



BAHIANA
ESCOLA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA

ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS EM SAÚDE

IGOR FERNANDO MODESTO GARCIA

AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS MONITORES USADOS PARA
DIAGNÓSTICO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Salvador
2017

IGOR FERNANDO MODESTO GARCIA

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS MONITORES USADOS PARA
DIAGNÓSTICO**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Tecnologias em Saúde da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Orientador: Dr. Handerson Jorge Dourado Leite

Coorientadora: Dr. Kátia Nunes Sá

**Salvador
2017**

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema Integrado de Bibliotecas

G216 Garcia, Igor Fernando Modesto.
Avaliação do desempenho dos monitores usados para diagnóstico: / Igor Fernando Modesto Garcia. - 2017.
, 103 f. : il. ; 30 cm.
Orientador: Dr. Handerson Dourado Leite.
Co-orientadora: Dr^a Kátia Nunes Sá.
Título de Mestre em Tecnologias em Saúde 2017.
Inclui bibliografia.
1. Radiologia. 2. Diagnóstico. 3. Avaliação. 4. Desempenho.
I. Título.

CDU 615.849

IGOR FERNANDO MODESTO GARCIA

**“AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS MONITORES USADOS PARA
DIAGNÓSTICO”**

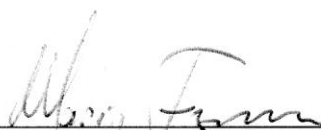
Dissertação apresentada à Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Tecnologias em Saúde.

Local, 10 de maio de 2017.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Marcus Vinicius Teixeira Navarro
Doutor em Saúde Coletiva
Instituto Federal da Bahia – IFBA



Prof. Dr. Mário de Jesus Ferreira
Ensino, Filosofia e História das Ciências
Universidade do Estado da Bahia, UNEB



Prof.ª Dr.ª Patrícia Virginia Silva Lordêlo Garboggini
Doutora em Medicina e Saúde Humana
Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, EBMS

“Dedico esse trabalho ao meu pai Luiz, minha mãe Elza, minha avó Marinal, meus tios Paulo e José por estarem a postos sempre que precisei e por todos os esforços que permitiram estar neste curso, ao orientador Handerson Leite pela orientação do trabalho e pela oportunidade oferecida, o qual trouxe um conhecimento impagável e aos futuros mestres em tecnologias em saúde da minha turma com quem compartilhei imensas alegrias e descobertas ao longo do curso”.

INSTITUIÇÕES ENVOLVIDAS

Instituto Federal de Ciência Educação e Tecnologia - IFBA

Laboratório de produtos para Saúde - LABPROSAUD

FONTES DE FINANCIAMENTO

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia - FAPESB

Ministério da Saúde - MS

Financiadora de Estudos e Projetos - FINEP

“Na vida, as pessoas tendem a esperar que as coisas boas venham até elas. E, esperando, elas não as encontram. Geralmente, o que você deseja não cai no seu colo; cai em algum lugar por perto, e você precisa reconhecê-lo, ficar de pé e dedicar o trabalho e o tempo necessário para alcançá-lo. Isso não é assim porque o universo é cruel. É porque o universo é inteligente. Ele tem sua própria teoria de gato e barbante e sabe que não apreciamos as coisas que caem em nosso colo”. (Neil Strauss)

RESUMO

Em termos radiológicos, a qualidade da imagem é a exatidão da representação da anatomia do paciente. Considerando a importância do desempenho dos monitores para a eficácia global de uma prática de diagnóstico por imagem, o objetivo desse trabalho é avaliar o desempenho dos monitores utilizados para diagnóstico, através do método descrito no report 03 da AAMP e no protocolo espanhol, utilizando instrumentação calibrada rastreável ao NIST e à RBC. Os resultados dos testes para os parâmetros de distorção geométrica, resolução e de velamento por reflexão interna indicam que as atuais tecnologias utilizadas para monitores médicos (LCD e LED) otimizam o seu desempenho para esses parâmetros. Considerando todos os parâmetros avaliados, o monitor que apresentou o menor desempenho foi o monitor do tipo comercial onde os resultados mais significativos são o desvio de 76% em relação da resposta de contraste do padrão DICOM GSFD e ser o único monitor da amostra que foi não conforme nos parâmetros de resolução e velamento por reflexão interna. Por fim, esse estudo mostra que, pelo menos para as cidades de Salvador (BA) e Florianópolis (SC), existem monitores não específicos para diagnóstico sendo usado para estes fins e que existem monitores que são utilizados sem verificações rotineiras dos aspectos gerais da imagem, em salas com elevada iluminação, elevadas sujidades nas telas e a não implantação ou inadequação dos testes de aceitação.

Palavras-chave: Avaliação. Desempenho. Monitores diagnósticos.

ABSTRACT

In radiological terms, image quality is the exact representation of the patient's anatomy. Considering the importance of the performance of the monitors for the overall effectiveness of a diagnostic imaging practice, the objective of this work is to evaluate the performance of the monitors used for diagnosis, using the method described in AAMP's report 03 and the Spanish protocol, using calibrated instrumentation Traceable to NIST and RBC. The results of the tests for geometric distortion, resolution, and internal reflection blanking parameters indicate that the current technologies used for medical monitors (LCD and LED) optimize their performance for these parameters. Considering all the evaluated parameters, the monitor that presented the lowest performance was the commercial type monitor where the most significant results are the 76% deviation of the contrast response of the DICOM GSFD standard and the only monitor of the sample that was not According to the parameters of resolution and concealment by internal reflection. Finally, this study shows that, at least for the cities of Salvador (BA) and Florianópolis (SC), there are nonspecific monitors for diagnosis being used for these purposes and that there are monitors that are used without routine checks of the general aspects of the image, In rooms with high illumination, high soils in the screens and the non implantation or inadequacy of the tests of acceptance.

Keywords: Evaluation. Performance. Diagnostics monitors.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Esquema de tubo de raios catódicos.....	25
Figura 2. Monitor de fósforo verde.....	25
Figura 3. Monitor âmbar.....	25
Figura 4. Esquema de funcionamento dos monitores LCD.....	27
Figura 5. Esquema de funcionamento Plasma.....	29
Figura 6. Monitor plasma em centro cirúrgico.....	30
Figura 7. Comparação da qualidade da imagem de um monitor OLED vs LCD.....	31
Figura 8. Monitor médico OLED 3D (Tecnologia lançada em 2014).....	31
Figura 9. Monitor AMOLED.....	32
Figura 10. Imagem padrão TG18-QC (adaptada) com os indicadores para visualização (de aspectos de distorção, resolução e perda de contraste.....	33
Figura 11. Imagem padrão TG18-QC (adaptada), pixels deletivos podem ser confundidos com achados radiológicos no momento do diagnóstico.....	34
Figura 12. Imagem de tórax, artefatos geram perda de informação radiológica e podem mascarar achados radiológicos.....	35
Figura 13. Imagem padrão TG18-QC e ilustração dos quadrados para avaliação da imagem.....	36
Figura 14. Imagem padrão TG18-CH, sem distorções.....	37
Figura 15. Imagem padrão TG18-CH, (adaptada) com distorção côncava que gera uma hiper extensão da caixa toraxica.....	38
Figura 16. Imagem padrão TG18-CH (adaptada), com distorção convexa gera uma hiper extensão da caixa toraxica.....	38
Figura 17. Influência da iluminação do ambiente.....	39
Figura 18. Imagem padrão TG18-AD para avaliação da reflexão da tela e iluminação ambiente.....	41
Figura 19. A esquerda Imagem padrão TG18-QC e a direita imagem padrão TG18-QC (adaptada) com aspectos de exibição em um ambiente com alta iluminância, gera perda de contraste e informação radiológica.....	42
Figura 20 Imagem padrão TG18-CT.....	43
Figura 21. Imagem padrão TG18-MP.....	44
Figura 22. Imagens padrão TG18-LN1-1; TG18-LN1-09; TG18-LN1-18.....	45
Figura 23. Exemplo de medição de 18 níveis de luminância plotados em função do GSDF.....	45
Figura 24. Exemplo da resposta de contraste, calculado a partir dos 18 níveis de cinza medidos e a resposta esperada de 10% e 20% de tolerância em relação ao padrão DICOM.....	46
Figura 25. Imagem padrão TG18-CH.....	47
Figura 26. A esquerda Imagem padrão TG18-CH exibida com alto brilho, e a direita imagem padrão TG18-QC com baixo brilho.....	48
Figura 27. A esquerda Imagem padrão TG18-CH exibida com alto contraste, e a direita imagem padrão TG18-QC exibida com baixo contraste.....	48

Figura 28. Imagem padrão TG18-UN10 e TG18-UN80 para avaliação qualitativa da luminância.....	49
Figura 29. Imagem padrão TG18-UNL10 (acima) e TG18-UNL80 (abaixo) utilizadas para avaliação quantitativa da luminância.....	50
Figura 30. Ilustração da dependência angular, imagem normal	51
Figura 31. Ilustração da dependência angular: a visualização descentralizada distorce a percepção de contraste da imagem e realça a estrutura óssea mais que a pulmonar.....	52
Figura 32. Recorte ampliado dos padrões de pares de linha que são exibidos no centro e nos quatro canto da Imagem padrão TG18-QC.....	54
Figura 33. Imagem padrão TG18-QC com a ilustração dos valores de caixa e nível de luminância para avaliação de resolução espacial de baixo e alto contraste	53
Figura 34. Imagem padrão TG18-CX.	54
Figura 35. Imagem padrão TG18-MM2.	55
Figura 36. Imagem padrão TG18-MM2 exibida em um monitor de baixa resolução espacial.....	55
Figura 37. Imagem padrão TG18-AFC para verificação de ruído nos monitores	56
Figura 38. Imagem padrãoTG18-MM1.	57
Figura 39 Aspectos da Imagem padrão TG18-MM1 exibida em um monitor com alto ruído.....	57
Figura 40. Padrão TG18-GV para verificação do velamento por reflexão interna	58
Figura 41. Aspecto da Imagem padrão TG18-GV exibida em um monitor com baixa reflexão interna	59
Figura 42 Aspectos da Imagem padrão TG18-MM1 com inversão de contraste.....	60
Figura 43 Aspectos da Imagem padrão TG18-MM1 com inversão de contraste, a exibição em um monitor com elevada reflexão interna gera perda de contraste nas regiões escuras da imagem.	60
Figura 44. Imagem fisiológica de PET/CT, mostrando múltiplos nódulos linfáticos..	62
Figura 45. Aspecto da imagem 41 exibidas em um monitor com problemas de cromaticidade.....	62
Figura 46. Ilustração do posicionamento do instrumento de medição montados com ajuda de fixador.	65
Figura 47. Resultado da taxa de conformidade aos critérios de conformidade para cada teste.	83
Figura 48. População dos monitores que foram conformes a todos os critérios de conformidade para cada teste.....	83

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Guia para escolha de uma estação de trabalho médica.....	23
Quadro 2 – Tipos de LCD mais comuns.....	28
Quadro 3 – Testes, Equipamentos, imagens padrão e critérios de conformidade utilizados na avaliação do desempenho dos monitores.....	72
Tabela 1. Descrição da amostra	64
Tabela 2. Caracterização da amostra dos monitores.	76
Tabela 3. Teste de aspectos gerais da imagem.....	77
Tabela 4. Teste de reflexão da tela e iluminação ambiente	78
Tabela 5. Teste de resposta de luminância.	79
Tabela 6. Teste de dependência da luminância qualitativo	80
Tabela 7. Taxa de conformidade individual de cada monitor	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AMOLED	Active-Matrix Organic Light-Emitting Diode
CIE	Comisión Internacional de la Iluminación
CRT	Tubos de Raios Catódicos
DDL	Digital Drive Level
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIN	Deutsches Institut für Normung
DMC	Display Metrology Committee
EBMSP	Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
FPDM	Flat Panel Display Measurements
GSDf	Grayscale Standard Display Function
IEC	International Electrotechnical Commission
JND	Just Noticeable Difference
JIRA	Japan Industries Association of Radiological Systems
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
RM	Ressonância Magnética
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light Emitting Diode
LUT	Look Up Table
MN	Medicina Nuclear
NIST	National Institute of Standards and Technology
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
OLED	Organic Light-Emitting diode
PACS	Picture Archiving and Communication Systems
RBC	Rede Brasileira de Calibração
RCR	The Royal College of Radiologists
SEFM	Sociedade Espanhola de Física Médica
SEPR	Sociedade Espanhola de Proteção Radiológica
SERAM	Sociedade Espanhola de Radiologia Médica
SMPTE	Society of Motion Picture and Television Engineers
TC	Tomografia Computadorizada
TFT	Thin Film Transistor
USG	Ultrassonografia
VESA	Video Electronics Standards Association
WW	Window Width
WL	Window Level

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	16
2.1	Objetivo Geral	19
2.2	Objetivo Específico	19
3	REVISÃO DA LITERATURA	17
3.1	Características e definições técnicas das imagens médicas	17
3.2	Controle de qualidade e regulamentação da tecnologia	19
3.3	Monitores comerciais, monitores médicos e tecnologias associadas	22
3.3.1	Monitor tecnologia CRT	24
3.3.2	Monitor tecnologia LCD	26
3.3.3	Monitor de Plasma	28
3.3.4	Monitor de LED, OLED e AMOLED	30
3.4	Parâmetros e testes utilizados para avaliação do desempenho dos monitores e seus aspectos clínicos	33
3.4.1	Aspectos gerais da imagem	33
3.4.2	Distorção geométrica	36
3.4.3	Reflexão das telas e iluminação do ambiente	39
3.4.4	Resposta de luminância	42
3.4.5	Luminância espacial e dependência angular	49
3.4.6	Resolução	53
3.4.7	Ruído na tela	56
3.4.8	Velamento por reflexão interna	58
3.4.9	Cromaticidade das telas	61
4	MATERIAIS E MÉTODOS	63
4.1	Tipo geral de estudo, local e período do estudo	63
4.2	População e amostra	63
4.3	Definição dos parâmetros de avaliação	64
4.4	Procedimentos utilizados para avaliação dos parâmetros	67
4.5	Aspectos Éticos	74
5	RESULTADOS	75
6	DISCUSSÕES	85
7	CONCLUSÕES	90
	REFERÊNCIAS	91
	APÊNDICES	93

1 INTRODUÇÃO

Com o crescente uso de sistemas digitais em radiodiagnóstico e a prática da telerradiologia a utilização de monitores de exibição de imagens médicas tornou-se uma ferramenta indispensável na prática médica. Considerando a importância da qualidade da imagem no monitor para a eficácia global de uma prática de diagnóstico por imagem, é necessário assegurar que estes dispositivos não comprometam a qualidade da imagem como uma série de estudos já tem sugerido (1-10).

Na década de 1970 começam a serem usados os monitores que utilizavam a tecnologia de tubos de raios catódicos CRTs. Inicialmente, os modelos em cores apresentavam defeitos relacionados à distorções geométricas, baixa resolução, contraste e luminância. Com o desenvolvimento dos CRTs monocromáticos de alta qualidade, houve a possibilidade de alcançar altos níveis de luminância, permitindo qualidade e resolução equivalentes à de uma película radiológica. Tal condição permitiu o uso dos CRTs na visualização de imagens de tomografia computadorizada e posteriormente, também, em ecografia, radiologia digital e ressonância magnética ⁽¹¹⁾. Em meados dos anos 80 surge a tecnologia de Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens ou do inglês, Picture Archiving and Communication Systems (PACS), fornecendo às instituições de saúde um meio eficaz de arquivo eletrônico e recuperação de imagens médicas. Nos anos 90 a tecnologia de monitores de cristal líquido (LCDs) começa a ser utilizada no mercado da imagem médica, trazendo melhor desempenho de luminância e resolução. Posteriormente, com incrementos e barateamento dessa tecnologia, o LCD foi substituindo o CRT. Assim, passaram a se equiparar aos negatoscópios no que tange à visualização de múltiplas imagens e têm sido utilizados em estações de trabalho com dois e quatro monitores conjuntos ⁽¹²⁾.

No início do século 21, os monitores da tecnologia LCD receberam melhorias no processo de eficiência energética e iluminação da tela, através do uso de diodos emissores de luz e passam a ser caracterizados como monitores a tecnologia Light Emitting Diode (LED). Atualmente com o barateamento desses monitores, eles estão começando a substituir os LCD.

Estações de trabalho de exibição de imagens médicas, parte integrante do PACS, são usadas para exibir imagens na interpretação clínica do diagnóstico. A qualidade da imagem exibida está associada à segurança do paciente. Uma imagem ruim, ainda que não represente risco direto ao paciente, pode produzir grandes danos, seja pela falta de identificação de um problema de saúde, ou pela visualização de um elemento inexistente. Imagens que apresentam baixo desempenho em parâmetros fundamentais como distorção geométrica, resposta de luminância, resolução espacial, resolução de contraste ou ruído podem levar a erro de diagnóstico em imagens radiológicas, como acontecem em mamografias ou radiografias de tórax, por exemplo ⁽¹³⁾. Dessa forma, é possível citar a existência de um risco indireto, pois o dano não é produzido pelo equipamento, mas pela qualidade da informação gerada para o diagnóstico médico.

A Preocupação com a qualidade da imagem está presente em documentos produzidos por diversas organizações profissionais ou normativas que atuam no campo da radiologia, como por exemplo, a American Association of Physicists in Medicine (AAPM)⁽¹⁴⁾, American College of Radiology (ACR)⁽¹⁵⁾, Deutsches Institut für Normung (DIN), o The Royal College of Radiologists (RCR)⁽¹⁶⁾, a Japan Industries Association of Radiological Systems (JIRA)⁽¹⁷⁾, Institute of Physics and Engineering in Medicine in the UK⁽¹⁸⁾, a European Commission⁽¹⁹⁾ e a Sociedade Espanhola de Radiologia Médica (SERAM)⁽²⁰⁾.

Apesar da existência de protocolos e normas estrangeiras para avaliação da qualidade dos sistemas de exibição de imagens médicas, como o protocolo Report 03 da AAPM Task Group (TG) 18, a norma DIN V 6868-57 entre outras. No Brasil, com exceção do estado de Santa Catarina, que possui a resolução normativa M°002/DIVS/SES 2015, não existe qualquer outra norma ou indicação para a avaliação de monitores usados na prática do radiodiagnóstico.

No que diz respeito às características técnicas dos monitores, a portaria n° 2.898 de 28 Novembro de 2013 do Ministério da Saúde ⁽²¹⁾ bem como a Resolução do Conselho Federal de Medicina (CFM) n° 1890/2009 ⁽²²⁾, somente apresenta requisito para o uso de monitor específico para mamografia digital, deixando ausente detalhamento técnico sobre a temática. Portanto, como se desconhece a realidade

existente no país quanto à segurança e qualidade de imagem exibida por estes equipamentos, faz-se necessário avaliação do desempenho dos monitores de exibição de imagens médicas em uso, visando evitar diagnósticos errôneos e todas as suas mazelas associadas.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar o desempenho dos monitores utilizados para diagnósticos.

2.2 Objetivos Específicos

1. Compreender o processo de funcionamento e operação dos monitores de exibição de imagens médicas;
2. Identificar na(s) norma(s) os parâmetros de ensaios de desempenho a serem realizados;
3. Estabelecer protocolos para cada ensaio de desempenho identificado;
4. Realizar ensaios de desempenho, em ambiente clínico, nos monitores utilizados em diagnóstico.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Características e definições técnicas das imagens médicas

A qualidade das imagens exibidas pelos monitores, de forma geral, dependem de uma série de parâmetros técnicos. No que se refere aos monitores médicos parâmetros como aspectos gerais da imagem, distorção geométrica, reflexão da tela e iluminação da sala, resposta de luminância, dependência de luminância, resolução, ruído, velamento por reflexão interna e cromaticidade da tela são fundamentais para a qualidade da imagem. Abaixo são descritas as principais definições e características técnicas relacionadas às imagens médicas.

Iluminância é a relação entre a quantidade de fluxo luminoso (conjunto de toda radiação óptica emitida por uma fonte, segundo a curva de resposta do olho humana para visão fotópica) que incide sobre uma superfície e a área desta⁽²³⁾. Sua unidade é o lux (lx). Essa é a grandeza fotométrica utilizada para mensurar a quantidade de luz dos ambientes. Um ambiente para diagnóstico, por exemplo, com o nível de iluminância inadequado pode influenciar na percepção de contraste pelo radiologista.

Luminância é a iluminância numa determinada direção que atinge o observador (podendo ser proveniente de uma reflexão de uma superfície, de uma fonte de luz ou ainda de um feixe de luz no espaço), sendo a grandeza fotométrica que mais se assemelha à percepção de brilho por uma pessoa⁽²³⁾. Sua unidade de medida é a candela por metro quadrado (cd/m^2) ou Nit. Essa grandeza está diretamente ligada à capacidade do especialista visualizar achados radiológicos importantes como, por exemplo, micro regiões fibrosas, calcificadas ou com neoplasias, típicas de imagens de mamografias⁽²⁴⁾.

Contraste é a diferença nas propriedades visuais que faz com que um objeto seja distinguível de outros e do plano de fundo. Na prática radiológica trata-se de uma medição da diferença de luminosidade entre o branco mais forte e o preto mais escuro. A identificação de vários tons de cinza, por exemplo, permite ao radiologista

perceber os diferentes tipos de tecidos e órgão que compõem uma determinada imagem radiológica.

Resolução é a capacidade de distinguir dois objetos separados e detectar a diferença entre ambos.

Ruído, em termos radiológicos, é uma flutuação aleatória da densidade óptica da imagem. Isto é, ruídos são inerentes aos sistemas, mas podem ser minimizados. Na prática radiológica, uma imagem ruidosa gera perda de informações radiológicas.

Artefatos, em termos radiológicos, são manchas ou enegrecimentos indesejados em imagens médicas.

Pixel é o menor ponto que forma uma imagem digital, e o conjunto destes, forma a imagem inteira. Pixels defeituosos são pixels que operam de maneira inadequada quando submetidos a um sinal adequado. Defeitos de pixel podem ser classificados como stuck pixel (quando um pixel trava numa determinada cor), hot pixel (situação em que o pixel fica totalmente branco), e dead pixel (permanece apagado quando ele deveria estar aceso e exibindo uma cor). Esse tipo de defeito, por exemplo, pode gerar informações errôneas, como sugerir micro calcificações nos seios ou na mama.

Janelamento ou “Windowing” é uma técnica usada no diagnóstico de imagens médicas e consiste em selecionar algum segmento do intervalo de valores de pixel totais de uma imagem, exibindo apenas os valores de pixels dentro desse segmento. O contraste será visível somente para os valores de pixel que estão dentro da janela selecionada. Todos os valores de pixels que estão abaixo ou acima da janela serão todos brancos ou todos negros e não exibirão contraste. Pode-se ajustar a janela de centro Window Level (WL) e a janela de largura Window Width (WW). A combinação destes dois parâmetros determina o intervalo de valores de pixel que serão exibidos com contraste na imagem. Com janelas podemos criar muitas imagens exibidas, cada uma delas focando uma faixa específica de valores de pixel ⁽²⁵⁾.

Picture Archiving and Communication Systems (PACS) é uma tecnologia da eletrônica utilizada em imagem médica. De forma simplificada, trata-se de uma rede de computadores e monitores que permite o armazenamento econômico e acesso a imagens de várias modalidades médicas. Suas principais vantagens são: acesso remoto, substituição de cópia impressa, plataforma de integração de imagem eletrônica com outros sistemas de automação médica, e gestão de fluxo de trabalho de radiologia.

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) é um conjunto de normas, em formato eletrônico, que permite o tratamento, armazenamento e transmissão de imagens médicas geradas por equipamentos digitais em um mesmo padrão. O objetivo do padrão DICOM é o de facilitar a transferência e armazenamento de imagem do PACS, permitindo interoperabilidade dos equipamentos de imagem médica, especificando as comunicações de rede, num conjunto de protocolos a serem seguidos pelos dispositivos ⁽²⁶⁾.

Com o PACS e o DICOM as informações associadas às imagens geradas por equipamentos de Tomografias, Ressonâncias Magnéticas, Radiografias etc. podem ser trocadas entre si obedecendo a uma série de regras. Quando combinado com as tecnologias da internet disponíveis, o sistema PACS associado ao DICOM tem a capacidade de entregar um eficiente acesso às imagens.

3.2 Controle de qualidade e regulamentação da tecnologia

A exibição de imagens médica é, tipicamente, a última fase de uma cadeia de imagiologia médica. Imagens médicas são inicialmente geradas através de equipamentos de raios X, ultra-sonografia (USG), ressonância magnética (RM), tomografia computadorizada (TC) ou exames de medicina nuclear (MN) que medem atributos físicos ou funcionais dos pacientes sob a forma de um conjunto de dados multidimensionais. Imagens variam amplamente em suas características, como tamanho e resolução espacial. Os dados gerados por diferentes tecnologias variam também na maneira com que as imagens são produzidas para serem vistas e compreendidas ⁽¹⁴⁾.

Historicamente, a maioria das imagens médicas geradas por instrumentos de imagiologia eram visualizadas diretamente em filmes por transiluminação em uma caixa de luz. Sendo a resposta do filme definida a partir do atributo físico a ser trabalhado (como a absorção de raios X, por exemplo) e as características da imagem (densidade do filme). O advento das modalidades digitais conduziu o processo, intrinsecamente, para a geração de imagens eletrônicas.

Com a introdução das estações de trabalho, imagens médicas podem ser vistas em um monitor de vídeo (dispositivo com a capacidade para alterar a aparência da imagem). Estes dispositivos são utilizados principalmente para receber e exibir imagens digitais e a aparência da imagem é ajustada usando os controles de "brilho" e "contraste". Entretanto, a capacidade de ajuste da cópia eletrônica levanta preocupações sobre a consistência e aparência das imagens. O cruzamento de utilização entre a cópia eletrônica e a impressa trouxeram novos desafios no que diz respeito aos diagnosticadores, aumentando a necessidade de testes de aceitação e controle de qualidade dos monitores médicos ⁽¹⁴⁾.

No início de 1980, a necessidade de avaliação dos monitores pelo usuário foi abordada pela Society of Motion Picture and Television Engineers (SMPTE) e resultou, em 1991, na aprovação e publicação do guia prático Specifications for Medical Diagnostic Imaging Test Pattern for Television Monitors and Hard-Copy Recording Cameras (SMPTE RP 133-1991). Tal guia apresenta um padrão de testes abrangentes para a configuração inicial e para verificações de ajustes de exibição: foco, luminosidade, resolução espacial e contraste operacionais do dia-a-dia, além de linearidade para ambas as cópias: impressa e eletrônica. Apesar desse padrão possibilitar um meio para visualizar toda a gama de valores da escala de cinzas de uma imagem, ele não garante que esses valores sejam distintamente apresentados ⁽¹⁴⁾.

Em 1984, o Colégio Americano de Radiologia (ACR) e o National Electrical Manufacturers Association (NEMA) formaram uma comissão que produziu e atualmente mantém, o padrão DICOM ⁽¹⁴⁾. A comissão produziu o documento Grayscale Standard Display Function (GSDF), que especificou uma função de exibição padronizada para imagens em tons de cinza e a troca e apresentação de imagens, mas deixou as considerações de implementação para os fornecedores.

