

## **Avaliação da iluminância na tela do monitor presente na sala de hemodinâmica**

**Evaluation of the illuminance on the monitor screen present in the hemodynamics room**

**Evaluación de la iluminancia en la pantalla del monitor presente en la sala de hemodinámica**

Recebido: 31/05/2022 | Revisado: 11/06/2022 | Aceito: 12/06/2022 | Publicado: 24/06/2022

### **Perseu Lúcio Alexander Helene de Paula**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5927-4546>  
Hospital Universitário de Sergipe, Brasil  
E-mail: plahp@uol.com.br

### **Carlos Leandro Silva dos Prazeres**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3028-728X>  
Hospital Universitário de Sergipe, Brasil  
E-mail: c.leandro@outlook.com

### **Laélia Campos**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5701-9851>  
Universidade Federal de Sergipe, Brasil  
E-mail: lpbcampos@gmail.com

### **Cássio Costa Ferreira**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9347-208X>  
Hospital Universitário de Sergipe, Brasil  
E-mail: cassio.c.ferreira@gmail.com

### **Resumo**

**Objetivo:** Avaliar, usando um fotômetro, a influência da luminância proveniente da iluminação ambiental refletida na tela do monitor na visualização de estruturas de baixo contraste durante procedimentos hemodinâmicos. **Método:** Para simular uma situação de baixo contraste, algumas placas de PMMA foram criteriosamente arranjadas e expostas à radiação, tanto no modo normal quanto no modo de baixa dose de fluoroscopia, disponíveis no aparelho. Um fotômetro foi usado para medir a luminância na tela do monitor e as medidas foram realizadas para 12 distintos cenários de iluminação da sala de hemodinâmica. **Resultados:** Foi possível observar a partir das medidas de luminância realizadas em cada cenário, que o posicionamento das luminárias pode influenciar na visualização de estruturas de baixo contraste na tela do monitor, e que o fato das luminárias estarem acesas ou parcialmente apagadas na sala de hemodinâmica, pode constituir um importante fator para assegurar o conforto visual do médico responsável pelo procedimento.

**Palavras-chave:** Hemodinâmica; Diagnóstico por imagem; Proteção radiológica; Iluminação; Adaptação ocular.

### **Abstract**

**Objective:** To evaluate, using a photometer, the influence of luminance from ambient illuminance reflected on the monitor screen on the visualization of low-contrast structures during hemodynamic procedures. **Method:** To simulate a low-contrast situation, some PMMA plates were carefully arranged and exposed to radiation, both in normal and low-dose fluoroscopy modes, available in the device. A photometer was used to measure the luminance on the monitor screen and measurements were performed for 12 different lighting scenarios in the hemodynamics room. **Results:** It was possible to observe from the luminance measurements performed in each scenario, that the positioning of the luminaires can influence the visualization of low-contrast structures on the monitor screen, and that the fact that the luminaires are on or partially off in the hemodynamics room, can be an important factor to ensure the visual comfort of the physician responsible for the procedure.

**Keywords:** Hemodynamics; Diagnostic imaging; Radiological protection; Lighting; Ocular adaptation.

### **Resumen**

**Objetivo:** Evaluar, utilizando un fotómetro, la influencia de la luminancia de la iluminación ambiental reflejada en la pantalla del monitor en la visualización de estructuras de bajo contraste durante los procedimientos hemodinámicos. **Método:** Para simular una situación de bajo contraste, se colocaron cuidadosamente algunas placas de PMMA y se expusieron a la radiación, tanto en modo de fluoroscopia normal como de baja dosis, disponibles en el dispositivo. Se utilizó un fotómetro para medir la luminancia en la pantalla del monitor y se realizaron mediciones para 12 escenarios de iluminación diferentes en la sala de hemodinámica. **Resultados:** Se pudo observar a partir de las mediciones de luminancia realizadas en cada escenario, que el posicionamiento de las luminarias puede influir en la visualización de estructuras de bajo contraste en la pantalla del monitor, y que el hecho de que las luminarias estén encendidas o parcialmente apagadas en la sala de hemodinámica, puede ser un factor importante para asegurar el confort visual del médico responsable del procedimiento.

