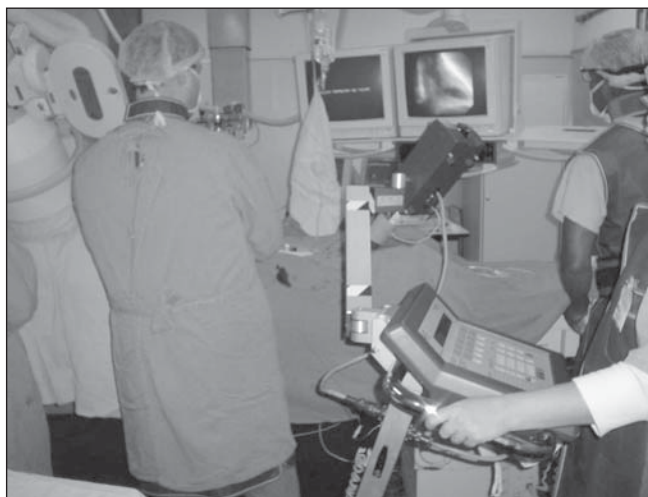
tigar. É importante destacar que quanto menor o modo de magnificação maior será a dose ministrada, para possibilitar a obtenção da mesma qualidade de imagem. Os valores 13 cm, 18 cm e 23 cm representam o diâmetro da tela de entrada do intensificador de imagem que está sendo utilizado.

No equipamento avaliado, os controles dos movimentos do arco e da distância entre o tubo de raios X e intensificador são acoplados à mesa. O equipamento conta com dois monitores dentro da sala para o acompanhamento dos procedimentos (Figura 2). O monitor à esquerda é utilizado para o congelamento da imagem, enquanto o monitor à direita apresenta a imagem instantânea gerada durante o procedimento.

Para que os procedimentos sejam realizados de forma otimizada, é essencial que a imagem tenha a qualidade suficiente para o objetivo desejado.

Uma das maneiras de estimar a quantidade de radiação que atinge o paciente consiste em medir a quantidade de energia transferida por unidade de massa, denominada “kerma no ar”, expressada em mili-gray (mGy). Em fluoroscopia, é mais adequado medir a grandeza “taxa de kerma no ar” (em unidades de mGy/min) do que simplesmente o kerma no ar, devido à natureza dinâmica do procedimento.

Foram realizados testes dosimétricos para avaliar a taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente, a taxa de kerma



**Figura 2.** Equipamento sendo utilizado por profissionais (médico à esquerda, técnico e enfermeiro à direita) na sala de hemodinâmica.

no ar na entrada do intensificador de imagem, e testes de qualidade de imagem para avaliar as resoluções espaciais de alto e baixo contraste e a distorção. Foi avaliada também a camada semi-redutora (CSR).

**Medida das taxas de kerma no ar na entrada da pele do paciente e na entrada do intensificador de imagem**

As medidas das taxas de kerma no ar de entrada na pele do paciente e na entrada do intensificador de imagem devem ser realizadas anualmente e/ou após reparos no equipamento, sob condições normais de operação. A medida da taxa de kerma na entrada do intensificador fornece uma estimativa do desempenho do equipamento de raios X.

Foi usado um sistema dosimétrico Radcal com câmara de ionização 10X5-60cc e eletrômetro 9015. A câmara de ionização foi posicionada na direção do feixe. A leitura é fornecida pelo eletrômetro. Para a simulação da presença de um paciente, foi utilizada uma placa de cobre de 1 mm de espessura. A placa, assim como o paciente, atenua o feixe de raios X (Figura 3). A taxa de kerma no ar de entrada na pele do paciente foi medida para modos de magnificação (diâmetro do intensificador de ima-

gem) de 18 cm e 23 cm, mais utilizados nos procedimentos deste serviço de hemodinâmica. O tubo de raios X foi posicionado a 100 cm do intensificador de imagem, e a câmara de ionização, a uma distância de 30 cm da entrada do intensificador de imagem e a 1 cm acima da mesa dentro do campo de radiação. A placa de cobre foi colocada sobre a câmara de ionização (Figura 3).

Para avaliar a taxa de kerma no ar na entrada do intensificador, a câmara de ionização foi fixada na entrada do intensificador e o tubo de raios X foi posicionado a 85 cm do intensificador de imagem. Sobre a mesa de exame foi colocada a placa de cobre para simular a presença do paciente. Foram feitas exposições registrando-se os valores da taxa de kerma no ar em mGy/min, medida pela câmara de ionização nos modos de escopia *low*, *normal* e *high*, assim como a quilovoltagem (kVp) e a corrente utilizadas para modos de magnificação de 18 cm e 23 cm (Figura 4).