Assim, o processamento de imagem ou normalização poderia ocorrer no computador, na placa gráfica / vídeo, ou na própria tela⁽¹⁴⁾.

Em maio de 1998, a Video Electronics Standards Association (VESA) disponibilizou a versão 1.0 do padrão Flat Panel Display Measurements (FPDM) (27). O objetivo do documento foi especificar uma metrologia para as telas de forma a ser reprodutível, inequívoca e significativa. O padrão FPDM não era estritamente uma norma de conformidade, mas sim um manual de procedimentos. Por conseguinte, foi formada uma comissão para aplicar o conceito de FPDM a muitas outras áreas de exibição atendidas pela VESA. Então, foi criada a versão 2.0 do FPDM, publicada em junho de 2001 destinada a descrever os detalhes de exibição e métodos de medição, mas não forneceu recomendações para critérios de desempenho, critérios de conformidade, ou requisitos ergonômicos para aplicações específicas⁽²⁷⁾.

Atualmente, na Alemanha, os testes de aceitação e controle de qualidade são obrigatórios. As normas: DIN V 6868-57 – Image Quality Assurance in X-Ray Diagnostics, Acceptance Testing for Image Display Devices e DIN 6868-157–Image quality assurance in diagnostic X-ray departments, especificam os requisitos para testes de aceitação dos dispositivos de visualização de imagens e testes de constância nos ambientes que os sistemas foram instalados, aplicando-lhe valores de referência utilizados para o controle de qualidade. A União Europeia adota a norma IEC 62563-1, Medical image display systems - Part 1: Evaluation methods, da International Electrotechnical Commission (IEC). Tal norma descreve os testes para avaliação de dispositivos de visualização de imagens secundária (que são destinados à visualização de imagens que não tenha por objetivo a interpretação médica). Nessas normas são cobertos aspectos de desempenho como: condições de visualização e os efeitos de iluminação ambiente, a reprodução da escala de cinza, resolução espacial, resolução de contraste, aspectos da cor, artefatos, e as instabilidades da imagem⁽²⁸⁾.

Esse processo de normatização é importante porque através do atual sistema de arquivamento e comunicação de imagens (PACS), imagens geradas a partir de uma série de ambientes e instrumentos variados podem ser visualizadas ou

impressas em diversos locais por indivíduos diferentes, permitindo a modalidade conhecida como telerradiologia, que postula estar preparado para prover “laudo de qualquer lugar e a qualquer momento” ⁽¹³⁾. Vários médicos em diferentes locais podem ler uma análise sobre diferentes estações de trabalho de visualização; outros médicos podem avaliar um exame como segunda parte de um diagnóstico; um cirurgião pode imprimir imagens para uso na sala de cirurgia. Em tais casos, as padronizações são essenciais para uma integração bem sucedida destes componentes.

Dessa forma, a padronização não deve incluir apenas os protocolos de comunicação e formatos de dados, mas também recursos para garantir a coerência de exibição da imagem e apresentação entre as modalidades, impressoras e estações de trabalho onde as imagens serão exibidas, além da necessidade de programas de controle de qualidade que assegurem a preservação de seus níveis de luminância com o tempo⁽¹⁶⁾.

3.3 Monitores comerciais, monitores médicos e tecnologias associadas

Computadores dependem de vários outros componentes de hardware e software para a exibição de imagens. Estes incluem o circuito controlador de vídeo que converte a informação digital em analógica ou em sinais digitais, conforme apropriado para o dispositivo de exibição, e módulos de software que permitem que os programas acessem o circuito do controlador. Finalmente, um programa aplicativo permite acessar os dados da imagem e enviá-lo ao controlador de vídeo na forma adequada ⁽¹⁴⁾. Uma das principais diferenças entre um computador comercial e uma estação de trabalho médica é a tela de interface associada. As necessidades especiais das imagens médicas precisam de softwares específicos, telas de alta resolução e controladores de alto desempenho.

Um monitor é qualquer dispositivo de saída de um computador que apresenta em sua tela os resultados de suas operações. Monitores são conhecidos como tela de computadores e são periféricos que se conectam ao computador para poder visualizar as ações e processos executados. Monitores em geral dispõem de vários parâmetros que devem ser considerados para sua distinção em termos de

usabilidade e qualidade e variam sobremaneira de acordo com a tecnologia com a qual são construídas.

Monitor médico é um tipo específico de monitor que apresenta características técnicas importantes para a visualização de imagens médicas, tais como: maior ângulo de visão, luminância, durabilidade e menor ruído. Segundo alguns estudos encontrados ^(1,3,4,29), tais parâmetros atuam diretamente na precisão e eficácia dos diagnósticos, sobretudo em mamografia e raios X de tórax, pois facilitam a interpretação e podem produzir diferenças significativas e mensuráveis nos resultados do radiologista.

Segundo os critérios da Food and Drug Administration (FDA), da ACR e do Report 03 da AAPM ⁽¹⁴⁾, os monitores podem ser classificados em: “monitores primários” ou “monitores diagnósticos” e “monitores secundários” ou “monitores clínicos”. Os monitores de diagnóstico são aqueles que têm por objetivo a interpretação de imagens radiológicas, já os “monitores secundários” ou “monitores clínicos” são destinados à visualização de imagens em geral, que não tenha por objetivo a interpretação médica. Essa divisão permite diferenciar tanto as características técnicas exigidas dos monitores como os critérios de aceitabilidade nos testes de desempenho.

À medida que o desempenho dos monitores clínicos afetam diretamente as imagens que serão exibidas nos monitores primários, é necessário manter um nível mínimo de aceitabilidade e, idealmente, cumprir os requisitos de resposta de luminância dos monitores primários ⁽¹⁴⁾.

Um monitor médico é parte de uma estação de trabalho radiológica que é basicamente um sistema para visualização de múltiplas imagens médicas. Para a escolha de uma estação de trabalho para uso diário em interpretação de imagens radiológicas, os usuários devem considerar uma variedade de fatores ⁽²⁹⁾, que estão resumidamente descritos no quadro 1.

Quadro 1. Guia para escolha de uma estação de trabalho médica.

Critério	Especificações
Telas: Resolução; Quantidade e Tecnologia do monitor	Resolução dependerá da modalidade de imagem mais exigente que será exibida (por exemplo, para um monitor que exibirá imagens de mamografia o mínimo recomendado em 3 megapixels). O nº de monitores é definido pelo nº de imagens a ser exibido em simultâneo. A escolha da tecnologia do monitor (LCD, CRT ou OLED) depende de questões técnicas e de custos/benefícios
Interface com o Usuário: Qualidade da imagem; Ferramentas de manipulação, acessórios; Velocidade de software e hardware	Qualidade da imagem, luminância, e escala de tons de cinza deve ser adequada em mais 95% dos casos; Manual interativo, ajustes ou opções pré-definidas devem estar disponíveis ao usuário. Velocidade deve ser adequada à prática clínica não demasiadamente lenta.
Arquivamento: Tamanho, tipo e formato	As plataformas integradas para o PACS Computador que suporte grande quantidade de arquivo para armazenagem e recuperação de longo e curto período.
Comunicação e compatibilidade	DICOM para visualização, processamento, arquivamento e comunicação.
Ergonomia e ambiente	Distribuição do Espaço; Configuração ergonômica e Condições de luminosidade do ambiente.
Controle de qualidade	Protocolos para o hardware (especialmente para os monitores) e desempenho de software; Plano de manutenções periódicas; Padrões para arquivamento e comunicação de imagem e Padronização do ambiente físico.

Fonte: Krupinski E a, Kallergi M. Choosing a radiology workstation: technical and clinical considerations (2007).

3.3.1 Monitor tecnologia CRT

O CRT é um monitor que utiliza tubo de raios catódicos e possui esse nome por ter mais de 50% do peso associado exclusivamente a esse dispositivo. Trata-se de um tubo vazio no qual um ou mais canhões de elétrons emitem um fluxo de elétrons dirigidos por um campo elétrico para a(s) camada(s) de fósforo que estão na tela, ver figura 1. Os monitores CRT's operam com tensões muito altas, da ordem dos 10.000 a 40.000 Volts, dependendo do tamanho do monitor⁽³⁰⁾. Os monitores monocromáticos possuem apenas um canhão e uma camada de fósforo, enquanto os coloridos possuem três canhões (vermelho, verde e azul) e várias camadas de fósforo.

Legenda

- 1: Canhões de elétrons e lentes eletrônicas de focalização
- 2: Bobinas defletoras
- 3: Anodo de alta tensão
- 4: Máscara de sombra
- 5: Detalhe da matriz de pontos coloridos RGB (vermelho, verde, azul)

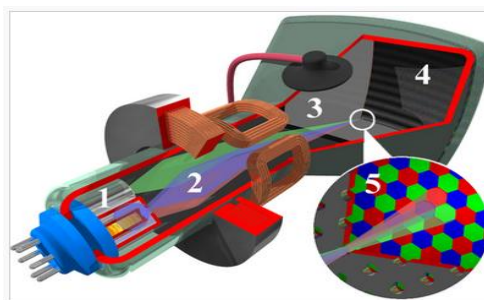


Figura 1. Esquema de tubo de raios catódicos.

Fonte: www.efsica.if.usp.br, acessado em 22/08/2015

Inicialmente os primeiros monitores CRT eram monocromáticos, podendo ser o de fósforo verde ou âmbar, ver figura 2 e 3. Uma das principais vantagens desses monitores é que eles causavam menos reflexos e eram menos cansativos aos olhos humanos.

Embora na década de 1980 os monitores já possuíssem uma tela capaz de exibir cores, atribuir um padrão diferente de cor para cada pixel (com resoluções de 320 x 640) exigia uma quantidade muito grande de memória, para os padrões da época. Com o avanço da tecnologia da informática, os monitores CRT's coloridos invadiram o mercado na década 90 atingindo resoluções de 1024 x 768 e até 22 polegadas, chegando a ser amplamente usado na área médica. Durante as décadas que se seguiram, com o advento de novas tecnologias e barateamento de componentes eletrônicos, a tecnologia dos monitores CRT foi sendo questionada em relação ao custo/benéfico e hoje está praticamente obsoleta ⁽³⁰⁾.



Figura 2. Monitor de fósforo verde

Fonte: www.partesdelocomputador.blog.com.br, acessado em 30/08/2015



Figura 3. Monitor âmbar.

Fonte: www.partesdelocomputador.blog.com.br, acessado em 30/08/2015

3.3.2 Monitor tecnologia LCD

Os monitores LCD's tem esse nome porque o princípio de seu funcionamento depende de um material chamado cristal líquido que apesar de estar em estado sólido se comportam como um líquido. Para formar a tela de um monitor, uma fina camada de cristal líquido é colocada entre duas camadas de vidro. Estas finas placas possuem pequenos sulcos, isolados eletricamente entre elas, cada um com um eletrodo ligado a um transistor. Cada um destes sulcos representa um dos pontos da imagem. Esta mescla, por sua vez, é colocada entre duas camadas de um elemento polarizador, ver figura 4. Por fim, é instalada uma fonte de luz, atrás da tela, geralmente composta de lâmpadas fluorescentes ou então LEDs, responsáveis por formar o conteúdo visual ⁽³¹⁾.

Quando comparado à tecnologia CRT os monitores de LCD possuem, de forma geral, menor gasto energético, dimensões e pesos reduzidos, não emitem radiações nocivas e maior estabilidade de imagem (sem cintilação).

As telas LCD se dividem, basicamente, em duas categorias: matriz ativa (Active Matrix LCD) e matriz passiva (Passive Matrix LCD). O primeiro tipo tem como principal diferença a aplicação de transistores para cada pixel, através de um

componente chamado Thin Film Transistor (TFT), o que permite, entre outras vantagens, a possibilidade de alcance de altas resoluções, enquanto que, na matriz passiva, os transistores são aplicados tomando o esquema de linhas e colunas. Esse processo afeta pixels vizinhos, diminuindo consideravelmente a qualidade da imagem que pode ser exibida ⁽³¹⁾.

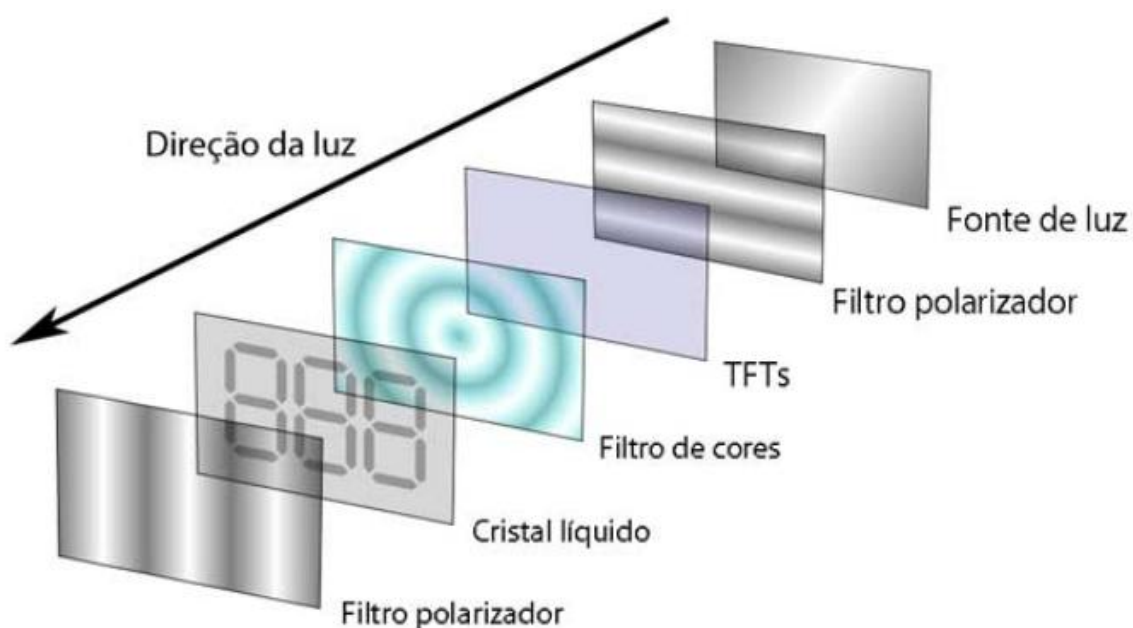


Figura 4. Esquema de funcionamento dos monitores LCD

Fonte: www.canaltech.com.br, acessado em 15/09/2015

As telas de cristal líquido começaram a ser utilizadas em notebooks e outros aparelhos já na década de 80, porém possuíam baixa qualidade de imagem (Matriz passiva) e seu valor de aquisição era muito alto, fatores que impediram a sua disseminação na época, sobretudo na área médica.

A busca por imagens melhores, aliada a processos viáveis de fabricação, fez com que a indústria desenvolvesse vários tipos de LCD. Atualmente essa é a tecnologia dominante dos *displays* utilizados na área médica. A seguir, são apresentados no quadro 2 as variedades de LCD mais encontradas:

Quadro 2. Tipos de LCD mais comuns

Tecnologia	Principais características
TN (<i>Twisted Nematic</i>):	Tipo mais comum, utilizado em dispositivos de baixo custo. Menores ângulos de visão e qualidade de imagem
IPS (<i>In-Plane Switching</i>)	Tecnologia mais sofisticada, aplicada principalmente em equipamentos de LCD de maior qualidade
AFFS (<i>Advanced Fringe Field Switching</i>)	É empregada em equipamentos que oferecem alta qualidade de imagem, tendo como diferenciais a capacidade de apresentar boa visualização em variados ângulos de observação e de oferecer excelente fidelidade de cores
VA (<i>Vertical Alignment</i>)	São capazes de oferecer boa reprodução de cores e visualização em vários ângulos, mas geralmente têm tempo de resposta em níveis piores em comparação ao IPS e ao AFFS
ASV (<i>Advanced Super View</i>):	Sua principal vantagem está no suporte a vários ângulos de visão, podendo chegar a 170 graus
Super PSL (<i>Plane-to-Line Switching</i>):	Sendo uma das mais recentes, a tecnologia PSL é similar ao padrão IPS. No entanto, é cerca de 10% mais brilhante e tem custo de fabricação 15% menor em comparação a este último. Sua aplicação é destinada tanto para monitores e aparelhos de TV quanto para dispositivos móveis.

Fonte: Krupinski E a, Kallergi M. Choosing a radiology workstation: technical and clinical considerations (2007).

3.3.3 Monitor de Plasma

O princípio de funcionamento da tecnologia do monitor de plasma é parecido com a do monitor LCD, mas o material que permanece entre as camadas é um tipo de gás que fica armazenado em um conjunto de milhões de células. Quando o gás é estimulado eletricamente, libera luz ultravioleta, causando reação nos átomos de fósforo que revestem as células, ver figura 5. Nos painéis de Plasma, cada pixel é formado por três células, correspondente ao conjunto RGB vermelho (*red*), verde (*green*) e azul (*blue*). E é o arranjo destas cores que geram as imagens na tela. O fósforo presente em cada célula recebe uma intensidade de luz ultravioleta diferente, possibilitando milhões de combinações que resultam na gama de cores ⁽³¹⁾.

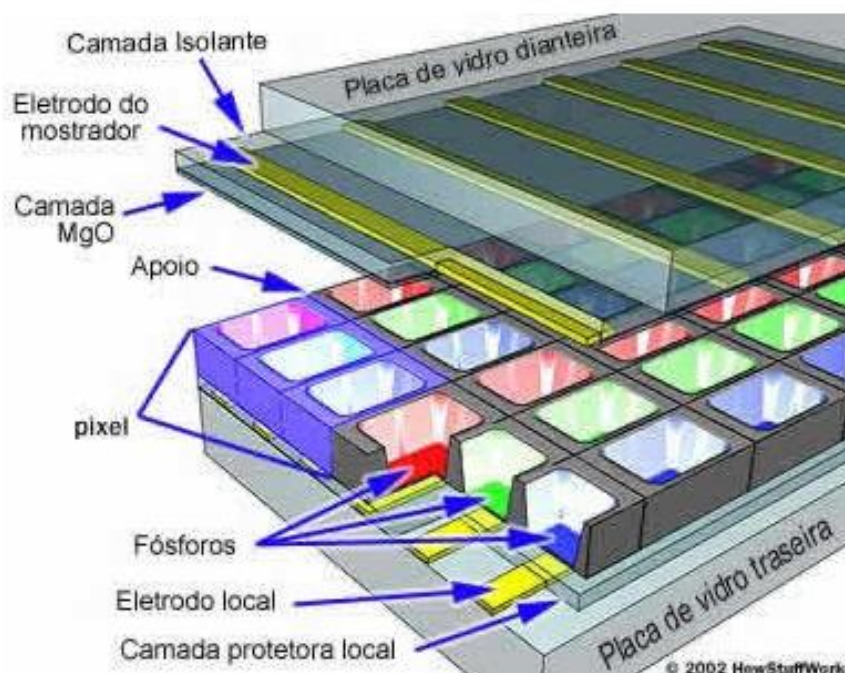


Figura 5. Esquema de funcionamento Plasma

Fonte: www.HowstuffWorks.com, acessado em 20/09/2015

As primeiras telas do tipo plasma foram fabricadas na década de 1960. Entretanto, a tecnologia somente passou por aperfeiçoamentos significativos nos últimos anos. O principal deles foi a possibilidade das telas de plasma possuírem seus pixels iluminados de maneira individual, o que resultou em uma tela com surpreendentes níveis de brilho e nitidez, mesmo para telas muito grandes (maior que 40 polegadas) ou quando visualizada a partir de posições mais distantes em relação à tela.

Contudo, essa tecnologia é mais sensível a um problema chamado “*burn-in*”, que consiste em marcas permanentes que ficam no painel quando determinadas imagens são exibidas por muito tempo. Além disso, são mais caras e, muitas vezes, mais frágeis.

Atualmente essa tecnologia é pouco usada nos sistemas de visualização de imagens médicas, ficando quase que exclusivamente para os centros cirúrgicos que demandam de telas maiores e que sofram pouca influência do ângulo de visão, ver figura 6.



Figura 6. Monitor plasma em centro cirúrgico

Fonte: www.panasonic.net, acessado em 20/09/2015

3.3.4 Monitor de LED, OLED e AMOLED

Monitores LED possuem o mesmo princípio de funcionamento dos monitores LCD com a única diferença que no lugar de uma única lâmpada fluorescente central, utilizam-se vários diodos emissores de luz. Desta maneira obtém-se uma imagem mais rica em cores, contraste mais acentuado e com uma alta definição. Sua espessura média é apenas 3 centímetros e estes aparelhos consomem menos da metade da eletricidade de um monitor de LCD comum. É válido ressaltar que os monitores a LED não são iguais ao OLED ou AMOLED.

Monitores OLED tem certa semelhança com o LED, mas diferem em sua composição: trata-se de um material formado por diodos orgânicos (isto é, constituídos com carbono) que geram luz quando recebem carga elétrica. Esses diodos podem ser bastante pequenos, permitindo que cada pixel da tela receba este material de forma a ser iluminado individualmente, gerando uma imagem melhor e mais rápida, ver figura 7, possuindo, contudo um tempo de vida menor que os monitores LCDs ⁽³¹⁾.



Figura 7. Comparação da qualidade da imagem de um monitor OLED vs LCD

Fonte:www.pro.sony.com, acessado em 20/09/2015

Quando associados à tecnologia 3D, os monitores OLED são considerados o estado da arte (figura 8) no que se refere às especialidades para uso em cirurgia geral.

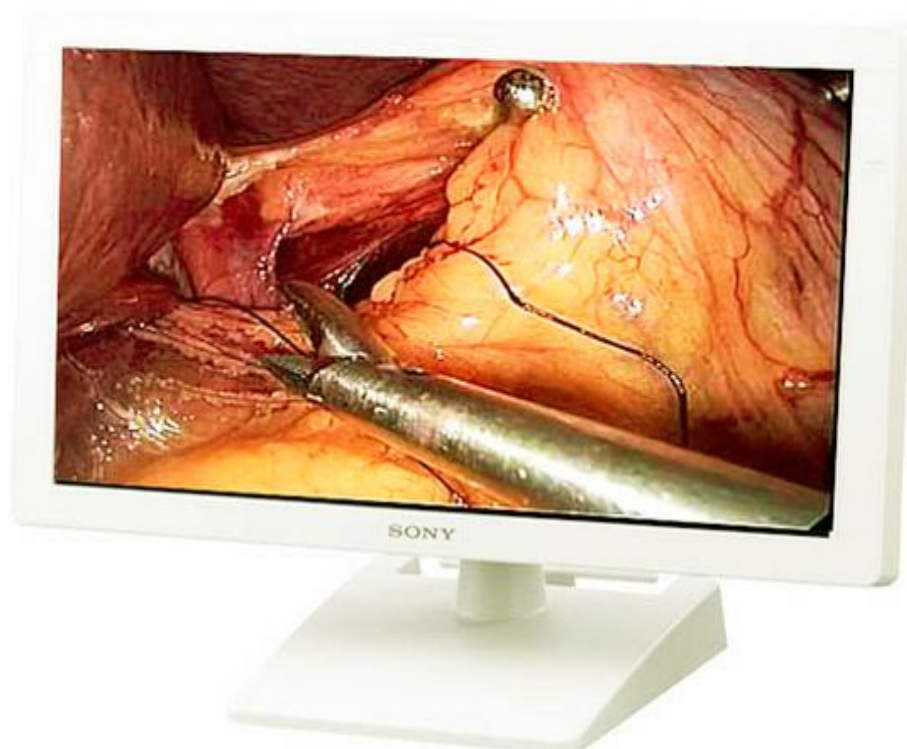


Figura 8. Monitor médico OLED 3D (Tecnologia lançada em 2014)

Fonte:www.pro.sony.com, acessado em 20/09/2015

Monitores AMOLED são uma variação dos monitores OLED. A principal diferença entre ambos é que os monitores AMOLED são do tipo matriz ativa. Também utilizam uma camada de TFT, tornando sua fabricação um pouco mais complexa. Mas, desse processo, surgem vantagens, como telas com tempo de resposta menor e maior realce de cores.

Possuem menor quantidade de material refletivo, o que reduz a dificuldade de visualização da tela em situações de exposição à luz solar. Na área médica os monitores AMOLED são aplicados principalmente em dispositivos móveis (figura 9).



Figura 9. Monitor AMOLED

Fonte: www.q-vio.com/medical.html, acessado em 20/09/2015

3.4 Parâmetros e testes utilizados para avaliação do desempenho dos monitores e seus aspectos clínicos

3.4.1 Aspectos gerais da imagem

A avaliação dos aspectos gerais da imagem é realizada através de um teste qualitativo que tem por objetivo verificar a aparência geral da imagem exibida no monitor médico. Ele é um teste que possui aplicação rápida (menos que 5 min de execução) e permite ao avaliador identificar problemas, de forma superficial, quase todos os parâmetros fundamentais da qualidade da imagem exibida em um monitor médico, por este motivo o Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico ⁽²⁰⁾ recomenda que esse teste seja aplicado diariamente e antes do início da rotina de diagnóstico do serviço.

O teste é feito carregando a imagem padrão TG18-QC no monitor (figura 10) e verificando-se pixels defeituosos e artefatos, rampas de contraste, distorções geométricas, resolução de alto contraste, resolução de baixo contraste e resolução espacial.

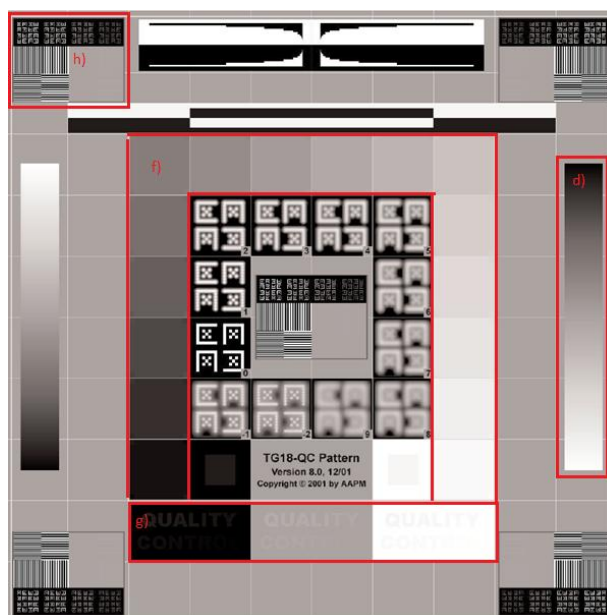


Figura 10. Imagem padrão TG18-QC (adaptada) com os indicadores para visualização (de aspectos de distorção, resolução e perda de contraste)

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

A avaliação diária dos aspectos gerais da imagem, antes do início da rotina diagnóstica é importante, pois permite a identificação de problemas de qualidade da imagem antes da realização dos exames. Pixels defeituosos e artefatos, por exemplo, podem interferir na visualização de imagens anatômicas o que pode levar a diagnósticos errôneos, ver figura 11 e 12. Em radiologia digital, o tamanho do pixel também limita a resolução espacial ⁽³²⁾.