**Palabras clave:** Hemodinámica; Diagnóstico por imagen; Protección radiológica; Iluminación; Adaptación ocular.

## 1. Introdução

Os procedimentos intervencionistas nas áreas de cardiologia, angiologia, nefrologia e outras são práticas pouco invasivas que utilizam imagens dinâmicas e em tempo real produzidas por raios X para realizar diagnósticos ou terapias associadas ao coração, artérias coronárias, vasos ou rins (NCRP, 2010).

Por fazer uso de radiação ionizante, é de suma importância otimizar a prática e promover testes de controle de qualidade de forma periódica, visando a proteção radiológica do paciente e da equipe médica (IAEA, 2018; Durán et al., 2013), como recomenda a Norma RDC 611 da Anvisa e sua Instrução Normativa Nº 91 (Brasil, 2022; 2021).

No procedimento hemodinâmico, para visualizar certas estruturas anatômicas e diferenciá-las de outras de densidades semelhantes, é necessária a administração ao paciente de substâncias injetáveis. No cateterismo cardíaco, procedimento hemodinâmico clínico habitual, que motivou o presente estudo, o cardiologista acompanha a introdução de um cateter observando visualmente a trajetória do mesmo por meio da tela de um monitor dedicado exclusivamente para a visualização de estruturas que apresentam baixo contraste (Francisco et al., 2020). O contraste é a diferença na escala de cinza entre regiões adjacentes da imagem (Bushberg et al., 2001).

De acordo com as Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia, para a realização de serviços de hemodinâmica, o local deve conter, pelo menos, um equipamento possuindo imagem digital de alta qualidade, com aquisição em tempo real (Gubolino et al.; 2013). Além da qualidade do feixe de raios X, também é importante uma iluminação adequada do ambiente (Losso et al., 2013; Romani & Nogueira, 2013), para proporcionar conforto visual ao médico, bem como uma adequada identificação das estruturas estudadas (Vetter et al., 2022; Adamsson et al., 2018).

Em se tratando de conforto visual, sabe-se que o olho humano é um órgão sensorial que desempenha funções de processamento e formação de imagens em conexão com o cérebro. É através da pupila que a intensidade luminosa chega, isto é, a luz refletida de objetos. A depender da intensidade luminosa pode ocorrer a adaptação ocular, ou seja, o olho humano se adapta propiciando a dilatação da pupila (midríase) ou a contração da mesma (miose), que reduz de forma considerável a incidência de luz no olho (Bouffard, 2019).

Em um local muito claro, ou seja, de alta iluminância, ocorre a contração pupilar. Nesta situação, menos raios luminosos, advindos da reflexão de objetos, serão percebidos pelo sistema ocular prejudicando a sensibilidade para visualizar estruturas de baixo contraste (Rose, 1948; Simonson & Brozek, 1948; Stone et al., 1980).

Por outro lado, a sensibilidade na visualização destas estruturas também será minimizada se não houver luz, já que no escuro ou em ambiente de luminosidade muito baixa, o sistema ocular se acomoda e a pupila se dilata buscando qualquer feixe de luz refletido (Chen et al., 2012; Baker et al., 2013).

No contexto de um procedimento hemodinâmico, a reflexão dos raios luminosos que incidem na tela do monitor pode interferir na resposta da luminância, que corresponde a uma grandeza que é medida por meio de um fotômetro, e influenciar a visualização do médico cardiologista durante a técnica (Mesquita et al., 2018).

Nesse sentido, o objetivo do artigo é avaliar, usando um fotômetro, a influência da luminância proveniente da iluminância ambiental refletida na tela do monitor na visualização de estruturas de baixo contraste durante procedimentos hemodinâmicos.

## 2. Metodologia

A pesquisa aqui desenvolvida foi de natureza quantitativa, cujo intuito foi quantificar, analisar e interpretar os dados coletados (Estrela, 2018) a partir do estudo da iluminância ambiental em uma sala de hemodinâmica. Para isso, os resultados foram analisados utilizando estatística descritiva por meio de porcentagens, médias, desvio padrão e estatística não paramétrica. Para o cálculo das estatísticas foi usado o programa R Core Team (2022).

