**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

ELABORAÇÃO E IMPLEMENTAÇÃO DE TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE EM EQUIPAMENTOS DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

PATRÍCIA LAMMOGLIA

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de Mestre
em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear –
Aplicações**

**Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas**

**SÃO PAULO
2001**

“Qualquer caminho é apenas um caminho e não constitui insulto algum – para si mesmo ou para os outros – abandoná-lo quando assim ordena o seu coração. (...) Olhe cada caminho com cuidado e atenção. Tente-o tantas vezes quanto julgar necessárias... Então faça a si mesmo e apenas a si mesmo uma pergunta: possui este caminho um coração? Em caso afirmativo, o caminho é bom. Caso contrário, esse caminho não possui importância alguma”.

Carlos Castañeda.

Agradecimentos

Agradeço de forma especial à Prof. Dra. Linda V. E. Caldas, pela oportunidade de realização deste trabalho, pela orientação e atenção.

Meus sinceros agradecimentos:

- Ao Dr. Paulo R. Costa, pela co-orientação, incentivo e sugestões ao longo do desenvolvimento deste trabalho.
- À Tânia A. C. Furquim, pelo apoio, orientação e sugestões e por ser um grande exemplo de profissional e de pessoa.
- À Denise Y. Nersissian e ao Marco A. G. Pereira, pela amizade, auxílio e acompanhamento durante todo o período do trabalho de Mestrado.
- Ao pessoal da Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagem: Ricardo H. Saito, Givaldo dos Reis, Gianni Donatiello e Leonardo S. Severo, pelo grande auxílio na implementação e na otimização dos testes.
- Ao Prof. Dr. Sílvio B. Herdade, pelo incentivo e colaboração em diversas etapas do trabalho.
- À (física) Márcia C. Silva, pelo auxílio na elaboração das planilhas do Microsoft Excel.
- Ao Ricardo Yano, pela obtenção das fotografias dos simuladores.
- Ao pessoal da Seção Técnica de Aplicações Médico-hospitalares do Instituto de Eletrotécnica e Energia/USP.
- Ao Hospital Israelita Albert Einstein, ao Hospital e Maternidade São Camilo da Pompéia e ao Hospital e Maternidade São Camilo de Santana, locais onde foram implementados os testes.

- Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares pela oportunidade de desenvolvimento deste trabalho.
- Ao Instituto de Eletrotécnica e Energia, da Universidade de São Paulo, pela infra-estrutura para a realização deste trabalho.
- À FAPESP, pelo apoio financeiro.
- À CAPES, pelo apoio financeiro parcial.
- Ao José Roberto C. Menten, pela parcela deste caminho que percorremos juntos.
- À Gláucia R. Zucatti, à Thânia C. H. Ferreira e à Suzy C. B. Cabral, minhas amigas que sempre me ajudaram e incentivaram.
- Ao Wilson Marchi Jr., meu querido amigo, pela amizade sincera, pela atenção, e por sempre me lembrar de “*walk on*”.
- Aos meus pais e ao meu irmão, pelo apoio e incentivo em todas as etapas deste trabalho e de minha vida.
- A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Elaboração e Implementação de Testes de Controle de Qualidade em Equipamentos de Angiografia por Subtração Digital

Patrícia Lammoglia

Resumo

Foram elaborados e implementados testes de controle de qualidade em equipamentos de angiografia por subtração digital. Estes testes foram baseados em normas nacionais e internacionais e foram implementados em cinco equipamentos de três instituições diferentes. Estes testes avaliam os parâmetros de desempenho dos equipamentos e são utilizados para a determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente e do corpo clínico. Os testes foram realizados utilizando dispositivos, simuladores de pacientes e câmaras de ionização. Os testes convencionais e do sistema de subtração digital indicaram que os equipamentos avaliados encontravam-se em bom estado de desempenho. Os testes para verificação da taxa de kerma no ar indicaram que um dos equipamentos avaliados apresentou altas taxas de kerma no ar na entrada da pele do paciente em modo fluoroscopia. Este problema foi notificado, e as devidas providências foram imediatamente tomadas pela gerência do hospital.

Elaboration and Implementation of Quality Control Tests in Digital Subtraction Angiography Equipments

Patrícia Lammoglia

Abstract

Quality control tests were elaborated and implemented in digital subtraction angiography equipments. These tests were elaborated based in national and international standards, and they were implemented in five equipments of three different institutions. These tests are utilized to evaluate the performance of these equipments and to determine the patient entrance and personnel air kerma rates. The tests were performed using test tools, patient phantoms e ionization chambers. The conventional tests and the tests of the digital subtraction systems indicated that the evaluated equipments presented a good performance. The tests implemented to determine the air kerma rates presented, in one case (fluoroscopy equipment), high patient entrance skin air kerma rate. This problem was notified, and the providences were promptly taken by the hospital administration.

SIGLAS

ABC	Controle Automático de Brilho
ACR	<i>American College of Radiology</i>
AEC	Controle Automático de Exposição
AGC	Controle Automático de Ganho
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ASD	Angiografia por Subtração Digital
CAD	Conversor Analógico-digital
CCD	Dispositivo de Acoplamento de Cargas
CDRH	<i>Center for Devices and Radiological Health</i>
CQ	Controle de Qualidade
CSR	Camada Semi-redutora
DO	Densidade Óptica
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IEE	Instituto de Eletrotécnica e Energia
II	Intensificador de Imagem
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
kVp	kilovolt pico
MTF	Função de Transferência de Modulação
NCRP	<i>National Council of Radiation Protection</i>
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication Systems</i>
PEP	<i>Phantom Equivalent Patient</i>

PCQ	Programa de Controle de Qualidade
PGC	Programa de Garantia de Qualidade
ROI	Região de Interesse
RSR	Razão Sinal Ruído
SMPTE	<i>Society of Motion and Picturing Television Engineers</i>
USP	Universidade de São Paulo

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	5
2.1 Testes de Controle de Qualidade	5
2.2 Aplicações da técnica angiográfica	6
2.3 Descrição do sistema.....	7
2.3.1. Gerador de raios X	8
2.3.2. Tubo de raios X.....	9
2.3.3. Grade.....	10
2.3.4. Tubo intensificador de imagem	10
2.3.5. Diafragma de luz	11
2.3.6. Câmera de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas	12
2.3.7. Digitalização da imagem	13
2.3.8. Processamento da imagem.....	13
2.3.9. Subtração logarítmica da imagem.....	15
2.3.10. <i>Picture Archiving and Communication Systems</i>	17
2.3.11. Armazenamento da imagem	18
2.4 Parâmetros de desempenho do sistema	19
2.4.1. Calibração e reprodutibilidade da tensão de aceleração do tubo de raios X.....	19
2.4.2. Alinhamento e colimação do feixe de raios X.....	19
2.4.3. Camada semi-redutora	19
2.4.4. Verificação do tamanho do ponto focal.....	20
2.4.5. Controle automático de exposição/Controle automático de ganho.....	20
2.4.6. Qualidade dos monitores e das câmeras multi-formato	20
2.4.7. Desempenho em baixo contraste	21
2.4.8. Resolução espacial	21
2.4.9. Uniformidade do contraste.....	22
2.4.10. Linearidade do contraste	22
2.4.11. Faixa Dinâmica.....	22
2.4.12. Artefatos de Subtração	23
2.4.13. Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.....	23
2.4.14. Taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem.....	24
2.4.15. Taxa de kerma no ar no corpo clínico.....	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1 Equipamentos avaliados.....	25
3.2 Equipamentos e materiais utilizados	26
3.2.1. Medidor da tensão de aceleração do tubo (kVp)	27
3.2.2. Dispositivos para alinhamento do feixe e colimação do campo.....	27
3.2.3. Monitor e câmara de ionização	28
3.2.4. Padrão SMTPE	29
3.2.5. Dispositivo de alto contraste em fluoroscopia	31
3.2.6. Dispositivo de baixo contraste em fluoroscopia.....	31
3.2.7. Bloco com fenda.....	32
3.2.8. Bloco em cunha.....	32
3.2.9. Bloco de ossos	32
3.2.10. Bloco máscara	33
3.2.11. Blocos de resolução arterial.....	34
3.2.12. Bloco de registro	35
3.2.13. Bloco de linearidade	36

3.2.14.	Bloco de resolução espacial.....	36
3.2.15.	Bloco de resolução em baixo contraste	37
3.2.16.	Bloco de artérias em baixo contraste.....	37
3.3	Metodologia utilizada nos testes.....	38
3.3.1.	Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X	38
3.3.2.	Alinhamento do eixo central do feixe de raios X.....	40
3.3.3.	Verificação da camada semi-redutora	41
3.3.4.	Compensação do controle automático de exposição e do controle automático de brilho	42
3.3.5.	Qualidade do monitor e das câmeras multi-formato	43
3.3.6.	Verificação da resolução em alto e baixo contraste em fluoroscopia.....	43
3.3.7.	Testes com subtração da imagem.....	44
3.3.8.	Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.....	45
3.3.9.	Taxa de kerma no ar na entrada do II.....	47
3.3.10.	Taxa de kerma no ar no corpo clínico.....	49
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	51
4.1	Testes convencionais	51
4.1.1.	Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X	51
4.1.2.	Alinhamento do eixo central do feixe de raios X.....	53
4.1.3.	Camada semi-redutora	53
4.1.4.	Compensação do controle automático de exposição ou do controle automático de brilho	54
4.1.5.	Qualidade do monitor e das câmeras multi-formato	55
4.1.6.	Resolução em baixo contraste em fluoroscopia	57
4.1.7.	Resolução em alto contraste em fluoroscopia.....	58
4.2	Testes no sistema de subtração digital.....	59
4.2.1.	Avaliação da imagem de artérias em baixo contraste.....	59
4.2.2.	Desempenho em baixo contraste	62
4.2.3.	Resolução em baixo contraste	63
4.2.4.	Resolução espacial	64
4.2.5.	Linearidade do contraste	66
4.2.6.	Uniformidade do contraste e faixa dinâmica	69
4.2.7.	Artefatos de subtração.....	70
4.3	Testes para determinação da taxa de kerma no ar.....	71
4.3.1.	Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.....	71
4.3.2.	Taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem.....	76
4.3.3.	Taxa de kerma no ar no corpo clínico.....	78
4.4	Recomendações Complementares	85
5.	CONCLUSÕES	87
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89
	ANEXO 1 (Procedimentos).....	94
	ANEXO 2 (Protocolos).....	95
	ANEXO 3 (Planilha Microsoft Excel)	96

1. INTRODUÇÃO

A angiografia por subtração digital (ASD) utiliza os raios X para a produção de imagens que trazem informações sobre o sistema cardiovascular dos pacientes, realizando a subtração de imagens para eliminar estruturas de fundo tais como ossos e tecidos, possibilitando assim uma visualização clara dos vasos sanguíneos.

A técnica angiográfica foi inicialmente realizada um ano após a descoberta dos raios X. Em 1896, Hascheck e Lindenthal realizaram o primeiro angiograma em uma mão amputada utilizando giz como agente de contraste. Em 1927, Moniz desenvolveu o primeiro angiograma cerebral utilizando iodo, tornando o procedimento aplicável em seres humanos vivos, apesar da alta mortalidade inicial¹.

Em 1934, Ziedses Des Plantes apresentou uma tese onde ele introduzia dois elementos importantes da radiologia: a tomografia por filmes e angiografia por subtração de filmes. Este último, que foi o precursor da angiografia por subtração digital, foi um passo importante na separação da informação angiográfica relevante dos sinais de fundo que confundem o diagnóstico da imagem¹.

Em 1939, Robb, Seteinberg e Castelanos investigaram a possibilidade de desenvolver a angiografia usando injeções intravenosas. Devido à diluição do contraste na passagem venosa para a arterial, o procedimento necessitava de quantidades de contraste altas para produzir sinais detectáveis nos filmes que estavam sendo utilizados. Apesar dos resultados promissores, as injeções arteriais permaneceram o método padrão para a angiografia¹.

No final de 1970, Ducos De LaHitte e colaboradores da Universidade de Toulouse revisaram a angiografia intravenosa utilizando técnicas de subtração por filmes. Apesar dos excelentes resultados, algumas otimizações ainda seriam necessárias. Este trabalho não foi continuado devido ao surgimento de uma nova tecnologia: a subtração digital¹.

Em 1973, a construção de um processador de imagem fluoroscópica digital em tempo-real foi iniciada na Universidade de Wisconsin. Este dispositivo gerava 30 imagens subtraídas por segundo e foi inicialmente construído para subtração por energia, para garantir o cancelamento dos tecidos e ossos na imagem. O trabalho com a angiografia por subtração digital utilizando computadores convencionais foi iniciado na Universidade do Arizona. A técnica da subtração digital foi implementada em Wisconsin adaptando o processador inicialmente designado para subtração por energia¹.

Em 1982, Charles A. Mistretta e sua equipe anunciaram que o pior problema da angiografia por subtração digital era a alteração no registro da imagem devido à movimentação do paciente e, ao mesmo tempo, ele previu que os avanços na tecnologia digital expandiriam as aplicações desta técnica². Hoje, inúmeros avanços no processamento digital melhoraram significativamente a qualidade da imagem destes equipamentos e tornaram a ASD a principal técnica de diagnóstico vascular.

Técnicas alternativas e menos invasivas para a obtenção da imagem angiográfica são utilizadas atualmente: Angiografia por Ressonância Magnética, Angiografia por Tomografia Computadorizada, Angiografia por Ultrasonografia, entre outras. Apesar disso, a ASD ainda é considerada a “técnica de ouro” da imagem vascular, devido à qualidade da imagem e da representação do fluxo sanguíneo em tempo real³.

No Brasil, são realizadas cerca de 30 mil angiografias cardíacas anuais⁴. Esta técnica, apesar de gerar grandes benefícios aos pacientes, é invasiva, faz uso do iodo como material de contraste, podendo por vezes causar reações alérgicas nos pacientes e, além disso, utiliza a radiação ionizante¹.

O *Center for Devices and Radiological Health* (CDRH), do *Food and Drug Administration* (FDA), EUA, publicou recentemente artigos notificando casos ocasionais, no entanto severos, de danos na pele dos pacientes resultantes de

procedimentos guiados fluoroscopicamente, publicando diretrizes para se minimizar a possibilidade de ocorrência destes danos^{5, 6}.

Além das doses ministradas aos pacientes, a angiografia também causa doses ao corpo clínico. Algumas pesquisas demonstraram que os departamentos de angiografia e hemodinâmica são os setores em que são ocasionadas as doses mais elevadas aos trabalhadores de radiologia médica⁷. Também têm sido observados casos de cataratas e danos sérios nas mãos dos médicos que realizam exames fluoroscópicos⁸.

Percebe-se, portanto, que existe atualmente uma preocupação muito grande com as doses ministradas tanto aos pacientes quanto ao corpo clínico, durante os exames fluoroscópicos, invasivos e intervencionistas. Para isso existem publicações que apresentam diretrizes de como gerenciar o uso da radiação provinda da fluoroscopia em departamentos de imagens médicas^{5, 6, 8}. Os fatos da falta de treinamento dos profissionais e dos problemas nos equipamentos poderem induzir sérios danos na pele dos pacientes e doses excessivas ao corpo clínico já têm sido bastante discutidos⁹.

É importante, portanto, que os departamentos que utilizam a técnica angiográfica sejam submetidos a um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ) para monitorar os níveis de radiação aos quais o corpo clínico e os pacientes estão expostos, e também para verificar a qualidade da imagem e dos parâmetros funcionais e de desempenho destes equipamentos.

Além das diretrizes do CDRH e de outros regulamentos nacionais¹⁰ e internacionais, a resolução SS-625 da Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo¹¹ e a Portaria MS-453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde¹², obrigam todos os estabelecimentos que utilizam radiação ionizante a passarem por um PGQ. Estes programas devem realizar avaliações específicas no equipamento garantindo a minimização dos riscos e a maximização dos benefícios da utilização dos raios X diagnósticos.

O programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico constitui-se da monitoração sistemática e continuada de equipamentos e procedimentos. Este tipo de programa tem o objetivo de identificar, avaliar e solucionar qualquer elemento no processo de geração das imagens que possa comprometer a qualidade radiológica, apontando falhas e defeitos e direcionando a atuação da manutenção corretiva. O controle de qualidade compõe-se de um conjunto de testes de constância e de atividades aplicadas em radiodiagnóstico para verificar a manutenção das características técnicas e os requisitos de desempenho dos equipamentos de raios X, para mantê-los em condições adequadas de funcionamento, e garantir que sejam satisfeitos requisitos pré-estabelecidos de qualidade¹³.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento e a implementação de testes de aceitação e constância para avaliação da qualidade de equipamentos de angiografia por subtração digital. Além disso, foram estimados os valores de linha de base e foram determinadas as taxas de kerma no ar no corpo clínico e no paciente. Os procedimentos desenvolvidos foram baseados em normas nacionais e internacionais e aplicados em departamentos de diagnóstico por imagem que utilizam equipamentos de angiografia por subtração digital.

No capítulo 2 é apresentada uma descrição do equipamento de ASD e de seus parâmetros de desempenho, além dos testes de qualidade realizados nestes equipamentos. No capítulo 3 são apresentados os equipamentos de ASD avaliados, os materiais e instrumentos utilizados para esta avaliação e a metodologia utilizada para a realização de cada teste. No capítulo 4 são apresentados os resultados das avaliações dos parâmetros de desempenho dos sistemas de ASD. São discutidos a metodologia desenvolvida para a realização destes testes, os problemas encontrados nos equipamentos e os métodos utilizados para solucioná-los. O capítulo 5 apresenta as conclusões obtidas no desenvolvimento deste trabalho.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo, são apresentados os conceitos dos testes de qualidade realizados em departamentos de diagnóstico por imagem, a descrição do sistema de ASD e de seus componentes e os parâmetros de desempenho que afetam a qualidade da imagem.

2.1 Testes de Controle de Qualidade

Os testes de controle de qualidade em equipamentos de diagnóstico por imagens são realizados com o intuito de se otimizar a qualidade das imagens enquanto se minimizam os níveis de radiação submetidos ao paciente e ao corpo clínico. Quando se utilizam conceitos de qualidade, alguns termos devem ser definidos¹⁴.

A Garantia de Qualidade é um conjunto de ações sistemáticas e planejadas, necessárias para prover confiança adequada, assegurando que o produto ou o serviço satisfaça exigências de qualidade.

O Programa de Garantia de Qualidade é um conjunto de instruções detalhadas para se realizar ações de garantia de qualidade para cada componente do equipamento, sistemas de equipamentos ou instalações, incluindo elementos de gestão da qualidade e técnicas de controle de qualidade.

O Controle de Qualidade é composto de técnicas operacionais e atividades que são utilizadas para atender a exigências de qualidade.

Os Testes de Estado são testes realizados para se estabelecer o estado funcional do equipamento num determinado instante.

Os Valores de Linha de Base são os valores obtidos numa série de testes iniciais em relação aos quais serão comparados todos os testes de constância subsequentes.

Os Testes de Aceitação têm como objetivo garantir que os equipamentos recentemente instalados estejam funcionando como prescrito pelas especificações

contratuais, que estejam em conformidade com normas e regulamentos técnicos e que produzam imagens de alta qualidade.

Os testes de constância, ou testes de qualidade, são realizados após a aceitação do equipamento para garantir que os parâmetros de desempenho do equipamento continuem em conformidade com as normas e os regulamentos técnicos e permitir o reconhecimento antecipado de variações nas propriedades dos componentes do equipamento.