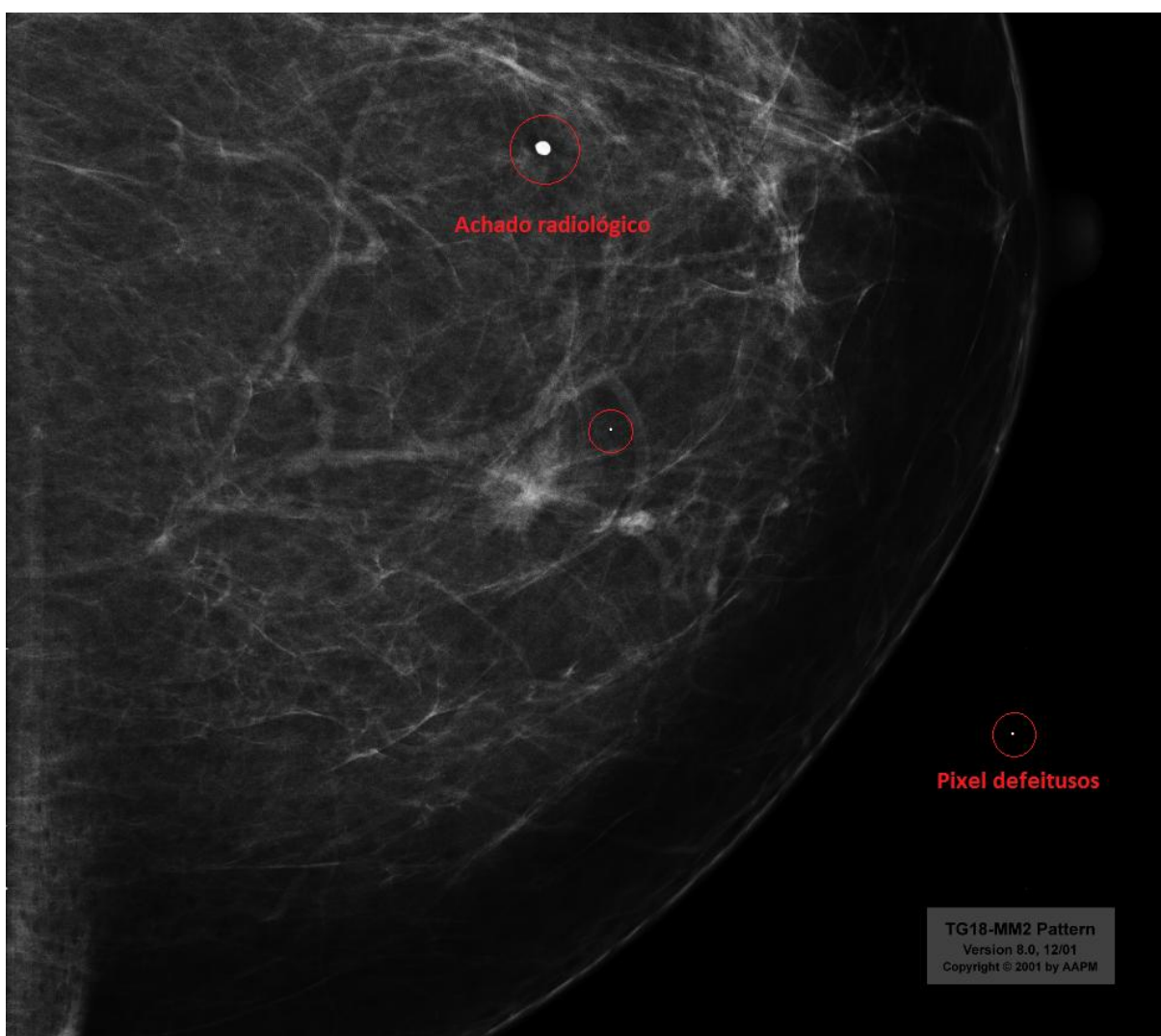


Figura 11. Imagem padrão TG18-QC (adaptada), pixels defeituosos podem ser confundidos com achados radiológicos no momento do diagnóstico

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

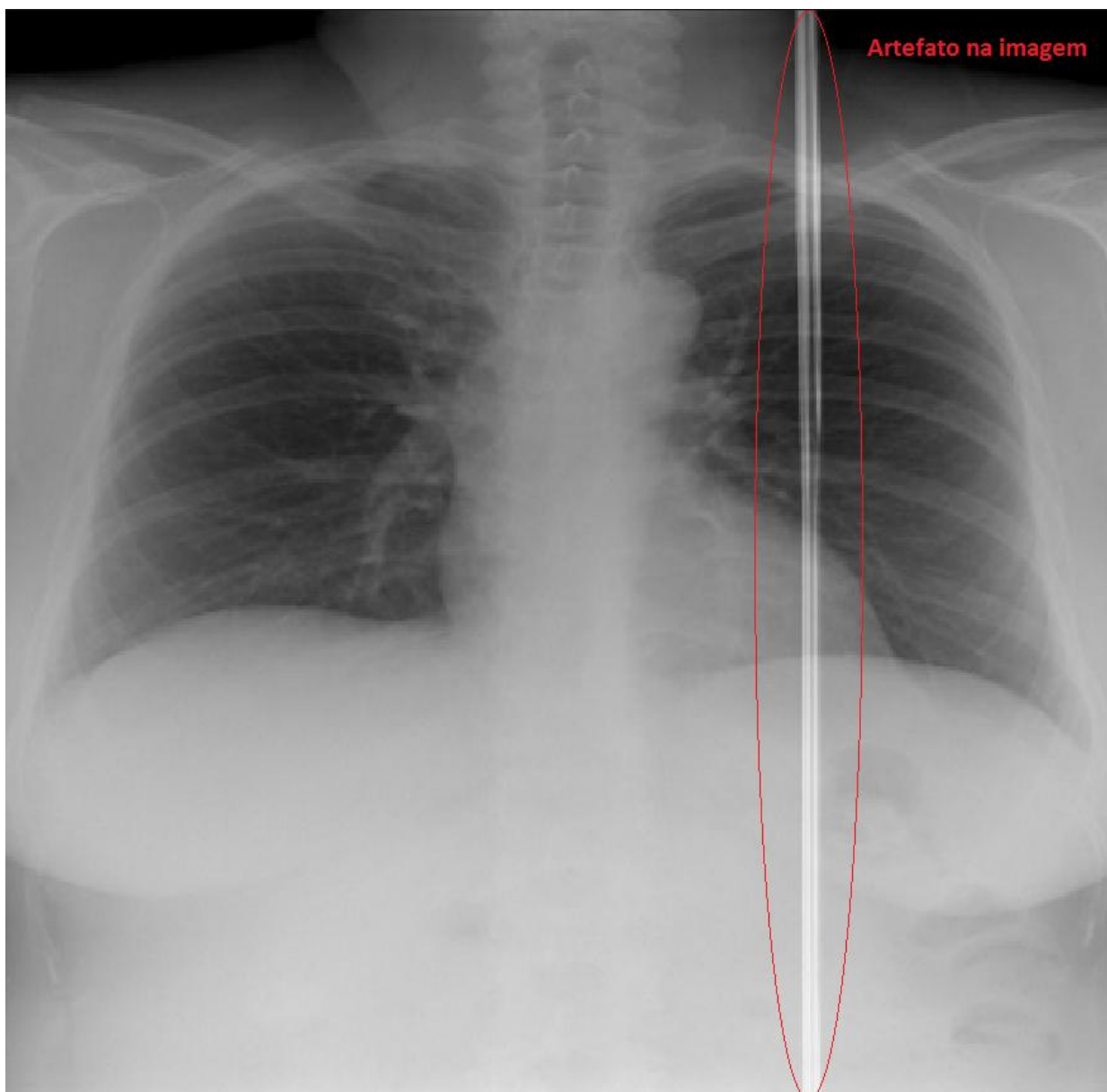


Figura 12. Imagem de tórax, artefatos geram perda de informação radiológica e podem mascarar achados radiológicos

Fonte: <http://radiologia.blog.br>, acessado em 07/03/2017

3.4.2 Distorção geométrica

Os três tipos de distorções mais comuns são: distorção côncava, distorção convexa e não linear. Os dois primeiros tipos de distorções podem ser observados nos eixos horizontal e na vertical da imagem. A distorção não linear é a distorção dentro da área de visualização da imagem, que causa variações locais da geometria da imagem.

O teste para avaliar as distorções geométricas é feito medindo-se com régua ou paquímetro a simetria da apresentação dos quadrados da imagem padrão TG18-QC (figura 13) que devem ter desvio menor que 2% para monitores diagnósticos⁽¹⁴⁾.

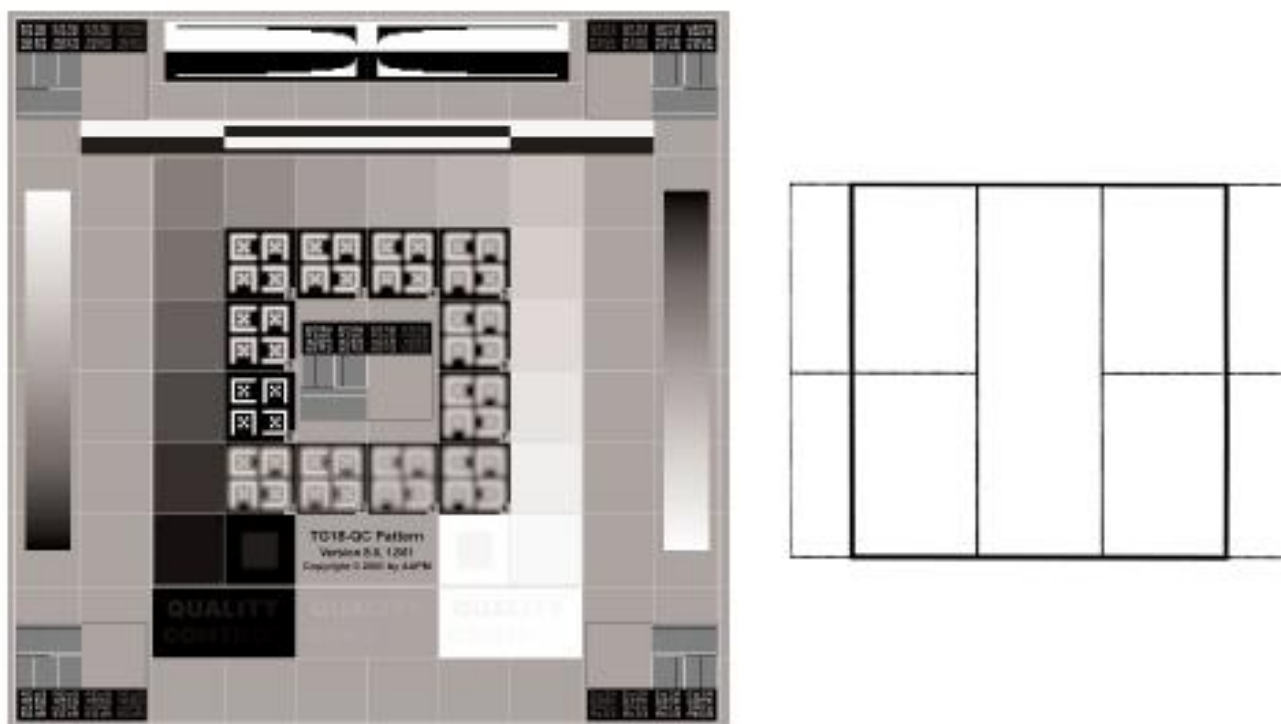


Figura 13. Imagem padrão TG18-QC e ilustração dos quadrados para avaliação da imagem

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

As distorções geométricas são provenientes de deformidades que fazem com que a imagem exibida seja geometricamente diferente da imagem original. As consequências práticas de tais distorções afetam os tamanhos relativos e as formas da imagem apresentada, especialmente para as grandes telas ou grandes ângulos de deflexão ⁽¹⁴⁾. Por exemplo, um monitor que apresenta distorção côncava apresenta uma imagem de tórax com aspecto de hiper insuflado e um monitor com distorção convexa apresenta uma imagem de tórax com aspecto de morfologia em sino. As figuras 14, 15 e 16 demonstram, respectivamente, essas diferenciações.

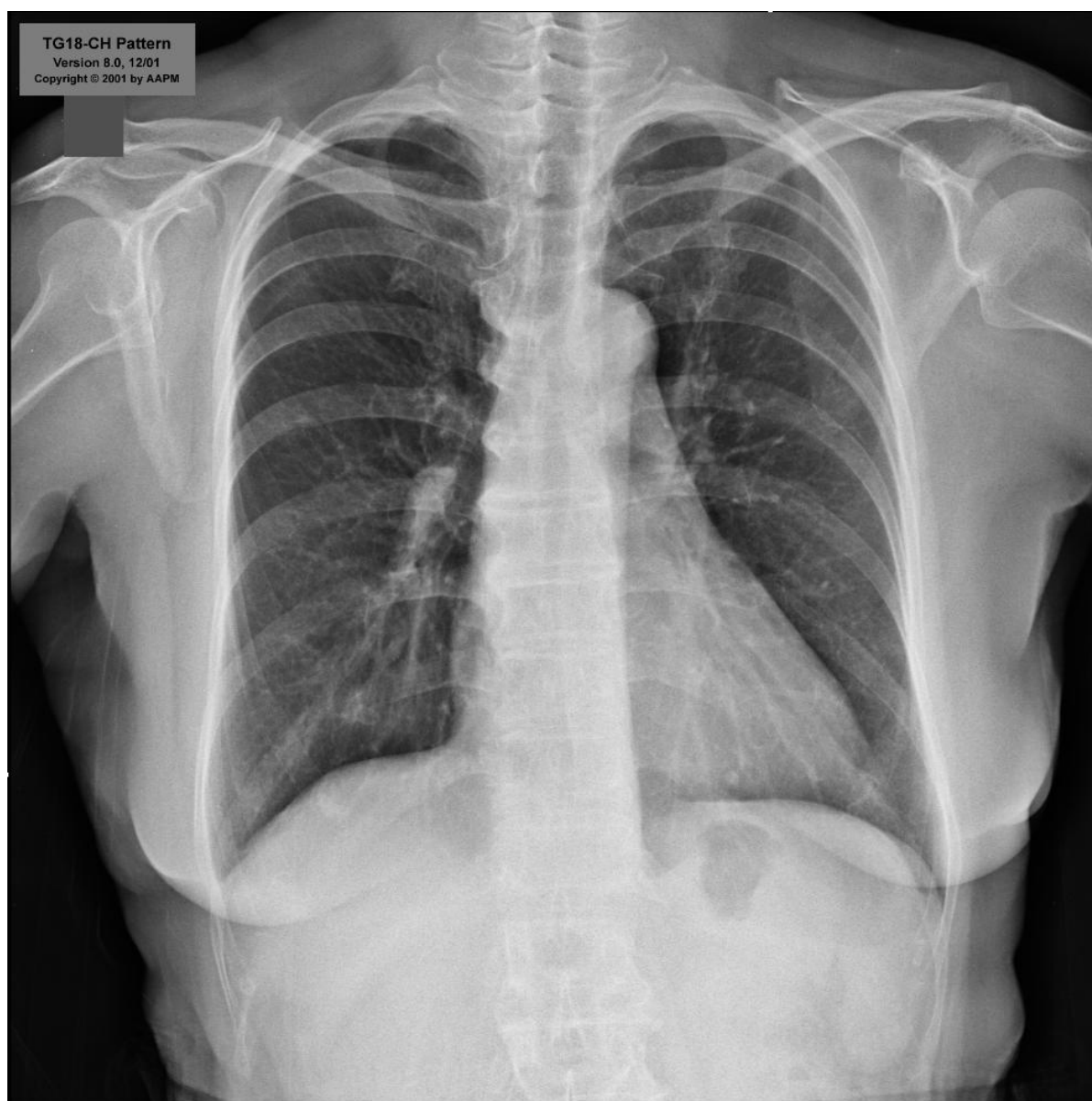


Figura 14. Imagem padrão TG18-CH, sem distorções.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

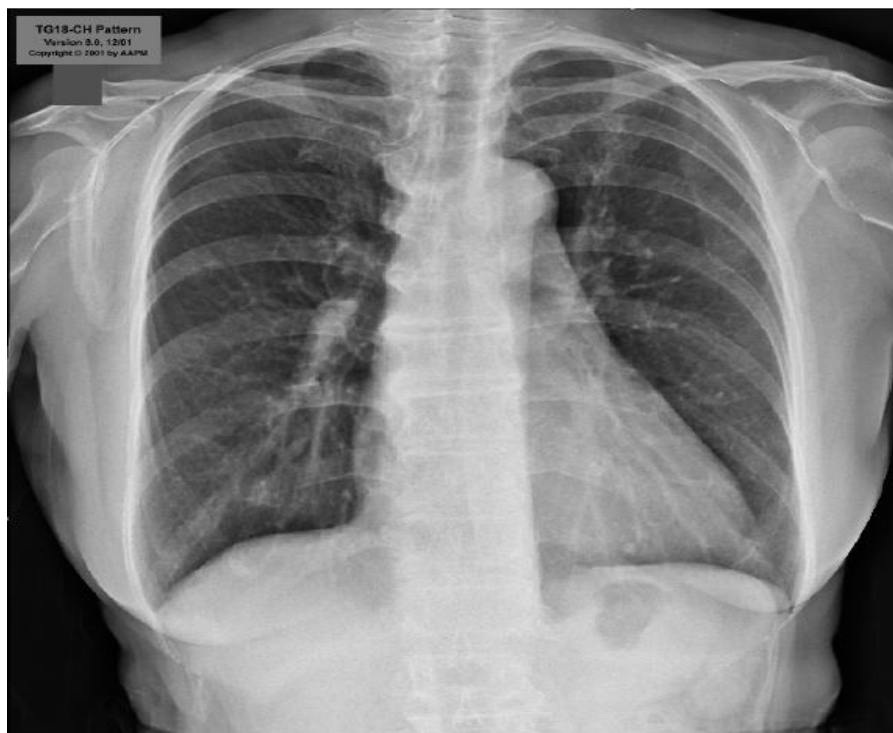


Figura 15 Imagem padrão TG18-CH, (adaptada) com distorção côncava que gera um tórax com aspecto de hiper insuflado.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

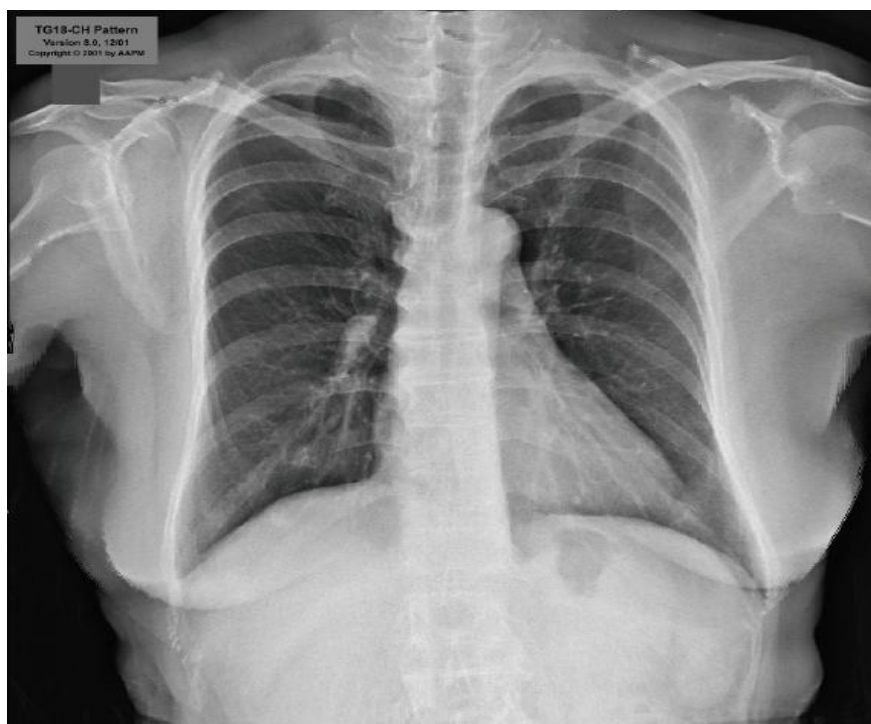


Figura 16. Imagem padrão TG18-CH (adaptada), com distorção convexa gera que gera um tórax com aspecto de morfologia em sino.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

3.4.3 Reflexão das telas e iluminação do ambiente

As reflexões nas telas podem se apresentar, basicamente, de duas formas, a reflexão especular e difusa. A reflexão especular ocorre quando o ângulo dos raios de luz incidentes é igual ao dos raios emergentes. Essa reflexão produz uma imagem virtual da fonte, como acontece em um espelho ⁽¹⁴⁾, ver figura 17.



Figura 17. Influência da iluminação do ambiente

Fonte: AAPM. TG 18 - Assessment of Display Performance for medical imaging systems. Pág 72

Na reflexão difusa, a luz é dispersada aleatoriamente e nenhuma imagem virtual da fonte é produzida. Monitores de tela plana, da tecnologia LCD são mais suscetíveis a reflexão difusa ⁽¹⁴⁾.

A quantidade de reflexão depende do tipo de material usado na tela e da quantidade de iluminação do ambiente, de forma geral quanto maior a iluminação do ambiente maior a reflexão da tela. Dessa forma, a iluminação do ambiente assume papel importante na reflexão apresentada, devendo estar dentro de uma faixa de valores padronizados. A Tabela 2 apresenta valores recomendados para iluminação de ambiente ⁽¹⁴⁾.

No teste qualitativo para a avaliação da reflexão das telas e iluminação do ambiente deve ser observado o aspecto da imagem padrão TG-18 AD (figura 18), a

imagem observada deverá ser a mesma em condições de iluminação normal ou na escuridão.

Tabela 2. Valores típicos de iluminação de ambiente.

Área	Iluminação (lux)
Sala de operação	300-400
Emergência em medicina	150-300
Hospital e estações de trabalho de visualização clínica	200-250
Escritório de trabalho	50-180
Estações de diagnóstico (CT/IMR/MN)	15-60
Estações de diagnóstico (raios X)	2-10

Fonte: AAPM - Report 03 (2005).

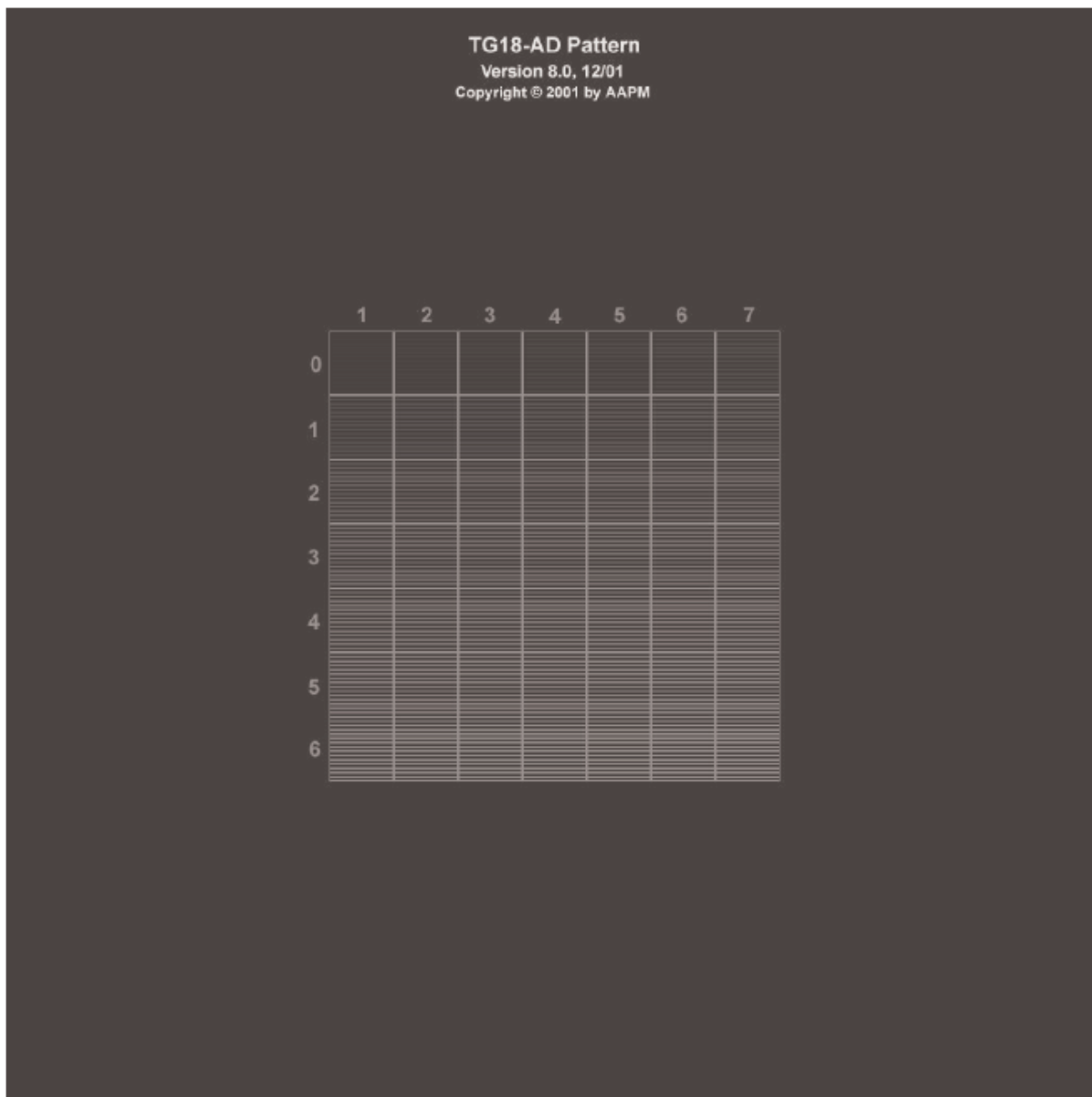


Figura 18. Imagem padrão TG18-AD para avaliação da reflexão da tela e iluminação ambiente

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

Idealmente, a distribuição de luminância da tela de um monitor só deveria ser associada à luz gerada pelo dispositivo, ou seja, pelas informações da imagem. Entretanto, na prática, a luz ambiente da sala (iluminância) reflete sobre a tela do dispositivo e adiciona luminosidade extra para a imagem exibida (figura 19) gerando perda de contraste na imagem e conseqüentemente perda de informação radiológica. Desse modo, o desempenho de um sistema de visualização de imagens radiológicas é dependente das características de reflexão do monitor e da iluminância da sala ⁽¹⁴⁾.