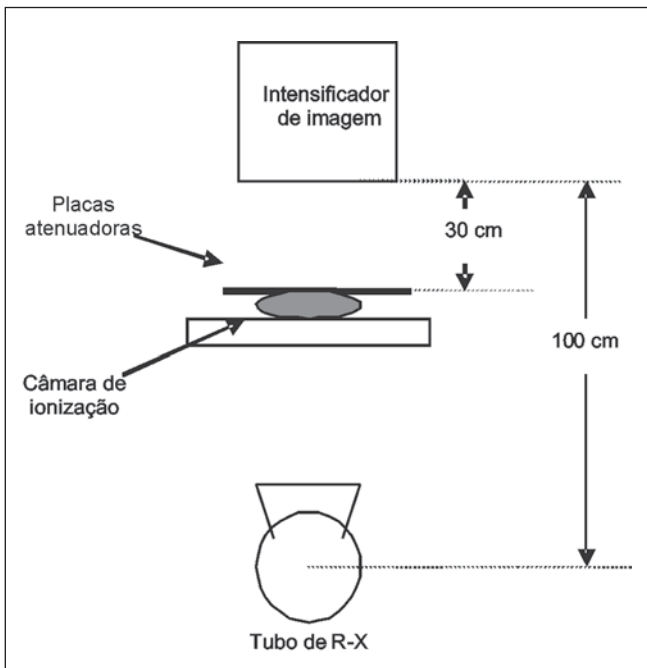
**Avaliação da resolução espacial de alto contraste e da discriminação de baixo contraste**

A estimativa das resoluções de alto e baixo contraste foi realizada com o auxílio de objetos desenvolvidos pela Universidade

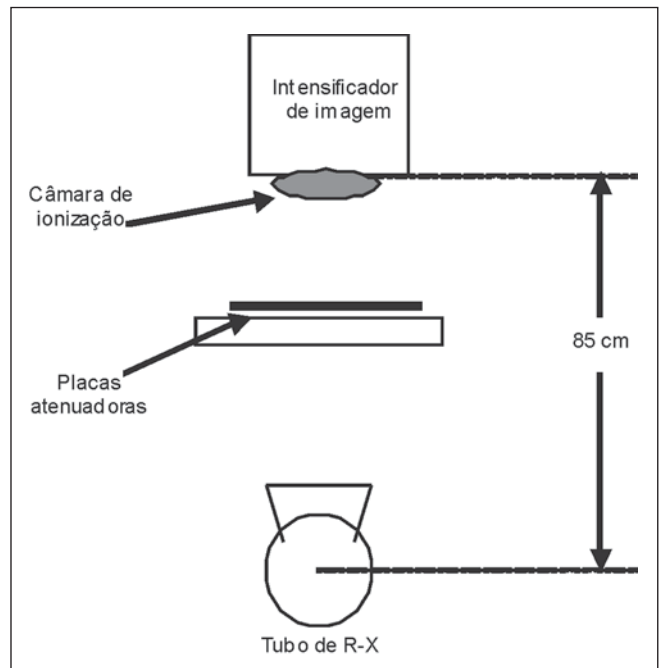
de Leeds, úteis para avaliar semiquantitativamente a qualidade das imagens geradas por sistemas de raios X<sup>(6,7)</sup>. Os objetos possuem em seu interior detalhes de diferentes materiais e espessuras. Para a realização dos testes, cada objeto é fixado na entrada do intensificador de imagem. Recomenda-se que os testes sejam realizados de seis em seis meses ou toda vez que o equipamento seja submetido à manutenção.

A resolução espacial de alto contraste avalia-se em termos de pares de linhas por milímetro (pl/mm), mediante a discriminação de pares de linhas pretas e brancas alternadas em grupos de diferentes frequências espaciais, na imagem apresentada no monitor. A resolução de baixo contraste é avaliada em termos do percentual de contraste entre círculos de diferentes densidades (detalhes) e seu fundo na imagem gerada no monitor ou sistema de registro da imagem. A Figura 5 mostra a imagem do objeto de Leeds TOR (TVF).