2.2 Aplicações da técnica angiográfica

Os equipamentos de angiografia são utilizados para se realizar imagens diagnósticas vasculares e procedimentos cirúrgicos invasivos e intervencionistas. A angiografia gera imagens em tempo real e indica o estado de um vaso sanguíneo após um trauma, doença ou cirurgia. Ela é utilizada para que se possa observar a vasculatura anormal associada ao crescimento de um tumor e para gerar informações anatômicas e fisiológicas antes e durante a cirurgia. Esta técnica é utilizada no procedimento cirúrgico para possibilitar a contenção de fluxos sanguíneos excessivos causados por hemorragias pos-traumáticas, sangramentos pós-cirúrgicos ou tumores vasculares muito grandes. É utilizada também em procedimentos cirúrgicos, para permitir o aumento do fluxo sanguíneo por meio de balões de angioplastia, angioplastia a laser e próteses (*stents*) em áreas onde o fluxo normal é reduzido ou completamente ocluído³.

As aplicações específicas incluem a avaliação de doenças vasculares periféricas, diagnose de embolia pulmonar, malformações arteriovenosas e tumores, estimativa da magnitude de anormalidades vasculares associadas com carcinôma no pâncreas e a visualização de aneurismas aórticos abdominais, angina abdominal e tumores abdominais³.

Os procedimentos de cateterismo cardíaco são utilizados para avaliar visualmente a anatomia e a patologia do coração e de vasos coronários. Com o aumento da possibilidade e as opções de tratamento para doenças cardíacas, as avaliações cuidadosas do coração tem se tornado especialmente importantes. Consequentemente, duas técnicas foram desenvolvidas para se gerar imagens do

coração e dos vasos sanguíneos que o envolvem. A primeira técnica, chamada arteriografia coronária, ajuda a avaliar as artérias coronárias, responsáveis por suprir oxigênio e nutrientes para o coração. O bloqueamento destas artérias pode causar em infarto do miocárdio, onde as células do coração recebem oxigênio insuficiente e eventualmente morrem. A segunda técnica, a angiocardiografia, gera imagens das câmaras do coração, da aorta e de veias pulmonares para ajudar a diagnose de defeitos congênitos no coração ou problemas com as válvulas cardíacas³.

Devido à angiografia e ao cateterismo cardíaco serem usualmente utilizados em uma variedade de configurações, eles podem ser utilizados em salas de aplicações gerais designadas para angiografia, cateterismo cardíaco e outros procedimentos radiográficos especiais³.

2.3 Descrição do sistema

A ASD utiliza a técnica de fluoroscopia digital para produzir imagens das artérias e dos vasos sanguíneos eliminando as estruturas que se sobrepõem a eles. Para realizar isso, um catéter é inserido até a região de interesse (ROI) e algumas imagens são adquiridas. A primeira imagem, chamada máscara, é realizada antes da aplicação de um agente de contraste, e todas as imagens posteriores são realizadas após esta aplicação. Depois de realizado este processo de aquisição, o equipamento realiza a subtração da imagem com a presença de contraste da imagem máscara. O resultado disso é uma definição clara dos vasos sanguíneos, eliminando as estruturas de fundo como ossos, tecido, gases, etc, que não contribuem para o diagnóstico clínico.

O agente de contraste é geralmente baseado em iodo. Em pacientes que apresentam reações negativas a este componente, o dióxido de carbono (CO₂) gasoso pode ser utilizado³.

Ocasionalmente, para algumas imagens, a orientação anatômica de fundo pode ser necessária. Nestes casos, o equipamento de ASD pode realizar uma técnica denominada marcação (*landmarking*). Esta técnica realiza uma subtração

parcial e garante que a anatomia de fundo permaneça na imagem subtraída até um certo grau selecionável^a.

O equipamento de ASD consiste de um gerador de raios X, um tubo de raios X, um intensificador de imagem (II), uma câmera de vídeo ou um dispositivo de acoplamento de cargas (CCD's) , monitores, dispositivos de armazenamento da imagem e a mesa do paciente. Os componentes que constituem um sistema de ASD estão apresentados na Figura 2.1.

Figura 2.1. Esquema de funcionamento de um sistema de ASD.

Fonte: Wolbarst¹⁵

2.3.1. Gerador de raios X

O gerador de raios X modifica a tensão e a corrente de entrada proveniente da rede elétrica para gerar as condições necessárias para se produzir um feixe de raios X. O gerador controla o início e término da exposição e a seleção dos parâmetros de operação. Os fabricantes de sistemas de ASD geralmente oferecem geradores trifásicos, de alta frequência ou geradores de potencial

^a INTEGRIS H3000 Release 2. Operator's manual. **Philips Medical Systems**. Netherlands, 1994.

constante. O gerador é ligado ao sistema de controle automático de exposição (AEC), que controla os parâmetros operacionais – tensão de pico (kVp) e corrente³. O AEC consiste de um sistema de retroalimentação que faz uma amostragem da saída do tubo intensificador de imagem ou da câmara de TV, e utiliza esta informação para ajustar o gerador de raios X¹⁵.

Na imagem vascular periférica é utilizada uma taxa moderada de aquisição de imagens (baixa taxa de quadros por segundo), com um feixe pulsado de raios X. Neste modo de aquisição, uma matriz de pixels de 1024 x 1024 é adequada¹⁶. Na angiografia cardíaca, as exposições tipo cine com altas taxas de aquisição (60 a 90 quadros por segundo) podem ser necessárias e o gerador deve ser capaz de produzir tensões uniformes e pulsos de raios X com tempos de exposição muito curtos³. Para a imagem cardíaca, uma matriz de pixels de 512 x 512 é geralmente utilizada¹⁶.

2.3.2. Tubo de raios X

O gerador e o tubo de raios X são responsáveis por produzir a radiação que passa pelo paciente e chega até o intensificador de imagem (II). A radiação produzida no tubo de raios X interage com a matéria por meio de dois efeitos principais: o efeito Compton e o efeito fotoelétrico¹⁵.

O tubo de raios X consiste de dois eletrodos metálicos, o catodo e o anodo, contidos dentro de um encapsulamento de vidro em vácuo. O catodo emite elétrons por emissão termoiônica. Estes elétrons são acelerados até o anodo e atingem um ponto denominado ponto focal do alvo produzindo raios X e calor. A tensão e a corrente aplicada ao tubo definem as características da radiação X produzida. A corrente aplicada no tubo (mA) é relacionada ao número de elétrons e portanto ao número de fótons de raios X produzidos, enquanto a tensão aplicada (kV) afeta a energia dos raios X e portanto seu poder de penetração³.

O ponto focal é a região do alvo do tubo de raios X onde ocorrem as colisões dos elétrons emitidos pelo filamento e é o local de origem dos raios X produzidos.

O tamanho do ponto focal é muito importante para a formação da imagem. Um ponto focal menor resulta em imagens mais nítidas³.

Em equipamentos de ASD, o foco fino é usado primariamente para fluoroscopia e o foco grosso é utilizado no modo-cine ou em gravações de imagens digitais¹⁷.

2.3.3. Grade

A grade é utilizada para reduzir a radiação espalhada e aumentar o contraste e consecutivamente a qualidade da imagem. A grade “filtra” a radiação espalhada indesejada. Os raios X que não estão em ângulos apropriados são absorvidos, enquanto o feixe direcionado passa através da grade para produzir a imagem.

2.3.4. Tubo intensificador de imagem

O tubo intensificador de imagem (II) é um dos componentes principais do sistema de ASD¹⁵. Este dispositivo (Figura 2.2a) é responsável por transformar fótons de raios X em um sinal luminoso. Os componentes de um tubo II são mostrados na Figura 2.2b.

Quando um fóton de raios X chega à tela fluorescente de entrada do II (camada fina de CsI), é produzida uma cintilação. Os fótons de luz desta cintilação expulsam elétrons do fotocatodo adjacente (formado por uma liga metálica de CsSb). Estes elétrons são acelerados até o anodo por meio de eletrodos focalizadores que, quando atingem a tela de saída (ZnCdS:Ag), criam um pulso de luz muito maior e mais brilhante do que aquele produzido na tela de entrada. O sinal de saída, que é cerca de 5000 a 10000 vezes maior que o sinal da tela de entrada, ocorre devido ao ganho de brilho que ocorre no intensificador de imagem.

Os intensificadores de imagem produzidos atualmente possuem telas de entrada entre 15 e 30 cm de diâmetro, mas existem também os de 40 cm. A tela de saída tem, geralmente, 2,5 a 3,5 cm de diâmetro. Os tipos de intensificadores são escolhidos de acordo com procedimentos a serem realizados. Intensificadores de 11 cm de diâmetro produzem maior magnificação e melhor definição de

detalhes, e geralmente são utilizados na angioplastia coronária, bem como os II de 15 cm ou 18 cm. Intensificadores de 23 cm são utilizados na ventriculografia esquerda pois gera imagens de áreas grandes. Grandes aberturas são utilizadas para angiogramas pulmonares e estudos femorais eles garantem que áreas grandes dos pacientes sejam visualizadas. Os tubos II são envolvidos por um encapsulamento metálico que evita os campos magnéticos externos e previnem a radiação de fuga dos raios X¹⁵.

Figura 2.2. (a) Tubo II utilizado em equipamentos de fluoroscopia. (b) O tubo II consiste de uma combinação de uma tela fluorescente de entrada, um fotocátodo, eletrodos focalizadores, um anodo e uma tela fluorescente de saída.

Fonte: Wolbarst¹⁵

2.3.5. Diafragma de luz

Este dispositivo está localizado entre a saída do II e a câmera de vídeo e é responsável por garantir que a câmera receba a mesma intensidade de sinal de luz independente da exposição de raios X ser alta ou baixa. Uma pequena abertura deste dispositivo restringe a imagem a ser adquirida com exposição alta de radiação, para garantir um nível de luz adequado à câmera de vídeo, decrescendo o efeito do ruído quântico e produzindo uma razão sinal-ruído (RSR) maior à imagem. Contrariamente, uma grande abertura deste dispositivo é usada para minimizar a exposição no paciente em casos onde o ruído quântico não é um fator limitante para a qualidade da imagem¹⁸.

2.3.6. Câmera de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas

Um dos componentes mais críticos na cadeia de imagem em um sistema de ASD é a câmera de vídeo. Sua função básica é produzir um sinal eletrônico que é proporcional à quantidade de luz enviada pelo II. O sinal gerado pela câmera de vídeo é um sinal de tensão que varia em tempo e que é enviado até o monitor por meio de um processo de varredura que pode ser de 525 ou de 1023 linhas. As câmeras que apresentam as melhores características para a utilização nos sistemas de ASD são as câmeras tipo *plumbicon*, que possuem alvo de Óxido de Chumbo (PbO_2). Essas câmeras apresentam pouco atraso, boa linearidade do contraste e excelentes características de ruído em comparação com as outras câmeras de vídeo¹⁸. Em geral, é encontrada uma razão sinal-ruído (RSR) de 1000:1 nestes dispositivos¹⁹. Para sequências rápidas de imagens, é importante diminuir o atraso ao máximo possível para reduzir os artefatos de movimentação causados pelas variações rápidas na cena, devido ao contraste passando pelo sistema vascular do paciente²⁰.

Atualmente estão sendo utilizados nos sistemas de ASD dispositivos denominados CCDs (dispositivos de acoplamento de carga). Os CCDs foram inicialmente introduzidos em meados de 1970 como microcircuitos de silício capazes de gravar imagens de luz visível. Sua aplicação cresceu rapidamente e hoje eles são encontrados em uma ampla faixa de componentes ópticos e câmeras²¹.

Seu funcionamento baseia-se no seguinte princípio: durante o período em que está ocorrendo exposição, o CCD transforma a iluminação incidente em uma quantidade proporcional de cargas elétricas. Isto ocorre por meio de fotoelementos dispostos em um arranjo linear ou em uma matriz bidimensional. As cargas elétricas de cada fotoelemento são armazenadas por um capacitor MOS (óxido de silício metálico) associado. Após o período de exposição, os “pacotes” de cargas elétricas são transferidos sequencialmente para um estágio de saída, onde cada um destes pacotes é transformado em um sinal de tensão proporcional. Desta

forma, o CCD transforma a imagem óptica proveniente do II em um sinal de tensão distribuído em tempo.

Os benefícios dos CCDs incluem: nenhum efeito de *aliasing*^a, RSR maior, resolução espacial maior e melhor visualização de detalhes vasculares³.

2.3.7. Digitalização da imagem

A tensão analógica proveniente da câmera de TV ou CCD é digitalizada por meio de um conversor analógico digital (ADC). A imagem pode então ser representada como uma matriz de valores e endereços de pixel¹⁵. O tamanho dessa matriz depende do grau de resolução desejado, podendo ser de 512 X 512, 1024 X 1024 ou 2048 X 2048 pixels.

A Figura 2.3 apresenta a digitalização de um sinal analógico. A forma de onda de vídeo é medida em níveis decimais de milivolts (64, 82, etc) e então é convertida em valores binários. Estes valores representam a intensidade do sinal (escala em cinza) e são armazenados em endereços individuais da matriz da imagem. Quanto maior for o tamanho da matriz, maior será a resolução em alto contraste do sistema; em compensação a definição em baixo contraste será comprometida devido ao aumento do ruído¹⁸.

2.3.8. Processamento da imagem

Uma grande vantagem da digitalização da imagem é a possibilidade de manipulação destas imagens utilizando técnicas computacionais, melhorando significativamente o diagnóstico clínico¹⁸.

Uma destas técnicas é denominada filtração espacial. Existem dois tipos de filtros espaciais: filtros tipo passa-baixa, que são filtros de desembaraçamento utilizados para reduzir o ruído, e filtros tipo passa-alta, que são filtros para realce do contraste¹⁸.

^a *Aliasing*: Fenômeno de interferência que ocorre devido à digitalização da imagem, que é espacialmente periódica¹⁵.

Outra técnica utilizada é a chamada filtração temporal (*matched filtering*). Esta técnica baseia-se no princípio de que a redução do ruído em imagens dinâmicas pode ser obtida realizando-se uma média das imagens sequenciadas. A razão sinal-ruído obtida utilizando-se a média de um certo número de imagens N será melhorada para um fator de $\sqrt{N}$. Quando uma sequência de imagens é adicionada junto a um outro sinal, a imagem permanece constante; contudo, os ruídos não se correlacionam e tendem a se cancelar¹⁸.

Figura 2.3. Exemplo de um sinal provindo da câmera de TV que é convertido em formato digital.

Fonte: Dowsett²²

A filtração temporal pode garantir redução de um fator de 4 vezes a exposição no paciente quando comparado com a ASD convencional²³. Além disso, para ASD intravenosa típica, a técnica de filtração temporal garante que a dose de material de contraste seja reduzido por um fator de 2 vezes enquanto garante imagens de qualidade similar a uma técnica convencional²⁴.

A técnica denominada janelamento, também conhecida como realce do contraste, ou mapeamento dos níveis de cinza, refere-se à manipulação das escalas em cinza para melhorar a imagem. O objetivo é geralmente manipular a faixa total dos níveis de brilho do monitor (dos níveis mais claros de cinza até os níveis mais escuros) de modo a corresponderem somente à faixa de valores do parâmetro retratado¹⁸.

2.3.9. Subtração logarítmica da imagem

Seguindo a digitalização, os dados da imagem são transformados logaritmicamente. Na verdade, esta transformação pode ser realizada a partir do sinal analógico antes da digitalização por meio de um amplificador logarítmico. Contudo, atualmente a maior parte dos sistemas realiza esta transformação seguida da conversão analógico-digital por meio de um processo denominado “veja na tabela” (*look up table*). Este processo simplesmente repõe o valor digital ao seu valor logarítmico proporcional por meio de cálculos pré-definidos, sem que para isso o computador necessite computar logaritmos de valores de pixel particulares.

Na angiografia por subtração digital, duas imagens são adquiridas: a primeira é a imagem “máscara”, que é obtida antes da introdução do agente contraste que é injetado no paciente. A segunda é a imagem “com contraste”, que é obtida quando o iodo chega à artéria a ser visualizada.

A imagem máscara e a imagem com contraste podem ser representadas matematicamente, supondo que o paciente tem uma espessura x_t e um coeficiente de atenuação μ_t . Antes do agente de contraste¹⁸ ser injetado no paciente, a fluência de fótons que chegam no II é dada por I_M :

$$I_M(x, y) = a \cdot I_o \cdot \exp(-\mu_t(x, y) \cdot x_t(x, y)) \quad \text{Equação 1}$$

Onde:

I_M = Intensidade de fótons na imagem máscara

x = Coordenadas do pixel no eixo x da imagem

y = Coordenadas do pixel no eixo y da imagem

a = Fator de conversão constante que relaciona a amplitude do sinal de vídeo com a fluência de fótons recebidos pelo II

I_o = Intensidade inicial de fótons ou intensidade de fótons não atenuados pelo paciente

x_t = Espessura do paciente na imagem máscara

m = Coeficiente de atenuação linear na imagem máscara

O agente de contraste é então injetado na artéria. Se a artéria tem espessura x_i e tem atenuação linear de μ_i , o II recebe uma fluência de fótons de I_i :

$$I_I = a \cdot I_o \cdot \exp(-m_t(x, y) \cdot x_t(x, y) - m_i(x, y) \cdot x_i(x, y)) \quad \text{Equação 2}$$

Onde:

I_i = Intensidade de fótons na imagem com iodo

x_i = Espessura do paciente na imagem com iodo

m = Coeficiente de atenuação linear na imagem com iodo

A ASD utiliza a subtração logarítmica para não reter a estrutura anatômica estacionária que pode obscurecer os pequenos sinais das artérias com contraste. A imagem máscara e a imagem com contraste são subtraídas após a digitalização e transformadas logaritmicamente. Matematicamente, a subtração logarítmica da imagem $S_{\log}$ é dada por:

$$S_{\log} = \ln[I_M(x, y)] - \ln[I_I(x, y)] = [-m_t(x, y) \cdot x_t(x, y)] - [-m_t(x, y) \cdot x_t(x, y) - m_i(x, y) \cdot x_i(x, y)] \quad \text{Equação 3}$$

$$S_{\log} = -m_i(x, y) \cdot x_i(x, y) \quad \text{Equação 4}$$

Portanto, o sinal resultante é relacionado com o sinal de iodo e não é afetado pela espessura do paciente ou pela anatomia à qual a artéria está sobreposta¹⁵,

como seria, caso a subtração fosse linear. Neste caso, se a imagem subtraída é S_{lin} , então a imagem produzida pela subtração linear será:

$$S_{lin} \cong a \cdot \left(-\mathbf{m}_I(x, y) \cdot \mathbf{x}_I(x, y) \right) I_o \cdot \exp(-\mathbf{m}_I(x, y) \cdot \mathbf{x}_I(x, y)) \quad \text{Equação 5}$$

No caso da subtração linear, portanto, o sinal resultante é relacionado com a anatomia do paciente.

Na Figura 2.4 pode-se observar que, durante uma exposição, uma maior quantidade de fótons de raios X passa através de uma espessura mais fina de tecido, à esquerda. Na amplificação linear, durante a imagem “máscara”, a intensidade do feixe de fótons emergindo do bloco fino de tecido é de 10 unidades, e da parte mais espessa, de 5 unidades. Na imagem com contraste, estas intensidades são 8 e 4 nos dois vasos. Na imagem subtraída, os sinais dos dois vasos são: $(10 - 8) = 2$ e $(5 - 4) = 1$. Na amplificação logarítmica, pode-se recalculas as porções da máscara e da exposição com contraste de (B), obtendo: $\log 10 - \log 8 = 0,1$ e $\log 5 - \log 4 = 0,1$. Percebe-se, portanto que esta transformação garante que o contraste dos vasos seja independente da espessura de tecido que o sobrepõe.