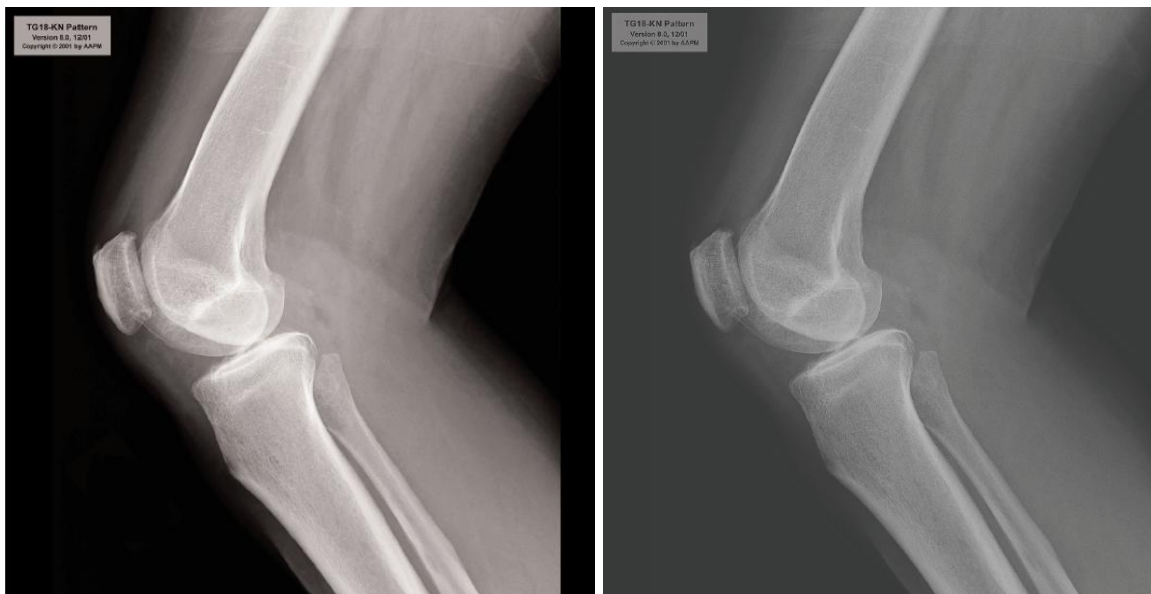


Figura 19. A esquerda Imagem padrão TG18-KN e a direita imagem padrão TG18-KN (adaptada) com aspectos de exibição em um ambiente com alta iluminância, que gera perda de contraste e informação radiológica.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

Vale ressaltar, que o controle das condições de luz ambiente também permite uma adaptação visual mais eficaz do observador para interpretar imagens médicas, (14).

3.4.4 Resposta de luminância

A resposta de luminância é a razão entre a luminância de saída e os valores eletrônicos de entrada padrão do display. A luminância do monitor é composta pela luz produzida na tela que varia entre um valor mínimo (L_{\min}) e um valor máximo (L_{\max}), juntamente com uma contribuição da iluminação do ambiente ⁽¹⁴⁾. O termo “taxa de luminância” refere-se à relação L_{\max}/L_{\min} . O termo “taxa de contraste” é utilizado para caracterizar a tela do monitor.

Através do padrão DICOM GSDF que utiliza o modelo experimental de Barten para diferença perceptível da luminância ou JND (Just Noticeable Difference) para o olho humano, os monitores médicos possuem tabelas de calibragem (LUT, look up

table) a qual possibilita que o profissional possa visualizar que um valor de pixel de 300 apresenta o dobro do brilho de um valor de pixel de 150.

No teste qualitativo da resposta de luminância o monitor radiológico deve demonstrar claramente o alvo de baixo contraste em cada uma das 16 regiões da imagem padrão TG18-TC, (figura 20). E na exibição da imagem TG18-MP, (figura 21) a localização relativa das bandas de contorno e níveis de luminância não deve ser maior do que a distância entre os marcadores.

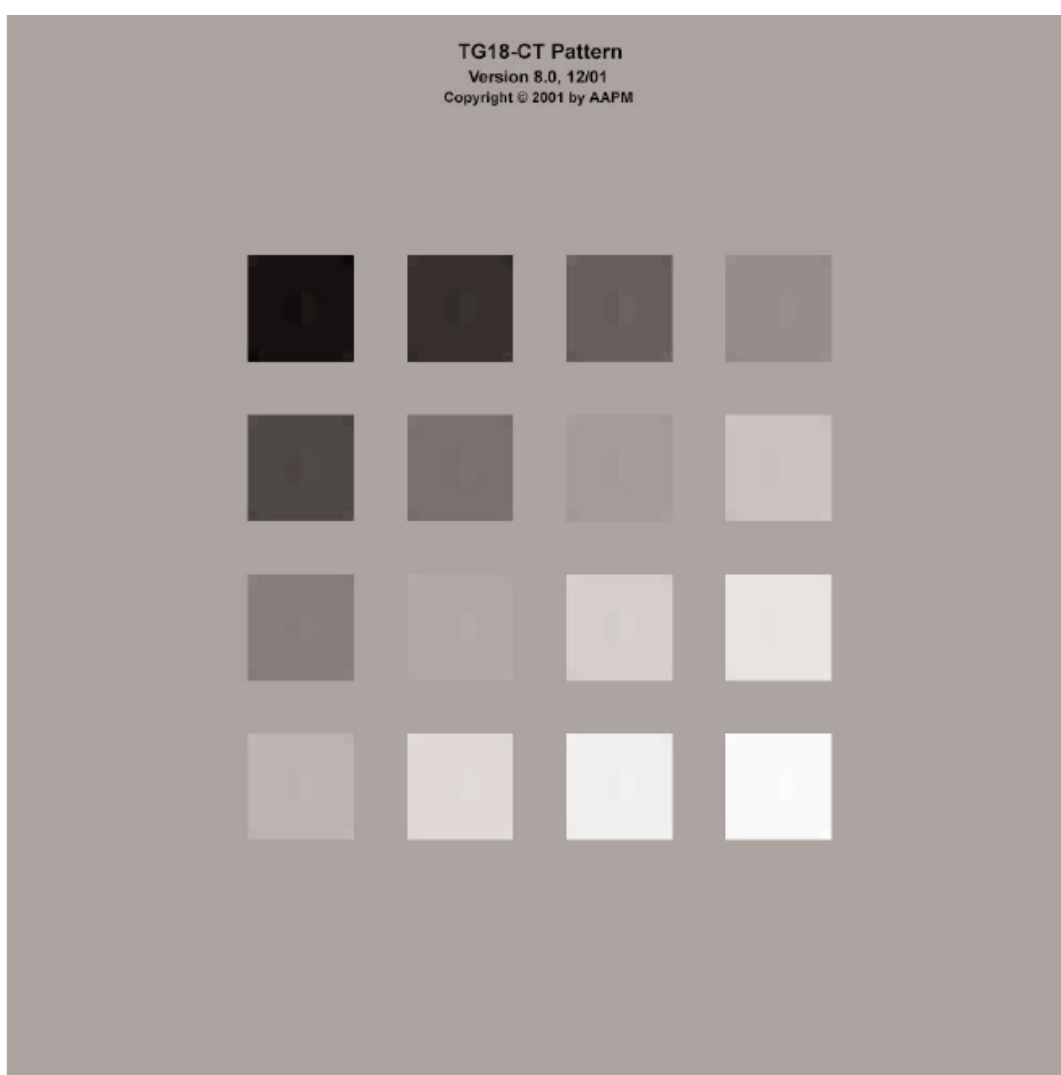


Figura 20 Imagem padrão TG18-CT

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016



Figura 21. Imagem padrão TG18-MP

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

No teste quantitativo da resposta de luminância o monitor radiológico deve possuir $L_{\text{máx}} > 170 \text{ cd/m}^2$, $L_{\text{máx}}/L_{\text{mín}} \geq 250$ e apresentar desvio de resposta de contraste ao padrão DICOM GSDF $\leq 10\%$.

A verificação do desvio de resposta de contraste é feita através da comparação dos valores eletrônicos de entrada, chamados P-Values obtidos pelas 18 imagens padrão: TG18-LN-1; TG18-LN-2; TG18-LN-3; TG18-LN-4; TG18-LN-5; TG18-LN-6; TG18-LN-7; TG18-LN-9; TG18-LN-10; TG18-LN-11; TG18-LN-12; TG18-LN-13; TG18-LN-14; TG18-LN-15; TG18-LN-16; TG18-LN-17 e TG18-LN-18, (exemplos figura 22) com os valores das luminâncias de saída de cada uma das imagens padrão. Em seguida, utilizando a tabela DICOM, os P-Values devem ser

transformados em índices JND, (figura 23). E finalmente calculados em função da resposta de contraste (figura 24).

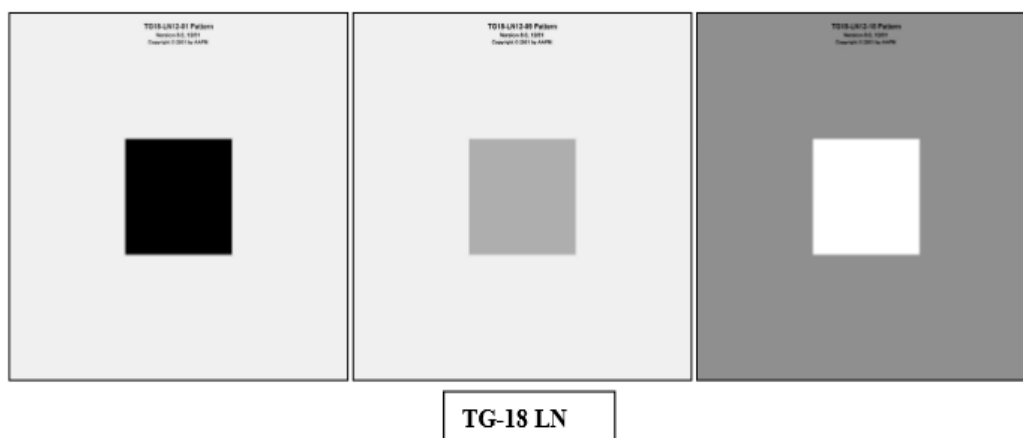


Figura 22. Imagens padrão TG18-LN1-1; TG18-LN1-09; TG18-LN1-18

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

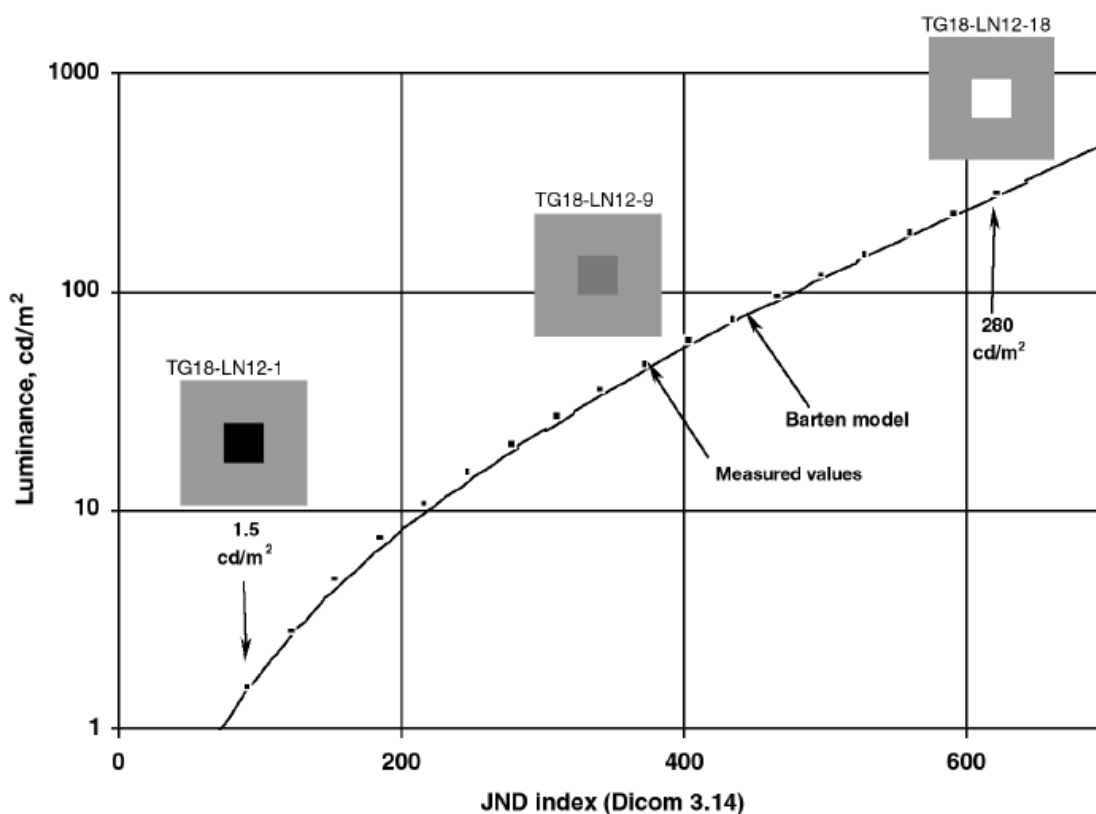


Figura 23. Exemplo de medição de 18 níveis de luminância plotados em função do GSDF

Fonte: AAPM. TG 18 - Assessment of Display Performance for medical imaging systems. Pág 72

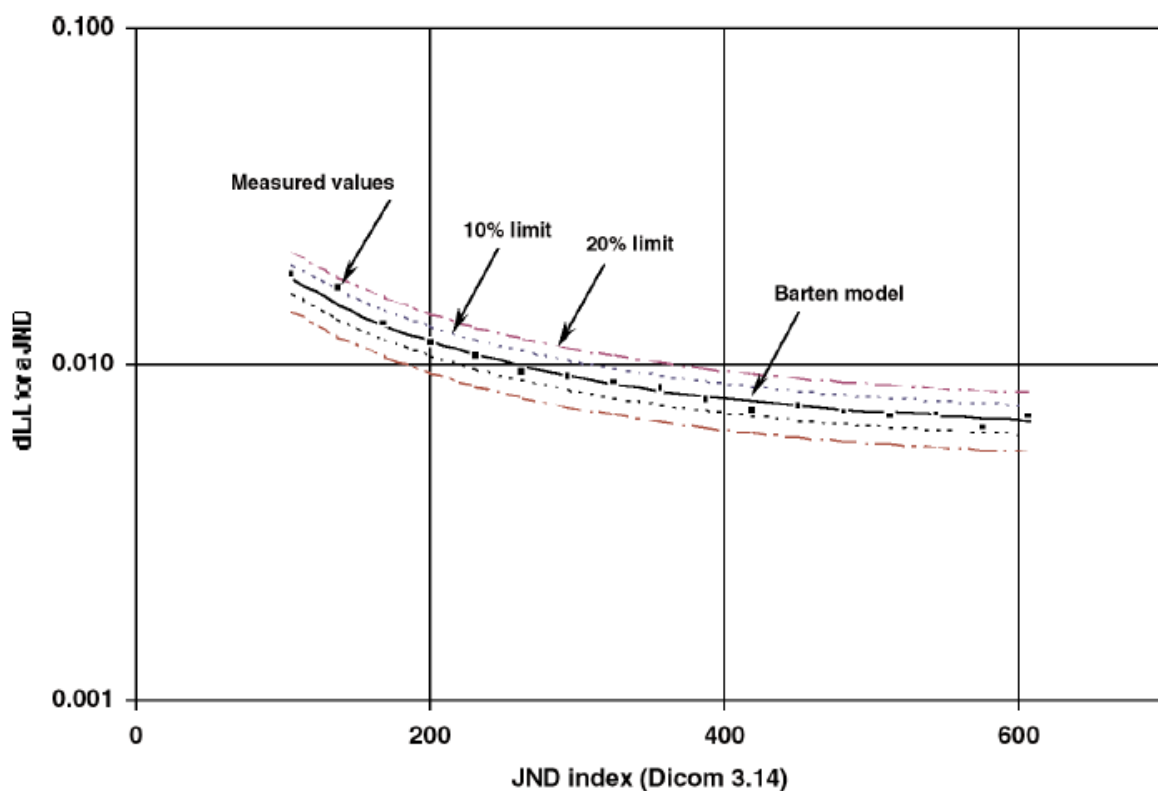


Figura 24. Exemplo da resposta contraste, calculado a partir dos 18 níveis de cinza medidos e a resposta esperada de 10% e 20% de tolerância em relação ao padrão DICOM

Fonte: AAPM. TG 18 - Assessment of Display Performance for medical imaging systems. Pág 87

A luminância pode influenciar a visibilidade de objetos sutis e a decisão dos especialistas sobre a malignidade do achado. Mudanças no padrão da imagem radiológica eventualmente consideradas irrelevantes podem mascarar um achado clínico importante ⁽²⁴⁾. Além disso, com telas mais brilhantes é mais fácil identificar detalhes mais sutis. Mesmo quando o contraste é padronizado para um determinado valor, a percepção do contraste melhora com valores de luminância maiores ⁽¹⁶⁾. As figuras 25 e 26 demonstram essas diferenciações.

Todos os monitores têm uma função de saída chamada de gama. O padrão DICOM GSDF define uma função específica para a calibração da escala de cinzas que será exibida de forma a preservar o contraste nas extremidades do espectro. Dessa forma, todos os contrastes da imagem digital são transmitidos, e o mínimo é subestimado ou sobre estimado isso permite que o radiologista perceba uma

transição suave entre os tons de cinza da imagem ⁽⁵⁾. As figuras 25 e 27 demonstram essas diferenciações.

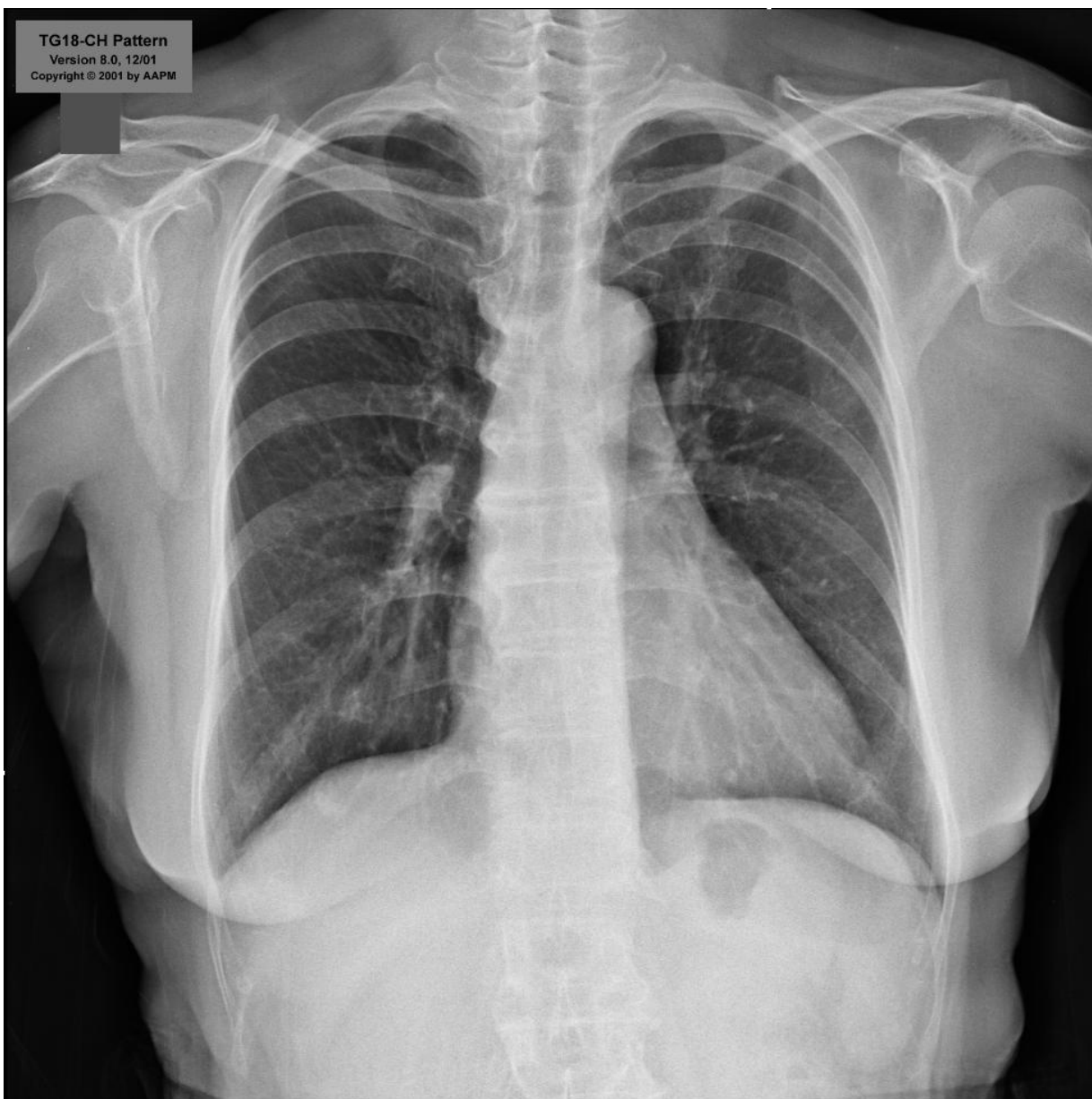


Figura 25. Imagem padrão TG18-CH exibida em um monitor com resposta de luminância adequada

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

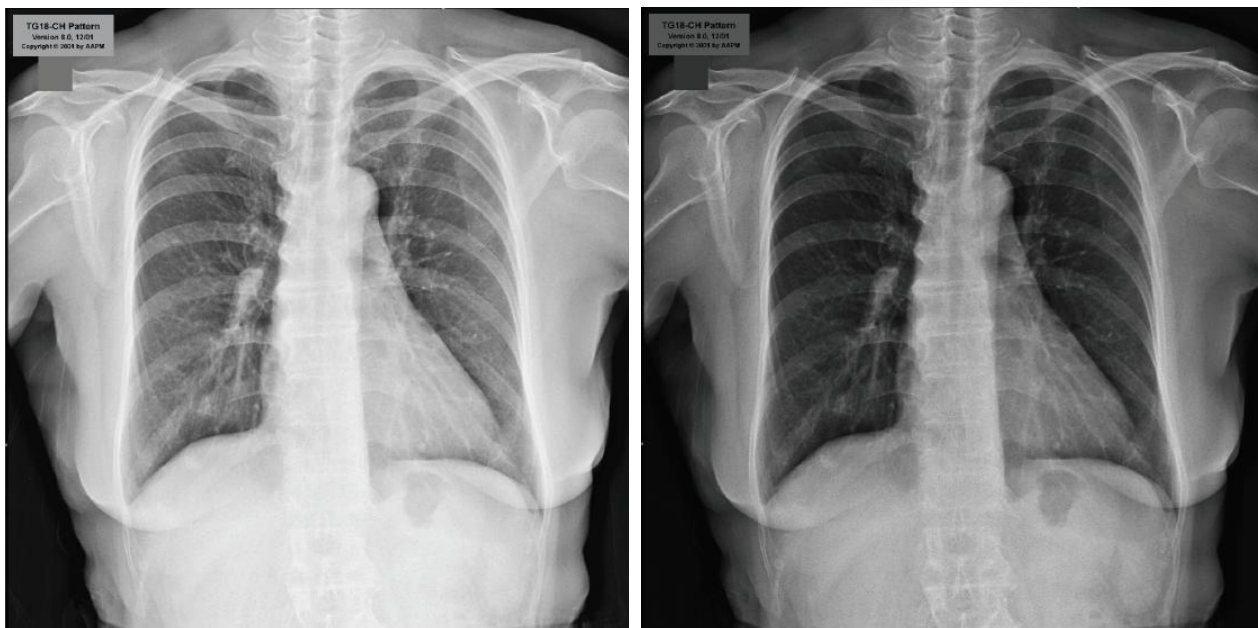


Figura 26 imagem padrão TG18-CH (adaptada). A esquerda aspecto da imagem exibida com alta luminância, e a direita com baixa luminância.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016



Figura 27. Imagem padrão TG18-CH (adaptada). A esquerda aspecto da imagem exibida com alta contraste, e a direita com baixo contraste.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

3.4.5 Luminância espacial e dependência angular

A resposta de luminância descrita na seção anterior, só se refere às características de luminância de monitores visualizados perpendicularmente. No entanto, estes dispositivos frequentemente apresentam luminância espacial não uniforme e variação de contraste em função do ângulo de visão. Dessa forma, ambos os critérios devem ser avaliados como parte do controle de qualidade desses dispositivos, uma vez que, influenciam diretamente na capacidade de visualização da imagem pelo observador ⁽¹⁴⁾.

3.4.5.1 Uniformidade de luminância

A luminância espacial não uniforme refere-se à variação máxima de luminosidade em toda a área do visor quando um padrão uniforme é exibido. No seu teste qualitativo, deve-se visualizar a imagem padrão TG18-UN10 e TG18-UN80 (figura 28) a 30 cm de distância e não se deve observar não uniformidades no centro e nas bordas.

No teste quantitativo da uniformidade de luminância o monitor radiológico não deve apresentar não uniformidade de luminância maior que 30% ⁽¹⁴⁾. A verificação é realizada medindo-se a luminância no centro e nas bordas da imagem TG18-UNL10 e TG18-UNL80 (figura 29).