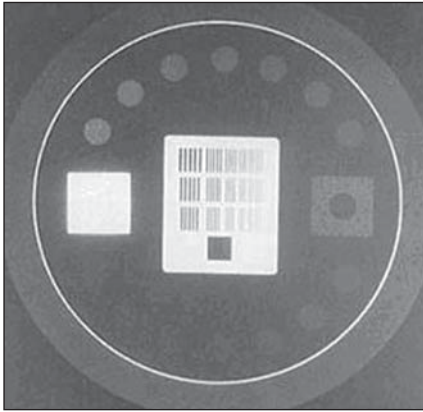
Para determinar a resolução de alto contraste na imagem apresentada no monitor do equipamento de raios X, foi identificado o grupo de pares de linhas no qual é possível diferenciar duas linhas separadamente. Para determinar o número de pl/mm que o sistema de imagem pode resolver, o



**Figura 3.** Disposição da câmara de ionização, placas atenuadoras em relação ao intensificador de imagem e ao tubo de raios X durante a medida da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.



**Figura 4.** Disposição da câmara de ionização, placas atenuadoras em relação ao intensificador de imagem e ao tubo de raios X durante a medida da taxa de kerma no ar na entrada do intensificador.



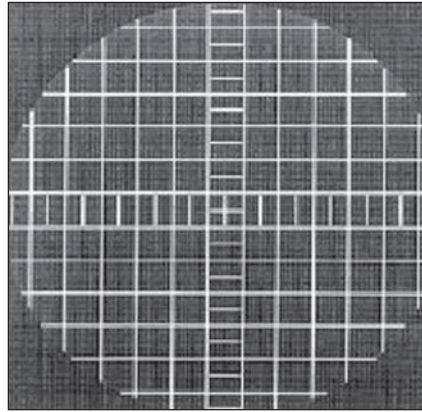
**Figura 5.** Imagem visualizada de um objeto de Leeds utilizado para avaliar as resoluções de alto e baixo contraste em monitores de equipamentos fluoroscópicos<sup>(6)</sup>.

manual dos objetos de Leeds fornece uma tabela de equivalências entre o grupo identificado na imagem e o número de pl/mm correspondente a esse grupo.

A avaliação da resolução de baixo contraste consiste na contagem dos círculos visíveis (aqueles que se diferenciam do fundo) na imagem gerada no monitor. Para a resolução de baixo contraste, o manual dos objetos de Leeds<sup>(6,7)</sup> proporciona uma tabela do grau de contraste em função do número de círculos identificados na imagem, e sugere como limiar inferior de aceitação o valor 4%. Os resultados foram comparados com os valores estabelecidos pela Portaria 453/98 (Tabela 1). No entanto, cabe ressaltar que esta Portaria generaliza as recomendações para um sistema fluoroscópico convencional, porém os limiares aceitáveis devem ser determinados pelo físico médico responsável pelo controle de qualidade para cada equipamento de raios X, em função da aplicação específica do equipamento e das necessidades de cada técnica intervencionista utilizada (cardiologia, vascular, neurorradiologia, etc.).

### Distorção

Este teste tem como objetivo verificar se o sistema de imagem introduz distorção geométrica na imagem apresentada nos monitores disponíveis. Caso exista esta distorção, o objeto de teste Leeds TO M1 possibilita a quantificação do grau de distorção. Se a distorção é significativa, a imagem apresentada no monitor, principalmente o interno da sala de hemodinâmica,



**Figura 6.** Imagem visualizada de um objeto de Leeds utilizado para avaliar a distorção em monitores de equipamentos fluoroscópicos<sup>(6)</sup>.

pode conduzir a erros de interpretação durante o procedimento. O objeto TO M1 é constituído por uma malha de material radiopaco que permite a observação da imagem de uma matriz quadrada no monitor (Figura 6), onde as distâncias entre as linhas verticais e horizontais são uniformes e conhecidas.