2.3.10. **Picture Archiving and Communication Systems**

Picture Archiving and Communication Systems (PACS) é um sistema de armazenamento e transmissão de imagens radiológicas. O sistema PACS garante conexões com redes de várias localidades para que as imagens possam ser transportadas para diferentes locais. O Colégio Americano de Radiologia, (ACR, da forma inglesa *American College of Radiology*) e a Associação Nacional de Fabricantes Elétricos, NEMA, (da forma inglesa *National Electrical Manufacturer's Association*) produziram uma interface padrão com o intuito de tornar as imagens digitais disponíveis em todos os sistemas de diagnóstico por imagem que produzem imagens digitais. A interface padrão é denominada DICOM, padrão de comunicação de imagens digitais¹⁸.

2.3.11. Armazenamento da imagem

Após a transformação logarítmica e a digitalização do sinal de vídeo, a imagem é armazenada na memória do processador¹⁸.

Quando uma sequência de imagens é adquirida, o método mais utilizado consiste em subtrair as imagens, realçar o sinal de iodo e armazenar a imagem subtraída em uma fita de vídeo-cassete (VCRs) ou em um disco óptico¹⁸.

As imagens também podem ser armazenadas durante o processo de aquisição de imagem em filmes de 105 ou de 35 mm, por meio de câmeras que operam em sincronia com a exposição do equipamento.

Figura 2.4. (A) Imagem máscara e imagem com contraste. Na amplificação linear (B), durante a imagem “máscara”, a intensidade do feixe de fótons emergindo do bloco fino de tecido é de 10 unidades, e da parte mais espessa, de 5 unidades. Na imagem com contraste, estas intensidades são 8 e 4 nos dois vasos. Na imagem subtraída, os sinais dos dois vasos são: $(10-8)= 2$ e $(5-4)= 1$. Na amplificação logarítmica (C), pode-se recalcular as porções da máscara e da exposição com contraste obtendo: $\log 10 - \log 8 = 0,1$ e $\log 5 - \log 4 = 0,1$.

Fonte: Wolbarst¹⁵

2.4 Parâmetros de desempenho do sistema

Existem alguns parâmetros de desempenho do sistema que são relacionados com a qualidade da imagem formada e a dose ministrada ao paciente e ao corpo clínico. Estes parâmetros são avaliados nos sistemas de ASD e estão descritos a seguir:

2.4.1. Calibração e reprodutibilidade da tensão de aceleração do tubo de raios X

Um dos fatores principais que afetam a qualidade da imagem é a tensão de aceleração (kVp) a que um tubo de raios X está sendo submetido. Este fator influencia o contraste e a nitidez da imagem e também a dose a que um paciente está sendo submetido. Por isso, este parâmetro deve sempre estar calibrado e ser reprodutível.

2.4.2. Alinhamento e colimação do feixe de raios X

O centro do feixe de raios X é definido como os raios que saem do ponto focal na direção paralela ao eixo de movimento longitudinal do tubo de raios X e do intensificador de imagem. Idealmente o feixe central de raios X deve estar alinhado e deve coincidir com o centro da imagem no monitor.

2.4.3. Camada semi-redutora

A camada semi-redutora é um dos parâmetros que definem a qualidade do feixe de raios X. Ela é definida como a camada de material de referência (Al) capaz de reduzir à metade a taxa de exposição inicial do feixe de raios X.

Os valores mínimos das camadas semi-redutoras são estabelecidos na Portaria MS-453 ¹², e dependem tanto da tensão quanto da retificação do tubo de raios X.

2.4.4. Verificação do tamanho do ponto focal

O ponto focal é a área do alvo do tubo de raios X onde ocorrem as colisões dos elétrons emitidos pelo filamento e é o local de origem dos raios X produzidos. Quanto menor for o ponto focal, menor será a área de interação dos elétrons, melhorando a resolução e diminuindo a penumbra e as distorções na imagem. No entanto, o ponto focal pode se desgastar ao longo do tempo, ocasionando perda de resolução na imagem.

2.4.5. Controle automático de exposição/Controle automático de ganho

O controle automático de exposição (AEC) ou controle automático de brilho (ABC) é utilizado em muitos sistemas fluoroscópicos para controlar os fatores técnicos (kVp, mA ou largura do pulso) e garantir que a radiação que alcança o intensificador de imagem seja suficiente para formar uma imagem adequada. Além disso, alguns sistemas fluoroscópicos são equipados com controle automático do ganho (AGC). Este controle varia rapidamente o ganho do sistema de vídeo para manter constante o brilho da imagem no monitor de TV.

Quando existem problemas com o AEC ou ABC, o sistema direciona os valores da tensão e da corrente do tubo (kVp ou mA) para níveis mais altos, podendo causar exposições altas aos pacientes e ao corpo clínico²⁵.

2.4.6. Qualidade dos monitores e das câmeras multi-formato

Os sistemas mais sofisticados de diagnóstico médico de hoje utilizam os monitores de vídeo e as câmaras copiadoras para produzirem a imagem final. Estes dispositivos devem estar adequadamente ajustados para não prejudicarem a qualidade da imagem. Com esta preocupação, a SMTPE (*Society of Motion Picture and Television Engineers*) fabricou um padrão responsável por avaliar os parâmetros que afetam a qualidade destes dispositivos, tais como: resolução, contraste, brilho, razão de aspecto, escala em cinza e uniformidade da imagem²⁶.

2.4.7. Desempenho em baixo contraste

Apesar da resolução espacial na ASD ser inferior à do filme de radiografia convencional, seu desempenho em baixo contraste é melhor, devido à capacidade de realçar o contraste por meio da subtração e de outras técnicas específicas. Idealmente, a avaliação do desempenho em baixo contraste deve ser relacionada com a observação de estenoses, aneurismas e calcificações dos vasos sanguíneos²⁷.

Um bom desempenho em baixo contraste do equipamento de ASD implica na utilização de quantidades menores e menos perigosas de material de contraste a serem injetadas no paciente²⁷.

Existem vários parâmetros que influenciam o desempenho em baixo contraste do equipamento de ASD:

- Qualidade do feixe
- Magnificação geométrica
- Tamanho do pixel
- Exposição na entrada do intensificador de imagem

2.4.8. Resolução espacial

A resolução espacial²⁷ é a medida da capacidade de um sistema de imagem identificar objetos adjacentes de alto contraste. Esta resolução pode ser expressa quantitativamente em termos da função de transferência de modulação do sistema (MTF, na sigla em inglês). A medição da MTF é muito complexa; no entanto, ela pode ser expressa como frequência visual dada por um simulador de barras padrão e especificada em pares de linhas por milímetro (pl/mm).

O limite da resolução espacial de um equipamento é um fator complexo, pois é dependente de vários fatores:

- Tamanho do ponto focal
- Magnificação geométrica

- Tamanho da entrada ativa do II
- Resolução do sistema de TV
- Tamanho da matriz de pixels

2.4.9. Uniformidade do contraste

Geralmente, os sistemas de ASD utilizam o processamento logarítmico do sinal de vídeo para garantir que um vaso de diâmetro e concentração de iodo uniformes apareçam na imagem subtraída também com diâmetro e concentração uniformes, desprezando estruturas como ossos, ar e variações na espessura do tecido.

O processamento logarítmico deve ser ajustado adequadamente para garantir um diâmetro uniforme do sinal de contraste em um vaso sanguíneo que atravessa áreas de atenuação drasticamente diferentes, como as regiões contendo estruturas ósseas ou espessuras variadas de tecido²⁷.

2.4.10. Linearidade do contraste

Outro benefício do processamento logarítmico é que a diferença do sinal de contraste é diretamente proporcional à espessura de iodo e independente da fluência de raios X transmitidos, ou seja, a tonalidade de cinza do pixel aumenta linearmente com o aumento da concentração de iodo. Isso garante que as imagens possam ser usadas para medidas fisiológicas quantitativas relacionadas ao sistema cardiovascular do paciente²⁷.

A linearidade do contraste é dependente do ajuste adequado do processamento logarítmico do equipamento, da linearidade da luminância no II e na câmera, e da linearidade do conversor analógico-digital²⁷.

2.4.11. Faixa Dinâmica

A faixa dinâmica do equipamento de angiografia por subtração digital (ASD) é definida como a faixa de atenuação que pode ser utilizada para subtração. A faixa dinâmica indica a espessura do objeto simulador que pode ser eliminada por

subtração mas que ainda permite visualizar o componente de simulação vascular²⁸.

Um sistema que satura e que não permite a visualização ao longo dos degraus do simulador vai requerer a utilização de mais material de contraste a ser injetado no paciente.

2.4.12. Artefatos de Subtração

Se a localização do pixel de um objeto de fundo de alto contraste como osso, ar ou gás se move durante o modo “máscara”, o resultado será uma mistura no registro das imagens entre a máscara e a imagem opacificada e a consequente introdução de artefatos na imagem. Este problema pode obscurecer a visibilidade de um vaso opacificado²⁷. Os artefatos são estruturas visíveis aparentes na imagem que não representam uma estrutura dentro do objeto e que não pode ser explicada pelo ruído ou pela Função de Transferência de Modulação do Sistema.

A introdução de artefatos na imagem pode ser causada por movimentação do paciente. Mas, além disso, pode ser causada também por problemas no equipamento: instabilidades na câmera de TV e flutuações no suprimento de energia elétrica ao intensificador de imagem²⁷.

2.4.13. Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente

A determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente^a é de grande importância, pois, além de checar a segurança do paciente, constitui uma indicação do funcionamento do equipamento. Os valores podem ser analisados e as doses típicas que são ministradas aos pacientes para vários procedimentos clínicos, em todas as aberturas do II, tanto no modo pulsado (ou cine) como no modo fluoroscopia podem ser determinadas²⁷.

^a Grande parte das referências utilizadas no presente trabalho apresentam a taxa de exposição no paciente em $\text{Ckg}^{-1}/\text{min}$ ou R/min . Neste trabalho foram determinadas as taxas de kerma no ar na entrada da pele do paciente em Gy/min , já que esta é a grandeza especificada pela Portaria MS-453¹². O mesmo foi realizado para a determinação da taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem e no corpo clínico.

2.4.14. Taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem

A taxa de kerma no ar na entrada do II é um dos fatores principais que determinam a qualidade da imagem formada. Se este valor é baixo, a imagem do sistema será dominada pelo ruído quântico, o que afetará principalmente a resolução em baixo contraste do sistema. Se esta taxa estiver alta, o controle automático de ganho diminuirá o brilho do monitor e o problema passará despercebido, acarretando doses excessivas ao paciente²⁷. A medida da taxa de kerma deve ser realizada de duas maneiras: em modo fluoroscopia e em modo pulsado (ou cine)²⁷.

2.4.15. Taxa de kerma no ar no corpo clínico

A taxa de kerma no ar no corpo clínico geralmente provém da radiação espalhada pelo paciente e devido à radiação de fuga do tubo de raios X. A amplitude destes riscos depende dos parâmetros da técnica, da qualidade do feixe, do tamanho do campo, tamanho e da posição do II, da localização das cortinas e dos protetores e da localização do pessoal na sala. A localização do tubo de raios X influencia muito a dose absorvida ministrada ao corpo clínico. A dose no operador é muito menor quando o tubo de raios X está localizado sob a mesa do que quando o tubo está acima dela²⁷.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os equipamentos de ASD avaliados, os materiais e instrumentos utilizados para esta avaliação e a metodologia utilizada para a realização de cada teste.

3.1 Equipamentos avaliados

Foram elaborados e implementados os testes de aceitação e de constância em equipamentos de ASD em instituições conveniadas com o Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE/USP). Foram avaliados cinco equipamentos de três instituições diferentes apresentados na Tabela 3.1.

O equipamento Philips Integris Allura foi submetido a teste de aceitação, os demais foram submetidos aos testes de constância.

Tabela 3.1. Equipamentos avaliados e datas dos testes.

Equipamento	Instituição	Data do teste
Siemens Polytron VR-1000	Hospital A	20/09/1999
		11/01/2001
Philips Integris H-5000	Hospital A	23/11/1999
		16/01/2001
Philips Integris Allura	Hospital A	24/04/2001
		14/05/2001
Philips Integris H-3000	Hospital B	17/02/2000
		20/04/2000
		06/07/2000
		06/06/2001
EMI Med-Pro	Hospital C	07/08/2000
		02/04/2001
		09/05/2001

Para a realização destes testes, foram elaborados procedimentos e protocolos de testes. Foi elaborada também uma planilha utilizando o aplicativo Microsoft Excel, que serve como protocolo e gera imediatamente um relatório, indicando automaticamente a conformidade ou não conformidade dos testes realizados. Os procedimentos, protocolos e a planilha em Excel estão apresentados nos Anexos 1, 2 e 3 deste trabalho, respectivamente.

A avaliação de um equipamento de ASD inclui os testes específicos para o sistema de subtração do equipamento em adição a todos os testes aplicáveis para o equipamento de radiografia convencional e fluoroscopia²⁹.

Os testes de controle de qualidade devem ser periodicamente realizados, conforme é apresentado na Tabela 3.2.

Tabela 3.2. Periodicidade sugerida para os testes de controle de qualidade.

Teste	Periodicidade	Referência
Calibração e reprodutibilidade da tensão de aceleração	Anual	Portaria MS-453
Camada semi-redutora	Anual	
Colimação do campo e alinhamento do feixe de raios X	Anual	
Resolução em baixo contraste	Semestral	
Resolução em alto contraste	Semestral	
Controle automático de exposição	Semestral	NCRP Report nº 99
Controle automático de ganho	Semestral	
Qualidade do monitor de vídeo	Semestral	
Qualidade das câmeras multi-formato	Semestral	
Imagem de artérias em baixo contraste	Semestral	AAPM Report nº 15
Desempenho em baixo contraste	Semestral	
Resolução em baixo contraste	Semestral	
Resolução espacial	Semestral	
Linearidade do contraste	Semestral	
Qualidade da subtração	Semestral	
Artefatos na imagem	Semestral	
Faixa dinâmica	Semestral	Portaria MS-453
Taxa de kerma no ar na pele do paciente	Semestral	
Taxa de kerma no ar no II	Semestral	AAPM Report nº 15
Taxa de kerma no ar no corpo clínico	Semestral	

3.2 Equipamentos e materiais utilizados

A avaliação do sistema de subtração do equipamento de ASD envolve o uso de simuladores não-invasivos de pacientes^{30, 31}. Estes simuladores garantem uma avaliação individual dos componentes do sistema sem a necessidade de se desmontar o equipamento³². Os simuladores utilizados, fabricados pela Victoreen e desenvolvidos seguindo prescrições de normas²⁸ e publicações²⁷ internacionais, estão apresentados na Figura 3.1.

Além dos simuladores utilizados para a avaliação do sistema de subtração do equipamento, foram utilizados também medidores não-invasivos da tensão de

aceleração do tubo de raios X, câmara de ionização, dispositivo para teste de ponto focal, simulador de paciente, entre os outros instrumentos descritos a seguir.

Figura 3.1. Configuração dos blocos do simulador Victoreen para a avaliação do sistema de angiografia por subtração digital. (A) Bloco com Fenda (B) Bloco de Ossos (C) Bloco em Cunha (D) Bloco Máscara (E) Bloco de Resolução Espacial (F) Bloco de Linearidade (G) Bloco de Desempenho em Baixo Contraste (H) Bloco de Resolução em Baixo Contraste.

Fonte: Nuclear Associates^a

3.2.1. Medidor da tensão de aceleração do tubo (kVp)

Para medir a tensão de aceleração (kVp) do tubo de raios X foi utilizado um medidor da RTI Eletronics, modelo PMX-III. Este medidor permite a realização de medições em equipamentos convencionais e mamográficos e pode ser utilizado em medições fluoroscópicas com correntes baixas do tubo de raios X. Este medidor é bastante prático para as medições em equipamentos com tubos de raios X localizado abaixo da mesa.

3.2.2. Dispositivos para alinhamento do feixe e colimação do campo

O dispositivo utilizado para verificação da colimação do feixe é um dispositivo da Victoreen modelo 07-661. É utilizado também um dispositivo para verificação do alinhamento do feixe (Victoreen modelo 07-662). Os dois dispositivos são posicionados juntos e garantem simultaneamente a análise de um dos problemas

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom.** (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

mais comuns em unidades de raios X^a. Em sistemas fluoroscópicos desalinhados, parte da exposição de raios X pode estar fora da área visível do receptor de imagem, não contribuindo para a imagem fluoroscópica útil e podendo resultar em exposição desnecessária ao paciente^b. Este dispositivo determina o alinhamento do campo de raios X e do receptor de imagem.

3.2.3. Monitor e câmara de ionização

Para as medições da camada semi-redutora, da taxa de kerma no ar no paciente e no intensificador de imagem, foi utilizada uma câmara de ionização com volume de 60 cm³ (Radcal Corporation modelo 10 x 5 - 60). Esta câmara é específica para medidas fluoroscópicas e possui sensibilidade de 1 nGy (dose acumulada) ou 0,01μGy/min (taxa de dose).

Para as medições da taxa de kerma no ar no corpo clínico, foi inicialmente utilizada uma câmara de ionização com volume de 1800 cm³ (Radcal Corporation modelo 10x5 - 1800), pois eram necessários níveis maiores de sensibilidade (0,01nGy ou 0,1 μGy/h). Posteriormente, verificou-se que estas medidas poderiam ser realizadas com a câmara de ionização com volume de 180 cm³ (Radcal Corporation modelo 10 x 5 - 180).

Foi utilizado também um monitor da Radcal Corporation modelo 9015. Uma das vantagens deste monitor é que ele possibilita a medição direta do feixe fluoroscópico e em modo pulsado ou modo cine.

Este monitor pode ser utilizado de várias maneiras. Na fluoroscopia, os modos mais utilizados são: o modo taxa de kerma (Gy/h, Gy/min, Gy/s). No modo pulsado, a taxa de kerma no ar é representada por quadros (Gy/quadro), onde é possível selecionar 7 a 100 quadros por segundo^c.

Os instrumentos Radcal da série 9000 são calibrados a 22º C e 101,3 kPa. Como estas câmaras não são seladas, a sua operação em pressão e temperatura

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Colimator Test Tool** (Model 07-661) and Beam alignment test tool (model 07-662). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

^b NUCLEAR ASSOCIATES. **Fluoroscopic Beam Alignment Device**. Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

^c RADCAL CORPORATION. **Instruction Manual for the Model 9015 Radiation Monitor Controller**. Monrovia, C.A., 1994.

diferentes requer correção das leituras. Este equipamento possui um sensor interno de temperatura e permite ao usuário entrar com os dados da pressão atmosférica. Estes parâmetros são utilizados para correções automáticas de temperatura e pressão.

3.2.4. Padrão SMTPE

Os sistemas de diagnóstico médico de hoje utilizam monitores de vídeo para visualização anatômica da imagem e câmeras do tipo multi-formato para a impressão da imagem desejada. Estes dispositivos devem estar adequadamente ajustados para não colocarem em risco toda a cadeia de formação da imagem. Com esta preocupação, a SMTPE (*Society of Motion Picture and Television Engineers*) fabricou um padrão responsável por avaliar os parâmetros que afetam a qualidade destes dispositivos²⁶. Este padrão, disponível em fita de vídeo (VHS, SVHS)^a ou gerador de sinal^b, possibilita a avaliação de parâmetros como: resolução, contraste, brilho, razão de aspecto, escala em cinza e uniformidade da imagem^{33,34}. O padrão utilizado nos testes é fabricado pela Nuclear Associates, modelo 07-495. A Figura 3.2 apresenta o sinal gerado no monitor pelo padrão SMPTE.

Resolução

O teste de resolução verifica a habilidade do monitor de vídeo em produzir informações de detalhes finos (em alto e baixo contraste). Localizados nos cantos e no centro da imagem, todos os blocos de baixo contraste (1%, 3% e 5%) e todos os objetos de alto contraste devem ser perfeitamente visualizados tanto na direção vertical quanto na horizontal.