O equipamento utilizado pertence a um hospital público em Sergipe, cuja marca é GE Medical System modelo Innova 3100-IQ. Este aparelho, entre diversos recursos, apresenta dois modos de operação: modo normal e modo baixa dose de radiação ionizante. O modo normal opera com uma dose maior de radiação e uma melhor qualidade de imagem que o modo baixa dose, e isso implica muitas vezes na solicitação pelos profissionais para trabalhar no modo normal, devido a uma boa visualização das imagens obtidas.

O experimento proposto testou 12 cenários distintos (Tabela 1) em relação ao arranjo do conjunto de luminárias acesas na sala de hemodinâmica, que possui três conjuntos contendo quatro luminárias e cada uma possuindo quatro lâmpadas led brancas de potência 10 watts (Figura 1).

**Tabela 1.** Especificação dos cenários.

<b>Cenário</b>	<b>Luminárias acesas</b>
<b>1</b>	Proximal, medial e distal
<b>2</b>	Medial e distal
<b>3</b>	Proximal e distal
<b>4</b>	Proximal e medial
<b>5</b>	Proximal
<b>6</b>	Medial
<b>7</b>	Distal
<b>8</b>	Distal com foco médio
<b>9</b>	Apenas foco médio
<b>10</b>	Nenhuma
<b>11</b>	Foco médio e sala de comando
<b>12</b>	Sala de comando

Fonte: Autores (2022).

**Figura 1.** Conjunto de luminárias da sala de Hemodinâmica.



Fonte: Autores (2022).

Como pode ser observado na Figura 1, as luminárias foram diferenciadas usando como referência a sala de comando, de acordo com as especificações a seguir:

- **PROXIMAL:** Conjunto de 4 luminárias mais próximas da sala de comando.
- **MEDIAL:** Conjunto de 4 luminárias equidistantes das demais em relação a sala de comando.
- **DISTAL:** Conjunto de 4 luminárias mais distantes da sala de comando.
- **FOCO PORTÁTIL:** modelo Lucea100/Maquet.

Para a geometria do arranjo experimental, o ponto focal do tubo de raios X foi posicionado a 115 cm do intensificador de imagens, a mesa ficou a 74 cm do piso, com um ângulo de 90° com o piso. O fotômetro, por sua vez, foi apoiado em um suporte e posicionado a 2 cm da tela do monitor (Figura 2) e foi usado para simular o comportamento do olho humano em relação à sensibilidade ao contraste e sendo útil para efetuar medidas de luminâncias.

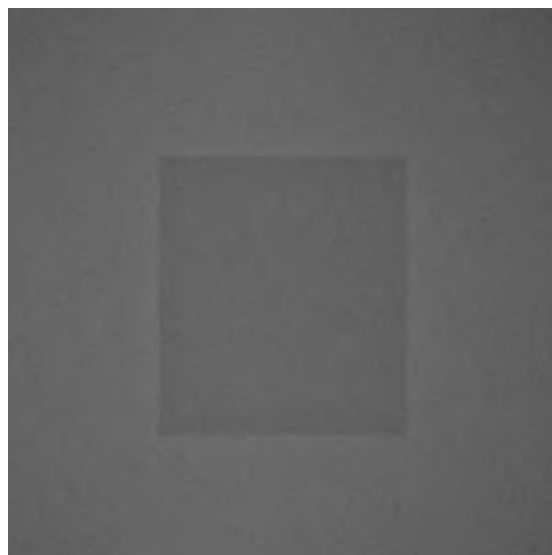
**Figura 2.** Arranjo experimental do fotômetro.



Fonte: Autores (2022).

O arranjo com o fotômetro, conforme Figura 2, foi o mesmo nas duas opções de fluoroscopia do aparelho: modo normal e modo de baixa dose. Para promover a simulação de uma situação-objeto de baixo contraste, foram usadas 25 placas de 1 cm de PMMA empilhadas, formando uma área de 30 x 30 cm<sup>2</sup>, totalizando 25 cm de altura, e mais uma placa de PMMA de 1 cm de espessura e área de 10 x 10 cm<sup>2</sup> colocada em cima das placas maiores (Figura 3).