Foi avaliada a distorção do monitor interno da sala de hemodinâmica. O teste foi realizado fixando o objeto na entrada do intensificador de imagem de tal forma que o quadrado central do objeto ficasse posicionado mais próximo ao centro do campo de irradiação. Em uma imagem sem distorção geométrica, todos os quadrados deveriam ter as mesmas dimensões e serem quadrados perfeitos. A avaliação consiste em identificar a maior matriz quadrada ( $n \times n$  quadrados) visível na imagem. A seguir, foram medidas, com o auxílio de uma régua, as diagonais principal e secundária da maior matriz quadrada, assim como as do quadrado central e dos extremos (superior esquerdo e direito e inferior esquerdo e direito). Foi avaliada uma região quadrada onde havia sete quadrados na vertical e sete na horizontal. A distorção foi calculada na região em que as diagonais dos quadrados extremos apresentaram maior comprimento. A partir dos valores medidos, foi determinada a distorção da imagem no monitor através da equação 1:

$$\text{Distorção} = \left( \frac{D_m}{D_c \times n} - 1 \right) \times 100\%$$

**Equação 1.** Equação para a determinação do grau de distorção da imagem no monitor<sup>(7)</sup>.

onde:  $D_c$  é a diagonal do quadrado central,  $n$  é o número de quadrados inteiros utilizados para representarem a diagonal da região de maior distorção e  $D_m$  é a soma das diagonais dos quadrados da diagonal de maior distorção.

### Avaliação da camada semi-redutora

Define-se CSR como sendo a espessura de alumínio (ou material equivalente) que deve ser colocada na saída do feixe de raios X para reduzir sua intensidade à metade. A CSR é um parâmetro fundamental para caracterizar a qualidade do feixe, e a partir deste valor é possível determinar a filtração total do tubo de raios X. Como é sabido, filtros de alumínio (Al) são colocados para atenuar fótons de baixas energias que não contribuem para a formação da imagem e sim para a dose ministrada ao paciente. A filtração total mínima que um equipamento de raios X diagnóstico deve ter é de pelo menos  $2,5 \text{ mmAl}^{(4)}$ . O objetivo da medida da CSR é avaliar se o tubo de raios X tem a filtração adequada. Deve ser realizada uma vez por ano e após reparos<sup>(4)</sup>.

A instrumentação usada neste teste foi uma câmara de ionização Radcal 10X5-60 com eletrômetro acoplado, filtros de Al e trena. As medidas foram realizadas para uma magnificação de 18 cm, no modo escopia *normal*. A câmara de ionização foi posicionada acima da mesa sob o feixe de raios X a uma distância de 45 cm do ponto focal. A distância entre o ponto focal e o intensificador foi de 101 cm. Os filtros de Al foram colocados entre a câmara e o intensificador de imagem até atingir uma tensão do tubo próxima a 50 kVp. Para manter constante a espessura irradiada, todos os filtros permaneceram na direção do feixe durante este teste, para não modificar a técnica ajustada pelo controle automático de exposição. A primeira exposição foi feita com os filtros entre a câmara e o intensificador de imagem (feixe sem atenuação). Durante o teste, os filtros foram deslocados, um a um, entre o tubo de raios X e a câmara de ionização (feixe com atenuação). Para cada deslocamento foram realizadas exposições de 1 min e medidos os valores da taxa de kerma no ar. Este procedimento foi repetido até atingir um valor inferior à metade da primeira leitura. O valor da CSR foi obtido usando a equação 2:

$$CSR = \frac{x_b \ln\left(2 \frac{L_a}{L_0}\right) - x_a \ln\left(2 \frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)}$$

**Equação 2.** Equação para a determinação da camada semi-redutora do equipamento de raios X<sup>(5)</sup>.

onde:  $L_0$  é a média das leituras iniciais de exposição;  $L_a$  é a leitura de exposição imediatamente superior a  $L_0/2$ ;  $L_b$  é a leitura de exposição imediatamente inferior a  $L_0/2$ ;  $X_a$  é a espessura de Al correspondente à leitura  $L_a$ ;  $X_b$  é a espessura de Al correspondente à leitura  $L_b$ .

Para saber o valor da CSR para 50 kVp, foi feita uma interpolação baseada na tabela de CSR fornecida pela Portaria 453/98<sup>(4)</sup>.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

### Medida das taxas de kerma no ar na entrada da pele do paciente e na entrada do intensificador de imagem

Os resultados das medidas da taxa de kerma no ar de entrada da pele do paciente e da taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem realizadas no equipamento de raios X utilizado neste trabalho estão apresentados na Tabela 1. Os valores de taxa de kerma no ar de entrada na pele do paciente resultaram menores que os estabelecidos pela Portaria 453/98<sup>(4)</sup>.