Escala de níveis de cinza

A escala de níveis de cinza pode ser utilizada para verificação e para o ajuste do contraste e do brilho do monitor. Todas as escalas de cinza devem ser visualizadas. Atenção especial deve ser dada aos níveis de cinza de 5% e de 95%. O ajuste de

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Medical Imaging Video Test Tape Format**. (Catalog number 07-640). Carle Place, N.Y. [s.d.].

^b NUCLEAR ASSOCIATES. **Medical Imaging Video Test Pattern Generator Instruction Manual**. (Catalog number 07-495). Carle Place, N.Y. [s.d.].

contraste no monitor deve ser realizado até que exista uma perfeita visualização de todos os níveis de cinza para que só então os outros testes possam ser realizados.

Figura 3.2. Sinal gerado no monitor pelo padrão SMPTE. (1) Teste de resolução em alto e baixo contraste (2) Teste para verificação da escala em cinza (3) Razão de aspecto (4) Uniformidade do sinal (5) Resposta transitória.

Fonte: Nuclear Associates^a

Razão de aspecto

A razão de aspecto de 4:3 é o padrão mais utilizado em monitores de TV. Este teste verifica a proporcionalidade da imagem formada. Neste teste, as malhas verticais e laterais devem estar adequadamente centralizadas. Além disso, o círculo sobreposto sobre o padrão serve como referência para o ajuste apropriado do aspecto do monitor.

Uniformidade do sinal

Irregularidades na uniformidade constituem indicação de problemas como a falta de sincronia na varredura, variações na deflexão do feixe de elétrons do monitor, etc. A malhas de nível de brilho de 50% devem ser visualizadas uniformemente em toda sua extensão.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Medical Imaging Video Test Pattern Generator Instruction Manual.** (Catalog number 07-495). Carle Place, N.Y. [s.d.].

Resposta transitória e resposta em baixa frequência

Os testes de resposta transitória e de resposta em baixa frequência são de grande importância no equipamento de vídeo. Um dispositivo adequado de vídeo produzirá uma transição do branco para o preto claramente, sem rotações ou manchas. O aparecimento de “ecos” ou objetos semelhantes a “caudas de cometa”, efeitos que podem ocorrer após a transição de um objeto de alto contraste para um objeto de baixo contraste e vice-versa devem ser investigados.

Linearidade do sinal

O teste de linearidade do sinal possibilita a verificação da linearidade do sinal da escala em cinza (densidade óptica em função do brilho da escala de cinza) para a verificação da qualidade das câmeras do tipo multi-formato. A densidade óptica de cada nível da escala deve ser avaliada e apresentada graficamente em função de sua porcentagem de contraste. A densidade óptica dos pontos de 40% de nível de cinza deve ser aproximadamente de 1,10. Para o nível de cinza de 90% a densidade óptica deve ser de aproximadamente 0,25. A densidade óptica do nível de cinza de 10% menos o de 70% deve ser de aproximadamente 1,30.

3.2.5. Dispositivo de alto contraste em fluoroscopia

O dispositivo utilizado para verificação da resolução em alto contraste em fluoroscopia é um padrão da Victoreen modelo 07-637^a, de acrílico. Este padrão consiste de objetos de baixo contraste para ajuste dos níveis de contraste no monitor de vídeo e possui um padrão de resolução em alto contraste, que atinge uma faixa de resolução de 0,5 a 5 pl/mm.

3.2.6. Dispositivo de baixo contraste em fluoroscopia

O dispositivo utilizado para a verificação da resolução em baixo contraste em fluoroscopia é o dispositivo da (Victoreen modelo 07-645)^b, de acrílico. Este dispositivo é composto por duas placas, cada uma delas com uma série de objetos

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Fluoroscopic Quality Control Test Tool**. (Model 07-637). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

^b NUCLEAR ASSOCIATES. **Fluoro-Test Tool**. (Model 07-645). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

com pequenas diferenças de contraste. Estas diferenças garantem uma precisão de 0,5% por meio do uso seqüencial das duas placas. Pela visualização destes objetos, é possível determinar a resolução em baixo contraste do equipamento.

3.2.7. Bloco com fenda

O bloco com fenda (Victoreen modelo 76-712), de acrílico, de 20 x 20 x 7,5 cm³, possui uma fenda onde são inseridos os outros blocos. Este bloco está apresentado na Figura 3.3.

Figura 3.3. (A) Bloco com fenda. (B) Bloco de resolução arterial inserido no bloco com fenda.

3.2.8. Bloco em cunha

O bloco em cunha (Victoreen modelo 76-711), de acrílico, tem duas funções básicas: servir como simulador de paciente (quando interposto um sobre o outro formando um bloco sólido de 20 x 20 x 7,5 cm³) e também de testar a habilidade do equipamento em subtrair todos os seus degraus, quando aberto de modo a formar uma cunha. Os seis degraus em acrílico, de 2,5 cm de altura cada um, formam uma faixa dinâmica de aproximadamente 40:1, dependendo da tensão selecionada^a. O bloco em cunha está apresentado na Figura 3.4.

3.2.9. Bloco de ossos

O bloco de ossos (Victoreen modelo 76-713) é constituído de material muito similar aos ossos humanos em suas características de atenuação e espalhamento²⁷. É utilizado para checar a efetividade do processo de subtração e a resistência na formação de artefatos de subtração. Mede 20 x 20 x 2,5 cm³ e contém três

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Diagnostic Imaging and Radiation Therapy Catalog**. Quality Instruments and Accessories. Carle Place, N. Y. [s.d.].

simulações de ossos (0,5 , 1 e 1,5 cm de espessura, todas elas com 2,5 cm de largura)^a. O bloco de ossos está apresentado na Figura 3.5.

Figura 3.4. (A) Bloco em cunha fechado formando parte do simulador de paciente. (B) Bloco em cunha aberto para verificação da faixa dinâmica do equipamento.

Figura 3.5. Bloco de ossos.

3.2.10. Bloco máscara

O bloco máscara (Victoreen modelo 76-714), de acrílico, simula o tecido do paciente antes da injeção de contraste^a e é utilizado para as imagens máscara. Possui as seguintes dimensões: 15 x 20 x 2,5 cm³. É da mesma espessura e do mesmo material que os blocos que serão posicionados em seu lugar (pós-contraste)²⁷. O bloco máscara está apresentado na Figura 3.6.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Diagnostic Imaging and Radiation Therapy Catalog**. Quality Instruments and Accessories. Carle Place, N. Y. [s.d.].

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Diagnostic Imaging and Radiation Therapy Catalog**. Quality Instruments and Accessories. Carle Place, N. Y. [s.d.].

Figura 3.6. Bloco máscara.

3.2.11. Blocos de resolução arterial

Os blocos de resolução arterial são ao todo 3 blocos de concentrações diferentes de iodo, com dimensões de 15 x 45 x 2,5 cm³. Cada um deles contém três artérias: uma artéria de 1 mm, uma de 2 mm e outra de 4 mm de diâmetro. Cada uma destas artérias possui simulações de aneurismas e estenoses atingindo 25%, 50% e 75% do diâmetro da artéria. Como as variações nas concentrações de contraste em um exame são muito grandes, é necessário avaliar o desempenho do equipamento em resolver objetos em baixo contraste utilizando 3 concentrações diferentes²⁷. Por isso, são realizadas imagens de 3 blocos com as seguintes concentrações de iodo: 15mg/cm³, 150 mg/cm³ e 300 mg/cm³. A Figura 3.7 apresenta o esquema de um bloco de resolução arterial. A Figura 3.8 apresenta os três blocos de resolução arterial.

Figura 3.7. Esquema de um dos blocos de resolução arterial. Nele existem 3 artérias de diâmetros diferentes (1, 2 e 4 mm). Em cada uma destas artérias existem simulações de aneurismas e estenoses com 25%, 50% e 75% do diâmetro da artéria.

Fonte: Nuclear Associates^a

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom.** (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

Figura 3.8. (A) Bloco de resolução arterial de 15 mg/cm³. (B) Bloco de resolução arterial de 150 mg/cm³. (C) Bloco de resolução arterial de 300 mg/cm³.

3.2.11.1. Bloco de resolução arterial - [I] =15 mg/cm³

O bloco de resolução arterial de 15 mg/cm³ (Victoreen modelo 76-705), de acrílico, simula a concentração arterial de iodo em uma injeção intravenosa, isto é, depois da diluição e da mistura do material de contraste com o sangue, no coração e no pulmão^a.

3.2.11.2. Bloco de resolução arterial - [I] =150 mg/cm³

O bloco de resolução arterial de 150 mg/cm³ (Victoreen modelo 76-705-1150), de acrílico, simula a concentração de iodo de uma injeção arterial diluída em aproximadamente 1:1 do sangue na artéria^a.

3.2.11.3. Bloco de resolução arterial - [I] =300 mg/cm³

O bloco de resolução arterial de 300 mg/cm³ (Victoreen modelo 76-705-1300), de acrílico, tem concentração similar ao contraste médio de iodo quando ele é injetado, isto é, quando ainda não houve diluição nenhuma no sangue. Esta concentração é encontrada em artérias coronárias pequenas^a.

3.2.12. Bloco de registro

O bloco de registro, que é uma placa de alumínio (Victoreen modelo 76-718) de 20 x 20 x 1,6 mm³, com orifícios de 3 mm, é utilizado para o teste de introdução de artefatos na imagem^a. A Figura 3.9 apresenta o bloco de registro.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Diagnostic Imaging and Radiation Therapy Catalog**. Quality Instruments and Accessories. Carle Place, N. Y. [s.d.].

Figura 3.9. Bloco de registro.

3.2.13. Bloco de linearidade

O bloco de linearidade^a (Victoreen modelo 76-719), de acrílico, contém seis regiões de espessuras diferentes de iodo: 0,5; 1; 2; 4; 10 e 20 mg/cm². Estas regiões são arranjadas em um círculo no bloco, com dimensões de 15 x 20 x 2,5 cm³. A Figura 3.10 apresenta o bloco de linearidade.

Figura 3.10. Bloco de linearidade.

3.2.14. Bloco de resolução espacial

O bloco de resolução espacial é um simulador (Victoreen modelo 76-717), de acrílico, com dimensões de 15 x 20 x 2,5 cm³, que possui três encaixes para os padrões de alto contraste^a. Os padrões de alto contraste (Victoreen modelo 07-527, 07-538-1 e 07-538-2) possuem uma faixa de resolução que varia de 0,6 até 5,0 lp/mm. A espessura destes padrões é de 0,01 mm ou de 0,1 mm de chumbo. A Figura 3.11 apresenta o bloco de resolução espacial com os padrões de alto contraste.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Diagnostic Imaging and Radiation Therapy Catalog**. Quality Instruments and Accessories. Carle Place, N. Y. [s.d.].

Figura 3.11. Bloco de resolução espacial.

3.2.15. Bloco de resolução em baixo contraste

O bloco de resolução em baixo contraste (Victoreen modelo 76-716), de acrílico, contém duas seções de grupos apresentados em pares de linhas por milímetros – 1; 0,7; 0,5; 0,35; 0,25; 0,175 e 0,125 pl/mm. Uma destas seções possui uma densidade de 0,5 mg/cm² e o outro 1,0 mg/cm². Este bloco possui dimensões de 15 x 20 x 2,5 cm³. A Figura 3.12 representa o bloco de resolução em baixo contraste.

Figura 3.12. Bloco de resolução em baixo contraste.

3.2.16. Bloco de artérias em baixo contraste

O bloco de artérias em baixo contraste (Victoreen modelo 76-715), de acrílico, possui simulações de artérias com três concentrações diferentes de iodo: 2,5; 5 e 10mg/cm³. Cada uma destas seleções possui quatro diâmetros diferentes (0,5; 1; 2 e 4mm de diâmetro). Este bloco possui dimensões de 15 x 20 x 2,5 cm³. A Figura 3.13 representa o bloco de artérias em baixo contraste.

Figura 3.13. Bloco de artérias em baixo contraste.

3.3 Metodologia utilizada nos testes

Neste tópico é discutida a metodologia desenvolvida e utilizada em cada um dos testes realizados nos equipamentos de ASD. A descrição mais detalhada dos procedimentos está apresentada no Anexo 1.

3.3.1. Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

Alguns equipamentos de ASD possuem seleção para controle manual da técnica; nestes casos, a avaliação da calibração e a reprodutibilidade da tensão de aceleração do tubo são realizadas da maneira convencional, isto é, do mesmo modo que para um equipamento de raios X. No entanto, a maioria dos equipamentos de ASD não possui seleção manual da técnica, sendo necessário o posicionamento de filtros para a variação dos parâmetros da técnica. A seguinte metodologia foi utilizada nestes casos:

- Posiciona-se o medidor de tensão (kVp) sobre a mesa, diretamente voltado para o feixe de raios X e ajusta-se a distância sugerida pelo manual do equipamento utilizado;
- colima-se o feixe de raios X sobre a área marcada no medidor de kVp;
- realiza-se uma exposição e anota-se no protocolo a leitura do medidor de kVp e os parâmetros da técnica ajustada pelo equipamento, repetindo este passo ainda duas vezes;
- insere-se um filtro de alumínio ou de cobre entre o medidor e o II. O filtro deve ser posicionado sempre entre o II e o medidor não-invasivo, nunca

entre o tubo de raios X e o medidor de kVp, pois isso pode alterar o resultado da medição devido ao “endurecimento” do feixe;

- são realizadas novas exposições anotando-se no protocolo as leituras do medidor de kVp e os parâmetros da técnica ajustados pelo equipamento;
- são repetidos os itens descritos, enquanto os parâmetros da técnica do equipamento estiverem entre 60-100 kVp.
- determina-se, para cada valor de kVp selecionado, o desvio do indicador da tensão do tubo (diferença entre o valor indicado e o valor medido). A indicação da tensão do tubo pode ser obtida a partir de:

$$D(\%) = \left(\frac{kVp_{medido} - kVp_{indicado}}{kVp_{indicado}} \right) \cdot 100$$

Onde:

D(%)= Desvio entre o valor nominal e o valor medido de tensão de pico

kVp_{medido}= Média dos valores da tensão de pico (kVp) obtidos com o medidor não-invasivo

kVp_{indicado}= Média dos valores da tensão de pico (kVp) indicados pelo equipamento fluoroscópico.

- determina-se a reprodutibilidade das medidas, de acordo com:

$$R(\%) = \left(\frac{kVp_{máximo} - kVp_{mínimo}}{kVp_m} \right) \cdot 100$$

onde:

R(%) = Reprodutibilidade do kVp

kVp_{máx} = valor máximo das medidas de kVp realizadas para um conjunto de exposições;

kVp_{min} = valor mínimo das medidas de kVp realizadas para um conjunto de exposições;

kVp_m = média das medidas de kVp realizadas para um conjunto de exposições.

3.3.2. Alinhamento do eixo central do feixe de raios X

A seguinte metodologia foi adotada para verificação da colimação do campo e do alinhamento do eixo central do feixe de raios X:

- A mesa de exames e o equipamento de ASD são niveladas, posicionando-se o dispositivo para teste do colimador sobre a mesa e o dispositivo para alinhamento do feixe primário sobre o dispositivo para teste de colimador;
- ajusta-se a distância mesa-intensificador de imagem (II) para 30 cm;
- centraliza-se os dispositivos direcionando a imagem fluoroscópica;
- quando os dispositivos estão centralizados, verifica-se o alinhamento do sistema;
- anota-se no protocolo os parâmetros da técnica utilizada e o tipo de foco que está sendo utilizado;
- observa-se no monitor a imagem formada. Se o campo de raios X está centralizado, as distâncias do topo, da base, da esquerda e da direita devem ser iguais;
- se a falta de centralização for maior que 3% da distância foco-detetor, ela deverá ser corrigida;
- posiciona-se um chassi com filme na entrada do intensificador de imagem;
- abre-se o colimador o máximo possível e são selecionados os parâmetros da técnica de 45 kVp e 12 mAs ou 60 kVp e 10 mAs;
- se o sistema não possui controle manual dos parâmetros da técnica, realiza-se uma exposição fluoroscópica por cerca de 15 segundos com 60 kVp e 1-2 mA;
- revela-se o filme e analisa-se a imagem formada, anotando-se no protocolo a distância do centro da imagem até a borda de cada um dos quatro eixos. Estes valores são comparados com os valores visualizados

no monitor. Se a falta de colimação for maior que 3% da distância foco-detetor, ela deverá ser corrigida.

3.3.3. Verificação da camada semi-redutora

Como descrito anteriormente, alguns equipamentos de ASD não possuem seleção manual dos parâmetros da técnica, sendo necessário então o posicionamento de filtros para alteração destes parâmetros. A seguinte metodologia foi utilizada nestes casos:

- Posiciona-se o suporte para medida de CSR sobre a mesa de exame, garantindo que o suporte, a mesa e o colimador estejam nivelados utilizando-se o nível de bolha;
- posiciona-se a câmara de ionização a 30 cm da mesa e o tubo de raios X a uma distância foco-câmara recomendada pelo fabricante da câmara, anotando-se no protocolo esta distância;
- centraliza-se a câmara de ionização usando o modo fluoroscopia;
- seleciona-se no monitor da câmara o modo de leitura de taxa de dose (Sv/min);
- são posicionados filtros de alumínio com 4 ou 5 mm de espessura abaixo do II;
- ajusta-se o colimador durante o procedimento de fluoroscopia, para minimizar o tamanho do campo de raios X o suficiente para irradiar a câmara de ionização;
- são adicionados ou subtraídos os filtros até se obter tensões entre 80 e 85kVp durante o procedimento de fluoroscopia;
- anota-se no protocolo a dose acumulada obtida. Essa é a medida I_0 sem filtro de alumínio;

- retira-se um filtro de 1 mmAl posicionado entre a câmara de ionização e o intensificador de imagem, colocando-o entre o tubo de raios X e a câmara de ionização, como ilustrado na Figura 3.14;
- realiza-se outra exposição, anotando-se o resultado no protocolo;
- são inseridos filtros de alumínio na frente da câmara de ionização até a taxa de kerma inicial (I_0) cair até aproximadamente $I_0/3$;
- obtém-se o gráfico da taxa de kerma no ar [mGy/min] em função da espessura do filtro [mmAl];
- ajusta-se uma curva exponencial e determina-se a espessura de alumínio que atenua a intensidade inicial do feixe à metade.

Figura 3.14. Configuração do teste para determinação da camada semi-redutora em equipamentos de ASD.

3.3.4. Compensação do controle automático de exposição e do controle automático de brilho

Para a compensação do controle automático de exposição (AEC) ou controle automático de brilho (ABC), utilizou-se a seguinte metodologia:

- Posiciona-se o simulador de paciente (PEP com 15 cm de espessura), de forma que as folhas recortadas fiquem em contato com a mesa para colocar a câmara de ionização;
- abre-se o campo de forma a conter toda a superfície sensível da câmara;

- ajusta-se a leitura para taxa de dose;
- irradia-se em modo fluoroscopia o tempo suficiente para estabilizar o sistema, anotando-se a taxa de kerma no ar para o PEP completo;
- remove-se metade do PEP (7,5 cm);
- irradia-se a câmara de ionização e anota-se o resultado da taxa de kerma no ar para metade do PEP.

3.3.5. Qualidade do monitor e das câmeras multi-formato

Para a realização do teste de verificação da qualidade do monitor e das câmeras multi-formato, a seguinte metodologia foi utilizada:

- Garante-se que o equipamento esteja devidamente ligado à rede elétrica e a sala esteja escurecida de forma como estaria durante a realização de um procedimento médico;
- utiliza-se o gerador de sinal padrão conectando um cabo coaxial na saída do gerador de sinal com a entrada de vídeo do monitor;
- se a conexão não for possível, e o sistema for ligado a um vídeo-cassete, roda-se a fita (VHS ou SVHS) durante toda sua duração (30 min);
- são analisados todos os aspectos da imagem formada: resolução, contraste, brilho, razão de aspecto, e escala em cinza, anotando-se tudo (no protocolo);
- congela-se a imagem do monitor, fazendo uma cópia e analisa-se a imagem da câmera multi-formato.