**Figura 3.** Imagem das placas de PMMA.

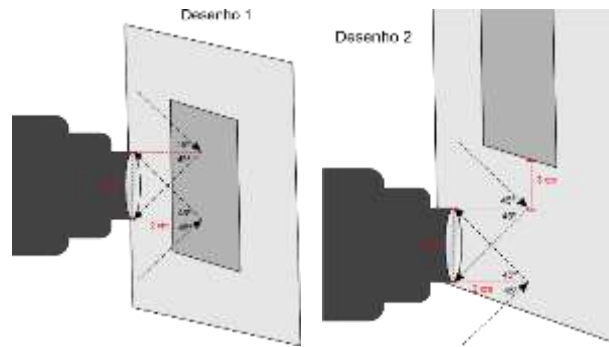


Fonte: Autores (2022).

A Figura 3 apresenta uma imagem obtida pela exposição das placas de PMMA. Quando a exposição foi realizada usando o modo normal, considerando apenas a escopia, a tensão usada foi de 87 kVp, 24,9 mAs, filtração de 0,3 mm de Cu, campo de visão (FOV) de 30 cm, durante 8 s e com 30 frames/s. Já no modo de baixa dose a tensão foi de 80 kVp, 15,8 mAs, filtração de 0,3 mm de Cu, FOV de 30 cm, durante 7 s e com 30 frames/s.

O posicionamento do fotômetro, a 2 cm da tela do monitor, foi disposto de maneira perpendicular a imagem a ser analisada, tanto no centro quanto na periferia, contemplando uma geometria em que a iluminação do ambiente refletisse na tela do monitor (luminância), com o ângulo máximo de 45° da região de interesse (Figura 4), de forma que não houvesse nenhum tipo de influência dos raios luminosos vindos da periferia em direção ao centro e nem vice-versa, presentes na sala de hemodinâmica.

**Figura 4.** Esquema do posicionamento do fotômetro.



Fonte: Autores (2022).

A Figura 4 mostra o posicionamento do fotômetro em relação ao centro e à periferia. Ou seja, feita a aquisição da imagem, mediu-se para cada um dos 12 cenários, a luminância no centro do objeto de contraste (desenho 1) e fora dele, isto é, a 3 cm da borda do objeto, local denominado de periferia (desenho 2).

Como sugestão para melhor análise e discussão, os cenários foram agrupados em três blocos: Bloco 1, correspondendo aos cenários com dois conjuntos ou mais de luminárias acesas (cenários 1 a 4); Bloco 2, contendo os cenários com apenas um conjunto de luminárias acesas (cenários 5 a 7); e Bloco 3, com a presença de foco portátil ligado ou não, na intensidade média (cenários 8 a 12).

Para cada posicionamento, centro e periferia, foram realizadas 3 medidas de luminância e feita a média aritmética e desvio padrão. Após o cálculo da média, foi feito o cálculo da razão de sensibilidade ao contraste (Tobarra et al., 1995), conforme a equação abaixo.

$$RSC = \frac{L_p - L_c}{L_p + L_c}$$

onde  $L_p$  corresponde a luminância ou intensidade luminosa da zona brilhante (periferia), enquanto  $L_c$  é a luminância na zona escura (centro).

### 3. Resultados e Discussão

As Tabelas 2 e 3 apresentam os valores medidos das luminâncias no centro e na periferia do objeto simulador, para os 12 cenários, nos modos de dose normal e baixa dose, respectivamente.

**Tabela 2.** Valores de luminância em  $\text{cd/m}^2$  (modo dose normal).

<b>Cenário</b>	<b>Média na periferia (<math>\text{cd/m}^2</math>)</b>	<b>Média no centro (<math>\text{cd/m}^2</math>)</b>
<b>1</b>	$33,92 \pm 0,08$	$32,48 \pm 0,05$
<b>2</b>	$31,84 \pm 0,16$	$30,08 \pm 0,11$
<b>3</b>	$32,77 \pm 0,09$	$31,16 \pm 0,04$
<b>4</b>	$33,46 \pm 0,05$	$31,86 \pm 0,01$
<b>5</b>	$32,18 \pm 0,10$	$30,53 \pm 0,02$
<b>6</b>	$31,24 \pm 0,14$	$29,42 \pm 0,05$
<b>7</b>	$30,72 \pm 0,03$	$28,82 \pm 0,08$
<b>8</b>	$30,68 \pm 0,11$	$28,97 \pm 0,04$
<b>9</b>	$30,00 \pm 0,11$	$28,41 \pm 0,08$
<b>10</b>	$29,75 \pm 0,08$	$28,26 \pm 0,10$
<b>11</b>	$30,01 \pm 0,10$	$28,55 \pm 0,10$
<b>12</b>	$29,68 \pm 0,01$	$28,46 \pm 0,04$

Fonte: Autores (2022).