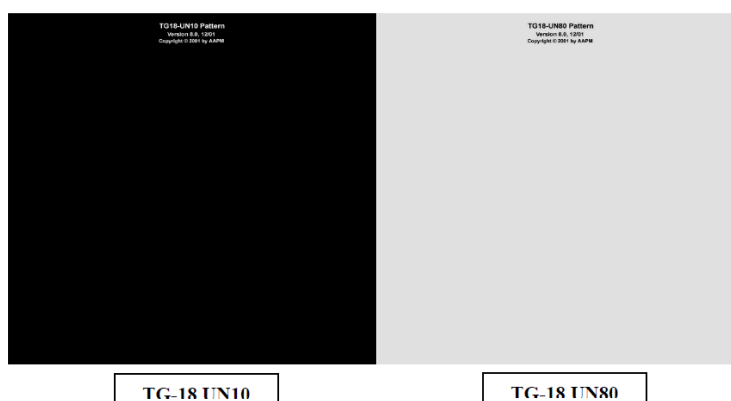


Figura 28. Imagem padrão TG18-UN10 e TG18-UN80 para avaliação qualitativa da uniformidade de luminância.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

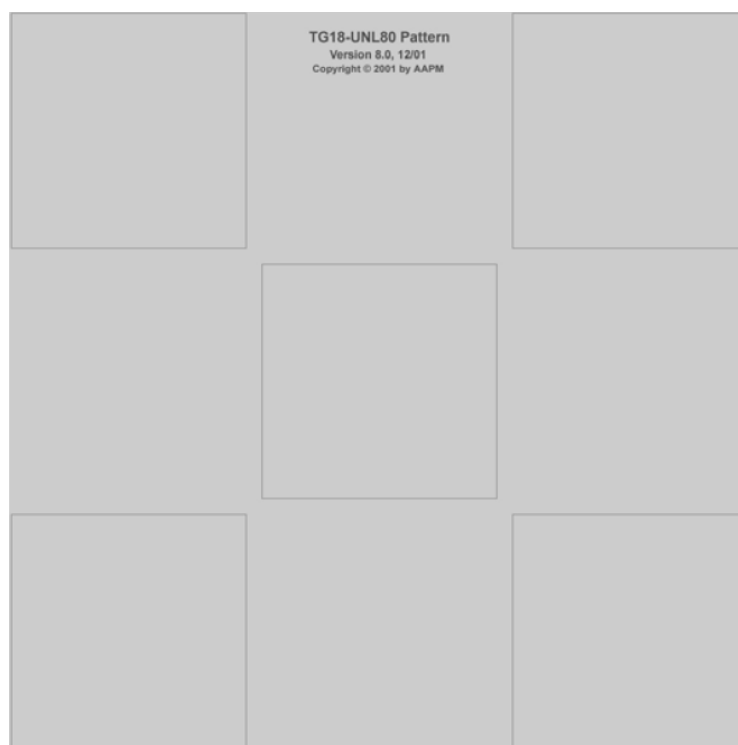
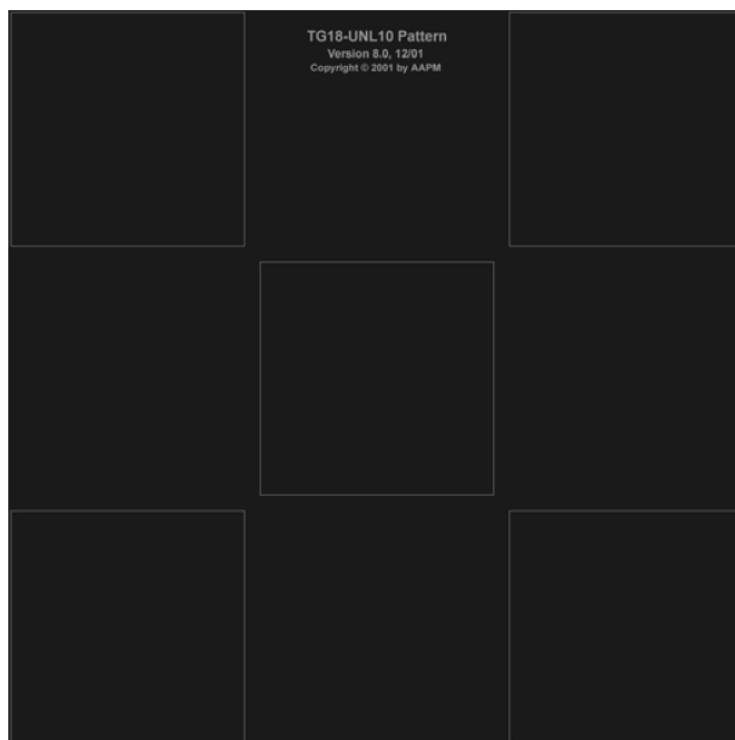


Figura 29. Imagem padrão TG18-UNL10 (acima) e TG18-UNL80 (abaixo) utilizadas para avaliação quantitativa da uniformidade de luminância.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

3.4.5.2 Dependência angular

Frequentemente os fabricantes descrevem especificações muito altas para níveis de contrastes, mas o desempenho deste parâmetro muitas vezes é inconsistente porque depende (principalmente para alguns tipos de LCD) de um ângulo de visão, próximo da perpendicular.

Para o teste qualitativo da dependência angular a avaliação é feita através da identificação e verificação dos ângulos limites em que possam se visualizar todas as meias luas de baixo contraste que estão em cada quadrado da imagem padrão TG18-CT (figura 20), além disso, o monitor radiológico deve possuir uma marcação próxima a tela que defina os ângulos limites de visualização ⁽¹⁴⁾.

Como o contraste varia de acordo com o ângulo de visão, a capacidade de visualização do observador varia de acordo com o ângulo. Uma visualização de uma imagem descentralizada em um monitor com alta dependência angular, distorce a percepção de contraste da imagem e realça a estrutura óssea mais que a pulmonar como é demonstrado nas figuras 30 e 31.

Centralizado



Figura 30 Ilustração da dependência angular, imagem normal

Fonte: www.htiweb.com.br, acessado em 13/01/2016

Descentralizado



Figura 31. Ilustração da dependência angular: a visualização descentralizada distorce a percepção de contraste da imagem e realça a estrutura óssea mais que a pulmonar

Fonte: www.htiweb.com.br, acessado em 13/01/2016

3.4.6 Resolução

A resolução espacial é a capacidade de distinguir a imagem de pequenas estruturas que possuem alto contraste no objeto, por exemplo, micro calcificações nos seios ou na mama. A resolução de contraste é a capacidade de diferenciar estruturas anatômicas de contraste similar.

Para o teste qualitativo da resolução a avaliação é feita através da visualização da imagem padrão TG18-QC ou do TG18-CX (figuras 32 e 34). O observador, utilizando uma lupa, deve ser capaz de distinguir os padrões de pares de linha e a aparência dos padrões de caixa (Cx) que são exibidos no centro e nos quatro cantos da tela, (figura 33), bem como, perceber as diferenças dos 16 níveis de contraste da imagem padrão TG18-QC exibidas na tela, (ilustração figura 32).

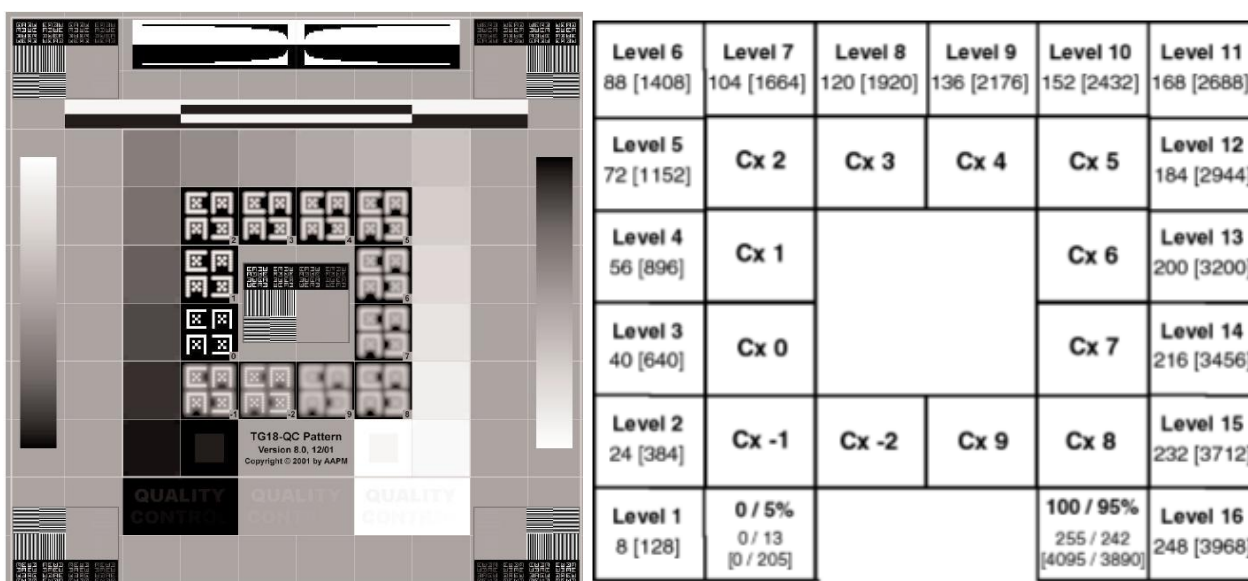


Figura 32. Imagem padrão TG18-QC com a ilustração dos valores de caixa e nível de luminância para avaliação de resolução espacial de baixo e alto contraste

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

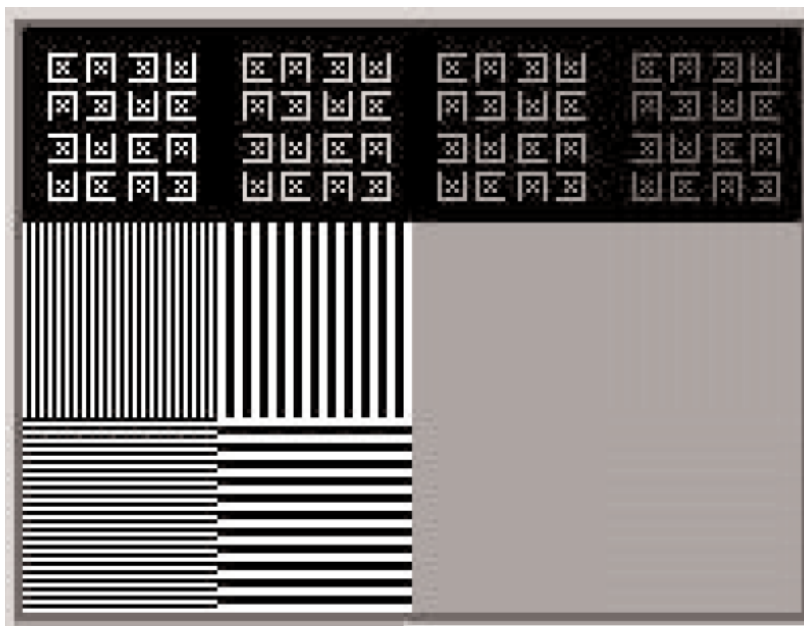


Figura 33. Recorte ampliado dos padrões de pares de linha que são exibidos no centro e nos quatro canto da Imagem padrão TG18-QC

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

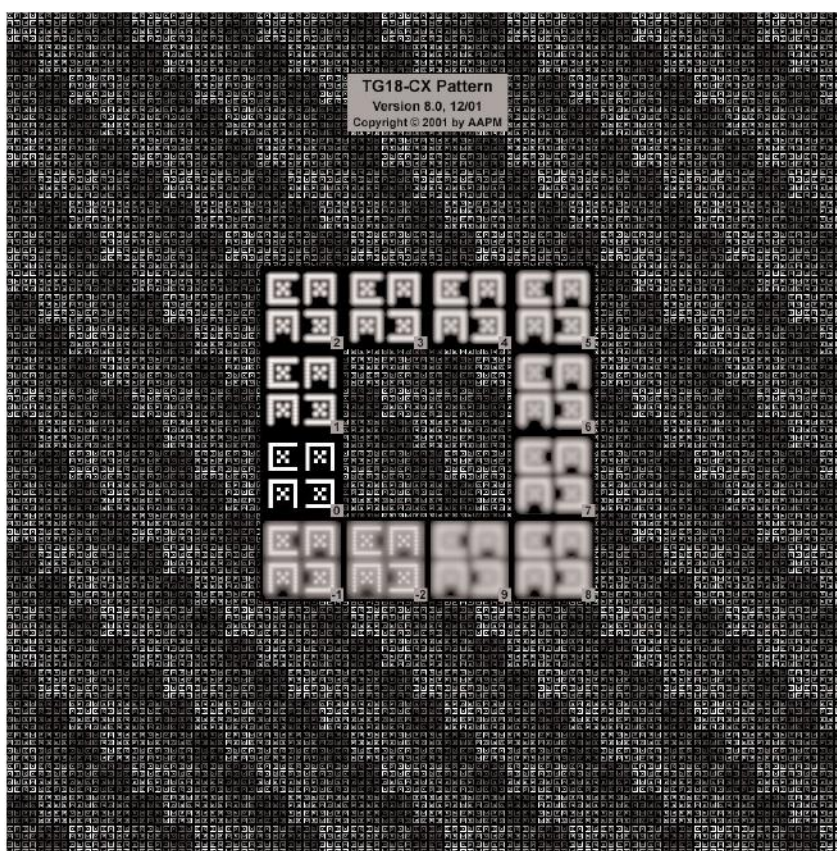


Figura 34. Imagem padrão TG18-CX.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

Sistemas desenvolvidos com resolução espacial adequada são necessários para assegurar que detalhes espaciais de interesse, sejam preservados quando uma imagem for exibida em um monitor médico. Sistemas desenvolvidos com resolução de baixo contraste, adequada, permitem diferenciar estruturas anatômicas de contraste similar como, por exemplo, fígado e baço, massa cinzenta e branca. Monitores com resolução insuficiente poderão comprometer a precisão da interpretação diagnóstica⁽¹⁴⁾, como é demonstrado nas figuras 35 e 36.

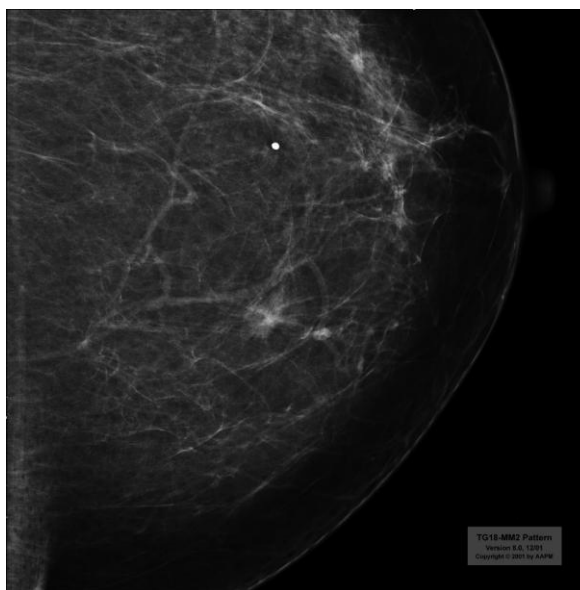


Figura 35. Imagem padrão TG18-MM2.

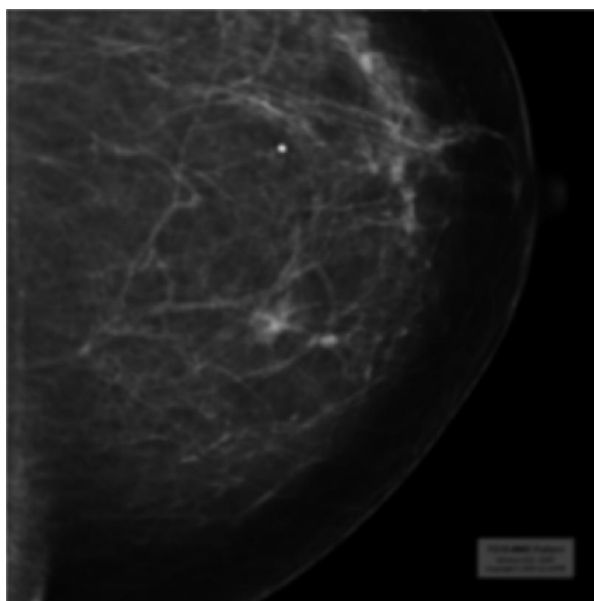


Figura 36. Imagem padrão TG18-MM2 (adaptada) Aspecto da imagem exibida em um monitor de baixa resolução espacial.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

3.4.7 Ruído na tela

Ruído, em termos radiológicos, é uma flutuação aleatória da densidade óptica da imagem. Isto é, ruídos são inerentes aos sistemas, mas podem ser minimizados.

No âmbito de controle de qualidade em imagiologia, é definido como qualquer flutuação de alta frequência com padrões (< 1 cm) que interferem com a detecção do verdadeiro sinal ⁽¹⁴⁾.

Para o teste qualitativo do ruído a avaliação é feita através da visualização da imagem padrão TG18-AFC (figura 37). Para os monitores diagnóstico, todos os objetos de baixo contraste da imagem padrão TG18-AFC devem ser visíveis em pelo menos em 3 quadrantes.

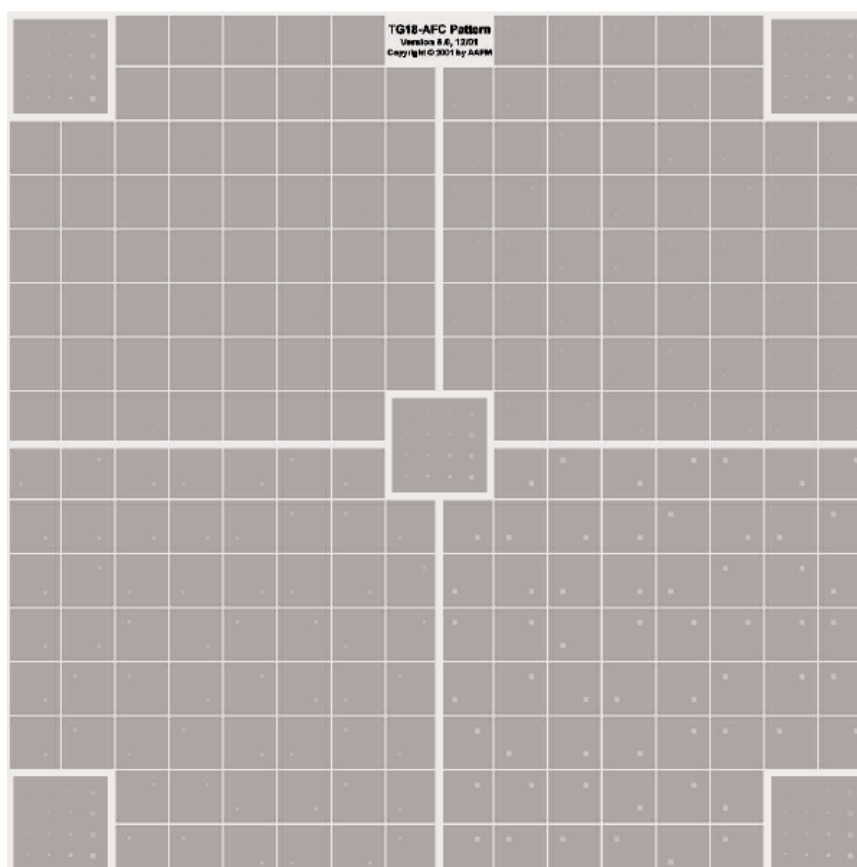


Figura 37. Imagem padrão TG18-AFC para verificação de ruído nos monitores

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

A detectabilidade de objetos pequenos e objetos de baixo contraste em imagens médicas não dependem apenas do seu tamanho e contraste, mas também da quantidade de ruído. Menores ruídos resultam em imagem com maior qualidade, pois possibilitam melhor resolução de contraste ⁽³²⁾, ver figuras 38 e 39.

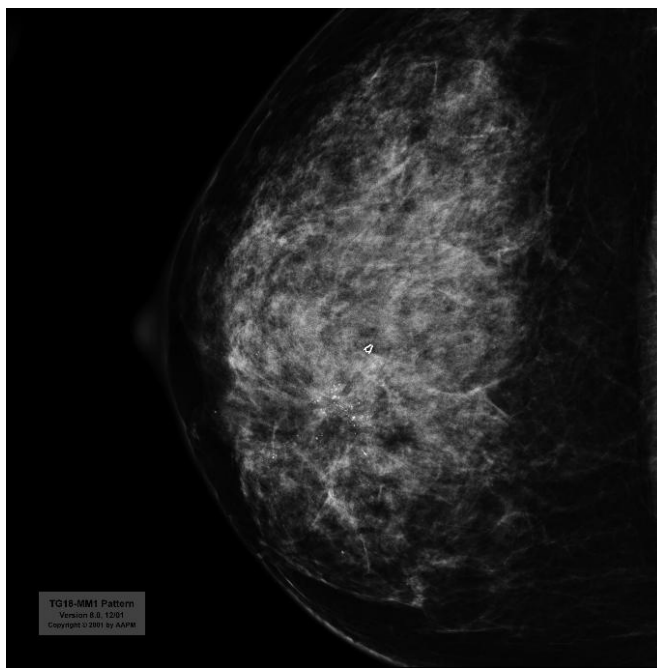


Figura 38. Imagem padrão TG18-MM1.

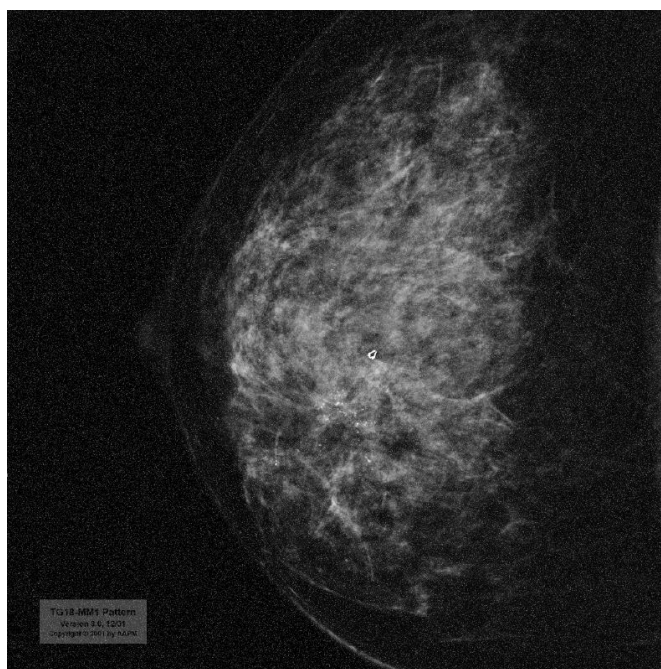


Figura 39 Imagem padrão TG18-MM1 (adaptada) aspectos da imagem exibida em um monitor com alto ruído.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

3.4.8 Velamento por reflexão interna

O velamento de luz em dispositivos de exibição de imagens induz uma luminosidade difusa que encobre a imagem pretendida. A maioria dos dispositivos de tela plana (LCD e LED) possuem curtas distâncias para espalhamento e são projetados para que não haja luz refletida internamente. Dessa forma o velamento por reflexão interna nessa tecnologia é mínimo. No entanto, o sistema não é perfeito, e dispersões ainda podem causar perda de contraste na imagem, este efeito é notável em imagens brilhantes com fundo preto ⁽¹⁴⁾.

Os monitores coloridos da tecnologia CRTs, têm intrinsecamente um velamento por reflexão interna substancial, o que os torna impróprios para uso como monitores radiológicos ⁽¹⁴⁾.

Para o teste qualitativo do velamento por reflexão interna a avaliação é feita pelo observador utilizando as imagens padrão TG 18-GV e TG 18-GVN (figura 40) com um auxílio de máscara colimadora bloqueando o brilho proveniente da região branca o monitor radiológico deve ser capaz exibir pelo menos 3 estruturas de baixo contraste que estão no centro da figura.

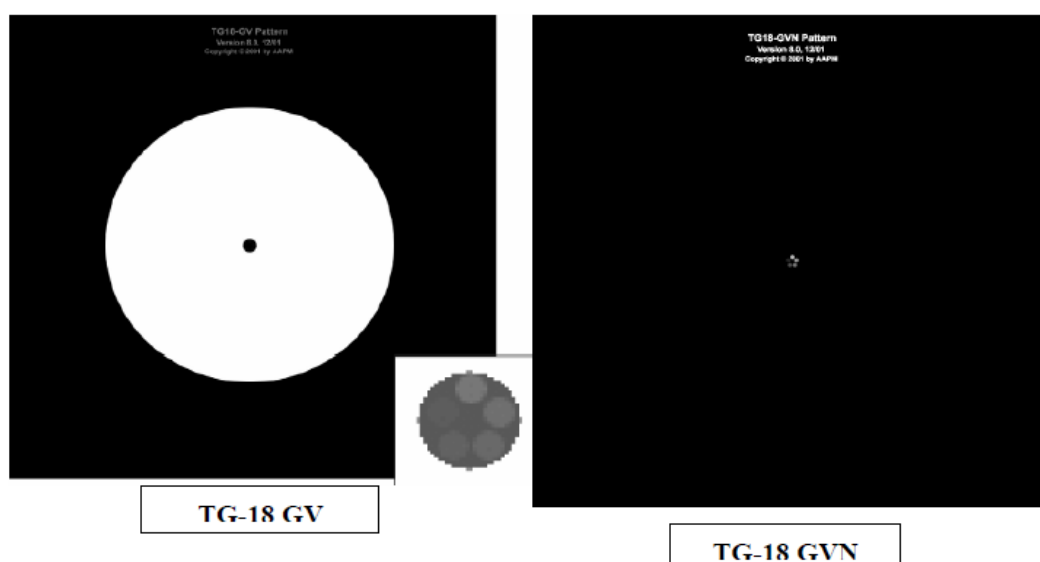


Figura 40. Imagens padrão TG18-GV e TG-18 GNV utilizadas para verificação do velamento por reflexão interna.

O olho humano tem características para se adaptar ao ofuscamento luminoso, melhor do que a maioria dos sistemas ópticos e este é capaz de perceber objetos de baixo contraste em regiões escuras, mesmo que cercadas por imagens brilhantes ver figura 41. Dessa forma monitores médicos que possuem menor reflexão interna, são necessários para apresentar bom contraste nas regiões escuras de imagens com muito brilho ⁽¹⁴⁾. Um monitor com elevada reflexão interna, gera perda de contraste nas regiões escuras da imagem como é apresentando nas figuras 42 e 43.