3.3.6. Verificação da resolução em alto e baixo contraste em fluoroscopia

Para a verificação da resolução em alto e baixo contrastes em fluoroscopia, a seguinte metodologia foi utilizada:

- Posiciona-se o dispositivo sobre a mesa da maneira recomendada pelo fabricante, obedecendo aos valores especificados de distância e filtração;

- usando o modo fluoroscopia, posiciona-se o dispositivo no centro da imagem;
- ajusta-se os níveis de luz da sala àqueles que geralmente são utilizados nos exames;
- se possível, são selecionados os parâmetros da técnica recomendados pelo fabricante, anotando-se no protocolo os valores obtidos;
- são gravados os resultados em filme (modo negativo) ou em vídeo, se possível;
- são repetidos os passos descritos para os outros modos de magnificação do II existentes no equipamento.

3.3.7. Testes com subtração da imagem

As metodologias utilizadas para a realização de todos os testes com subtração da imagem são muito similares. Para a avaliação de artérias, desempenho em baixo contraste, resolução em baixo contraste, resolução espacial e linearidade do contraste, a seguinte metodologia foi utilizada:

- Programa-se um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos no equipamento de ASD entre a máscara e a imagem com contraste e utiliza-se o mesmo tempo para a realização de todas as imagens;
- ajusta-se a abertura do II em modo 6" (15 cm), ou o modo mais comumente utilizado;
- o bloco em cunha é montado de forma a simular um paciente e o bloco vazio é montado sob o bloco em cunha. O bloco de ossos não é utilizado;
- ajusta-se a distância foco-II para 80 cm;
- ajusta-se a distância simulador-II para 15 cm e centraliza-se o simulador utilizando fluoroscopia;
- anota-se no protocolo todos os parâmetros utilizados: abertura do II, geometria do teste, tensão do tubo, corrente do tubo, tamanho da matriz de

pixels, número de linhas de varredura do monitor, taxa de quadros/s e tipo de exame selecionado;

- verifica-se que a grade do II esteja posicionada;
- com o bloco branco inserido no bloco vazio, realiza-se a máscara de uma exposição, e, em menos de 10 ou 15 segundos, substitui-se o bloco branco pelo bloco do teste que será realizado, que pode ser de resolução em baixo contraste, linearidade do contraste, resolução espacial, etc;
- realiza-se a subtração da imagem;
- analisa-se o resultado obtido no monitor e, se possível, faz-se um filme da imagem.

Para a realização dos testes de uniformidade espacial, qualidade da subtração e faixa dinâmica, a mesma metodologia foi utilizada, onde a única modificação feita foi na configuração dos blocos: posiciona-se o bloco simulador de artérias sobre o bloco de ossos, com a direção dos ossos perpendicular à direção das artérias. Posiciona-se o bloco em cunha (aberto) acima do bloco simulador de artérias, onde a direção dos vasos deve ser perpendicular à direção dos degraus. Após este arranjo, procede-se da mesma forma descrita anteriormente para a obtenção da imagem subtraída.

Para a realização do teste para verificação da introdução de artefatos de subtração na imagem, posiciona-se o bloco em cunha fechado, de forma a simular um paciente normal e o bloco de registro sobre o bloco em cunha. É realizada a máscara e a imagem com contraste conforme descrito anteriormente para a obtenção da imagem subtraída.

3.3.8. Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente

A seguinte metodologia foi utilizada para verificação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente:

- Seleciona-se a menor distância foco-II. Se o II estiver acima da mesa, posiciona-se o simulador e a câmara de ionização como descrito na Figura 3.15. Neste caso, as medições devem ser realizadas a 1 cm sobre a mesa;
- posiciona-se a mesa do paciente o mais próximo possível do tubo de raios X enquanto é mantida uma distância de aproximadamente 30 cm entre a câmara de ionização e o intensificador de imagem;
- anota-se no protocolo a distância foco-II e foco-câmara de ionização;
- seleciona-se, no equipamento de ASD, o “modo normal” de operação;
- ajusta-se a câmara de ionização para medida de taxa de kerma (Gy/min);
- se o equipamento possui modo pulsado de aquisição da imagem, ajusta-se a câmara para a taxa de quadros a ser utilizada;
- seleciona-se o maior modo de magnificação e anota-se no protocolo o modo selecionado;
- realiza-se uma exposição em modo fluoroscopia enquanto se centraliza a câmara de ionização;
- seleciona-se o modo com grade e realiza-se uma exposição em fluoroscopia até a câmara estabilizar;
- anota-se no protocolo a taxa de kerma indicada na câmara (mGy/min), as condições técnicas selecionadas pelo AEC do equipamento (kV, mA), e o tipo de exame utilizado na medição;
- realiza-se uma exposição em modo pulsado anotando novamente todos os parâmetros da técnica;
- repete-se os itens descritos para os outros modos de magnificação do II.

Figura 3.15. Arranjo experimental para medição da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.

3.3.9. Taxa de kerma no ar na entrada do II

Para a determinação da taxa de kerma no ar na entrada do II, a seguinte metodologia foi utilizada:

- Seleciona-se o modo de magnificação normal do II;
- ajusta-se uma distância entre 91 e 111 cm do ponto focal até o II;
- se possível, remove-se a grade anti-espalhamento;
- posiciona-se 3 mm de cobre sobre o colimador para que o equipamento dirija os parâmetros da técnica de forma a alcançar uma tensão entre 80 e 90 kV;
- se o II estiver acima da mesa, posiciona-se o simulador e a câmara de ionização como descrito na Figura 3.16;
- a câmara de ionização deve estar a aproximadamente 25 cm do II para reduzir o espalhamento;
- a taxa de kerma no ar medida nesta geometria deve ser corrigida para sua altura correspondente à entrada do II usando a lei do inverso do quadrado da distância;

- ajusta-se a câmara para realizar a medição da taxa de kerma (Gy/s);
- se o equipamento possui modo pulsado de aquisição da imagem, ajusta-se a câmara para a taxa de quadros a ser utilizada;
- realiza-se uma exposição e garante-se que a câmara de ionização esteja posicionada exatamente no centro da entrada do II;
- anota-se no protocolo as distâncias foco-câmara e foco-II;
- o brilho do monitor deve encontrar-se nas condições normais de uso;
- realiza-se uma exposição em fluoroscopia, no modo automático;
- anota-se no protocolo a taxa de kerma no ar na entrada do II (Gy/s) e os parâmetros da técnica selecionados pelo equipamento (kV, mA);
- mantém-se o equipamento no sistema automático e realiza-se a mesma exposição descrita anteriormente em modo-pulsado, anotando-se tudo novamente no protocolo;
- repete-se o procedimento acima descrito para os outros modos de magnificação do II.

Figura 3.16. Configuração do teste para verificação da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do intensificador de imagem.

3.3.10. Taxa de kerma no ar no corpo clínico

Para a realização do teste de kerma no ar no corpo clínico, a seguinte metodologia foi utilizada:

- Seleciona-se o tipo de exame, o modo de magnificação e a taxa de quadros/s mais utilizados pelos médicos;
- posiciona-se a distância foco-II de modo a simular uma situação clínica convencional;
- anota-se no protocolo as distâncias foco-II e foco-câmara de ionização utilizadas no teste;
- o brilho do monitor deve estar nas condições normais de uso;
- posiciona-se a câmara de ionização a 70 cm de distância do simulador (Figura 3.17) de forma a simular uma exposição na região da tireóide do médico, a uma altura de aproximadamente 175 cm do piso;
- realiza-se uma exposição em modo fluoroscopia e outra em modo pulsado, anotando-se a taxa de kerma no ar (Gy/h) e as condições técnicas (kV, mA) no protocolo de teste;
- mantendo a mesma distância do simulador (posição A), repete-se as medidas acima descritas para as regiões do tórax (128 cm do piso), do abdômem (100cm do piso) e dos tornozelos (15 cm do piso) do médico, anotando-se tudo no protocolo;
- posiciona-se a câmara a 100 cm de distância do simulador (posição B), simulando-se a localização do assistente;
- repete-se as exposições fluoroscópicas e em modo pulsado para as quatro regiões de interesse (tireóide, tórax, abdômen e tornozelos), anotando-as no protocolo de teste;
- posiciona-se a câmara entre 180 e 200 cm de distância do simulador (posição C) simulando-se a localização dos outros profissionais;

- repete-se as exposições fluoroscópicas e em modo pulsado para as cinco regiões de interesse (tireóide, tórax, abdômen e tornozelos), anotando-as no protocolo de teste.

Figura 3.17. Esquema das medidas realizadas na sala de exames de angiografia. O médico está localizado a uma distância de 70 cm do centro do Intensificador de Imagem (A). O assistente está localizado a uma distância de 100 cm do intensificador de imagem (B) e os outros profissionais (enfermeiras, etc) estão localizados a aproximadamente 180 cm do intensificador de imagem (C).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados das avaliações dos parâmetros de desempenho dos sistemas de ASD e da avaliação das taxas de kerma no ar na entrada da pele do paciente e no corpo clínico. São discutidos também a metodologia desenvolvida para a realização destes testes, os problemas encontrados nos equipamentos e os métodos utilizados para solucioná-los.

Os testes realizados estão agrupados em três grupos: os testes convencionais para verificação do desempenho do equipamento, os testes no sistema de subtração do equipamento e os testes para verificação das taxas de kerma no ar.

4.1 Testes convencionais

Os testes convencionais são os testes realizados em equipamentos de fluoroscopia ou de radiologia.

4.1.1. Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

Para a realização deste teste, utiliza-se o medidor não-invasivo de kVp (RTI), posicionado a aproximadamente 60 cm do ponto focal. São realizadas três medições e ao mesmo tempo são anotadas as medições de referência (medidor não-invasivo) e as medições do monitor do equipamento avaliado. São calculadas as médias, o desvio padrão e a reprodutibilidade das medidas.

A Tabela 4.1 apresenta os resultados da exatidão da tensão do tubo de raios X e a Tabela 4.2 apresenta os resultados da verificação da reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, utilizando-se as metodologias descritas no item 3.3.1.

Verificou-se que o equipamento EMI Med-Pro, que se apresentou descalibrado em uma das avaliações, apresentou nos últimos testes um desvio menor que a tolerância de 10%. O equipamento Philips Integris H-5000 apresentou desvio do indicador de tensão do tubo de raios X maior que 10%, excedendo o limite prescrito pela Portaria MS-453.

O equipamento Philips Integris H-3000 apresentou desvio do indicador da tensão do tubo de raios X para a faixa de tensão de 54 kV de 10,6%.

Todos os outros equipamentos avaliados apresentaram indicador da tensão do tubo de raios X com desvio menor que 10%.

Tabela 4.1. Avaliação do indicador da tensão do tubo de raios X.

Equipamento	Resultado								Tolerância (%)
Siemens Polytron VR1000 Hospital A – 20/09/1999	Tensão avaliada (kVp)	100		104		108		110	10
	Exatidão (%)	5,9		5,4		4,7		1,2	
Philips Integris H5000 Hospital A – 23/11/1999	Tensão avaliada (kVp)	92		95		99			
	Exatidão (%)	1,1		5,5		8,9			
EMI Med-Pro Hospital C – 07/08/2000	Tensão avaliada (kVp)	64		70		76		85	
	Exatidão (%)	7,3		7,1		6,8		6,9	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A – 11/01/2001	Tensão avaliada (kVp)	66		71		80		84	
	Exatidão (%)	3,7		3,6		3,7		2,5	
Philips Integris H-5000 Hospital A – 16/01/2001	Tensão avaliada (kVp)	88		125		125		125	
	Exatidão (%)	11,7		1,5		10,5		15,0	
EMI Med-Pro Hospital C – 02/04/2001	Tensão avaliada (kVp)	125		71		121		67	
	Exatidão (%)	7,9		10,6		29,4		1,6	
EMI Med-Pro Hospital C – 09/05/2001	Tensão avaliada (kVp)	54		58		63		65	
	Exatidão (%)	4,3		5,4		5,1		4,6	
Philips Integris Allura Hospital A – 24/04/2001	Tensão avaliada (kVp)	67		74		98		94	
	Exatidão (%)	1,5		3,5		0,9		0,7	
Philips Integris H-3000 Hospital B -06/06/2001	Tensão avaliada (kVp)	54		57		80		90	
	Exatidão (%)	10,6		6,8		4,0		4,4	

Tabela 4.2. Avaliação da reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.

Equipamento	Resultado								Tolerância (%)
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A - 20/09/1999	Tensão avaliada (kVp)	100		104		108		110	10
	Reprodutibilidade (%)	1,2		0,1		2,0		1,0	
Philips Integris H-5000 Hospital A - 23/11/1999	Tensão avaliada (kVp)	92		95		99			
	Reprodutibilidade (%)	3,1		0,6		3,4			
EMI Med-Pro Hospital C - 07/08/2000	Tensão avaliada (kVp)	64		70		76		85	
	Reprodutibilidade (%)	0		0		0		0,9	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A – 11/01/2001	Tensão avaliada (kVp)	66		71		80		84	
	Reprodutibilidade (%)	1,3		0,8		1,3		1,7	
Philips Integris H-5000 Hospital A – 16/01/2001	Tensão avaliada (kVp)	88		125		125		125	
	Reprodutibilidade (%)	1,3		1,3		0,7		0,3	
EMI Med-Pro Hospital C - 02/04/2001	Tensão avaliada (kVp)	125		71		121		67	
	Reprodutibilidade (%)	1,3		1,4		0,8		2,4	
EMI Med-Pro Hospital C - 09/05/2001	Tensão avaliada (kVp)	54		58		63		65	
	Reprodutibilidade (%)	0,4		0,2		1,0		0,2	
Philips Integris Allura Hospital A - 24/04/2001	Tensão avaliada (kVp)	67		74		98		94	
	Reprodutibilidade (%)	0,4		2,7		1,7		1,5	
Philips Integris H-3000 Hospital B -06/06/2001	Tensão avaliada (kVp)	54		57		80		90	
	Reprodutibilidade (%)	0,8		1,5		0		0,1	

Verificou-se que todos os equipamentos avaliados apresentaram valores adequados de reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.

4.1.2. Alinhamento do eixo central do feixe de raios X

O eixo central do feixe de raios X deve apresentar desvio de alinhamento menor que 3 graus em relação ao eixo perpendicular ao plano receptor de imagem. Este teste foi realizado com o dispositivo de alinhamento e coincidência de campos da Nuclear Associates, conforme descrito no item 3.3.2.

A Tabela 4.3 apresenta os resultados do teste de alinhamento do eixo central do feixe de raios X.

Tabela 4.3. Avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de raios X.

Equipamento	Resultado (Graus)	Tolerância ¹² (Graus)
Philips Integris H-3000 Hospital B 20/04/2000	1,5	3
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	1,5	
Siemens Polytron VR 1000 Hospital A 11/01/2001	1,5	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	1,5	
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001	0,5	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	0,5	
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/06/2001	0,5	

Verificou-se, portanto, que todos os equipamentos avaliados estão em conformidade com os limites exigidos pela Portaria MS-453.

4.1.3. Camada semi-redutora

Esta medição foi realizada com a câmara de ionização com volume de 60 cm³ e filtros de alumínio, conforme descrito no item 3.3.3.

A Tabela 4.4 apresenta os resultados da verificação da camada semi-redutora.

Tabela 4.4. Verificação da camada semi-redutora.

Equipamento	Resultado	Tolerância¹² (mmAl)
Philips Integris H-3000 Hospital B - 20/04/2000	4,2 mmAl em 80 kVp	≥ 2,6
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A - 11/01/2001	6,7 mmAl em 74 kVp	≥ 2,4
Philips Integris H-5000 Hospital A - 16/01/2001	8,1 mmAl em 74 kVp	≥ 2,4
EMI Med-Pro Hospital C - 02/04/2001	3,4 mmAl em 71 kVp	≥ 2,3
Philips Integris Allura Hospital A - 14/05/2001	6,7 mmAl em 70 kVp	≥ 2,3

Todos os equipamentos avaliados apresentaram o valor da camada semi-redutora de acordo com as tolerâncias especificadas na Portaria MS-453. Os limites da camada semi-redutora especificados na Tabela 4.4 variam de acordo com a tensão do tubo de raios X utilizada no teste.

4.1.4. Compensação do controle automático de exposição ou do controle automático de brilho

Este teste é realizado simulando-se a taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente, e a medição é realizada utilizando-se o simulador (PEP) completo, com 15 cm. Após realizar as exposições, retira-se metade do simulador e novas medições são realizadas. Se o AEC/ABC estiver funcionando adequadamente, a taxa de kerma no ar deve cair à metade quando se reduz a espessura do simulador pela metade.

A Tabela 4.5 apresenta os resultados da verificação do AEC/ABC.

A taxa de kerma no ar para metade do simulador deve se aproximar da metade dos valores para o simulador completo. A partir dos testes realizados, pode-se perceber que a taxa de kerma no ar para metade do simulador caiu para metade ou mais que a metade do valor da taxa de kerma no ar para o simulador completo. Neste caso, os equipamentos não indicaram problemas com o sistema de controle automático de exposição.

Tabela 4.5. Verificação do Controle Automático de Exposição (AEC/ABC).

Equipamento	Resultados			Tolerância ²⁹
	Espessura do simulador	Taxa de kerma no ar (mGy/min)	Razão entre as taxas de kerma no ar	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 20/09/1999	30 cm	78,0	4,8	O valor da taxa de kerma no ar para o simulador de 15 cm deve ser aproximadamente a metade da taxa de kerma no ar para o simulador de 30 cm.
	15 cm	16,2		
Philips Integris H-5000 Hospital A 23/11/1999	30 cm	12,0	4,3	
	15 cm	2,8		
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	30 cm	68,4	2,4	
	15 cm	28,1		
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	30 cm	9,8	3,5	
	15 cm	2,8		
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	30 cm	12,5	4,8	
	15 cm	2,6		
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001	30 cm	102,8	2,1	
	15 cm	49,2		
EMI Med-Pro Hospital C 09/05/2001	30 cm	44,7	2,4	
	15 cm	18,9		
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	30 cm	14,8	3,4	
	15 cm	4,4		
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/06/2001	30 cm	20,7	4,0	
	15 cm	5,2		

4.1.5. Qualidade do monitor e das câmeras multi-formato

Os monitores e as câmeras multi-formato devem estar adequadamente ajustados para não colocarem em risco toda a qualidade da imagem. Este teste é realizado utilizando-se uma fita de vídeo VHS ou SVHS ou um gerador de sinal.

A Tabela 4.6 apresenta os resultados do teste para verificação da qualidade do monitor de vídeo Philips VHS, da sala de análise do Hospital A. Este monitor é utilizado para análise dos exames realizados nos equipamentos deste hospital.

Os testes apresentados foram realizados no monitor Philips, utilizando fita VHS, fabricado pela Nuclear Associates, modelo 07-495. e video cassete Sony.

Este teste indicou problemas na resolução em alto e baixo contraste no monitor do equipamento avaliado, tanto nos lados direito e esquerdo do monitor como em suas partes superior e inferior.

Tabela 4.6. Verificação da qualidade do monitor de vídeo Philips VHS e vídeo cassete Sony.