**Tabela 3.** Valores de luminância em  $\text{cd/m}^2$  (modo baixa dose).

<b>Cenário</b>	<b>Média na periferia (<math>\text{cd/m}^2</math>)</b>	<b>Média no centro (<math>\text{cd/m}^2</math>)</b>
<b>1</b>	$34,55 \pm 0,19$	$31,66 \pm 0,01$
<b>2</b>	$32,24 \pm 0,06$	$28,98 \pm 0,05$
<b>3</b>	$33,18 \pm 0,02$	$30,23 \pm 0,06$
<b>4</b>	$33,55 \pm 0,03$	$30,87 \pm 0,10$
<b>5</b>	$32,06 \pm 0,08$	$29,61 \pm 0,07$
<b>6</b>	$31,88 \pm 0,04$	$28,45 \pm 0,15$
<b>7</b>	$31,07 \pm 0,02$	$27,71 \pm 0,13$
<b>8</b>	$31,16 \pm 0,04$	$28,07 \pm 0,03$
<b>9</b>	$29,61 \pm 0,11$	$27,41 \pm 0,03$
<b>10</b>	$29,35 \pm 0,07$	$27,31 \pm 0,01$
<b>11</b>	$29,52 \pm 0,07$	$27,49 \pm 0,03$
<b>12</b>	$29,53 \pm 0,09$	$27,39 \pm 0,07$

Fonte: Autores (2022).

Observando as Tabelas 2 e 3, é possível verificar que a média dos valores de luminâncias são maiores na periferia em relação ao centro para ambos os modos de operação do equipamento, comprovados pelos p-valores  $< 0,05$  do teste estatístico de Wilcoxon-Mann-Whitney, iguais a 0,009 (modo normal) e 0,0009 (modo baixa dose), visto que a periferia corresponde a zona brilhante (cinza mais claro), com maior intensidade luminosa.

As Tabelas 4 e 5 mostram os cálculos da razão de sensibilidade ao contraste no modo normal e baixa dose, respectivamente. De acordo com a equação (1), as luminâncias foram medidas em  $\text{cd/m}^2$ . A candela é uma unidade do SI, que

é a intensidade luminosa, numa dada direção, de uma fonte que emite uma radiação monocromática de frequência  $540 \times 10^{12}$  Hz, cuja intensidade energética nessa direção é  $1/683\text{W}$  por esterorradiano (Taylor, 1998).

**Tabela 4.** Razão de sensibilidade ao contraste (modo dose normal).

Cenário	RSC
1	$2,16 \cdot 10^{-2}$
2	$2,85 \cdot 10^{-2}$
3	$2,52 \cdot 10^{-2}$
4	$2,45 \cdot 10^{-2}$
5	$2,63 \cdot 10^{-2}$
6	$3,01 \cdot 10^{-2}$
7	$3,19 \cdot 10^{-2}$
8	$2,86 \cdot 10^{-2}$
9	$2,72 \cdot 10^{-2}$
10	$2,57 \cdot 10^{-2}$
11	$2,50 \cdot 10^{-2}$
12	$2,10 \cdot 10^{-2}$

Fonte: Autores (2022).

**Tabela 5.** Razão de sensibilidade ao contraste (modo baixa dose).

Cenário	RSC
1	$4,36 \cdot 10^{-2}$
2	$5,33 \cdot 10^{-2}$
3	$4,65 \cdot 10^{-2}$
4	$4,16 \cdot 10^{-2}$
5	$3,97 \cdot 10^{-2}$
6	$5,67 \cdot 10^{-2}$
7	$5,71 \cdot 10^{-2}$
8	$5,22 \cdot 10^{-2}$
9	$3,87 \cdot 10^{-2}$
10	$3,59 \cdot 10^{-2}$
11	$3,55 \cdot 10^{-2}$
12	$3,77 \cdot 10^{-2}$

Fonte: Autores (2022).