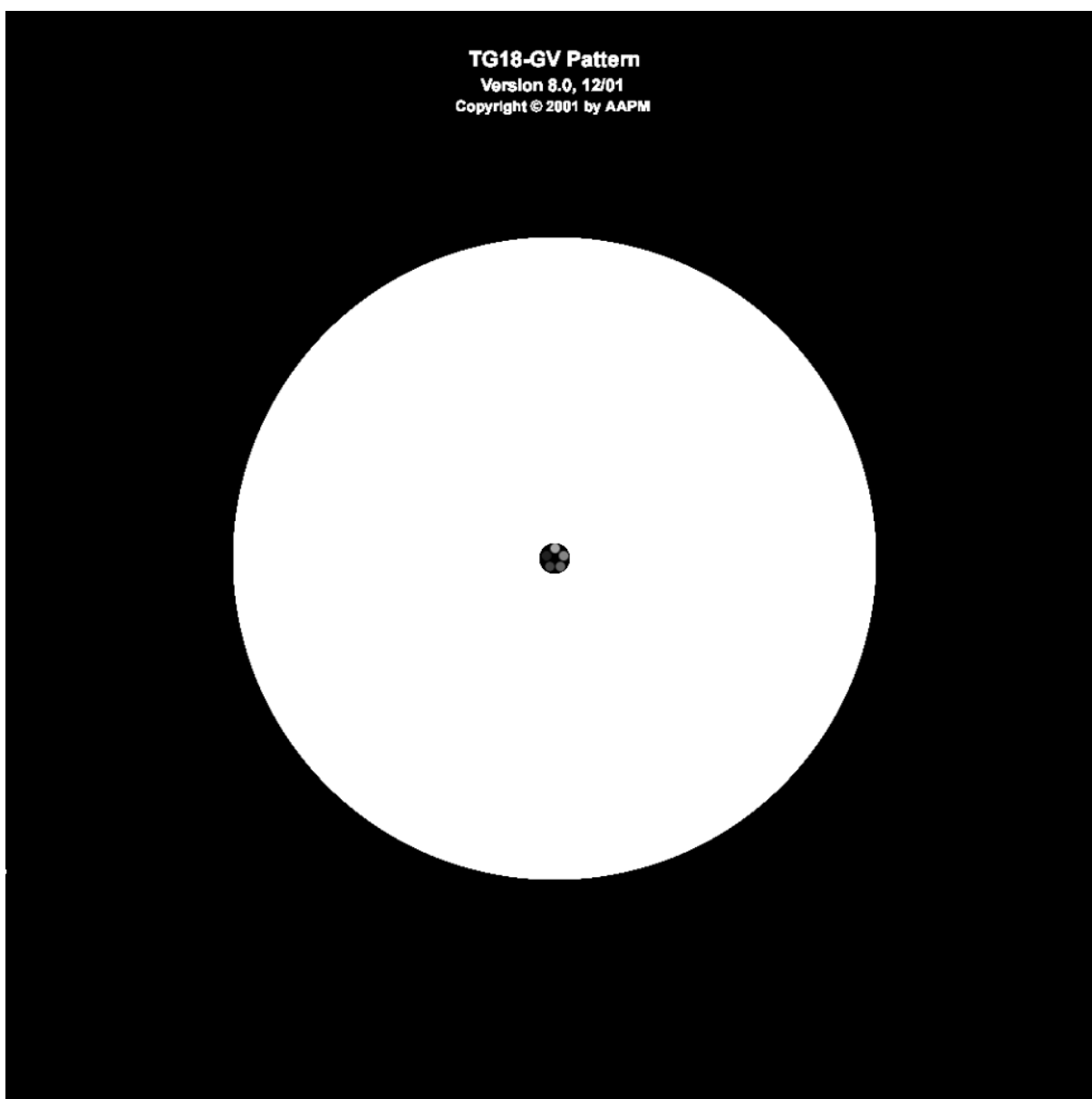


Figura 41. Imagem padrão TG18-GV. Aspecto da imagem exibida em um monitor com baixa reflexão interna.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

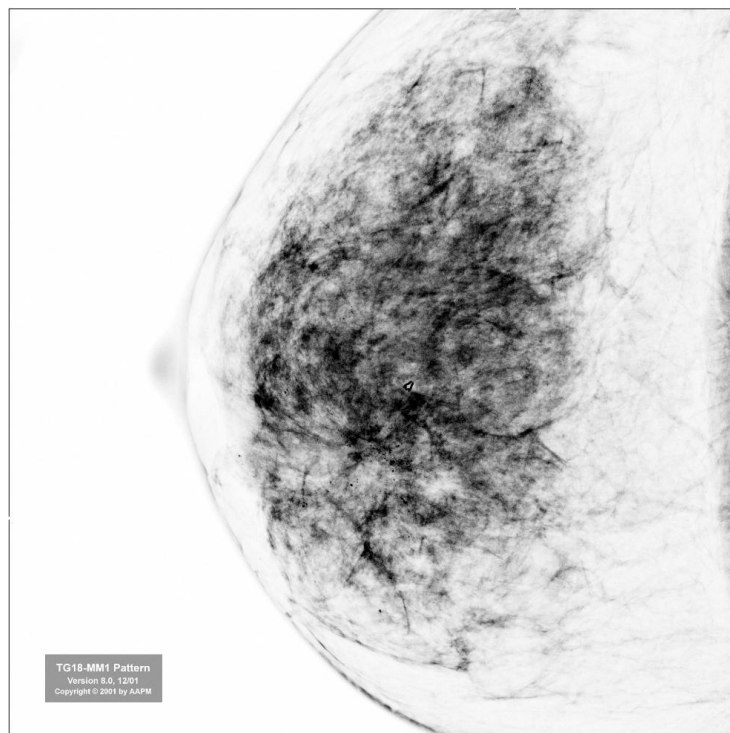


Figura 42. Imagem padrão TG18-MM1 (adaptada) aspecto da imagem com filtro de inversão de contraste

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

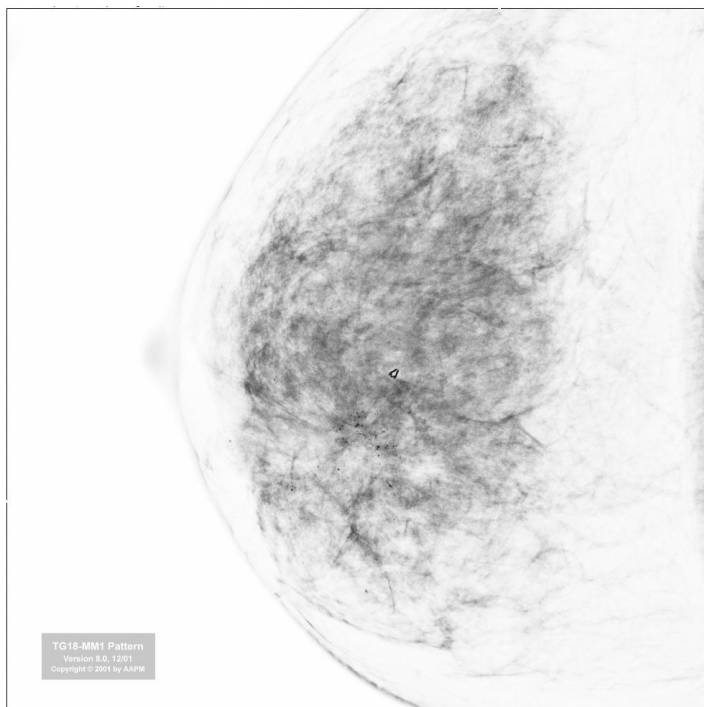


Figura 43 Aspectos da imagem padrão TG18-MM1 (adaptada) exibida em um monitor com elevada reflexão interna, que gera perda de contraste nas regiões escuras da imagem.

Fonte: www.deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18, acessado em 13/01/2016

3.4.9 Cromaticidade das telas

A medição dos tons das cores é importante, uma vez que se equiparam com a escala de cinza que podem ser apresentadas em uma única estação de trabalho. Intrinsecamente em telas coloridas, o tom da cor é afetado pelo equilíbrio de três cores primárias que formam uma imagem em tons de cinza. Em telas monocromáticas, o tom da cor é afetado pelo tipo de fósforo, no caso dos televisores CRT. Em LCDs, o tom da cor é mais afetado pelo ângulo de visão.

Exibir correspondência de cores foi requerido como um importante fator de aceitabilidade no sistema PACS ⁽¹⁴⁾. Em uma tela colorida, a LUT (a função de calibração dos tons de cinza) distribui o intervalo de cores, e isso permite realçar alguns aspectos contidos na imagem (por exemplo, atividades fisiológicas).

Para o teste qualitativo da cromaticidade da tela a avaliação é feita utilizando a imagem padrão TG18-UN80 (figura 28), para cada uma das telas dos monitores diagnósticos associados à mesma estação de trabalho, o observador não deve constatar diferença significativa da percepção de cor.

Tanto o intervalo de luminância como o de cromaticidade devem ser mapeados com a exatidão adequada, ou pode haver surgimento de contornos nas imagens, distorção dos cantos de objetos ou prejuízo de informações para imagens fisiológicas ^(12,14,33), como demonstrado nas figuras 44 e 45.

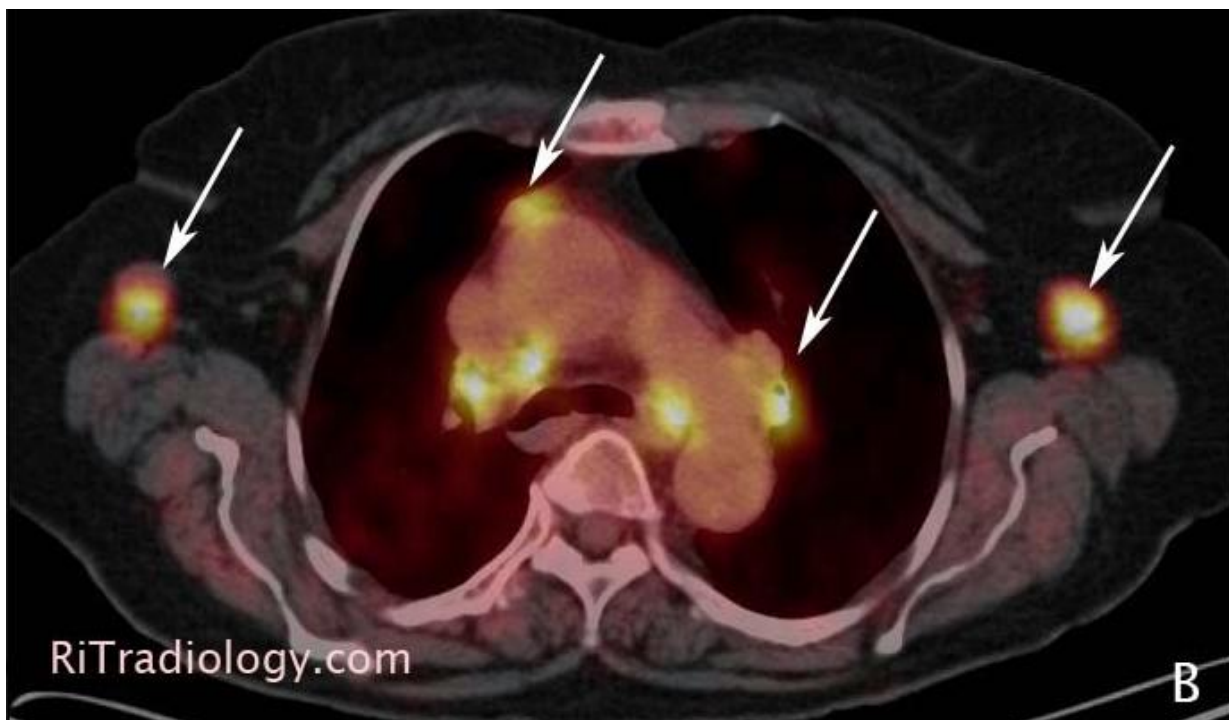


Figura 44. Imagem fisiológica de PET/CT, mostrando múltiplos nódulos linfáticos

Fonte: <http://radiologyinthaiblogspot.com.br/2014/03/sarcoidosis-on-petct.html>, acessado em 13/03/2017

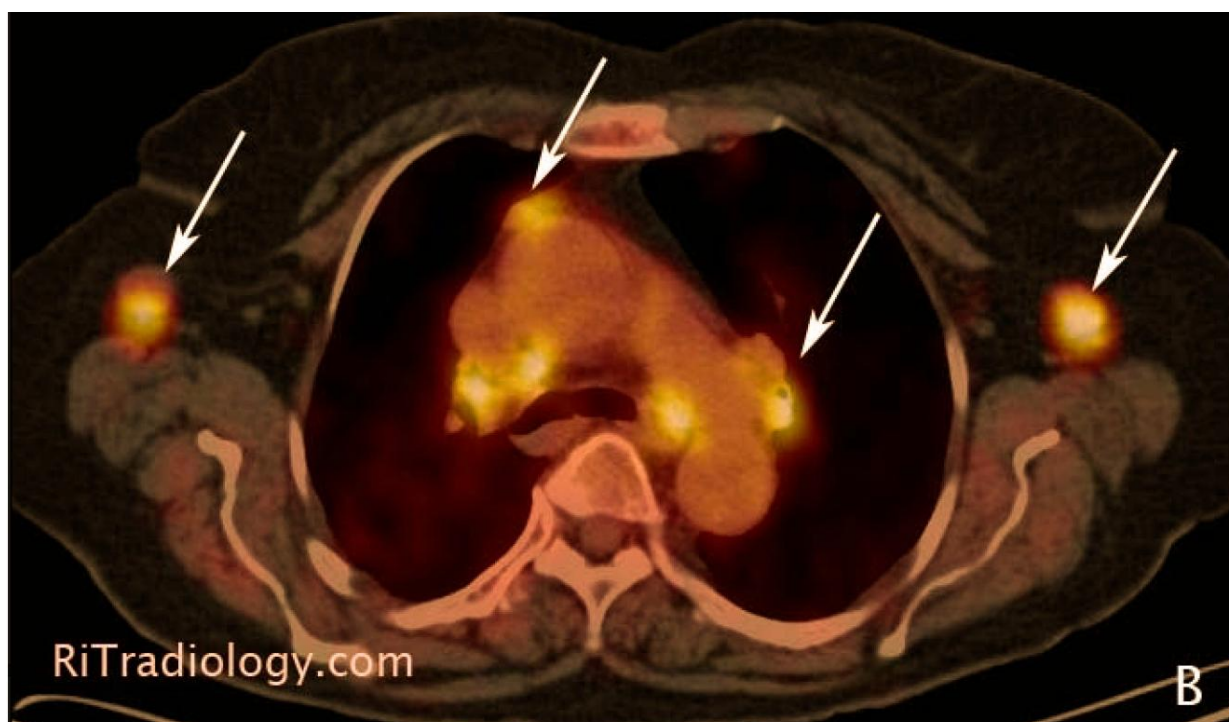


Figura 45. Aspecto da imagem 41 exibidas em um monitor com problemas de cromaticidade o que gera perda de informações fisiológicas.

Fonte: dados da pesquisa

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Tipo geral de estudo, local e período do estudo

Estudo piloto, onde foi avaliado o desempenho dos monitores específicos para diagnóstico em uso realizado em Salvador (BA) e Florianópolis (SC), Brasil no ano de 2016.

4.2 População e amostra

Não foram encontrados dados referentes a população de monitores médicos. Entretanto, segundo o último levantamento realizado em 2012 do Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES) do Ministério da Saúde, existem no Brasil 73.386 equipamentos no país (mamógrafos, tomógrafos, ressonância magnética e raios x simples, odontológico, para densitometria, com fluoroscopia, para hemodinâmica) que, potencialmente podem ser associados ao uso com os monitores médicos, sendo destes 4410 da Bahia e 1564 em Salvador. Apesar de não existir uma relação direta entre o número desses equipamentos e o de monitores diagnósticos utilizados, é válido ressaltar que com o avanço da tecnologia digital e o aumento da prática da telerradiologia no Brasil, é crescente o uso de monitores para laudo ⁽³⁴⁾.

Neste estudo, através de amostragem por conveniência, em função da disponibilidade e interesse das instituições, foram avaliados 15 monitores que estão em uso em 5 instituições de saúde, sendo 03 na cidade de Salvador (BA) e 02 em Florianópolis (SC). Esses monitores eram utilizados nas instituições para a exposição de imagens radiológicas com o objetivo de realizar diagnósticos de imagens adquiridas em diversos equipamentos (raios X, tomografia, mamografia, medicina nuclear e ressonância magnética) e a sua distribuição pode ser vista na tabela 1.

Tabela 1. Descrição da amostra

Instituição	Nº de monitores	Cidade
A	7	
B	4	Salvador (BA)
C	1	
D	2	
E	1	Florianópolis (SC)

Fonte: dados da pesquisa

A caracterização dos monitores avaliados foi realizada através dos dados referentes ao fabricante, modelo, uso do monitor declarado pelo fabricante, características técnicas (tecnologia de iluminação e tamanho da tela e resolução) e modalidade de diagnóstico em que estava sendo utilizado pela instituição.

4.3 Definição dos parâmetros de avaliação

Existem vários protocolos embasados em normas que lidam com o controle de qualidade dos monitores utilizados em radiologia diagnóstica ⁽¹⁴⁻²⁰⁾, dentre eles o AAPM report 03 (2005) - Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems ⁽¹⁴⁾, produzido pelo Task Group 18 (TG18) da AAPM é o mais amplo, aceito e utilizado pela a comunidade científica.

Este protocolo utiliza um conjunto de imagens padrão específicas, denominadas como TG18-QC, TG18-AFC, TG18-LN, TG18-UN, TG18-UNL entre outras, que são utilizadas em verificações qualitativas e quantitativas de parâmetros fundamentais de qualidade da imagem na avaliação dos monitores de exibição de imagens médicas.

Como alguns dos testes quantitativos propostos pelo AAPM report 03 ⁽¹⁴⁾ são demasiadamente complexos e demandam equipamentos caros para sua execução, outras instituições como, por exemplo, a Sociedade Espanhola de Radiologia Médica (SERAM) junto com a Sociedade Espanhola de Proteção Radiológica (SEPR) e Sociedade Espanhola de Física Médica (SEFM) elaboram o Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico ⁽²⁰⁾, o qual no seu capítulo referente a avaliação da qualidade dos monitores trás todos os testes do AAPM

report 03 com algumas adaptações para os testes quantitativos mais complexos, a fim de torná-los de mais fácil aplicação em um ambiente clínico.

Nesse estudo, para a avaliação do desempenho dos monitores utilizou-se metodologia, equipamentos, imagens padrão e critérios de conformidade, descritos no AAPM Report 03 de 2005 (14) e no Protocolo Espanhol de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico de 2011 ⁽²⁰⁾. Foram avaliados, em cada monitor, 9 parâmetros, conforme segue: aspectos gerais da qualidade da imagem, distorção geométrica, reflexão da tela e iluminação da sala, resposta de luminância, dependência de luminância, resolução espacial e de baixo contraste, ruído, velamento por reflexão interna e cromaticidade da tela.

4.3.1 Condições gerais das medidas

Conforme recomendação descrita na seção 3.0 *General prerequisites for display assessments* do AAPM report 03, antes das avaliações foi precedida a limpeza da tela e assegurado o tempo de estabilização eletrônica dos monitores, por 30 minutos. Os instrumentos de medição foram montados com ajuda de fixadores (figura 46) de forma a ser evitado o movimento dos medidores.



Figura 46. Ilustração do posicionamento do instrumento de medição montados com ajuda de fixador.

Fonte: Dados da pesquisa

Quando os monitores permitiam o ajuste manual de brilho utilizou-se o procedimento descrito na subseção 3.4.5. *Minimum and Maximum Luminance Settings* do AAPM report 03, o qual resumidamente estabelece que através da imagem padrão TG18-QC o usuário utilizando os controles, deve ajustar o contraste e brilho para o mínimo, a fim de encontrar a luminância mínima apresentada pelo monitor (tela preta). Posteriormente, o usuário deve ir aumentando gradualmente os controles de contraste e brilho até que a máxima luminância seja exibida sem causar artefatos ou borramentos na imagem padrão.

Todas as imagens padrão visualizadas nos monitores avaliados estavam no formato DICOM com 16 bit e Janelamento ajustados para: Window Width (WW) = 4096 e Window Level (WL) = 2048, exceto para as imagens padrão TG18-LN, e TG18-AFC que foram exibidos com WW de 4080 e WL de 2040, conforme indicação do método.

Para a coleta de dados foi utilizado estrutura de registros de “checklist” ou lista de verificações contendo os critérios de conformidade preconizados pelo método.

Nas avaliações quantitativas, as medidas de iluminância e luminância, foram realizadas com o fotômetro Gossen, Mavolux 5032B USB, número de série 0C21580 com erros de calibração <3% rastreada a Rede brasileira de calibração (RBC) para a grandeza de iluminância e ao National Institute of Standards and Technology (NIST) para a grandeza de luminância e erro de resposta espectral fotópica padrão da Comisión Internacional de la Iluminación (CIE) <3%. Esse equipamento possui sistema de mudança de escala automática e faixa de medição de 0,01 a 199.000 lux (para iluminância) e 0,1 a 1.999.000 cd/m² (para luminância).

Para as medidas dimensionais foi utilizado o paquímetro Starret, número de série 02/19943, com erro de calibração de 0,05 mm e rastreabilidade RBC.

Todas as avaliações foram realizadas em horário de baixo movimento ou fora do horário de trabalho dos serviços.

4.4 Procedimentos utilizados para avaliação dos parâmetros

Para realizar a avaliação dos 9 parâmetros definidos (aspectos gerais da qualidade da imagem, distorção geométrica, reflexão da tela e iluminação da sala, resposta de luminância, dependência de luminância, resolução espacial e de baixo contraste, ruído, velamento por reflexão interna e cromaticidade da tela) foi necessário identificar o tipo de teste a ser utilizado para cada um deles (qualitativo, quantitativo ou ambos). Para cada tipo de teste, uma determinada quantidade de critérios de conformidade foi observada.

Dessa forma, visando não cansar o leitor com excesso de detalhes, optou-se por descrever nesse item, apenas a estrutura das avaliações realizadas e os critérios de conformidade observados, apresentando os procedimentos operacionais utilizados em apêndices específicos, como será explicitado a seguir, parâmetro a parâmetro. E ao final deste tópico é apresentado no quadro 3, um resumo dos parâmetros, equipamentos, imagens padrão e critérios de conformidade utilizados.

4.4.1 Aspectos gerais da qualidade da imagem

Para avaliar os aspectos gerais da qualidade da imagem foi realizado um teste qualitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice A. Nesse teste foram observados 6 critérios de conformidade, sempre tendo como referência a imagem padrão TG18-QC, onde avaliou-se a existência de pixels defeituosos e artefatos, rampas de contraste, distorções geométricas, resolução de alto contraste, resolução de baixo contraste e resolução espacial.

A existência de pixels defeituosos e artefatos foi avaliada verificando-se na imagem padrão a existência de algum ponto ou riscos de forma não prevista e se havia falta de uniformidade, especialmente nas transições entre o branco e o preto.

As rampas de contrastes e as distorções geométricas foram verificadas, respectivamente, verificando-se as linhas exibidas na imagem padrão eram contínuas e não apresentavam linhas de contorno e se as bordas apresentavam

linhas completamente horizontais e verticais com a imagem aparecendo no centro da tela.

Para avaliar a resolução de alto contraste, resolução de baixo contraste e resolução espacial, verificou-se respectivamente se os 16 quadros de variação de luminância da imagem padrão eram visualmente distintos, se todas as letras da palavra "QUALITY CONTROL" eram claramente visíveis para cada um dos três retângulos, e se os padrões de barras exibidos no centro e nos cantos eram visíveis.

4.4.2 Distorção geométrica

Para avaliar a distorção geométrica foi realizado um teste qualitativo e outro quantitativo, cujos procedimentos estão descritos no Apêndice B. Em cada teste foi observado 1 critério de conformidade, sempre tendo como referência a imagem padrão TG18-QC. Foram avaliados o aspecto das bordas, no teste qualitativo e as dimensões horizontais e verticais da imagem padrão no teste quantitativo.

O aspecto das bordas foi avaliado, verificando-se na exibição da imagem padrão, as bordas apresentavam aspecto de linhas horizontais e verticais completamente retas com a imagem que era exibida no centro da tela.

As dimensões horizontais e verticais foram avaliadas, verificando-se os desvios entre as linhas, mensurados com o paquímetro eram menores que 2%.

4.4.3 Reflexão da tela e Iluminação da sala

Para avaliar a reflexão da tela e Iluminação da sala foi realizado um teste qualitativo e outro quantitativo, cujos procedimentos estão descritos no Apêndice C. Nesses testes foram observados 3 critérios de conformidade, sempre tendo como referência a imagem padrão TG18-AD. Foram avaliadas as diferenças na percepção de contraste, a presença de fontes de luz ou objetos iluminados refletidos na tela e a iluminância do ambiente onde os monitores são utilizados para visualizar imagens médicas.

As diferenças na percepção de contraste foram avaliadas, verificando-se na exibição da imagem padrão, o observador percebia diferença no aspecto de contraste, quando examinava a imagem em condições de completa escuridão e em condições de iluminação ambiente normal.

A presença de fontes de luz ou objetos iluminados refletidos na tela e a iluminância do ambiente foram verificados, observando se em condições de iluminação normal, o observador não detectava a presença de fontes de luz ou objetos iluminados refletidos na tela.

A Iluminância do ambiente foi verificada mensurando-se com o fotômetro a iluminância de onde os monitores eram utilizados para visualizar imagens médicas e comparando-se os valores encontrados eram menores que os valores de referência estabelecidos (15 lx para diagnóstico de imagens mamografia, 25 lx para imagens de raios x e 60 lx para as modalidades de tomografia, ressonância e medicina nuclear).

4.4.4 Resposta de Luminância

Para avaliar a resposta de luminância foi realizado um teste qualitativo e teste quantitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice D. Nesses testes foram observados 5 critérios de conformidade, onde avaliou-se os alvos de baixo contraste, localização relativa das bandas de contorno de imagens padrão, luminância máxima, razão de luminância, variação de luminância entre monitores e desvio de resposta de contraste ao padrão DICOM GSDF.

Os alvos de baixo contraste e a localização relativa das bandas de contorno de imagens padrão foram avaliados, verificando-se na exibição da imagem padrão TG 18-CT os 16 alvos de baixo contraste era totalmente visíveis, se a localização relativa das bandas de contorno da imagem padrão TG 18-MP não era maior do que a distância entre os marcadores.

Utilizando o fotômetro e as imagens padrão TG 18-LN-1 a TG 18-LN-18, verificou-se se a luminância máxima exibida pelo monitor era ≥ 170 , se a razão de

luminância ≥ 250 se a variação de luminância entre monitores de uma mesma estação era $\leq 5\%$ para imagens de mamografia e $\leq 10\%$ as outras modalidades e se desvio de resposta de contraste ao padrão DICOM GSDF era $\leq 10\%$.

4.4.5 Dependência da Luminância

Para avaliar dependência da luminância foi realizado um teste qualitativo e teste quantitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice E. Nesses testes foram observados 4 critérios de conformidade, onde avaliou-se não uniformidades de luminância em imagem com característica escura, com características cinzentas, os ângulos limites para a visualização de alvos de baixo contraste e a quantificação da não a uniformidade da luminância.

As não uniformidades de luminância em imagens com características escuras e com características cinzentas foram avaliadas, verificando-se, respectivamente se no aspecto da exibição das imagens padrão TG18-UN10 e TG18-UN80 o monitor não apresentava uniformidades de luminância do centro para as bordas.

Os ângulos limites para a visualização de alvos de baixo contraste foram verificados, observando-se se no monitor havia as marcações que estabeleciam os ângulos limites para a visualização dos 16 alvos de baixo contraste da imagem padrão TG 18CT.

Utilizando o fotômetro, verificou-se, se a não a uniformidade da luminância mensurada nas imagens padrão TG18-UNL10 e TG18-UNL80 satisfaziam a equação: $200 * (L_{\max} - L_{\min}) / (L_{\max} + L_{\min}) < 30\%$.

4.4.6 Resolução

Para avaliar a resolução foi realizado um teste qualitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice F. Nesse teste foram observados 5 critérios de conformidade, sempre tendo como referência a imagem padrão TG18-QC, onde avaliou-se os padrões de Cx exibidos, os padrões de pares de linha, a largura relativa dos pares de linha e os 16 degraus da escala de cinza.

Utilizando-se uma lupa, foi verificado se na exibição das imagens padrão os padrões de Cx exibidos no centro e nos quatro cantos da tela estavam dentro da escala de pontuação de 0 a 4, se os padrões de pares de linha eram visualmente distinguíveis, se os padrões de pares de linha apresentavam aspecto uniforme e se os 16 degraus da escala de cinza eram visualmente distinguíveis entre si.

4.4.7 Ruído

Na avaliação do ruído foi realizado um teste qualitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice G. Nesse teste foi observado 1 critério de conformidade, tendo como referência a imagem padrão TG18-AFC, onde avaliou-se a visibilidade de objetos de baixo contraste.

A visibilidade dos objetos de baixo contraste foi verificada, observando-se todos os objetos de baixo contraste eram visíveis em pelo menos 3 quadrantes dos 4 quadrantes da imagem padrão.

4.4.8 Velamento por reflexão interna

Para avaliar o velamento por reflexão interna foi realizado um teste qualitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice H. Nesse teste foi observado 1 critério de conformidade, onde avaliou-se a capacidade de exibição de objetos contraste circundados por áreas muito brilhantes na tela.

A capacidade do monitor de exibir objetos contraste circundados por áreas muito brilhantes foi avaliada, verificando se na exibição das imagens padrão TG18-GV e TG18-GVN, pelo menos três objetos de contraste eram visíveis.

4.4.9 Cromaticidade da tela

Para avaliar a cromaticidade da tela foi realizado um teste qualitativo, cujo procedimento está descrito no Apêndice I. Nesse teste foi observado 1 critério de conformidade, tendo como referência a imagem padrão TG18-UN80, onde avaliou-

se o aspecto de uniformidade de cor das telas entre monitores de uma mesma estação de trabalho.