Equipamento	Teste	Resultado	Desempenho recomendado ^{33,34}
Monitor Philips VHS Sala de análise do Hospital A 11/01/2001	Resolução em alto contraste	Superior esquerdo = nenhum grupo	Visualização de todos os objetos de alto contraste (grupos 1 a 3) em todas as posições
		Superior direito = nenhum grupo	
		Centro = Todos os grupos	
		Inferior esquerdo = nenhum grupo	
		Inferior direito = nenhum grupo	
	Resolução em baixo contraste	Superior esquerdo = nenhum grupo	Visualização de todos os objetos de baixo contraste (grupos 1 a 3) em todas as posições
		Superior direito = nenhum grupo	
		Centro = Todos os grupos	
		Inferior esquerdo = nenhum grupo	
		Inferior direito = nenhum grupo	
	Escala em cinza	Visualização de todos os grupos da escala em cinza.	Visualização de todos os grupos da escala em cinza, inclusive 5 e 95%
	Razão de aspecto	Não existem distorções na imagem	A imagem deve estar centralizada e sem distorções
	Uniformidade da imagem	A imagem não está uniforme	A imagem deve estar uniforme em sua totalidade
	Resposta transitória	A transição de alto e baixo contraste está adequada	Não devem aparecer deformações na transição entre alto e baixo contraste
	Estabilidade da imagem	A imagem está estável	A imagem deve estar estável em sua totalidade
	Artefatos na imagem	A imagem não apresenta artefatos	Não deve haver introdução de artefatos na imagem

A Tabela 4.7 apresenta os resultados do teste para verificação da qualidade do monitor de vídeo associado ao equipamento Philips Integris Allura.

O monitor do equipamento Philips Integris Allura foi avaliado e apresentou qualidade adequada.

Tabela 4.7. Verificação da qualidade do monitor de vídeo do equipamento Philips Integris Allura.

Equipamento	Teste	Resultado	Desempenho Recomendado
Monitor do equipamento Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	Resolução em alto contraste	<i>Superior esquerdo</i> = Todos os grupos	Visualização de todos os objetos de alto contraste (grupos 1 a 3) em todas as posições
		<i>Superior direito</i> = Todos os grupos	
		<i>Centro</i> = Todos os grupos	
		<i>Inferior esquerdo</i> = Todos os grupos	
		<i>Inferior direito</i> = Todos os grupos	
	Resolução em baixo contraste	<i>Superior esquerdo</i> = Todos os grupos	Visualização de todos os objetos de baixo contraste (grupos 1 a 3) em todas as posições
		<i>Superior direito</i> = Todos os grupos	
		<i>Centro</i> = Todos os grupos	
		<i>Inferior esquerdo</i> = Todos os grupos	
		<i>Inferior direito</i> = Todos os grupos	
	Escala em cinza	Visualização de todos os grupos da escala em cinza.	Visualização de todos os grupos da escala em cinza, inclusive 5 e 95%
	Razão de aspecto	Não existem distorções na imagem	A imagem deve estar centralizada e sem distorções
	Uniformidade da imagem	A imagem não está uniforme	A imagem deve estar uniforme em sua totalidade
	Resposta transitória	A transição de alto e baixo contraste está adequada	Não devem aparecer deformações na transição entre alto e baixo contraste
	Estabilidade da imagem	A imagem está estável	A imagem deve estar estável em sua totalidade
	Artefatos na imagem	A imagem não apresenta artefatos	Não deve haver introdução de artefatos na imagem

4.1.6. Resolução em baixo contraste em fluoroscopia

Os equipamentos que realizam subtração digital passaram pelo teste de verificação do desempenho em baixo contraste, avaliação da imagem de artérias em baixo contraste e resolução em baixo contraste. Por isso, nos equipamentos que realizam subtração digital, o teste de resolução em baixo contraste em fluoroscopia não foi realizado. Este teste foi realizado apenas no equipamento EMI Med-Pro, já que este equipamento não realiza subtração digital das imagens e, portanto, neste caso, não foi possível implementar todos os testes de subtração realizados nos outros equipamentos.

A Tabela 4.8 apresenta os resultados da verificação da resolução em baixo contraste em fluoroscopia do equipamento EMI Med-Pro do Hospital C.

Tabela 4.8. Verificação da resolução em baixo contraste em fluoroscopia.

Equipamento	Resultado				Tolerância ^a
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	Técnica	70 kV	39 mA	Modo 23 cm	≤ 4%
	Resolução	2,8 %			
EMI Med-Pro Hospital C 02/05/2001	Técnica	70 kV	39 mA	Modo 23 cm	
	Resolução	0,56 %			

Os testes de resolução em baixo contraste realizados neste equipamento indicaram resultados dentro dos limites de tolerância.

4.1.7. Resolução em alto contraste em fluoroscopia

Os equipamentos que realizam subtração digital passaram pelo teste de verificação da resolução espacial. Por isso, nos equipamentos que realizam subtração digital, o teste de resolução em alto contraste em fluoroscopia não foi realizado. Este teste foi realizado apenas no equipamento EMI Med-Pro, já que este equipamento não realiza subtração digital das imagens e, portanto, não foi possível implementar todos os testes de subtração realizados nos outros equipamentos.

A Tabela 4.9 apresenta os resultados da verificação da resolução em alto contraste em fluoroscopia do equipamento EMI Med-Pro do Hospital C.

Tabela 4.9. Verificação da resolução em alto contraste em fluoroscopia.

Equipamento	Resultado			Tolerância (pl/mm) ³⁵	
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	Parâmetros da técnica	75 kV	39 mA	Modo 23 cm	≥ 1,2
	Resolução	1,7 pl/mm			
	Parâmetros da técnica	75 kV	39 mA	Modo 15 cm	≥ 1,6
	Resolução	1,9 pl/mm			
	Parâmetros da técnica	75 kV	39 mA	Modo 11 cm	≥ 1,6
	Resolução	1,9 pl/mm			

O equipamento EMI Med-Pro apresentou os resultados de resolução em alto contraste dentro dos limites especificados³⁵.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Fluoro-Test Tool**. (Model 07-645). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

4.2 Testes no sistema de subtração digital

4.2.1. Avaliação da imagem de artérias em baixo contraste

Para a realização do teste de avaliação da imagem de artérias de baixo contraste utiliza-se o bloco em cunha (interposto um sobre o outro de modo a formar um bloco sólido de atenuação similar à de um paciente normal), o bloco vazio, e os três blocos de desempenho em baixo contraste^a.

Os blocos são colocados a cerca de 15 cm abaixo do II. A imagem máscara (bloco branco) e a exposição com contraste são realizadas consecutivamente, sendo as imagens subtraídas (Figura 4.1). O resultado é analisado no monitor de vídeo e posteriormente é analisado em filme.

Os limites para o desempenho em baixo contraste são difíceis de se estabelecer. No entanto, sistemas similares devem produzir imagens de qualidade similar. Além disso, depois de estabelecidos os valores das linhas de base, estes valores devem permanecer constantes, dentro de limites estabelecidos, ao longo do desenvolvimento dos testes de constância²⁹.

Figura 4.1. Devidamente paramentado (luvas, cortina e avental plumbífero), o engenheiro realiza a operação sobre o feixe pulsado de raios X, olhando no monitor. A operação leva em média 10 a 15s. Após a realização da imagem máscara (A), o bloco em branco é substituído pelo bloco com contraste (B).

A Tabela 4.10 apresenta os testes de desempenho em baixo contraste realizados nos hospitais A e B.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom.** (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y. [s.d.].

Cada um dos três blocos apresenta uma concentração diferente de iodo (15, 150 e 300 mg/cm³), sendo que cada um deles apresenta ainda três espessuras diferentes de artérias (1, 2 e 4 mm), com simulações de estenoses e aneurismas que representam 25%, 50% ou 75% do diâmetro de cada artéria. Os menores aneurismas e estenoses são os que representam 25% do diâmetro da artéria, e os maiores representam 75% do diâmetro da artéria. Por isso, quanto menor for a percentagem de visualização de aneurismas e estenoses, melhor será o desempenho do equipamento em resolver os objetos de baixo contraste.

Os primeiros testes para avaliação das artérias em baixo contraste foram realizados nos equipamentos Philips Integris H-5000 e Siemens Polytron VR 1000, ambos de propriedade do Hospital A, e indicaram os piores desempenhos entre todos os sistemas avaliados. Este fato não se repetiu quando novos testes foram realizados. Esta constatação está provavelmente associada ao fato de que, neste período, o teste estava em fase de desenvolvimento e que pela falta de experiência, não foi encontrada a melhor imagem com o simulador. Portanto, neste caso, os valores dos últimos testes realizados nestes dois equipamentos foram estabelecidos como linhas de base.

O equipamento Philips Integris H-3000, do Hospital B, apresentou bons resultados e seu desempenho permaneceu constante quando novos testes foram realizados.

O equipamento Philips Integris Allura, do Hospital A, apresentou problemas de ruído na imagem do monitor quando foi realizado o teste de aceitação. O monitor foi avaliado indicando que o problema não era proveniente dele, e sim na formação da imagem. A equipe técnica do fabricante Philips foi comunicada, o problema foi identificado como sendo da câmera CCD e ela foi trocada. Os testes foram refeitos e, a partir daí (14/05/2001), foram estabelecidos os valores de linha de base do equipamento.

Após a determinação da linha de base, no decorrer dos testes de constância, poder-se-á verificar a qualidade da imagem, procurando identificar problemas no sistema. Se isto ocorrer, ações corretivas imediatas devem ser tomadas.

Tabela 4.10. Testes de desempenho em baixo contraste. [I]: Concentração de iodo.

Ø: Diâmetro da artéria

Equipamento	Visualização	Resultado			Desempenho Recomendado ²⁹
		Concentração de Iodo			
		[I] = 15 mg/cm ³	[I] = 150 mg/cm ³	[I] = 300 mg/cm ³	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 20/09/1999	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 50%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 75% Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	Os valores obtidos na linha de base não devem variar ao longo do tempo.
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 50%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 75% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
Philips Integris H-5000 Hospital A 23/11/1999	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: --	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 50%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: --	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 50%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
Philips Integris H-3000 Hospital B 17/02/2000	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 75%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 75%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 50% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
Philips Integris H-3000 Hospital B 20/04/2000	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 75%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 75%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 50% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 50% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
Philips Integris Allura Hospital A - 24/04/2001	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 75%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 75%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 25% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	Aneurismas	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 50% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	
	Estenoses	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: -- Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: -- Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	Ø = 1 mm: 50% Ø = 2 mm: 25% Ø = 4 mm: 25%	

4.2.2. Desempenho em baixo contraste

Para a realização do teste de desempenho em baixo contraste, utiliza-se o bloco em cunha (interposto um sobre o outro de modo a formar um bloco sólido de atenuação similar à de um paciente normal), o bloco branco, o bloco vazio, o bloco de artérias em baixo contraste e o bloco de desempenho em baixo contraste^a.

Os blocos são colocados a cerca de 15 cm abaixo do II. A imagem máscara (bloco branco) e a exposição com contraste são realizadas consecutivamente, sendo as duas imagens subtraídas. O resultado é analisado no monitor de vídeo e posteriormente analisado em filme²⁷.

A Tabela 4.11 apresenta os resultados dos testes de desempenho em baixo contraste.

Tabela 4.11. Testes de desempenho em baixo contraste. [I] = Concentração de iodo.
Ø: Diâmetro da artéria

Equipamento	Resultado			Desempenho recomendado ²⁹
	Visualização dos vasos sanguíneos			
	[I]= 10 mg/cm ³	[I]= 5 mg/cm ³	[I]= 2,5 mg/cm ³	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 10/09/1999	Ø = 2 mm	Ø = 2 mm	Ø = 4 mm	Os valores obtidos na linha de base não devem variar ao longo do tempo.
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	Ø = 0,5 mm	Ø = 1 mm	Ø = 2 mm	
Philips Integris H-5000 Hospital A 23/11/1999	Ø = 4 mm	Ø = 4 mm	Ø = 4 mm	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	Ø = 1 mm	Ø = 2 mm	Ø = 2 mm	
Philips Integris H-3000 Hospital B 17/02/2000	Ø = 1 mm	Ø = 2 mm	Ø = 4 mm	
Philips Integris H-3000 Hospital B 20/04/2000	Ø = 1 mm	Ø = 2 mm	Ø = 4 mm	
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	Ø = 0,5 mm	Ø = 2 mm	Ø = 2 mm	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	Ø = 1 mm	Ø = 2 mm	Ø = 2 mm	

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom.** (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y.

Como o teste para avaliação das artérias em baixo contraste é diretamente relacionado com o teste de desempenho em baixo contraste, os equipamentos Philips Integris H-5000 e Siemens Polytron VR-1000 também indicaram os piores desempenhos em baixo contraste entre todos os sistemas avaliados. Este fato não se repetiu quando novos testes foram realizados. Neste caso também não havia sido encontrada a melhor imagem com o simulador. Portanto, os valores dos últimos testes realizados nestes dois equipamentos (11/01/2001 e 16/01/2001), foram estabelecidos como linha de base.

O equipamento Philips Integris H-3000, do Hospital B, apresentou resultados aceitáveis e seu desempenho permaneceu constante ao longo do teste de constância.

Após a troca da câmara CCD do equipamento Philips Integris Allura, do hospital A, os testes foram refeitos indicando resultados aceitáveis. A partir desta última medição (14/05/2001), foram estabelecidos os valores de linha de base para este equipamento.

4.2.3. Resolução em baixo contraste

Para a realização do teste de resolução em baixo contraste utiliza-se o bloco em cunha (interposto um sobre o outro de modo a formar um bloco sólido de atenuação similar à de um paciente normal), o bloco branco, o bloco vazio, o bloco de artérias em baixo contraste e o bloco de pares de linhas em baixo contraste^a.

Os blocos são colocados a cerca de 15 cm abaixo do II. São realizadas a imagem máscara (bloco branco) e a exposição com contraste, de forma consecutiva, sendo as duas imagens subtraídas. O resultado é analisado no monitor de vídeo e posteriormente analisado em filme²⁷.

A Tabela 4.12 apresenta os resultados dos testes de resolução em baixo contraste realizados.

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom**. (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y.

Tabela 4.12. Testes de resolução em baixo contraste. [I] = Concentração de Iodo

Equipamento	Resultado		Desempenho recomendado ²⁹
	Visualização dos vasos sanguíneos		
	[I]= 5 mg/cm ³	[I]= 2,5 mg/cm ³	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	0,18 pl/mm	0,25 pl/mm	Os valores obtidos na linha de base não devem variar ao longo do tempo.
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	0,18 pl/mm	0,50 pl/mm	
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	0,25 pl/mm	0,13 pl/mm	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	0,50 pl/mm	0,70 pl/mm	

A medida da resolução em baixo contraste é verificada em torno do menor conjunto de artérias cilíndricas onde ainda é possível obter uma boa visualização de detalhes.

O teste de resolução em baixo contraste só foi realizado recentemente e a partir destes resultados foram estabelecidos os valores de linha de base.

Os testes no equipamento Philips Integris Allura, do hospital A, foram refeitos após a troca da câmara CCD. Os valores de linha de base foram estabelecidos na última medição (14/05/2001).

4.2.4. Resolução espacial

Para a realização do teste de resolução espacial utiliza-se o bloco em cunha (interposto um sobre o outro de modo a formar um bloco sólido de atenuação similar à de um paciente normal), o bloco vazio, o bloco branco e o bloco de resolução espacial^a.

A Figura 4.2 apresenta a configuração dos blocos utilizados para a realização do teste de resolução espacial.

Os blocos são colocados a cerca de 15 cm abaixo do II. É realizada a imagem máscara (bloco branco) e a exposição com contraste, sendo as duas imagens

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom.** (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y.

subtraídas. O resultado é analisado no monitor de vídeo e posteriormente analisado em filme. A resolução espacial deve ser analisada na direção vertical e a 45° das linhas de varredura do vídeo, pois quando o padrão é colocado na mesma direção das linhas de varredura do sistema de vídeo pode ocorrer uma falsa impressão de visualização dos padrões, devido à direção das linhas de varredura do sistema de vídeo²⁷.

Figura 4.2. Bloco em cunha, bloco vazio, e bloco branco abaixo do Intensificador de Imagem. O bloco de resolução espacial está ao lado, para ser inserido após a realização da imagem máscara.

A Tabela 4.13 apresenta os resultados dos testes de resolução espacial realizados.

Um dos problemas encontrados neste teste foi a dificuldade de se estabelecer os limites da resolução espacial, já que os modos de magnificação dos II dos equipamentos comercialmente disponíveis variam e a literatura só prescreve limites para os modos de magnificação mais comuns. Além disso, esse parâmetro varia de acordo com a magnificação geométrica utilizada, a matriz de pixels e o número de linhas de varredura do sistema de vídeo.

Os resultados obtidos neste teste devem permanecer iguais ao longo do desenvolvimento dos testes de constância.

Os últimos testes realizados nos equipamentos Siemens Polytron VR-1000 e Philips Integris H-5000 indicaram os melhores desempenhos destes sistemas.

Os valores de linha de base para os equipamentos Siemens Polytron VR-1000, Philips Integris H-5000 e Philips Integris Allura, foram estabelecidos a partir dos últimos testes realizados (11/01/2001, 16/01/2001 e 14/05/2001, respectivamente).

Tabela 4.13. Testes de resolução espacial.

Equipamento	Resultado (pl/mm)				Desempenho recomendado ²⁹
	Abertura do II (cm)	Paralelo às linhas de vídeo (0,01mmPb)	Paralelo às linhas de vídeo (0,1mmPb)	A 45° das linhas de vídeo (0,1mmPb)	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 20/09/1999	20	1,2	0,8	1,4	Os valores obtidos na linha de base não devem variar ao longo do tempo.
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	14	2,0	2,0	2,5	
	20	2,0	2,0	1,6	
	28	1,8	1,6	1,8	
	40	1,4	1,0	1,4	
Philips Integris H-5000 Hospital A 23/11/1999	23	1,6	1,0	1,6	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	11	2,2	1,8	1,8	
	17	2,2	2,2	2,2	
	23	1,8	1,8	1,8	
Philips Integris H-3000 Hospital B 17/02/2000	23	1,6	1,4	1,8	
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	12	3,1	3,1	3,4	
	17	2,5	2,5	2,8	
	22	2,2	2,2	2,2	
	30	1,6	1,8	1,8	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	12	1,8	2,0	2,0	
	17	1,6	2,0	2,0	
	22	1,6	1,8	1,8	
	30	1,6	1,6	1,6	

4.2.5. Linearidade do contraste

Um segundo benefício do processamento logarítmico é que a diferença no sinal de contraste é diretamente proporcional à espessura de iodo e independente da fluência dos raios X transmitidos²⁷.

Para a realização do teste de linearidade do contraste utiliza-se o bloco em cunha (interposto um sobre o outro de modo a formar um bloco sólido de atenuação similar a de um paciente normal), o bloco vazio, o bloco branco e o bloco de linearidade. A Figura 4.3 apresenta a configuração do teste de linearidade do contraste.

Realiza-se uma imagem subtraída com o bloco de linearidade, que possui seis regiões com espessuras variadas de iodo (0,5; 1; 2; 4; 10 e 20 mg/cm²). Estas espessuras são representadas graficamente em função dos valores de ROI obtidos. Se não for possível a determinação dos valores de ROI, mede-se a densidade óptica (DO) do filme para cada uma das concentrações de iodo. O ajuste desta função deve ser uma linha reta²⁷.

Figura 4.3. Bloco em cunha e bloco vazio abaixo do intensificador de imagem. O bloco de linearidade está pronto para ser inserido. O bloco branco encontra-se ao lado, fora do feixe de radiação X.

Para realizar o teste de linearidade do contraste, como não foi possível obter os valores de ROI de nenhum equipamento avaliado, pois os equipamentos avaliados não possuíam esta função, foram determinados cinco valores de DO da imagem obtida no filme para cada uma das concentrações de iodo existentes no bloco simulador. Foram obtidas a média e o desvio padrão para cada um destes cinco valores (Tabela 4.14). O gráfico e a determinação do ajuste da reta foram realizados utilizando-se o aplicativo Microsoft Excel, que executa a regressão linear usando o método dos mínimos quadrados (Figura 4.4.).