De acordo com as Tabelas 4 e 5, os valores calculados para a razão de sensibilidade ao contraste (RSC) foram maiores no modo de baixa dose em relação ao modo normal, confirmado pelo teste estatístico de Wilcoxon-Mann-Whitney com p-valor igual a 0,0000004. Analisando pontualmente os cenários, os cálculos mostraram valores maiores no cenário 2 (Figura 5) do Bloco 1, no cenário 7 (Figura 6) do Bloco 2 e no cenário 8 (Figura 7) do Bloco 3.



Na comparação entre os modos normal e baixa dose, a razão de sensibilidade ao contraste foi quase o dobro no modo baixa dose para os mesmos cenários (2, 7 e 8). Isso sugere que o médico pode ter como opção operar o equipamento neste modo, o que diminui a radiação ionizante, resultando na proteção radiológica dos profissionais envolvidos e do paciente.

**Figura 5.** Cenário 2 com luminárias medial e distal acesas.



Fonte: Autores (2022).

**Figura 6.** Cenário 7 com luminárias distais acesas.



Fonte: Autores (2022).

**Figura 7.** Cenário 8 com luminárias distais acesas e foco.



Fonte: Autores (2022).

No cenário 2, com pode ser observado na Figura 5, as luminárias que ficaram acesas foram a medial e a distal, ou seja, na região acima e atrás do monitor. No cenário 7, as luminárias que permaneceram acesas foram as distais, na região atrás do monitor, como mostra a Figura 6. No cenário 8, conforme Figura 7, houve apenas a introdução do foco portátil aceso na intensidade média direcionado ao paciente e adicionado ao cenário 7. Nestes três cenários, o cirurgião intervencionista pode ter um conforto visual (Simonson & Brozek, 1948), sem que a luz ofusque e cause stress ocular, e não comprometa a visualização adequada das estruturas de baixo contraste (Francisco et al., 2020), que possuem densidades próximas, como as áreas próximas do coração ou as artérias coronárias.

O conforto visual é resultante de uma série de fatores, tais como (Baker et al., 2013; Krupinski et al., 2009):

- As características físicas dos estímulos luminosos, que incluem: intensidade, espectro, tempo e duração da luz.
- A fisiologia ocular/neural, que modifica ou responde aos estímulos luminosos.

O olho humano ajusta-se para diferentes luminâncias dos objetos simuladores por meio da abertura e fechamento da pupila que proporciona a entrada de luz no sistema óptico (Bouffard, 2019). A sensibilidade do olho em perceber baixas luminâncias é discrepantemente maior se comparados a projetores, televisão e filmes fotográficos como foi publicado em um trabalho de Albert Rose (1948), que evidenciou a relação entre baixas luminâncias e razão sinal-ruído. De modo análogo e qualitativo este trabalho pleiteia apontar a eficiência do olho humano em perceber a razão de sensibilidade ao contraste em baixas luminâncias utilizando um fotômetro, ainda que não tão eficiente quanto o olho.

No olho humano, duas estruturas são de extrema importância neste processo: os bastonetes e os cones que são células fotorreceptoras (Guyton & Hall, 2006). Os bastonetes são mais sensíveis a luz e são utilizados em condições de baixa luminosidade, começam a operar com a pupila totalmente aberta (dilatação pupilar – midríase) captando uma luminância de  $0,001 \text{ cd/m}^2$ . Os cones são utilizados em condição de alta luminosidade e permitem a distinção de cores (Rose, 1948), são acionados a partir de uma luminância de  $3 \text{ cd/m}^2$  sendo que a pupila se fecha ao seu mínimo (contração pupilar – miose) com luminância de  $1000 \text{ cd/m}^2$ .

A sensibilidade ao contraste é a capacidade do olho discernir luminâncias, assim quanto menor a sensibilidade ao contraste, o olho tende a se adaptar a uma luminosidade média (Stone et al., 1980).