O aspecto de uniformidade de cor da telas entre monitores de uma mesma estação de trabalho foi avaliado, verificando-se na exibição da imagem padrão os monitores pertencentes a uma mesma estação de trabalho apresentavam, visualmente, uniformidade de cor entre si.

Quadro 3. Parâmetros, equipamentos, imagens padrão e critérios de conformidade utilizados na avaliação do desempenho dos monitores.				
Parâmetros	Imagens padrão	Equipamentos utilizados	Tipo de teste	Crítérios de conformidade
Aspectos gerais da qualidade da imagem	TG18-CQ		Qualitativo	Avaliação da existência de pixels defeituosos e artefatos, rampas de contraste, distorções geométricas, resolução de alto contraste, resolução de baixo contraste e resolução espacial.
Distorção geométrica	TG18-CQ	Paquímetro	Qualitativo:	As bordas da imagem padrão TG 18-QC exibidas no monitor devem possuir linhas horizontais e verticais completamente retas e a imagem ser exibida no centro da tela.
			Quantitativo:	Distorção $\leq 2\%$ para monitores diagnósticos.
Reflexão da tela e Iluminação da sala	TG 18 AD	Fotômetro	Qualitativo:	Não existe diferença na percepção de contraste da imagem padrão TG18-AD, quando observada nas condições de completa escuridão e em condições de iluminação ambiente normal. Em condições de iluminação normal o observador não deve detectar a presença de fontes de luz ou objetos iluminados refletidos na tela.
			Quantitativo:	A Iluminância do ambiente onde os monitores são utilizado para visualizar imagens médicas deve ser menor que: 25 lx imagens de raios x, 15 lx para mamografia e 60 lx para as modalidades de tomografia, ressonância e medicina nuclear.
Resposta de Luminância	TG18-TC, TG18-MP, TG18-LN-01 a TG18-LN-18	Fotômetro	Qualitativo:	A exibição da imagem padrão TG 18-CT deve demonstrar os alvos de baixo contraste em cada uma das regiões 16 A localização relativa das bandas de contorno e níveis de luminância exibidas na imagem padrão TG 18-MP não deve ser maior do que a distância entre os marcadores.
			Quantitativo	$L(\text{máx}) \geq 170 \text{ cd/m}^2$; Razão de Luminância ≥ 250 Variação de luminância entre monitores de uma mesma estação $\leq 10\%$ e $\leq 5\%$ para mamografia. Desvio da resposta de contraste DICOM GSDF $\leq 10\%$
Dependência de Luminância	TG UNL 10, TG 18 UNL 80 TG18-TC TG18-LN-01 a TG18-LN-18	Fotômetro	Qualitativo:	A imagem padrão TG 18-UN10 e TG 18-UN80 exibida deve ser livres de não uniformidades do centro para as bordas. Não deve existir variações de luminância com dimensões na ordem de 1 cm ou maiores. Os ângulos limites para a visualização das meias luas da imagem padrão TG 18CT devem ser estabelecidos e serem identificados na parte frontal do dispositivo de exibição
			Quantitativo:	A não a uniformidade da luminância: $200^* (L_{\text{max}} - L_{\text{min}}) / (L_{\text{max}} + L_{\text{min}}) < 0,3$.
Resolução	TG18-CQ	Lupa	Qualitativo:	Os padrões de pares de linha da imagem padrão devem ser visualmente distinguíveis. As linhas horizontais e verticais devem ser perceptíveis em todos os locais e para todas as direções. Os escore do CX devem estar entre 0 e 4. O 16 degraus da escala de cinza devem ser visualmente, distinguível.
Ruído	TG18-AFC		Qualitativo:	Para os monitores diagnóstico, todos os objetos de baixo contraste da imagem padrão devem ser visíveis em pelo menos em 3 quadrantes
Velamento por reflexão interna	TG18-GV e TG18GVN	Máscara de colimação	Qualitativo:	Pelo menos três objetos de contraste devem ser exibidos pelas imagens padrão TG18-GV e TG18-GVN.
Cromaticidade da tela	TG18 UN80	-	Qualitativo:	Na exibição da imagem padrão TG18-UN80, todas as telas dos monitores pertencentes a uma mesma estação de trabalho devem apresentar, uniformidade de cor

4.5 Aspectos Éticos

Ressalta-se que não há nenhuma implicação ética na pesquisa, pois os trabalhos foram desenvolvidos apenas com máquinas e padrões de imagem. Não havendo nenhum envolvimento de seres humanos. Foram omitidos os nomes das instituições em que os testes foram realizados. Tomando-se como referência apenas a quantidade avaliada.

5 RESULTADOS

Nesse estudo foram realizados 13 testes de desempenho, que agrupam um total de 29 de critérios de conformidade para cada 1 dos 15 monitores estudados, totalizando, ao final do estudo 435 avaliações de critérios de conformidade. A fim de facilitar o entendimento, os resultados de cada teste com cada critério de conformidade são apresentados, abaixo, em subseções enumeradas. Os resultados estão apresentados em função da taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e da quantidade de monitores que foram conformes em todos os critérios do teste.

A taxa de concordância com os critérios de conformidade corresponde à quantidade de critérios que foram achados conformes em cada monitor para cada tipo de teste realizado, sobre o número total de critérios avaliados.

O parâmetro que apresentou o melhor resultado foi o de distorções geométricas, nos seus testes quantitativo e qualitativo, houveram 100% de taxa concordância aos critérios de conformidade do teste.

Os parâmetros que apresentaram os piores resultados foram o de reflexão da tela e iluminação ambiente e o de dependência de luminância. No primeiro caso, tanto nos testes qualitativos como no quantitativo, apenas 6 (40%) dos monitores avaliados atenderam a todos os critérios de conformidade. Já na dependência da luminância, embora somente 02 monitores apresentassem não conformidade no teste quantitativo, nenhum deles atendeu a todos os critérios de conformidade do teste qualitativo.

O resultado da caracterização da amostra, apresentado na tabela 3, mostra que dos 15 monitores utilizados pelas instituições, 9 são declarados como específicos e 6 não são declaradas como específicos para o uso diagnóstico pelo fabricante.

Tabela 2. Caracterização da amostra dos monitores.

Instituição	Nº da amostra	Fabricante	Modelo	Tipo de monitor declarado pelo fabricante e características técnicas	Modalidade de diagnóstico utilizado pela instituição
A	1	EZIO	MX191	Monitor clínico de LCD com 19" e 1 mega pixel	TC, RM e RX
	2	EZIO	MX191	Monitor clínico de LCD com 19" e 1 mega pixel	TC, RM e RX
	3	Shenyang	W6519	Monitor clínico de LCD com 19" e 2 mega pixel	TC, RM e RX
	4	MultSync	LCD1990 sXI	Monitor clínico de LCD com 19" e 1 mega pixel	MM, TC, RM e RX
	5	Dell	MR2217	Monitor radiológico de LED com 21,5" e 2 mega pixel	MM, TC, RM e RX
	6	Dell	MR2217	Monitor radiológico de LED com 21,5" e 2 mega pixel	MM, TC, RM e RX
	7	Dell	MR2217	Monitor radiológico de LED com 21,5" e 2 mega pixel	MM, TC, RM e RX
B	8	EIZO	MX191	Monitor clínico de LCD com 19" e 1 mega pixel	TC, RM e RX
	9	SONY	Imd-dm30	Monitor radiológico de LED com 21,3" polegadas e 3 mega pixel	TC, RM e RX
	10	SONY	Imd-dm30	Monitor radiológico de LED com 21,3" polegadas e 3 mega pixel	TC, RM e RX
	11	Siemens	DSC1913-4	Monitor radiológico de LCD com 19" e 2 mega pixel	TC, RM e RX
C	12	SONY	Imd-dm30	Monitor radiológico de LED com 21,3" e 3 mega pixel	TC, RM e RX
D	13	Barco	MDNG 5121	Monitor radiológico de LED com 21,3" e 5 mega pixel	MM
	14	Barco	MDNG 5121	Monitor radiológico de LED com 21," e 5 mega pixel	MM
E	15	EIZO	Flex Scan SL903	Monitor comercial de LCD com 19" e 1 mega pixel	TC, RM e RX

TC – Tomografia computadorizada; RM – Ressonância Magnética; RX – Raios x; MM – Mamografia.

Fonte: dados da pesquisa

5.1 Aspectos gerais da imagem

Os aspectos gerais da imagem apresentou no seu teste, 84 % taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 3 (20%) monitores conformes a todos os critérios do teste. A tabela 3 apresenta, detalhadamente o resultado deste parâmetro para cada critério de conformidade avaliado.

Tabela 3 Teste de aspectos gerais da imagem.

Critério de conformidade	Identificação do monitor e sua conformidade com o requisito														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
	Instituição A							B				C	D		E
Na imagem padrão TG18-QC exibida, não deve existir artefatos ou qualquer não uniformidade, especialmente nas transições entre o branco e preto.	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
As rampas de contraste exibidas em ambos os lados da imagem padrão TG18-QC devem ser contínuas e não apresentarem linhas de contorno.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
As bordas da imagem padrão TG18-QC exibidas devem ter linhas completamente horizontais e verticais. A imagem deve ser reta e aparecer no centro da tela.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Os 16 quadros de variação de luminância da imagem padrão do TG18-QC devem ser visualmente distintos.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Todas as letras da palavra "QUALITY CONTROL, exibidas na imagem padrão do TG18-QC devem ser claramente visíveis para cada um dos três retângulos.	X	X	✓	X	X	X	X	✓	✓	X	X	X	X	X	X
O padrão de barras da imagem padrão do TG18-QC exibidos no centro e nos cantos devem ser visíveis.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

✓- Conforme; X- Não conforme

Fonte: Dados da pesquisa

5.2 Reflexão da tela e iluminação ambiente

O resultado do teste para a reflexão da tela e iluminação ambiente, tabela 4, apresentou no seu teste qualitativo 60% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 6 (40%) monitores totalmente conformes aos critérios do teste. No teste quantitativo foram encontrados 40% de taxa concordância aos critérios de conformidade do teste e 6 (40%) monitores conformes a todos os critérios do teste.

Tabela 4 Teste de reflexão da tela e iluminação ambiente

Critério de conformidade	Identificação do monitor e sua conformidade com o requisito															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	
	Instituição A							B				C	D		E	
Teste Qualitativo																
Não existe diferença na percepção de contraste da imagem padrão TG18-AD, quando observada nas condições de completa escuridão e em condições de iluminação ambiente normal.	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗
Em condições de iluminação normal o observador não deve detectar a presença de fontes de luz ou objetos iluminados refletidos na tela.	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗	
Teste Quantitativo																
A Iluminância do ambiente onde os monitores são utilizados para visualizar imagens médicas deve ser menor que: 25 lx imagens de raios x, 15 lx para mamografia, e 60 lx para as modalidades de tomografia, ressonância e medicina nuclear.	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗	
	42 lx	33 lx	35 lx	46 lx	46 lx	16 lx	17 lx	8 lx	11 lx	14 lx	9 lx	88 lx	3 lx	1 lx	211 lx	

✓- Conforme; ✗- Não conforme

Fonte: Dados da pesquisa

5.3 Resposta de luminância

A resposta de luminância, tabela 5, apresentou no teste seu qualitativo 90% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 13 (87%) monitores totalmente conformes aos critérios do teste. No teste quantitativo foram encontrados 73% de taxa de conformidade aos critérios de conformidade do teste e 5 (20%) monitores conformes a todos os critérios do teste.

Tabela 5. Teste de resposta de luminância.

Critério de conformidade	Identificação do monitor e sua conformidade com o requisito														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
	Instituição A							B				C	D		E
Teste Qualitativo															
A exibição da imagem padrão TG 18-CT deve demonstrar os alvos de baixo contraste em cada uma das regiões 16	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗
A localização relativa das bandas de contorno e níveis de luminância exibidas na imagem padrão TG 18-MP não deve ser maior do que a distância entre os marcadores.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗
Teste Quantitativo															
$L_{max} \geq 170 \text{ cd/m}^2$;	✗ 166	✗ 152	✓ 178	✓ 228	✓ 219	✓ 251	✓ 218	✓ 181	✓ 480	✓ 534	✓ 188	✓ 552	✓ 596	✓ 603	✓ 214
Razão de Luminância ≥ 250	✓ 837	✓ 1.152	✓ 542	✓ 863	✓ 1.653	✓ 1.272	✓ 1.653	✓ 688	✓ 808	✓ 1.157	✓ 571	✓ 1.045	✓ 828	✓ 856	✓ 1.128
Varição de luminância entre monitores de uma mesma estação $\leq 10\%$ e $\leq 5\%$ para mamografia.	✓ 2%	✓ 2%	-	✗ 19%	✗ 19%	✗ 13%	✗ 13%	✓ 4%	✗ 11%	✗ 11%	✓ 4%	-	✓ 1%	✓ 1%	-
Desvio da resposta de contraste ao padrão DICOM GSDF $\leq 10\%$.	✗ 14%	✗ 13%	✓ 8%	✗ 23%	✗ 27%	✗ 23%	✗ 21%	✓ 9%	✓ 7%	✓ 9%	✓ 9%	✗ 13%	✓ 5%	✓ 5%	✗ 76%

✓- Conforme; ✗- Não conforme; - Não se aplica

Fonte: Dados da pesquisa

O critério de conformidade da variação de luminância entre monitores de uma mesma estação não se aplicou aos monitores 3, 12 e 15, por estes serem os únicos da estação de trabalho em que estavam.

5.4 Dependência da luminância

O resultado do teste dependência de luminância, tabela 6, apresentou no teste qualitativo 57% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e nenhum monitor foi totalmente conforme aos critérios do teste. No teste quantitativo a uniformidade de luminância apresentou 87% de taxa de conformidade aos critérios de conformidade do teste e 13 (87%) monitores conformes a todos os critérios do teste.

Tabela 6. Teste de dependência da luminância qualitativo

Critério de conformidade	Identificação do monitor e sua conformidade com o requisito														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
	Instituição A					B					C	D	E		
Teste dependência da luminância Qualitativo (uniformidade da luminância e dependência angular)															
A imagem padrão TG 18-UN10 exibida deve ser livres de não uniformidades brutas do centro para as bordas. Não deve existir variações de luminância com dimensões na ordem de 1 cm ou maiores.	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
A imagem padrão TG 18-UN80 exibida deve ser livres de não uniformidades brutas do centro para as bordas. Não deve existir variações de luminância com dimensões na ordem de 1 cm ou maiores.	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Os ângulos limites para a visualização das meias luas da imagem padrão TG 18CT devem ser estabelecidos e serem identificados na parte frontal do dispositivo de exibição.	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Teste Uniformidade de luminância Quantitativo															
A não uniformidade da luminância deve satisfazer a seguinte equação: $200 * (L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min}) < 30\%$	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	58 %	35 %	13 %	9 %	9 %	10 %	10 %	5 %	11 %	6 %	9 %	4 %	12 %	5 %	4 %

✓- Conforme; X- Não conforme

Fonte: Dados da pesquisa

5.5 Distorções geométricas

A distorção geométrica no seu teste qualitativo apresentou 100% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste. Todos os monitores avaliados apresentaram nas bordas da imagem padrão TG 18-QC exibidas no monitor linhas horizontais e verticais completamente retas e a imagem foi exibida no centro da tela.

No teste quantitativo, também foram encontrados 100% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste. Todos os monitores apresentaram desvios das dimensões horizontais e verticais de todos os quadrados da imagem padrão TG 18-QC menores que 2%.

5.6 Resolução

O resultado do teste qualitativo para avaliar a resolução mostrou que os monitores tiveram 99% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 14 (93%) monitores conformes a todos os critérios do teste.

Apenas o monitor da clínica “E” não atendeu a um dos cinco critérios de conformidade avaliados. Esse equipamento, na exibição imagem padrão TG18-QC não apresentou resolução geométrica suficiente para exibir corretamente os padrões de barra Cx da imagem padrão.

5.7 Ruído

O ruído no teste qualitativo apresentou 73% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 11 (73%) monitores conformes a todos os critérios do teste. Nesse teste foi verificada a capacidade do monitor em exibir todos os objetos de baixo contraste da imagem padrão TG18-AFC em pelo menos em 3 quadrantes. Os monitores que não apresentaram conformidade foram os identificados pelos números: 7 (pertencente a instituição A), 12 (instituição C), 14 (instituição D) e 15 (instituição E).

5.8 Velamento por reflexão interna

O velamento por reflexão interna apresentou 93% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 14 (93%) monitores atenderam a todos os critérios do teste. Nesse teste foi verificada a capacidade do monitor em exibir pelo menos três objetos de contraste devem ser exibidos pelas imagens padrão TG18-GV e TG18-GVN. O único monitor que não apresentou conformidade foi identificado pelo número 15 que é pertencente a instituição E.

5.9 Cromaticidade da tela

A cromaticidade da tela apresentou 73% de taxa de conformidade aos critérios de conformidade do teste e 11 (73%) monitores conformes a todos os critérios do teste. Nesse teste foi verificado se na exibição da imagem padrão TG18-UN80, todas as telas de monitores pertencentes a mesma estação de trabalho apresentavam a mesma uniformidade de cor.

5.10 Resultado Global

Nenhum dos monitores avaliados nesse estudo demonstrou, simultaneamente, conformidade a todos os testes de desempenho preconizados.

Na figura 47 é apresentando o gráfico da taxa de conformidade aos critérios do teste e na figura 48 os monitores que foram conformes a todos os critérios do teste. Na tabela 7 é apresentada a taxa de conformidade individual de cada monitor.

Na tabela 8 é apresentado o resumo dos resultados nos testes quantitativos dos monitores avaliados. Os critérios de conformidades em que os monitores apresentaram o menor e o maior número de monitores em conformidade foram, respectivamente, Iluminância da sala e variação de luminância entre monitores de uma mesma estação com 6, e o da razão de luminância e a porcentagem de distorção com 15.

Achados secundários, a maioria dos monitores, apresentaram graus de sujeira visualmente significativos, antes da realização dos testes.

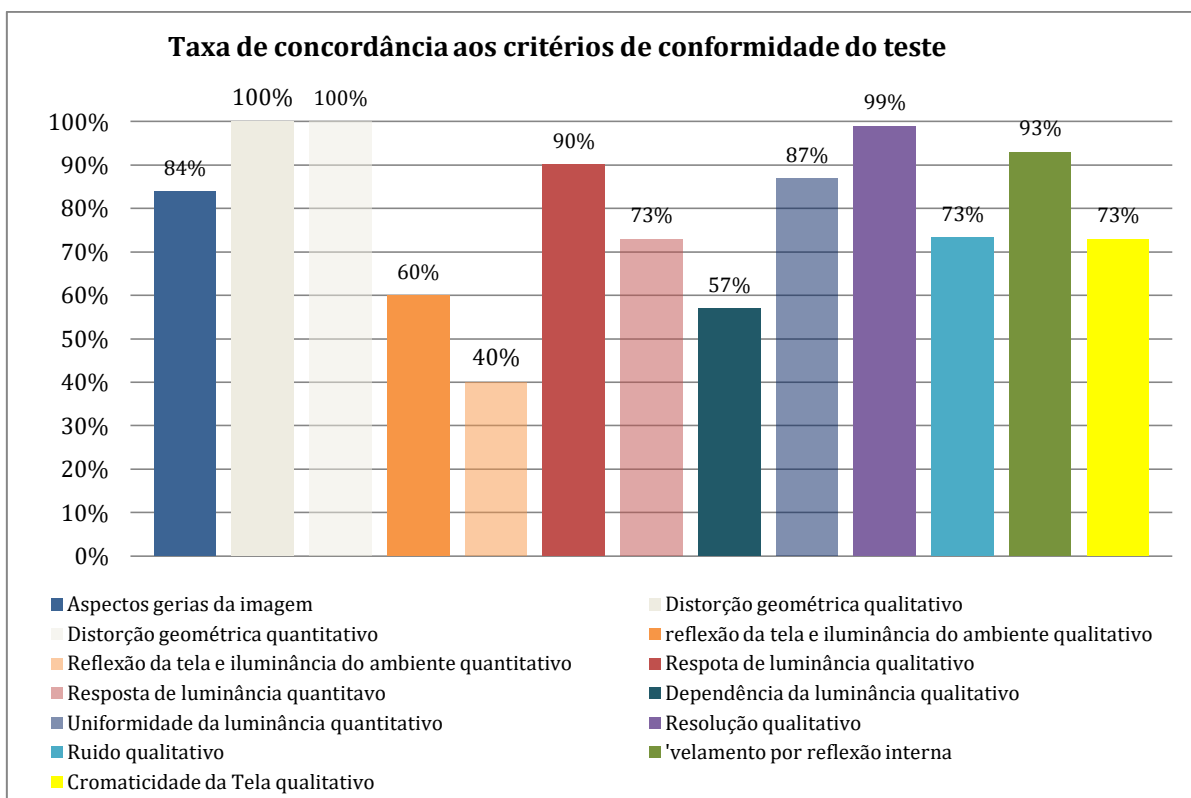


Figura 47. Resultado da taxa de conformidade aos critérios de conformidade para cada teste.

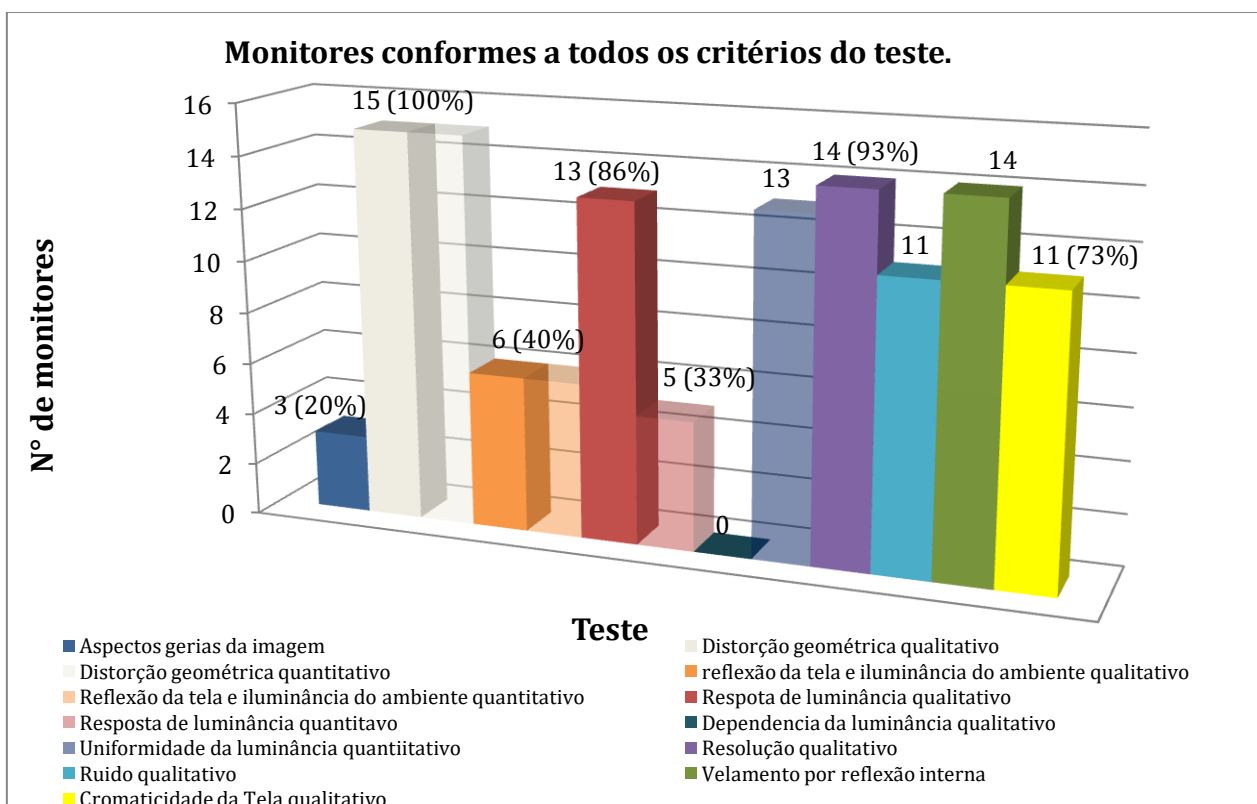


Figura 48. População dos monitores que foram conformes a todos os critérios de conformidade para cada teste

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 7. Taxa de conformidade individual de cada monitor

Parâmetros e número de critérios de conformidades avaliados	Identificação do monitor e sua conformidade com o requisito														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
	Instituição A							B				C	D		E
	Número de critérios de conformidade - Conformes														
Aspectos gerais (6 critérios)	4	4	6	5	5	5	5	6	6	5	5	5	5	5	5
Distorção geométrica (2 critérios)	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Reflexão da tela e iluminância da sala (3)	1	1	0	1	1	1	1	3	3	3	3	0	3	3	0
Resposta de luminância (6 critérios)	4	3	6	4	4	4	4	6	5	5	6	5	6	6	3
Dependência de luminância (4 critérios)	0	0	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
Resolução (5 critérios)	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4
Ruído (1 critério)	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	0	0
Velamento por reflexão interna (1 critério)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
Cromaticidade (1 critério)	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1
Taxa de conformidade do monitor	66%	62%	86%	79%	79%	79%	79%	93%	90%	86%	90%	72%	93%	90%	62%
Média de conformidade por tipo de monitor	Monitor diagnóstico = 84%					Monitor clínico = 77%					Monitor comercial = 62%				

Legenda: Monitor diagnóstico; Monitor clínico e Monitor comercial

Tabela 8. Resumo dos resultados quantitativos nos monitores avaliados.

Testes	Parâmetro	Nº de monitores conformes ao critério de conformidade	Valor de referência	Valor médio	Desvio padrão
Distorção geométrica	% de distorção	15	<2,0%	0,3%	0,4%
Reflexão da tela e iluminância do ambiente	Iluminância da sala	6	<15,0 lx ¹ <25,0 lx ² <60,0 lx ³	22,4 lx ¹ 50,1 lx ² *	22,2 lx ¹ 65,3 lx ² *
	L _{máx}	13	>170 cd/m ²	317,4 cd/m ²	176,4 cd/m ²
Resposta de luminância	Razão de luminância	15	≥ 250	1003,5	339,7
	Desvio da resposta de contraste DICOM GSDF	7	≤ 10%	13,6%	7,2%
	Variação de luminância entre monitores de uma mesma estação.	6	≤5% ¹ ≤10% ^{2 e3}	11% ¹ 5,6% ^{2 e3}	8,2% ¹ 4,2% ^{2 e3}
Dependência de luminância	Não uniformidade da luminância no monitor	13	<30%	13,8%	14,31%

¹ Valor de referência quando utilizado para exibição de imagens de mamografia ² Valor de referência quando utilizado para exibição de imagens de raios X ³ Valor de referência quando utilizado para exibição de imagens de Tomografia, Medicina Nuclear e Ressonância Magnética

Fonte: Dados do estudo

6 DISCUSSÕES

Na literatura existem poucos estudos sobre a avaliação do desempenho dos monitores médicos, e destes, a maioria se refere apenas a uma avaliação para teste de aceitação de uma única instituição ou na cobertura de apenas um ou dois parâmetros na avaliação de desempenho dos mesmos. No Brasil foi identificado apenas um estudo de avaliação dos monitores em uso ⁽³⁵⁾, realizado no Rio Grande do Sul em 2008, o qual mostrou que todos, entre os seis monitores em uso avaliados, apresentaram valores de luminância máxima e mínima inferiores quando comparados aos fornecidos pelo fabricante e sugere que os monitores podem sofrer degradações com o passar do tempo.