Foi verificado que os valores de taxa de kerma no ar na entrada do intensificador e na entrada da pele do paciente medidos durante o modo *high* foram menores que os medidos no modo *normal*, quando era esperado o inverso. No entanto, foi observado que enquanto no modo *high* o feixe é pulsado, no modo *normal* a fluoroscopia é contínua. A fluoroscopia pulsada contribui para a minimização da exposição, porém a imagem diagnóstica é de menor qualidade. Normalmente, no modo *high* a taxa de kerma no ar é elevada, para permitir a obtenção de imagens de melhor qualidade, requerida em determinados momentos do procedimento intervencionista, quando melhores resolução e contraste de certas regiões são necessários. Esta característica não foi observada nos valores medidos das taxas de kerma no ar de entrada no paciente, fato que sugere que a taxa de kerma no ar do modo *high* foi modificada no equipamento de raios X, provavelmente para

diminuir a dose ministrada ao paciente. Sendo assim, o uso do modo *high* perdeu a sua função.

Tanto para o modo *high* como para o modo *normal*, uma variação da magnificação (de 18 cm para 23 cm) não teve influência significativa nos valores de taxas medidas, dentro das incertezas associadas às medições.

A taxa de kerma no ar também é elevada durante o uso do equipamento no modo de aquisição de imagens (cine), em função da necessidade de registrar imagens de alta qualidade.

### Avaliação da resolução espacial de alto contraste e da discriminação de baixo contraste e distorção

Os resultados dos testes de resolução de alto contraste são apresentados na Tabela 2. Para garantir um bom diagnóstico nos procedimentos de radiologia intervencionista em serviços de hemodinâmica, é necessária uma resolução de alto contraste suficiente para identificar as artérias, veias e lesões a serem investigadas, principalmente para procedimentos coronarianos em que as estruturas investigadas e tratadas são de pequenos calibres. A Portaria

453/98<sup>(4)</sup> recomenda um valor de resolução de alto contraste, expresso em pl/mm, superior a 1,4 pl/mm para o modo de magnificação de 15–18 cm e maior ou igual a 1,0 para o modo de magnificação de 23–25 cm. No entanto, os valores obtidos neste teste, no monitor interno da sala, resultaram menores que os recomendados. Isto sugere que pode haver detalhes anatômicos de difícil visualização nas imagens adquiridas e observadas no monitor, induzindo o médico a expor o paciente por tempos mais longos e à obtenção de um número maior de imagens.

Das Tabelas 1 e 2 é possível observar que, apesar de a taxa de kerma no ar na entrada do paciente ser maior no modo *normal* do que no *high*, não houve melhoria na qualidade da imagem (resoluções de alto e baixo contrastes) no monitor interno.

Para baixo contraste, é recomendável uma resolução entre 1% e 4%<sup>(1,4-7)</sup>. Os valores adquiridos neste trabalho apresentam resolução de baixo contraste aceitável, conforme mostra a Tabela 2.

Em geral, o monitor externo apresentou melhor qualidade de imagem que o interno. É importante ressaltar que a qualidade da imagem está estritamente relacionada ao

**Tabela 1** Resultados das medidas realizadas para avaliar a taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem e na entrada da pele do paciente.

Modo	Magnificação	Taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem			Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente		
		kV	mA	μGy/min	kV	mA	mGy/min
Low	18	—	—	—	47	0,7	2,1 ± 0,1
	23	—	—	—	45	0,6	2,8 ± 0,1
Normal	18	49	7,5	1,89 ± 0,09	40	7,5	13,9 ± 0,7
	23	47	7,5	1,24 ± 0,06	40	7,5	14,2 ± 0,7
High	18	53	4,5	1,63 ± 0,08	44	4,5	9,2 ± 0,5
	23	50	4,5	1,10 ± 0,05	41	4,5	8,5 ± 0,4
Cine	23	55	500	6,11 ± 0,30	50	500	49,4 ± 2,5

**Tabela 2** Resultado dos testes para avaliar as resoluções de alto e baixo contraste.

Modo	Magnificação	Resolução			
		Alto contraste		Baixo contraste	
		Monitor interno (pl/mm)	Monitor externo (pl/mm)	Monitor interno (%)	Monitor externo (%)
Low	18	1,12	1,25	1,8	1,8
Normal	18	1,25	1,64	1,8	2,7
High	18	1,25	1,51	1,8	1,8
Cine	18	1,25	1,00	2,3	3,9

objetivo médico diagnóstico final do procedimento.