Tabela 4.14. Valores médios das densidades ópticas obtidas para cada uma das concentrações de iodo do simulador. Os dados apresentados são referentes ao teste realizado no dia 20/04/2000 no equipamento Philips Integris H-3000.

Concentração de iodo (mg/cm ²)	DO média	Desvio padrão
0,5	0,72	0,01
1,0	0,71	0,01
2,0	0,72	0
4,0	0,79	0,01
10,0	0,92	0,01
20,0	1,13	0

Figura 4.4. Teste de linearidade do contraste realizado no equipamento Philips Integrís H-3000 no dia 20/04/2000.

A Tabela 4.15 apresenta os resultados do teste de linearidade do contraste realizados.

Tabela 4.15. Testes de linearidade do contraste realizados.

Equipamento	Coefficiente de correlação (R)	Desempenho recomendado ²⁷
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	0,999	R = 1
Philips Integrís H-5000 Hospital A 16/01/2001	0,999	
Philips Integrís H-3000 Hospital B 17/02/2000	0,999	
Philips Integrís H-3000 Hospital B 20/04/2000	0,998	
Philips Integrís Allura Hospital A 15/04/2001	0,999	

Nota-se que todos os equipamentos avaliados apresentam linearidade do contraste adequada.

A norma IEC 61223-3-3²⁸ considera o teste de linearidade do contraste como opcional ao se realizar os testes de aceitação e de constância nos equipamentos de ASD.

4.2.6. Uniformidade do contraste e faixa dinâmica

O processador logarítmico do equipamento de ASD precisa estar ajustado adequadamente para garantir um sinal de contraste uniforme em um vaso que atravessa áreas de atenuações com diferenças muito drásticas, como regiões contendo estruturas ósseas. Neste teste é colocado o bloco simulador de ossos sobre a mesa e sobre o bloco simulador de artérias e o bloco em cunha aberto. A imagem obtida neste teste deve indicar espessuras e densidades uniformes das artérias quando atravessam regiões contendo diferentes materiais atenuadores.

A faixa dinâmica do equipamento indica a espessura do objeto simulador que pode ser eliminada por subtração mas que ainda permite visualizar o componente de simulação vascular. Como o simulador utiliza uma atenuação de até 40:1, dependendo da tensão utilizada, o valor da faixa dinâmica do equipamento pode ser estimado dependendo da visualização do componente vascular.

A Tabela 4.16 apresenta os resultados da verificação da faixa dinâmica e da uniformidade do contraste.

Tabela 4.16. Verificação da faixa dinâmica e da uniformidade do contraste do sistema.

Equipamento	Resultado	Desempenho Recomendado ²⁷
Philips Integris H-3000 Hospital B 20/04/2000	Visualização uniforme das artérias sobre todas as espessuras de material	Visualização uniforme das artérias em densidade e espessura quando passam sobre todas as espessuras de material.
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	Visualização uniforme das artérias sobre todas as espessuras de material	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	Visualização uniforme das artérias sobre todas as espessuras de material	
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	Visualização relativamente uniforme das artérias sobre todas as espessuras de material	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	Visualização relativamente uniforme das artérias sobre todas as espessuras de material	

Dos sistemas avaliados, apenas o equipamento Philips Integris Allura apresentou uma pequena falta de uniformidade da densidade óptica das artérias quando passavam sobre espessuras variadas simuladoras de ossos e tecido. Este

teste é subjetivo e a aceitação do equipamento neste caso ocorre de um acordo entre o fabricante e a instituição que está adquirindo o equipamento.

A visualização das artérias sobre todas as espessuras de material em todos os equipamentos indicou que eles apresentaram uma faixa dinâmica de 40:1.

4.2.7. Artefatos de subtração

Para a realização do teste de artefatos de subtração utiliza-se o bloco em cunha e o bloco de registro^a. Neste teste, o bloco em cunha é colocado sobre o bloco de registro, a aproximadamente 15 cm abaixo do II. É realizada uma imagem subtraída e como resultado, a ausência da visibilidade de círculos na imagem subtraída indica a ausência de artefatos de subtração²⁷. A tabela 4.17 apresenta os resultados da verificação de artefatos de subtração.

Tabela 4.17. Verificação de artefatos de subtração.

Equipamento	Resultado	Desempenho recomendado ²⁷
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 20/09/1999	Visualização residual de círculos na subtração da imagem	A falta de visibilidade de círculos na imagem indica a ausência de artefatos de subtração do sistema.
Philips Integris H-5000 Hospital A 23/11/1999	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	
Philips Integris H-3000 Hospital B 17/02/2000	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	
Philips Integris H-3000 Hospital B 20/04/2000	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	
Philips Integris Allura Hospital A 14/05/2001	Nenhuma visualização de círculos na subtração da imagem	

A auto-subtração deve resultar em uma imagem constituída apenas de ruído. Qualquer evidência de círculos na imagem geralmente indica problemas como

^a NUCLEAR ASSOCIATES. **Digital Subtraction Angiography Phantom**. (Model 76-700). Carle Place, New York, N.Y.

instabilidades na câmera de TV ou instabilidades no suprimento de energia ao intensificador de imagem. Artefatos deste tipo indicam que está havendo mistura no registro da imagem e não devem ser tolerados.

O teste realizado no equipamento Siemens Polytron VR-1000 indicou a presença de artefatos de subtração. Este fato não se repetiu quando o teste foi realizado posteriormente. Por este valor ter sido encontrado em fase de desenvolvimento dos procedimentos, a subtração da imagem pode não ter sido realizada corretamente, indicando resultados errôneos.

Nenhum outro equipamentos avaliado apresentou problemas com artefatos de subtração.

4.3 Testes para determinação da taxa de kerma no ar

4.3.1. Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente

A determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente é de grande importância, pois, além de se verificar as condições de segurança nas quais os exames são realizados, constitui uma indicação do funcionamento do equipamento. As doses típicas que são ministradas aos pacientes para vários procedimentos clínicos podem ser determinadas e seus valores podem ser analisados²⁷. A qualidade da imagem fluoroscópica é diretamente relacionada aos níveis de radiação nos pacientes³⁶.

Neste teste, utiliza-se o monitor de radiação (9015 Radcal Corporation), a câmara de ionização (60 cm³) e o simulador de paciente. O simulador é colocado na posição convencional do paciente e a câmara de ionização é posicionada de modo a simular a superfície de entrada da pele do paciente (Figura 4.5).

Os testes foram inicialmente realizados mantendo-se a menor distância foco-pele de operação¹², de acordo com o recomendado pela Portaria MS-453. Esta configuração apresentou alguns problemas, pois equipamentos diferentes possuem distâncias foco-pele diferentes de operação. Esta medição é fortemente dependente da distância do ponto focal até a mesa e até o intensificador de imagem³⁷. Uma nova configuração de teste foi padronizada, onde a medição foi

realizada à menor distância foco-pele de operação, mantendo-se 30 cm de distância entre a câmara de ionização e o intensificador de imagem, segundo as recomendações internacionais^{17,37,38,39}. Ao se estabelecer esta distância fixa entre a câmara de ionização e o II, são padronizadas as medições, tornando-as mais próximas de uma situação clínica convencional.

Figura 4.5. Teste para determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.

A taxa de kerma no ar varia de acordo com os parâmetros utilizados, portanto as medições foram realizadas para todas as aberturas do II, para o modo-fluoroscópico ou modo-pulsado de operação. A taxa de kerma sempre será maior quanto maior for a magnificação do II. O modo-pulsado de operação também ocasiona as maiores doses, pois utiliza correntes altas para a aquisição digital da imagem⁴⁰. A Tabela 4.18 apresenta os resultados da avaliação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente em modo fluoroscopia.

O primeiro teste para verificação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente foi realizado no equipamento Siemens Polytron VR 1000, que apresentou resultados acima do limite prescrito pela Portaria MS-453¹². Estes resultados não se confirmaram posteriormente, indicando que provavelmente houve um erro na metodologia inicialmente utilizada.

Tabela 4.18. Avaliação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente em fluoroscopia.

Equipamento	Resultado				Tolerância ¹²
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 20/09/1999	78 mGy/min				50 mGy/min
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	81 kV/277 mA	81 kV/ 336 mA	81 kV/266 mA		
	Modo 14 cm	Modo 28 cm	Modo 40 cm		
	9,80 mGy/min	6,30 mGy/min	3,79 mGy/min		
Philips Integris H-5000 Hospital A 23/11/1999	72 kV/24,3 mA				
	12,0 mGy/min				
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	75 kV/ 19 mA	76 kV/ 20 mA	71 kV/ 16 mA		
	Modo 13 cm	Modo 17 cm	Modo 23 cm		
	10,15 mGy/min	12,70 mGy/min	11,47 mGy/min		
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/07/2000	65 kV/14,6 mA	63 kV/12,6 mA	61 kV/10,6 mA		
	Modo 13 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	20,12 mGy/min	20,6 mGy/min	20,05 mGy/min		
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/06/2001	65 kV/ 13,7 mA	63 kV/ 12,3 mA	60 kV/ 10,3 mA		
	Modo 13 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	29,07 mGy/min	26,48 mGy/min	20,74 mGy/min		
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	98 kV/39 mA	83 kV/39 mA	73 kV/39 mA		
	Modo 12 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	84,50 mGy/min	85,37 mGy/min	68,17 mGy/min		
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001	80 kV/39 mA	71 kV/39 mA	64 kV/39 mA		
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm		
	94, 11 mGy/min	111,4 mGy/min	102,8 mGy/min		
EMI Med-Pro Hospital C 09/05/2001	85 kV/39 mA	74 kV/39 mA	66 kV/39 mA		
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm		
	61,50 mGy/min	58,88 mGy/min	44,67 mGy/min		
Philips Integris Allura Hospital C 24/04/2001	90 kV/7 mA	84 kV/7,4 mA	82 kV/8 mA	77 kV/7,5 mA	
	Modo 12 cm	Modo 17 cm	Modo 22 cm	Modo 30 cm	
	13,6 mGy/min	14,1 mGy/min	14,8 mGy/min	13,0 mGy/min	

O equipamento EMI Med-Pro apresentou resultados acima do limite prescrito pela Portaria MS-453, e também os valores mais altos comparados com os outros sistemas. Após a constatação e a notificação do problema, a gerência do hospital chamou a assistência técnica para eliminar os problemas encontrados. A assistência técnica determinou que o II deveria ser trocado. Após a substituição do II, foram realizados novos testes no equipamento, que indicaram que o problema não tinha sido eliminado. A assistência técnica foi acionada novamente e em conjunto com a equipe de controle de qualidade, foram realizados novos testes,

sob a nova configuração de ensaio. Os testes indicaram que as taxas de kerma no ar na entrada da pele do paciente ainda encontravam-se acima dos limites prescritos para os modos de magnificação de 11 e 15 cm do intensificador de imagem.

Foram levantadas algumas hipóteses em relação a este problema:

- O equipamento não possui seleção para "controle de alto nível de exposição". Este controle é responsável por elevar os níveis de radiação e é indicado para ser utilizado em procedimentos clínicos com pacientes obesos. O equipamento, neste caso, estava ajustado para operar em "alto nível" para qualquer tipo de paciente. Convém ressaltar que uma das recomendações na utilização da fluoroscopia⁶ é que o médico justifique e restrinja o modo de operação em alto nível de exposição.
- O foco fino do tubo de raios X do equipamento estava danificado e estava sendo utilizado o foco grosso em fluoroscopia, quando ele só deveria ser utilizado em modo pulsado.
- A menor distância foco-pele de operação do equipamento é de 30 cm, sendo que a Portaria MS-453 prescreve que a menor distância foco-pele de operação em equipamentos fixos que utilizem a fluoroscopia seja de 38 cm.

A assistência técnica ficou encarregada de solucionar os problemas encontrados.

Foram realizadas também avaliações da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente em modo pulsado de aquisição (aquisição digital). A Tabela 4.19 apresenta estes resultados.

Os níveis de radiação em modo pulsado são mais altos que no modo fluoroscopia e portanto sua utilização deve ser restrita.

Todos os testes para avaliação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente em modo pulsado foram realizados para exames cardíacos. Os valores típicos para estes exames estão entre 0,07 a 0,17 mGy/quadro (8,0 a 20 mR/quadro) para o modo de 23 cm do intensificador de imagem^{17,39}.

Tabela 4.19. Avaliação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente em modo pulsado.

Equipamento	Resultado				Desempenho Recomendado ⁴²
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/07/2000	Exame cardíaco				Os valores de linha de base não devem variar ao longo do tempo.
	60 kV/ 500 mA	63 kV/ 500 mA	54 kV/ 500 mA		
	Modo 13 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	0,13 mGy/quadro	0,14 mGy/quadro	0,13 mGy/quadro		
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/06/2001	Exame cardíaco – 15 quadros/s				
	62 kV/ 555 mA	59 kV/ 500 mA	56 kV/ 500 mA		
	Modo 13 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	0,19 mGy/quadro	0,17 mGy/quadro	0,13 mGy/quadro		
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	Exame cardíaco				
	81 kV/272 mA	81 kV/ 372 mA	81 kV/373 mA		
	Modo 14 cm	Modo 28 cm	Modo 40 cm		
	1,51 mGy/ quadro	0,49 mGy/ quadro	0,22 mGy/ quadro		
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	60 kV/ 600 mA	55 kV/ 600 mA	51 kV/ 600 mA		
	Modo 12 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	0,29 mGy/quadro	0,32 mGy/quadro	0,23 mGy/quadro		
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	59 kV/609 mA	55 kV/600 mA	51 kV/600		
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm		
	0,24 mGy/quadro	0,30 mGy/quadro	0,28 mGy/quadro		
EMI Med-Pro Hospital C 09/05/2001	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	59 kV/600 mA	55 kV/600 mA	50 kV/597 mA		
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm		
	0,15 mGy/quadro	0,14 mGy/quadro	0,12 mGy/quadro		
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	Exame cardíaco - 3 quadros/s				
	80 kV/ 48 mA	85 kV/ 54,5 mA	90 kV/ 49 mA		
	Modo 13 cm	Modo 17 cm	Modo 23 cm		
	3,72 mGy/ quadro	2,15 mGy/ quadro	2,60 mGy/ quadro		
Philips Integris Allura Hospital C 24/04/2001	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	63 kV/360 mA	60 kV/300 mA	56 kV/300 mA	53 kV/300 mA	
	Modo 12 cm	Modo 17 cm	Modo 22 cm	Modo 30 cm	
	0,17 mGy/quadro	0,15 mGy/quadro	0,13 mGy/quadro	0,11 mGy/quadro	

Os resultados demonstram que, com exceção do equipamento Philips Integris H-5000*, os valores encontrados estão bem próximos dos valores típicos encontrados na literatura.

* Este equipamento será melhor investigado nos testes de qualidade a serem futuramente realizados.

De acordo com os dados do Report NCRP 99 ²⁹, a dose na pele do paciente em uma angiografia coronária está tipicamente entre 400 e 1300 mGy.

A dose absorvida que pode causar danos para o paciente depende de vários fatores, mas uma dose de 3 Gy é suficiente para começar a causar danos na pele do paciente, sendo aproximadamente 20 Gy para afecções cutâneas, e de 15 a 20Gy para descamação, necrose da pele e ulceração secundária⁵.

Caso o equipamento seja manuseado incorretamente ou apresente algumas falhas em seu desempenho, as doses a que os pacientes estão expostos podem causar queimaduras e danos na pele dos pacientes, por isso é importante que estes sistemas sejam regularmente avaliados. Os casos de danos na pele dos pacientes são raramente publicados principalmente devido à resistência da comunidade médica em notificá-los⁴¹.

4.3.2. Taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem

A taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente é muito útil para calcular a dose no paciente quando a espessura do paciente e o tempo do procedimento clínico são conhecidos. Contudo, esta avaliação é dependente de vários fatores, como a espessura do paciente e do simulador, distância origem-detetor, distância objeto-detetor, etc, o que torna esta medição menos reprodutível que a taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem, desde que esta seja determinada sem o espalhamento⁴². A taxa de kerma no ar na entrada do II dá a idéia da eficiência da cadeia de formação da imagem fluoroscópica⁴².

A medição da taxa de kerma no ar na entrada do II deve ser realizada para todas as aberturas do II, e em modo de operação fluoroscópico e em modo pulsado. Estas medições devem ser realizadas periodicamente e não devem variar ao longo do tempo, durante a realização dos testes de constância^{27,39,40}.

A Tabela 4.20 apresenta os resultados da avaliação da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do intensificador de imagem em modo fluoroscopia.

Os valores típicos para taxa de kerma no ar na entrada do II (23 cm), em modo fluoroscopia, estão entre 0,65 e 0,87 $\mu\text{Gy/s}$ (75 a 100 $\mu\text{R/s}$), para medições realizadas sem a grade anti-espalhamento^{17, 39, 40}.

Tabela 4.20. Avaliação da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do intensificador de imagem em modo fluoroscopia.

Equipamento	Resultado			Desempenho recomendado ⁴²
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/07/2000	60 kV/ 9,7 mA	59 kV/9,0 mA	57 kV/ 8 mA	Os valores de linha de base não devem variar ao longo do tempo.
	Modo 13 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm	
	2,91 $\mu\text{Gy/s}$	2,36 $\mu\text{Gy/s}$	1,71 $\mu\text{Gy/s}$	
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	73 kV/ 39 mA	84 kV/ 39 mA	89 kV/ 39 mA	
	Modo 12 cm	Modo 16 cm	Modo 23 cm	
	18,80 $\mu\text{Gy/s}$	13,18 $\mu\text{Gy/s}$	8,50 $\mu\text{Gy/s}$	
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001	75 kV/ 39 mA	71 kV/ 39 mA	66 kV/39 mA	
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm	
	4,89 $\mu\text{Gy/s}$	2,74 $\mu\text{Gy/s}$	1,54 $\mu\text{Gy/s}$	
EMI Med-Pro Hospital C 09/05/2001	77 kV/39 mA	72 kV/39 mA	68 kV/39 mA	
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm	
	5,82 $\mu\text{Gy/s}$	3,64 $\mu\text{Gy/s}$	2,05 $\mu\text{Gy/s}$	
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	81 kV/ 27 mA	82 kV/ 23,2 mA	77 kV/ 21,3 mA	
	Modo 14 cm	Modo 28 cm	Modo 40 cm	
	2,70 $\mu\text{Gy/s}$	1,50 $\mu\text{Gy/s}$	0,50 $\mu\text{Gy/s}$	
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	84 kV/ 22,8 mA	82 kV/ 23,2 mA	77 kV/ 21,3 mA	
	Modo 13 cm	Modo 17 cm	Modo 23 cm	
	1,53 $\mu\text{Gy/s}$	1,54 $\mu\text{Gy/s}$	1,26 $\mu\text{Gy/s}$	
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	77 kV/9,5 mA	65 kV/9,1 mA	74 kV/8,9 mA	
	Modo 12 cm	Modo 17 cm	Modo 22 cm	
	3,07 $\mu\text{Gy/s}$	2,44 $\mu\text{Gy/s}$	2,33 $\mu\text{Gy/s}$	

Dos resultados obtidos, percebe-se que todos os valores encontram-se acima dos valores típicos apresentados na literatura. Isto se deve, primeiramente, ao fato de todas as medidas terem sido realizadas com a grade anti-espalhamento. Nestes casos, deve ser encontrado o fator de correção, que varia entre 1,3 a 1,8 vezes o valor encontrado¹⁷.

A câmara de ionização foi posicionada de forma a encostar no II, o que contribuiu para o aumento dos valores da taxa de kerma no ar devido ao espalhamento proveniente do II. Futuramente, as medições serão realizadas

posicionando-se a câmara a 25 cm de distância da superfície de entrada do II e realizando-se a correção destes valores por meio da lei do inverso do quadrado da distância e da atenuação no ar, evitando-se assim o aumento na taxa de kerma no ar devido à radiação espalhada⁴².