Após a caracterização da amostra verificou-se que dentre os 6 monitores declarados como não específicos, foram identificados 5 para uso clínico e 1 para uso não médico (comercial). Os resultados da amostra, também apresentam que a instituição A e B, utilizam monitores específicos e não específicos e a instituição E, em seu único monitor, utilizado para fins diagnósticos, usa um monitor do tipo comercial.

O parâmetro: aspectos gerais da imagem possui um teste rápido e de rotina que, idealmente, deve ser realizado diariamente. Nesse teste é verificado, superficialmente, diversas características da qualidade da imagem. Os resultados mostram 84% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste e 3 (20%) dos monitores que apresentaram total conformidade a todos os critérios do teste. Observou-se que os monitores que não foram totalmente conformes ao teste, apresentaram problemas na exibição de baixo contraste, pois estes não conseguiam exibir todas as letras que estão na imagem padrão TG-18QC. Esse resultado é importante porque a utilização diária desse teste rápido pode indicar, mesmo que superficialmente, um problema de resolução de baixo contraste que é uma característica importante na qualidade da imagem radiológica, pois permite a capacidade de diferenciar estruturas anatômicas de contraste similar.

Os resultados das distorções geométricas nos testes qualitativo e quantitativo apresentaram 100% de taxa de concordância aos critérios de conformidade do teste

e 15 (100%) dos monitores totalmente conformes aos testes, os resultados apresentados nesse estudo corroboram com o de outro estudo encontrado na literatura ⁽³⁶⁾ que sugere que a tecnologia de matriz fixa, utilizadas em monitores LCD minimiza as deformações geométricas das imagens exibidas.

Os resultados para a reflexão da tela e iluminância do ambiente nos testes qualitativo e quantitativo, ficaram entre as menores taxas de concordância aos critérios, respectivamente 60% e 40%. Para o teste qualitativo, de forma geral, os monitores não conformes apresentaram reflexos de pontos ou de fontes de luz na tela e para o teste quantitativo os valores de iluminância da sala encontrados para os monitores nº12 (pertencente à instituição C) e nº15 (pertencente à instituição E) foram consideravelmente maiores do que o valor recomendado, o que ocasionou um elevado desvio padrão (52,3 lx) no valor médio da amostra, indicando que, possivelmente, esses monitores não foram instalados em local adequado e/ou que as especificidades necessárias a uma sala de laudos não foram consideradas no cálculo luminotécnico do ambiente. Essa taxa de conformidade poderia ser melhorada com ações simples, como mudanças na localização em que o monitor foi instalado e/ou correção da iluminação da sala de interpretação. Tais ações melhorariam a qualidade da imagem por eles exibidas, pois reduziriam as perdas de contraste oriundas do excesso de luz ambiente que é refletido na tela e permitiram uma adaptação visual mais eficaz do observador para interpretar imagens médicas, conseqüentemente, favorecendo a capacidade do radiologista em fornecer diagnósticos mais precisos.

O resultado para resposta de luminância no teste quantitativo apresentou taxa de concordância de 73% aos critérios do teste e 5 (33%) dos monitores totalmente conformes a todos os critérios. Este é um dado importante, uma vez que este teste é que indica as principais características técnicas relacionadas a luminosidade da tela como, se a luminância máxima do monitor é suficiente para a visualização de imagens médicas, se o nível de contraste está de acordo com o padrão DICOM GSDF, a relação entre $L_{(máx)}$ e $L_{(min)}$ e a variação de luminância entre estações de trabalho

Em relação a dependência da luminância no teste qualitativo, houve 57% de taxa de concordância e nenhum monitor foi conforme a todos os critérios desse teste. A ausência de marcações com a identificação dos ângulos limites de visualização das imagens sugere que, pelo menos, para esse parâmetro os monitores avaliados não passaram por um teste de aceitação, uma vez que estes ângulos deveriam ter sido estabelecidos na linha de base do teste de aceitação do equipamento.

O resultado para a resolução no teste qualitativo apresentou 99% de taxa de concordância aos critérios do teste e 14 (93%) de monitores conformes a todos os critérios do teste. Este resultado é significativo, pois o monitor do tipo comercial foi o único a não resolver adequadamente os padrões CX da imagem padrão. Tal resultado sugere que a atual tecnologia de telas planas (LCD's e LED's) empregada aos monitores médicos possuem resolução suficiente para resolver, do ponto de vista qualitativo, pelo menos as resoluções as quais se propõem. Entretanto uma avaliação mais fidedigna poderia ser melhor determinada com a aplicação de testes quantitativos de resolução. É válido ressaltar que resolução espacial ideal dependerá da modalidade de imagem mais exigente que será exibida, por exemplo, para um monitor que exibirá imagens de mamografia o mínimo recomendado é 3 megapixels⁽²⁹⁾.

Valendo ressaltar que a resolução ideal do monitor dependerá da modalidade de imagem mais exigente que será exibida, por exemplo, para um monitor que exibirá imagens de mamografia o mínimo recomendado é 3 megapixels.

O resultado do teste para avaliar o ruído apresentou 73% de taxa de concordância aos critérios do teste e 11 (73%) de monitores conformes a todos os aos critérios do teste. Esse resultado robustece com o de outro estudo encontrado na literatura (8) que propõe que a tecnologia usada nas telas planas são menos suscetíveis apresentação de ruído.

O resultado do teste para avaliar o velamento por reflexão interna apresentou 93% de taxa de concordância aos critérios do teste e 14 (93%) de monitores conformes aos critérios do teste. Esse resultado corrobora com a relação teórica

descrita na literatura ⁽¹⁴⁾ que preconiza, que para a maioria dos monitores de telas planas não há luz refletida internamente, e a luz é atenuada para curtas distâncias de tal maneira que minimiza o efeito de velamento por reflexão interna. Entretanto esse teste ainda é necessário para monitores dessa tecnológica, pois espalhamentos luminosos para curtas distâncias ainda podem gerar perda de contraste nas regiões escuras de imagens muito claras ⁽¹⁴⁾.

Segundo os critérios da Food and Drug Administration (FDA) a intenção de uso determina a classificação entre os tipos de monitores (diagnóstico, clínico ou comercial) e permite diferenciar tanto as características técnicas exigidas dos monitores como os critérios de aceitabilidade nos testes de desempenho. Nesse estudo uma vez que todos os monitores tem intenção de uso para o diagnóstico de imagens radiológicas todos os monitores foram avaliados em função dos critérios de monitor diagnóstico. A tabela 8 apresenta o resultado da taxa de conformidade individual de cada monitor e a média de conformidade do tipo. Nesta tabela, verifica-se que os monitores radiológicos possuem uma maior taxa de conformidade em relação aos outros tipos. E considerando individualmente, todos os parâmetros avaliados, os monitores que apresentaram os menores desempenho foram os monitores nº 2 (monitor clínico) e o 15 (monitor comercial) com 62% de taxa de conformidade. Entretanto, apesar de ambos possuírem a mesma taxa de conformidade o monitor nº 15 apresentou um desvio significativo de 76% em relação a resposta de contraste do padrão DICOM GSFD o qual é um critério crítico para a qualidade da imagem, pois está diretamente relacionado na capacidade do monitor exibir imagens de baixo contraste. Este, também foi o único monitor da amostra que foi não conforme nos parâmetros de resolução e velamento por reflexão interna.

Apesar da condição de limpeza da tela não ser um parâmetro de desempenho para os monitores, o excesso de sujidade encontrado pode influenciar na clareza da visualização das imagens por parte do radiologista, e sugere que, pelo menos, para as instituições que participaram desse estudo não existem ou são inadequados os atuais procedimentos internos para a limpeza dos monitores radiológicos.

A precisão sobre uma inferência de um resultado global do desempenho dos monitores diagnósticos em uso na cidade de Salvador (BA) e Florianópolis (SC)

pode estar limitada no presente estudo, por este ser um estudo piloto. Uma avaliação mais abrangente sobre o desempenho desses monitores poderia ser mais bem determinada com um aumento no número da amostra, com a associação com testes anatômicos de controle de qualidade avaliados junto com um radiologista e a coleta de dados referente ao tempo de uso, valendo ressaltar que tempo de uso não é o ano em que o monitor foi fabricado.

7 CONCLUSÕES

Esse estudo mostra que, pelo menos para as cidades de Salvador (BA) e Florianópolis (SC), existem monitores não específicos para diagnóstico sendo usado para estes fins.

Os monitores declarados pelos fabricantes para o uso diagnóstico em média apresentaram uma ligeira maior taxa de conformidade em relação aos outros tipos e o monitor comercial apresentou um desvio significativo de 76% em relação a resposta de contraste do padrão DICOM GSFD que é um critério crítico para a qualidade da imagem e foi o único monitor da amostra que foi não conforme nos parâmetros de resolução e velamento por reflexão interna.

De forma geral, os resultados dos testes de distorção geométrica, resolução e de velamento por reflexão interna indicam que as atuais tecnologias utilizadas para monitores médicos (LCD e LED) otimizam o seu desempenho para esses testes, valendo ressaltar que a resolução ideal do monitor dependerá da modalidade de imagem mais exigente que será exibida, por exemplo, para um monitor que exibirá imagens de mamografia o mínimo recomendado é 3 megapixels.

O estudo também identificou que existem monitores que são utilizados sem verificações rotineiras dos aspectos gerais da imagem, em salas com elevada iluminação, elevadas sujidades nas telas e a não implantação ou inadequação dos testes de aceitação. Estes resultados são importantes, pois dão suporte a outros estudos que tenham objetivo de avaliar essa tecnologia usada na saúde.

As conclusões aqui apresentadas devem ser entendidas como o resultado de um estudo piloto, e estas deverão ser validadas em estudos posteriores de forma a ser possível a sua generalização.

REFERÊNCIAS

1. Badano A, Hipper SJ, Jennings RJ. Luminance effects on display resolution and noise. 2002;4681:305–13.
2. Doyle AJ, Le Fevre J, Anderson GD. Personal computer versus workstation display: observer performance in detection of wrist fractures on digital radiographs. *Radiology*. 2005;237(3):872–7.
3. Cederberg R a., Frederiksen NL, Benson BW, Shulman JD. Influence of the digital image display monitor on observer performance. *Dentomaxillofacial Radiol*. 1999;28(4):203–7.
4. Goo JM, Choi J-Y, Im J-G, Lee HJ, Chung MJ, Han D, et al. Effect of monitor luminance and ambient light on observer performance in soft-copy reading of digital chest radiographs. *Radiology*. 2004;232(3):762–6.
5. Hirschorn DS, Choudhri AF, Shih G, Kim W. Use of Mobile Devices for Medical Imaging. *J Am Coll Radiol* [Internet]. 2014;11(12):1277–85. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S154614401400550X>
6. Kimpe T, Xthona A, Matthijs P, De Paepe L. Solution for nonuniformities and spatial noise in medical LCD displays by using pixel-based correction. *J Digit Imaging*. 2005;18(3):209–18.
7. Peter MB, Pavlicek W, Owen JM. Soft-copy quality control of digital spot images obtained by using X-ray image intensifiers. *Radiology*. 2000;216(3):810–9.
8. Saunders RS, Samei E. Resolution and noise measurements of five CRT and LCD medical displays. *Med Phys*. 2006;33(2):308–19.
9. Scharitzer M, Prokop M, Weber M, Fuchsjäger M, Oschatz E, Schaefer-Prokop C. Detectability of catheters on bedside chest radiographs: comparison between liquid crystal display and high-resolution cathode-ray tube monitors. *Radiology*. 2005;234(2):611–6.
10. Seto E, Ursani A, Cafazzo J a., Rossos PG, Easty AC. Image quality assurance of soft copy display systems. *J Digit Imaging*. 2005;18(4):280–6.
11. Hirschorn DS. Image displays. In: Dreyer KJ, Hirschorn DS, Thrall JH et al. *A guide to the digital revolution*. 2nd ed. 2006. p. 347.
12. Pinto M, Pedro M, Santos A, Saraiva A. Controle de qualidade de monitores de diagnóstico por imagem e iluminância nos espaços de pós-processamento em serviços de imagiologia. *Radiol Bras*. 2012;45(1):29–34.
13. Nobre LF, von Wangenheim A, Marques PMDA. Monitores radiológicos: necessidade ou luxo? *Radiol Bras*. 2012;45(4):V–VI.
14. AAMP. Report 03 - Assessmente of display performance for medical imaging systems. 2005;4095:155.
15. ACR. Technical standards for eletronic practice of medical imaging. 2014;1076(Revised 2008):1–18.

16. Picture archiving and communication systems (PACS) and quality assurance Second edition Board of the Faculty of Clinical Radiology. 2012.
17. JESRA. Quality Assurance (QA) Guideline for Medical Imaging Display Systems. 2005;
18. IPEM. Recommended Standards for Routine Performance. Testing of Diagnostic X-Ray Systems. 2005;
19. European Commission. EUREF "European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis Fourth Edition. 2006.
20. SEFM, SEPR, SERAM. Protocolo Español De Control De Calidad En Radiodiagnóstico. 2011;77–132.
21. Ministério Da Saúde. Brasil; 2011 p. 28–30.
22. De PDOU, Seção I. RESOLUÇÃO CFM Nº 1890 / 2009. 2017;2009(D):1–5.
23. Dr. Mark Rea and Dr. John Van, Derlofske DWC and SD. Illumination Fundamentals. 2000. 46 p.
24. Medeiros RB, Alves FFR, Ruberti Filha EM, Fingerman F, Padovan AH, Elias S, et al. Influência da luminância do negatoscópio na detectabilidade de fibras e microcalcificações, determinada por meio de objetos simulados. Radiol Bras. 2003;36(1):21–5.
25. Gonzalez RC, Woods RW. Digital Image Processing. Education. 2002;1–34.
26. Souza Ja. Padrão DICOM na Medicina. Ebah. 2014. p. 2.
27. Video Electronics Standards Association (EUA). Flat Panel Display Measurements (FPDM2) Version 2. 2001.
28. DIN. DIN V 6868-57 - Image Quality Assurance in X-Ray Diagnostics, Acceptance Testing for Image Display Devices. 2000;
29. Krupinski E a, Kallergi M. Choosing a radiology workstation: technical and clinical considerations. Radiology. 2007;242(3):671–82.
30. Carlos Eduardo Marron, Rafael Suguro RM. Historia, Evolução e Tecnologia dos Monitores. Inst Comput – Univ Estadual Campinas, Bras. 2011;
31. Morimoto CE. Hardware Manual Completo. In: 1º edição. 2002.
32. Bushong SC. Ciência Radiologia para tecnólogos. Física, Biologia e Proteção. Tradução d. 2010. 7009 p.
33. Jung H, Kim H-J, Kang W-S, Yoo SK, Fujioka K, Hasegawa M, et al. Assessment of flat panel LCD primary class display performance based on AAPM TG 18 acceptance protocol. Med Phys. 2004;31(7):2155–64.
34. Nobre LF, Von Wangenheim A. Telerradiologia: desafios a enfrentar para a quebra de um paradigma na especialidade. Radiol Bras. 2006;39(6).
35. Duarte CR. Desempenho de Monitores de Visualização de Imagens Radiológicas por meio de Testes Físicos e Anatômicos. 2008;
36. Ribeiro LD, Aparecida T, Furquim C. Artigo Original Estudo do desempenho de monitores LCD utilizados em radiologia digital. 2010;32:7–12.

APÊNDICES

Apêndice A - Procedimento utilizado no teste de aspectos gerais da imagem:

- a) Abriu-se a imagem padrão TG18-QC, no monitor a ser avaliado.
- b) Visualmente, verificou-se se em qualquer parte da tela o monitor apresentava pixels defeituosos (hot pixel, stuck pixel ou dead pixel).
- c) Verificou-se a existência de artefatos ou qualquer não uniformidade na imagem, especialmente nas transições entre o branco e o preto exibidas no padrão.
- d) Verificou-se se as rampas de ambos os lados da imagem padrão são contínuas e não apresentavam linhas de contorno.
- e) Verificar se as bordas da imagem do padrão estão apresentando linhas completamente horizontais e verticais. A imagem deve ser reta e aparecer no centro da tela.
- f) Verificou-se se os 16 quadros de variação de luminância são visualmente distintos.
- g) Verificou-se o número de letras visíveis da palavra "CONTROLE DE QUALIDADE" de cada um dos três retângulos mais baixos do padrão.
- h) Verificou-se a visibilidade do padrão de barras do centro e dos cantos apresentados na imagem.

Apêndice B - Procedimento utilizado no teste de distorção geométrica qualitativo:

- a) Abriu-se o padrão TG-18 QC.
- b) Ajustou-se a imagem de forma que o monitor a exibisse de forma maximizada na tela de visualização.
- c) Visualmente, verificou-se se as bordas possuíam linhas horizontais e verticais completamente retas e se a imagem foi exibida no centro da tela.

Procedimento de execução do teste de distorção geométrica quantitativo:

- a) Utilizando-se o mesmo padrão do teste qualitativo (TG-18 QC), mediu-se com o paquímetro as dimensões horizontais e verticais dos cinco principais quadrados da imagem, conforme ilustração da figura 12.
- b) Calculou-se o desvio em % entre as linhas horizontais e verticais para cada um dos cinco quadrados.
- c) Comparou-se os desvios encontrados com o valor de referência.
- d) Verificou-se se os desvios encontrados foram que 2%.

Apêndice C - Procedimento de utilizado no teste reflexão das telas e iluminação do ambiente qualitativo:

- a) Desligou-se todas as luzes da sala em que o monitor estava instalado.
- b) Abriu-se a imagem padrão TG-18 AD e observou-se o aspecto de contraste da imagem exibida.
- c) Ligou-se a luzes da sala que são utilizadas pelos radiologistas quando estão elaborando os diagnósticos e verificou-se, se quando as luzes foram ligadas havia diferença na percepção do contraste da imagem. Não deve haver diferença na percepção.
- d) Desligou-se ou o monitor ou colocou-se em modo “standy by”.
- e) Verificou-se à existência da presença de reflexo de fontes de luz ou pontos de luz refletida no campo de visão do usuário. Estes, não devem ser detectados na tela a distância entre 30 a 60 cm e ângulo de visão de 15°.

Procedimento utilizado no teste reflexão das telas e iluminação do ambiente quantitativo:

- a) Com o monitor ainda desligado ou em “standy by”, posicionou-se o sensor do fotômetro no centro do monitor com a face de detecção direcionada para a área externa.
- b) Verificou-se a quantidade de iluminância que chegava na tela do monitor.
- c) Comparou-se a iluminância lida com os valores de referência.

Verificou-se se a iluminância foi menor que 15 para monitores utilizados em exames de mamografia; 25 lux para exames de raios X, ou 60 lux para as outras modalidades.

Apêndice D - Procedimento utilizado no teste resposta de luminância qualitativo:

- a) Abriu-se a imagem padrão TG18-CT em condições de luz ambiental utilizadas clinicamente.

- a) A uma distância de 30 cm verificou-se, se existia perdas de contraste na visibilidade das meia-lua centrais. A aparência do padrão de teste TG18-CT deve demonstrar claramente o alvo de baixo contraste em cada uma das regiões 16.

- b) Exibiu-se a imagem padrão TG 18 MP em condições de luz ambiental utilizadas clinicamente.

- c) Verificou-se a resolução de bits de profundidade da tela. A avaliação foi feita verificando as faixas de contorno horizontal, as suas posições relativas, e reversões em tons de cinza. A localização relativa das bandas de contorno e níveis de luminância não deve ser maiores do que a distância entre os marcadores de 8 bits de comprimento. Nenhuma reversão de contraste deve ser visível.

Procedimento de execução do teste resposta de luminância quantitativo:

- a) Abriu-se a imagem padrão TG 18-LN em condições de luzes apagadas.

- b) Utilizando o fotômetro calibrado (com exatidão melhor que 5%, resolução de pelo menos 0,01 e com erro de resposta espectral fotópica padrão da Comisión Internacional de la Iluminación (CIE) <3%), fez-se o conjunto de medidas para as 18 imagens padrão, TG 18-LN-1 (L'_{\min}) e a TG 18-LN-18 (L'_{\max}).

- c) Utilizando a tabela padrão "Table B-1 Gray Standard Display Function: Luminance Versus JND Index", converteu-se os valores de luminância (L'_{\min}) e (L'_{\max}) mensurados pelos seus respectivos equivalentes em JND, utilizando a fórmula abaixo:

$$J_i = J_{min} + \frac{P_i(J_{max}-J_{min})}{\Delta P} \quad (1)$$

Onde,

J_{min} = Índice JND máximo

J_{max} = Índice JND mínimo

P = p-Valeus (valor eletrônico de entrada da imagem padrão)

$$\text{Log}_{10} L_j = \frac{a+c(\text{Log}_e j)+e(\text{Log}_e j)^2+g(\text{Log}_e j)^3+m(\text{Log}_e j)^4}{1+b(\text{Log}_e j)+d(\text{Log}_e j)^2+f(\text{Log}_e j)^3+h(\text{Log}_e j)^4+k(\text{Log}_e j)^5} \quad (2)$$

Onde,

$$a = -1,3011877$$

$$f = 2,8745620 \times 10^{-2}$$

$$b = -2,584019 \times 10^{-2}$$

$$g = -2,5468404 \times 10^{-2}$$

$$c = 8,0242636 \times 10^{-2}$$

$$h = -3,1978977 \times 10^{-3}$$

$$d = 1,0320229 \times 10^{-1}$$

$$k = 1,2992634 \times 10^{-4}$$

$$e = 1,3646699 \times 10^{-1}$$

$$m = 1,3635334 \times 10^{-3}$$

d) Com todos os p-Valeus convertidos em índices JND, fazer um gráfico que relacionou os valores de luminância mensurados com os de luminância de referência para cada JND.

e) Calculou-se a reposta de contraste mensurada, utilizando a equação:

$$\delta_i = \frac{2(L'_i - L'_{i-1})}{(L'_i + L'_{i-1})(J_i - J_{i-1})} @ 0,5(J_i - J_{i-1}) \quad (3)$$

Onde,

δ = Reposta de contraste

L' = Luminância mensurada

J = Índice JND

f) Calculou-se a resposta de contraste esperada, utilizando a equação:

$$\delta_i^d = \frac{2(L_i^d - L_{i-1}^d)}{(L_i^d + L_{i-1}^d)(J_i - J_{i-1})} @0,5(J_i - J_{i-1}) \quad (4)$$

Onde,

δ^d = Resposta de contraste esperada

L^d = Luminância de referência do JND

J = Índice JND

g) Calculou-se os desvios da resposta de contraste mensurada em relação a resposta de contraste esperada para cada índice JND.

h) Fez-se um gráfico relacionando as duas variáveis.

i) Verificou-se, se o desvio de contraste mensurado foi menor que 10% para qualquer ponto da curva.

Apêndice E - Procedimento utilizado no teste luminância espacial e dependência angular, avaliação da uniformidade de luminância qualitativo

- a) Abriu-se a imagem o padrão TG 18-UN10 e verificou-se, visualmente a uma distância de 30 cm a uniformidade exibida em todo o padrão.
- b) Abriu-se o padrão TG 18-UN80 e avalou-se visualmente a uma distância de 30 cm a uniformidade exibida de todo o padrão.
- c) A conformidade foi verificada avaliando se os padrões foram exibidos livres de não uniformidades brutas do centro para as bordas. Variações de luminância com dimensões na ordem de 1 cm ou maiores não devem ser observadas.
- d) Verificou-se, se os limites de ângulo de visão foram estabelecidos e são claramente identificados na parte frontal do dispositivo de exibição.
- e) Para estações de trabalho com vários monitores, verificou-se, se os LCDs foram posicionados de forma que as telas ficaram otimizadas para o usuário

Procedimento utilizado no teste luminância espacial e dependência angular, avaliação da uniformidade de luminância quantitativo

- a) Abriu-se a imagem o padrão TG 18-UNL 10 e TG18-UNL80 em condições de iluminação ambiental utilizadas clinicamente.
- b) Utilizando o medidor de luminância, faz-se o conjunto de 5 medições (1 para o centro e 4 para cada canto da tela) para TG18-UNL80 e para o TG 18-UNL.
- c) Comparou-se a não uniformidade de luminância com o valor de referência .
- d) Verificou-se se o monitor não apresentou não uniformidade de luminância maior que 30%, satisfazendo a seguinte expressão: $200 * (L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min}) < 0,3$.

Apêndice F - Procedimento de utilizado no teste de resolução espacial e de contraste qualitativo

- a) Abriu-se o padrão TG 18 QC.
- b) Com uma lupa, inspecionou-se se os padrões de linhas exibidos no centro e nos quatro cantos da área de exibição.
- c) Atribuiu-se um valor de distorção da caixa (Cx -2 a Cx 9), utilizando a escala de pontuação fornecida na imagem padrão.
- d) Inspeccionou-se os padrões de pares de linha em termos de visibilidade das linhas, exibidos no centro e quatro cantos da área de exibição.
- e) Inspeccionou-se existia diferença na visibilidade entre os padrões de linha horizontais e verticais.
- f) Verificou-se a uniformidade da largura relativa das linhas pretas e brancas.
- g) Verificou-se, se o brilho médio da escalas de cinza (5% a 100%) exibidas no centro do padrão é visualmente, distinguível.

Apêndice G - Procedimento de execução do teste de ruído na tela qualitativo

- a) Abriu-se a imagem padrão TG 18-AFC.
- b) O examinador deve se posicionar a uma distância de 30 cm.
- c) Verificou-se a visibilidade dos objetos. Monitores diagnósticos devem ser capaz de demonstrar claramente a visibilidade dos objetos em pelo menos 3 quadrantes.

Apêndice H - Procedimento utilizado no teste velamento por reflexão interna qualitativo

- a) Abriu-se a imagem padrão TG18-GV, ver figura 26.
- b) Ajustou-se o zoom da tela para que o tamanho de exibição do diâmetro da área branca fosse de 20 cm.
- c) Posicionou-se a máscara colimadora no centro da imagem.
- d) Verificou-se a visibilidade dos objetos de contraste que ficam no centro da imagem padrão TG18-GV.
- e) Verificou-se, se pelo menos três objetos de contraste do padrão.
- f) Retirou-se a máscara colimadora no centro da imagem.
- g) Abriu-se a imagem padrão TG18-GVN.
- h) Verificou-se a visibilidade do objeto de contraste que fica no centro da imagem padrão TG18-GVN. Monitores diagnósticos devem demonstrar pelo menos três objetos de contraste das imagens padrão TG18-GV e TG18-GVN.

Apêndice I - Procedimento de execução do teste de cromaticidade qualitativo

- a) Abriu-se o padrão TG18-UN80 em todas as telas dos monitores pertencentes a mesma estação de trabalho.

- b) Verificou-se, visualmente, se existe uniformidade de cor para todos os monitores. Não deve haver diferença de percepção significativa para cada uma das telas dos monitores de diagnóstico.