É indubitável que um fotômetro está longe de ter um comportamento semelhante ao olho humano, dada a sua complexidade. Contudo, existe uma característica relevante e comum aos dois, que é a capacidade da identificação de sensibilidade ao contraste. No presente trabalho, o posicionamento geométrico do fotômetro teve a intenção de simular o olho humano e como poderia visualizar as estruturas importantes para o diagnóstico.

Ademais, o excesso de iluminação e/ou disposição inadequada de luminárias na sala de hemodinâmica (Chen et al., 2012), pode proporcionar um certo desconforto e stress ocular para o cirurgião intervencionista (Krupinski et al., 2009; ABNT, 2013). O experimento realizado procurou a melhor condição de sensibilidade ao contraste, na tentativa de uma visualização mais confortável que o cardiologista intervencionista está sujeito, melhorando a sua condição de trabalho (Losso et al., 2013; Romani & Nogueira, 2013).

O cenário 2 do Bloco 1 (Figura 5), o cenário 7 do Bloco 2 (Figura 6) e o cenário 8 do Bloco 3 (Figura 7) apresentaram estas melhores condições, isto é, melhor sensibilidade ao contraste. Ao se comparar estes três últimos cenários, tanto no modo normal quanto no modo baixa dose, o cenário 7 se destaca devido ao maior valor de RSC encontrado.

Em qualquer ambiente, sobretudo o ambiente hospitalar a iluminação artificial deve ser capaz de proporcionar uma distribuição de iluminâncias adequadas às necessidades dos espaços (Losso et al., 2013; Romani & Nogueira, 2013; Adamsson et al., 2018), bem como proteger o médico intervencionista do desconforto visual, como stress ocular (Krupinski et al., 2009), ofuscamentos e oferecendo uma boa sensibilidade ao contraste evitando refletâncias especulares (ABNT, 2013).

#### **4. Considerações Finais**

Diante dos resultados apresentados e considerando que o experimento foi realizado com a mesma configuração e geometria, o cenário 7 revelou-se como o melhor (distal, que são as luminárias mais distantes acesas na região atrás do monitor), tanto para o modo normal quanto para o modo baixa dose não havendo significativa perda de sensibilidade ao contraste entres ambos os modos.

É sabido que para o equipamento de hemodinâmica instalado nas dependências do hospital, a mudança no modo de operação, isto é, do modo normal para o modo de baixa dose representa uma redução em até 50% na dose de radiação ionizante, em que estão submetidos tanto o paciente quanto o cirurgião intervencionista e sua equipe.

Desta forma, o apagar criterioso de determinados conjuntos de luminárias, pode ofertar ao médico intervencionista conforto visual e melhor sensibilidade ao contraste. Além disso, um ponto importante a considerar, é que, o médico que habitualmente opera o procedimento no modo normal, poderá trabalhar no modo baixa dose otimizando a técnica e promovendo a proteção radiológica dos envolvidos.

Sugere-se como proposta de trabalhos futuros a realização de medidas de luminância em diferentes hospitais, tanto públicos como particulares, no intuito de corroborar e ampliar os resultados encontrados pelos autores, levando a uma ampla discussão na comunidade médica a respeito da iluminação adequada na sala de hemodinâmica.

#### **Agradecimentos**

Os autores agradecem ao Programa de Residência Profissional em Física Médica subsidiado pelo MEC e à Comissão de Residência Profissional e Multiprofissional em Saúde do Hospital Universitário da Universidade Federal de Sergipe, administrado pela EBSERH.