No teste para avaliar a distorção, o monitor avaliado apresentou distorção de 5,1%, menor do que o valor de 10% recomendado pelo manual dos objetos de Leeds<sup>(7)</sup>. Os resultados das medições estão apresentados na Tabela 3, e os cálculos foram realizados para a diagonal principal e com os quadrados do canto superior esquerdo e canto inferior direito, usando a equação 1.

#### Camada semi-redutora

Os valores obtidos na avaliação da CSR estão mostrados na Tabela 4. O valor resultante de CSR calculada por meio da equação 2 foi de  $2,0 \pm 0,1$  mmAl, para uma tensão de 50 kV, sendo o valor de referência 1,7 mmAl<sup>(4)</sup>. Para este valor de CSR e esta voltagem, a filtração total deste equipamento resultou em 3,5 mmAl<sup>(8)</sup>. O valor da CSR do feixe útil não deveria ser menor do que 2,5 mmAl.

#### CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho, referentes às medições dosimétricas (taxas de kerma no ar na entrada do intensificador e na entrada da pele do paciente), demonstram a importância da avaliação periódica através de testes de controle de qualidade, que permitem monitorar o desempenho do equipamento, detectar anomalias ou problemas de funcionamento, assim como fazer uma estimativa do grau de exposição dos pacientes e trabalhadores.

Da mesma maneira, os resultados obtidos relativos à qualidade da imagem sugerem a necessidade de uma revisão no sistema de aquisição de imagens do equipa-

**Tabela 3** Dimensões medidas durante a realização do teste para avaliar o grau de distorção da imagem.

Localização do quadrado	Diagonal (cm)
Canto inferior esquerdo	4,4 ± 0,3
Canto superior esquerdo	4,5 ± 0,3
Central	4,2 ± 0,3
Canto inferior direito	4,7 ± 0,3
Canto superior direito	4,7 ± 0,3
Diagonal principal	30,9 ± 0,3
Diagonal secundária	30,7 ± 0,3

**Tabela 4** Resultados das medidas realizadas para determinar a CSR.

Espessura (mmAl)	Leitura (mGy/min)
0	11,1 ± 0,6
2	5,6 ± 0,3
3	4,2 ± 0,2
5	2,5 ± 0,1

mento fluoroscópico. A realização periódica destes testes proporciona dados concretos que podem conduzir a uma melhoria na qualidade da imagem, porque permitem identificar possíveis degradações no sistema de imagem ao longo do tempo. Esta avaliação é especialmente importante na tela do monitor localizado dentro da sala de exames, o qual é indispensável para o acompanhamento dinâmico e em tempo real do procedimento.

O controle de qualidade fornece uma ferramenta para a implementação de condutas de proteção radiológica de todos os indivíduos envolvidos no procedimento intervencionista, assim como outras relacionadas a aspectos prioritários na manutenção do equipamento e à obtenção da

qualidade de imagem suficiente para os resultados diagnósticos requeridos.

A interação do físico médico com os profissionais médicos é de fundamental importância, a fim de que este possa interpretar as suas necessidades para possibilitar um trabalho seguro e diagnóstico preciso nos procedimentos. É extremamente importante a conscientização dos médicos e técnicos deste fato, assim como o treinamento adequado de todos os profissionais que trabalham em radiologia intervencionista.

Tais cuidados fazem parte das funções do físico médico do serviço, que deve participar efetivamente do quadro de especialistas de um hospital, conforme exigência das normas brasileiras e das recomendações de boas práticas com radiação.

#### REFERÊNCIAS

1. International Commission on Radiological Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. Oxford: Pergamon Press, 2000.
2. Williams JR. The interdependence of staff and patient doses in interventional radiology. Br J Radiol 1997;70:498-503.
3. Faulkner K. Radiation protection in interventional radiology. Br J Radiol 1997;70:325-326.
4. Brasil. Ministério da Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453. Brasília: Diário oficial da União, 1/6/1998.
5. Brasil. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Guia de procedimentos para segurança e qualidade de imagem em radiodiagnóstico médico. Resolução nº 64, de 4 de abril de 2003.
6. Products of fluoroscopy. 2004 [cited 2004 Feb 21]. Available from: www.leadstestobjects.com
7. Cowen AR, Clarke OF, Coleman NJ, Craven DM, McArdle S, Hay GA. Lead x-ray test objects - instruction manual. Leeds LS1 3 EX, 1992.
8. International Commission on Radiological Protection. Protection of the patient in diagnostic radiology. ICRP Publication 34. Oxford: Pergamon Press, 1982.