## Referências

- ABNT (2013). Associação Brasileira de Normas Técnicas. Norma Brasileira ISO/CIE 8995-1. *Iluminação de ambientes de trabalho Parte 1: Interior*.
- Adamsson, M., Laike, T., Morita, T. (2018). Comparison of static and ambulatory measurements of illuminance and spectral composition that can be used for assessing light exposure in real working environments. *LEUKOS*, 15(2-3), 181-194.
- Baker, P. A., Raos, A. S., Thompson, J. M., & Jacobs, R. J. (2013). Visual acuity during direct laryngoscopy at different illuminance levels. *Anesthesia & Analgesia*, 116(2), 343-350.
- Bouffard, M. A. (2019). The Pupil. *Continuum (Minneapolis, Minn.)*, 25(5), 1194-1214.
- Brasil (2022). Ministério da Saúde. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC Nº 611, de 9 de março de 2022. *Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista*.
- Brasil (2021). Ministério da Saúde. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Instrução Normativa IN Nº 91, de 27 de maio de 2021. *Estabelece os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista*.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr., E. M., & Boone, J. M. (2001). *The essential physics of medical imaging*. 2a ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- Chen, A. H., Norazman, F. N. N., & Buari, N. H. (2012). Comparison of visual acuity estimates using three different letter charts under two ambient room illuminations. *Indian Journal of Ophthalmology*, 60(2), 101.
- Durán, A., Hian, S. K., Miller, D. L., Le Heron, J., Padovani, R., & Vano, E. (2013). Recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 82(1), 29-42.
- Estrela, C. (2018). *Metodologia científica: ciência, ensino, pesquisa*. (3a ed.), Artes Médicas.
- Francisco, M. F. F., de Camargo, R. B. F., Hirayama, T., Rocha, I. G., & Pires, S. R. (2020). Avaliação do contraste-detalle em sistemas digitais de equipamentos de hemodinâmica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 14, 556.
- Gubolino, L. A., Lopes, M. A. C. Q., Pedra, C. A. C., Caramori, P. R. A., Mangione, J. Á., Silva, S. S., ... & Barbosa, M. R. (2013). Diretrizes da sociedade brasileira de cardiologia sobre qualidade profissional e institucional, centro de treinamento e certificação profissional em hemodinâmica e cardiologia intervencionista. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 101(6), 1-58.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). *Tratado de Fisiologia Médica*. (11a ed.), Guanabara Koogan.
- IAEA (2018). International Atomic Energy Agency. *Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation*.
- Krupinski, E. A., Berbaum, K. S., & Caldwell, R. (2009). Impact of visual fatigue on observer performance. In *Medical imaging 2009: image perception, observer performance, and technology assessment* (Vol. 7263, p. 72631O). International Society for Optics and Photonics.
- Losso, E., Costa, T. D., Carbente, R. P., Barros, F. S., & Nohama, P. (2013). Iluminação em ambientes médico-hospitalares. *VI Simpósio em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia*.
- Mesquita, B. R., Sousa, D. N., & dos Santos, L. A. P. (2018). Dispositivo alternativo para uso em controle de qualidade de monitores de imagem empregados no radiodiagnóstico médico. *Scientia Plena*, 14(10).
- NCRP (2010). National Council on Radiation Protection and Measurements. *Radiation dose management for fluoroscopically guided interventional medical procedures*.
- Romani, T. K., & Nogueira, M. C. D. J. A. (2013). Avaliar a iluminação artificial nos centros cirúrgicos em Cuiabá: estudo de caso. *Revista Eletrônica em Gestão, Educação e Tecnologia Ambiental*, 9(9), 2037-2048.
- Rose, A. (1948). The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *JOSA*, 38(2), 196-208.
- R Core Team (2022). *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing.
- Simonson, E., & Brozek, J. (1948). The effect of spectral quality of light on visual performance and fatigue. *JOSA*, 38(10), 830-840.
- Stone, P. T., Clarke, A. M., & Slater, A. I. (1980). The effect of task contrast on visual performance and visual fatigue at a constant illuminance. *Lighting Research & Technology*, 12(3), 144-159.
- Taylor, B. N. *The International System of Units (SI)* [Internet] (1998). National Institute of Standards and Technology.
- Tobarra-López, A., Seguí-Crespo, M., García Bernabeu, J. R., & Boj, P. G. (1995). *Calibrado del programa CSF-Test utilizado como sistema de medida de la función de sensibilidad al contraste*.
- Vetter, C., Pattison, P. M., Houser, K., Herf, M., Phillips, A. J. K., Wright, K. P., Skene, D. J., Brainard, G. C., Boivin, D. B., & Glickman, G. (2022). A review of human physiological responses to light: implications for the development of integrative lighting solutions. *LEUKOS*, 18(3), 387-414.