Uma maneira de analisar os resultados deste teste é comparar os valores obtidos para a linha de base com os valores que vão sendo obtidos ao longo da realização dos testes de constância. Os valores da taxa de kerma no ar na entrada do II devem permanecer iguais, dentro de um limite de tolerância, ao longo do tempo. É muito importante, neste caso, anotar todos os parâmetros utilizados (taxa de quadros, tipo de exame, distância foco-II, distância foco-câmera, abertura do II, entre outros), pois estes parâmetros afetam os valores medidos e devem ser reproduzidos quando são realizados novos testes.

Foi realizada também a avaliação da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do intensificador de imagem em modo pulsado. Os resultados destas medições estão apresentados na Tabela 4.21.

Todos os testes para avaliação da taxa de kerma no ar na entrada do II em modo pulsado foram realizados para exames cardíacos. Para estes exames, os valores típicos da taxa de kerma no ar na entrada do II (23 cm) em modo pulsado estão entre 0,09 e 0,17 $\mu\text{Gy}/\text{quadro}$ (10 a 20 $\mu\text{R}/\text{s}$)¹⁷.

4.3.3. Taxa de kerma no ar no corpo clínico

A taxa de kerma no ar no corpo clínico provém principalmente da radiação espalhada pelo paciente e pela mesa de exames e da radiação de fuga do tubo de raios X. A intensidade deste risco vai depender tanto dos fatores técnicos como da qualidade do feixe, do tamanho do campo, do tamanho do intensificador de imagem (II) e de sua posição, quando da localização de barreiras, da utilização adequada de aventais e da posição do corpo clínico na sala. A exposição no operador é geralmente muito menor quando o tubo de raios X está posicionado abaixo da mesa do que acima dela²⁷.

Tabela 4.21. Avaliação da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do intensificador de imagem em modo pulsado.

Equipamento	Resultado				Desempenho Recomendado ⁴²
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/07/2000	Exame cardíaco				Os valores de linha de base não devem variar ao longo do tempo.
	58 kV/ 500 mA	56 kV/500 mA	54 kV/ 500 mA		
	Modo 13 cm	Modo 18 cm	Modo 23 cm		
	0,70 µGy/quadro	0,59 µGy/quadro	0,35 µGy/quadro		
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000	Exame cardíaco				
	61 kV/ 600 mA	56 kV/ 600 mA	51 kV/ 600 mA		
	Modo 12 cm	Modo 16 cm	Modo 23 cm		
	1,91 µGy/quadro	1,54 µGy/quadro	1,08 µGy/ quadro		
Siemens Polytron VR-1000 Hospital A 11/01/2001	Exame cardíaco				
	81 kV/ 331 mA	81 kV/ 372 mA	81 kV/ 336 mA		
	Modo 14 cm	Modo 28 cm	Modo 40 cm		
	30,0 µGy/quadro	9,20 µGyquadro	4,13 µGy/quadro		
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001	Exame cardíaco				
	90 kV/ 53 mA	90 kV/ 53 mA	89 kV/ 52 mA		
	Modo 13 cm	Modo 17 cm	Modo 23 cm		
	31,78 µG/quadro	33,77 µGy/quadro	37,53 µGy/quadro		
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	63 kV/ 600 mA	61 kV/606 mA	60 kV/609 mA		
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm		
	0,35 µGy/quadro	0,18 µGy/quadro	0,22 µGy/quadro		
EMI Med-Pro Hospital C 09/05/2001	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	62 kV/597 mA	60 kV/ 600 mA	57 kV/ 600 mA		
	Modo 11 cm	Modo 15 cm	Modo 23 cm		
	0,37 µGy/quadro	0,25 µGy/quadro	0,15 µGy/quadro		
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001	Exame cardíaco - 30 quadros/s				
	63 kV/425 mA	61 kV/388 mA	61 kV/345 mA	60 kV/333 mA	
	Modo 12 cm	Modo 17 cm	Modo 22 cm	Modo 30 cm	
	0,49 µGy/quadro	0,35 µGy/quadro	0,26 µGy/quadro	0,19 µGy/quadro	

Este teste foi realizado com abertura do II de 23 cm ou o mais próximo possível deste modo de magnificação, em uma simulação de um exame cardíaco. A câmara de ionização (180 cm³) foi posicionada à altura da tireóide, do tórax, do abdômen e do tornozelo de um homem adulto padrão (175 cm), nas posições do médico, a 70 cm do tubo II; do assistente, a 100 cm do tubo II; e das enfermeiras, a 200 cm do tubo II.

A Tabela 4.22 apresenta os resultados da avaliação da taxa de kerma no ar no corpo clínico responsável pelo exame em modo fluoroscopia.

Tabela 4.22. Avaliação da taxa de kerma no ar no corpo clínico em modo fluoroscopia.

Equipamento	Resultados(mGy/h)			
	Localização*	A (Médico)	B (Assistente)	C (Enfermeira)
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/07/2000		Parâmetros da Técnica: 65 kV/13,9 mA		
	<i>Tireóide</i>	0,41	0,13	0,03
	<i>Tórax</i>	0,35	0,13	0,03
	<i>Abdômen</i>	0,54	0,25	0,04
	<i>Tornozelos</i>	0,80	0,32	0,05
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000		Parâmetros da Técnica: 71 kV/39 mA		
	<i>Tireóide</i>	0,71	0,43	0,16
	<i>Tórax</i>	0,88	0,45	0,12
	<i>Abdômen</i>	1,18	0,54	0,09
	<i>Tornozelos</i>	2,29	1,48	0,24
Siemens Polytron VR 1000 Hospital A 11/01/2001		Parâmetros da Técnica: 81 kV/305 mA		
	<i>Tireóide</i>	0,08	0,06	0,02
	<i>Tórax</i>	0,13	0,07	0,02
	<i>Abdômen</i>	0,13	0,07	0,02
	<i>Tornozelos</i>	0,03	0,11	0,03
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001		Parâmetros da Técnica: 68 kV/9,8 mA		
	<i>Tireóide</i>	0,25	0,16	0,07
	<i>Tórax</i>	0,398	0,20	0,07
	<i>Abdômen</i>	0,51	0,28	0,08
	<i>Tornozelos</i>	0,32	0,13	0,05
EMI Med-Pro Hospital C 02/04/2001		Parâmetros da Técnica: 71 kV/39 mA		
	<i>Tireóide</i>	0,40	0,18	0,07
	<i>Tórax</i>	0,53	0,17	0,08
	<i>Abdômen</i>	0,74	0,21	0,07
	<i>Tornozelos</i>	0,99	0,57	0,15
Philips Integris Allura Hospital A 24/04/2001		Parâmetros da Técnica: 85 kV/9,8 mA		
	<i>Tireóide</i>	0,53	0,28	0,09
	<i>Tórax</i>	0,74	0,26	0,09
	<i>Abdômen</i>	0,97	0,30	0,05
	<i>Tornozelos</i>	0,88	0,39	0,11

As Figuras 4.6, 4.7 e 4.8 apresentam, respectivamente, os resultados obtidos da taxa de kerma no ar no médico, no assistente e nas enfermeiras durante procedimentos clínicos em modo fluoroscopia.

Pode-se concluir que os valores da taxa de kerma no ar no corpo clínico variam muito, mas o equipamento EMI Med-Pro, que já havia apresentado taxas elevadas de dose na pele do paciente, apresentou também os maiores valores da taxa de kerma no ar no corpo clínico.

Figura 4.6. Avaliação da taxa de kerma no ar no médico em modo fluoroscopia.

Figura 4.7. Avaliação da taxa de kerma no ar no assistente em modo fluoroscopia.

Figura 4.8. Avaliação da taxa de kerma no ar na enfermeira em modo fluoroscopia.

A determinação da taxa de kerma no ar no corpo clínico foi realizada também no modo pulsado de operação, modo que ocasiona as maiores doses devido às altas correntes do tubo utilizadas para a aquisição digital da imagem.

A Tabela 4.23 apresenta os resultados da avaliação da taxa de kerma no ar no corpo clínico responsável pelo exame em modo pulsado.

Tabela 4.23. Avaliação da taxa de kerma no ar no corpo clínico em modo pulsado.

Equipamento	Resultados (mGy/h)			
	Localização	A (Médico)	B (Assistente)	C (Enfermeira)
Philips Integris H-3000 Hospital B 06/07/2000		<i>Modo Pulsado/ Exame cardíaco</i> Parâmetros da Técnica: 58 kV/ 500 mA/ 30 quadros/s		
	Tireóide	2,8	0,74	0,15
	Tórax	2,75	0,74	0,15
	Abdômen	4,95	1,88	0,22
	Tornozelos	5,65	2,66	0,36
EMI Med-Pro Hospital C 07/08/2000		<i>Modo Pulsado/ Exame cardiovascular</i> Parâmetros da Técnica: 50 kV/ 600 mA/ 15 quadros/s		
	Tireóide	1,70	0,95	0,40
	Tórax	2,16	1,32	0,20
	Abdômen	3,33	1,38	0,15
	Tornozelos	6,69	3,91	0,65
Siemens Polytron VR 1000 Hospital A 11/01/2001		<i>Modo Pulsado/ Exame cardíaco</i> Parâmetros da Técnica: 81 kV/ 366 mA/ 3 quadros/s		
	Tireóide	1,97	1,32	0,60
	Tórax	3,27	1,98	0,47
	Abdômen	3,47	2,04	0,46
	Tornozelos	0,67	2,64	0,67
Philips Integris H-5000 Hospital A 16/01/2001		<i>Modo Pulsado/ Exame cardíaco</i> Parâmetros da Técnica: 90 kV/ 52,4 mA/ 3 quadros/s		
	Tireóide	11,93	7,54	2,85
	Tórax	20,65	10,06	2,37
	Abdômen	25,46	14,59	4,51
	Tornozelos	16,79	6,95	2,91
EMI Med-Pro Hospital A 02/04/2001		<i>Modo Pulsado/ Exame cardíaco</i> Parâmetros da Técnica: 54 kV/ 600 mA/ 30 quadros/s		
	Tireóide	1,23	0,50	0,12
	Tórax	1,54	0,45	0,22
	Abdômen	2,19	0,55	0,17
	Tornozelos	3,52	1,90	0,56
Philips Integris Allura Hospital C 24/04/2001		<i>Modo Pulsado/ Exame cardíaco</i> Parâmetros da Técnica: 62 kV/ 348 mA/ 30 quadros/s		
	Tireóide	3,14	1,24	0,53
	Tórax	5,26	1,76	0,55
	Tornozelos	7,48	2,26	0,21
	Pés	8,39	3,41	0,89

A parte do corpo mais afetada durante estes procedimentos são os tornozelos do corpo clínico. Embora os limites anuais máximos admissíveis para trabalhadores serem superiores para as extremidades (500 mSv/ano), deve-se prestar muita atenção a este fato, realizando adequadamente os testes de radiação de fuga do tubo e cuidando para que a cortina plumbífera esteja sempre colocada na mesa de exames. A cortina é um acessório de baixo custo e que pode reduzir significativamente a radiação espalhada incidente no corpo clínico. Uma cortina de chumbo entre o paciente e o corpo clínico⁹ reduz a dose a um fator de aproximadamente 10 vezes.

As Figuras 4.9, 4.10 e 4.11 apresentam, respectivamente, os resultados obtidos da taxa de kerma no ar no médico, no assistente e nas enfermeiras durante procedimentos clínicos típicos de cateterismo cardíaco, com abertura do II de 23cm ou o mais próximo possível deste modo de magnificação, em modo de aquisição pulsada.

O equipamento Philips Integris H-5000 apresentou taxas de kerma no ar elevadas.

A taxa de kerma no ar no corpo clínico pode ser estimada considerando que a radiação espalhada a 1 metro do paciente é alterada pelo fator de dependência angular dos dosímetros termoluminescentes e é aproximadamente de 1/200 a 1/1000 da exposição no paciente. A exatidão desta aproximação só é aceitável para se obter uma estimativa da taxa de kerma no ar no corpo clínico na ausência de dados mais precisos⁴⁰.

Atualmente, vários artigos têm sido publicados prescrevendo diretrizes para o corpo clínico gerenciar a qualidade da imagem, para proteção radiológica e sobre os cuidados com a saúde do paciente na instituição^{9,40,43-46}. Estas diretrizes incluem treinamentos periódicos aos médicos e ao pessoal de apoio, que devem ser realizados pela equipe de controle de qualidade. A implementação destes treinamentos é essencial, devido ao potencial de risco associado, e tem sido muito procurada. O nível de responsabilidade envolvido⁴⁷ requer treinamento extensivo

em física radiológica, princípios de funcionamento dos equipamentos e proteção radiológica.

Figura 4.9. Avaliação da taxa de kerma no ar no médico em modo pulsado.

Figura 4.10. Avaliação da taxa de kerma no ar no assistente em modo pulsado.

Pesquisas mais detalhadas das doses no corpo clínico e no paciente devem ser realizadas. No atual trabalho foram utilizadas apenas câmaras de ionização, mas uma comparação com dosímetros termoluminescentes seria de grande importância, principalmente se estas medidas pudessem ser realizadas em condições clínicas convencionais. As medições realizadas com simuladores

podem causar uma sub-estimativa das doses, principalmente devido às condições idealizadas durante as medidas⁴⁸. A determinação de curvas de isodose nestes sistemas pode auxiliar o corpo clínico a encontrar meios de minimizar cada vez mais os índices de radiação a que estão expostos.

Figura 4.11. Avaliação da taxa de kerma no ar na enfermeira em modo pulsado.

4.4 Recomendações Complementares

As doses a que o corpo clínico está exposto em um exame de angiografia são as mais elevadas entre os departamentos de diagnóstico por imagem. As doses a que os pacientes estão expostos podem causar queimaduras e danos na pele, caso o equipamento seja manuseado incorretamente ou apresente algumas falhas em seu desempenho. Por isso é importante que estes sistemas sejam regularmente avaliados.

Embora o risco de danos para o paciente seja pequeno, ele existe e pode ser evitado. Os testes de controle de qualidade desenvolvidos neste trabalho tiveram o objetivo de realizar testes específicos para a avaliação do desempenho destes sistemas e monitorar as taxas de kerma no ar nos pacientes e no corpo clínico.

Durante o desenvolvimento deste trabalho, verificou-se que existem muitas dúvidas por parte dos operadores quanto à utilização correta dos equipamentos avaliados e dos métodos de dosimetria, e ainda que apenas alguns funcionários destes departamentos estão muito preocupados com os procedimentos corretos

em fluoroscopia. Percebeu-se, portanto, que existe uma necessidade urgente de treinamento nestes departamentos. Estes treinamentos constituem-se da apresentação de regras bastante simples que devem ser divulgadas pela equipe de Controle de Qualidade. Esta equipe deve sempre incentivar a informação, o esclarecimento de dúvidas e a implementação de treinamentos periódicos para o corpo clínico destas instituições.

Apesar de grande parte dos testes para avaliação do desempenho dos equipamentos de ASD terem sido desenvolvidos neste trabalho, ainda existem algumas avaliações que devem ser implementadas, tais como: determinação do rendimento do tubo de raios X, determinação do atraso na formação da imagem, determinação de distorção na imagem, determinação do fator de conversão (este não é um teste de controle de qualidade, mas serve para avaliar o desempenho do II) e determinação do tremor na formação da imagem, entre outros.

A implementação de todos estes testes pode vir a ser um desafio para a equipe de controle de qualidade, visto o pouco tempo disponível para a realização dos testes e o vasto agendamento de procedimentos clínicos nestes departamentos. Em geral, o tempo para a realização de todos os testes desenvolvidos neste trabalho é bastante restrito.

5. CONCLUSÕES

Os testes de controle de qualidade em equipamentos de ASD foram elaborados e posteriormente implementados em hospitais que são submetidos ao controle de qualidade do IEE/USP. Estes testes foram divididos em três blocos: testes convencionais, testes no sistema de subtração digital e testes para verificação da taxa de kerma no ar.

Os testes para verificação da exatidão da tensão do tubo de raios X indicaram que os equipamentos EMI Med-Pro, Philips Integris H-5000 e Philips Integris H-3000 apresentaram desvios do indicador da tensão do tubo de raios X maiores do que 10%, excedendo o limite prescrito pela Portaria MS-453. Todos os demais equipamentos avaliados apresentaram o indicador da tensão do tubo de raios X com desvio menor que 10%. Todos os equipamentos avaliados apresentaram valores adequados de reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, do alinhamento do eixo central do feixe de raios X, da camada semi-redutora e na compensação do controle automático de exposição. Os testes para a verificação da qualidade dos monitores indicaram que o monitor Philips apresentou problemas na resolução em alto e baixo contraste. A verificação da resolução em baixo e alto contraste no equipamento EMI Med-Pro apresentou resultados adequados.

Com relação aos sistemas de subtração digital, foram realizados testes para a avaliação da imagem de artérias em baixo contraste, do desempenho e da resolução em baixo contraste e da resolução espacial dos equipamentos. Os valores de linha de base que foram estabelecidos não variaram ao longo do tempo, durante a realização dos testes de constância.

A verificação da uniformidade do contraste indicou que apenas um equipamento apresentou uma pequena falta de uniformidade de densidade óptica nas artérias que passam sobre diferentes espessuras simuladoras de ossos e tecido. Nenhum dos equipamentos avaliados apresentou problemas com relação à introdução de artefatos de subtração e de linearidade do contraste.

O teste para determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente indicou que o equipamento EMI Med-Pro apresentou valores acima dos limites prescritos pela Portaria MS-453 e também valores mais altos comparados com os outros sistemas. As hipóteses que poderiam estar levando à ocorrência deste problema foram levantadas, o problema foi notificado, e as devidas providências foram tomadas pela gerência do hospital em questão.

Os valores da taxa de kerma no ar na entrada do intensificador de imagem foram determinados e os valores de linha de base foram estabelecidos, para o acompanhamento futuro de controle de qualidade.

Os valores da taxa de kerma no corpo clínico foram determinados para o médico, o assistente e a enfermeira, na posição do tórax, do abdômen e dos tornozelos de um adulto típico. Verificou-se que os valores da taxa de kerma no ar no corpo clínico variam muito, mas o equipamento EMI Med-Pro, que já havia apresentado taxas elevadas de dose na pele do paciente, apresentou também os maiores valores de taxa de kerma no ar no corpo clínico. A parte do corpo clínico mais afetada durante estes procedimentos são os tornozelos. Por isso, é importante que sejam realizados adequadamente os testes de radiação de fuga no tubo de raios X e cuidar para que a cortina plumbífera esteja devidamente posicionada.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 MISTRETTA, C.A.; GRIST, T. M. X-ray Digital Subtraction Angiography to Magnetic Resonance Digital Subtraction Angiography Using Three-dimensional Tricks. Historical Perspective and Computer Simulations: A Review. **Investigative Radiology**. v. 33 (9): p. 496-505, 1998.
- 2 TURRSKI, P. A.; STEGHORST, M. F.; STROTHER, C. M.; CRUMMY, A. B.; LIEBERMAN, R. P.; MISTRETTA, C.A. Digital Subtraction Angiography "Road Map". **American Journal of Roentgenology**. v. 139: p.1233-1234, 1982.
- 3 ECONOMIC CYCLE RESEARCH INSTITUTE. Healthcare Product Comparison System. Radiographic/fluoroscopic Units, Angiographic; Cardiac Catheterization; Special Procedure. **Proceedings of Plymouth Meeting**, PA: April. 1999, [CD_ROM].
- 4 ALMEIDA, A. O. Radiação Previne Recaída do Coração. **Folha de São Paulo**. São Paulo, Folha Ciência, Jul. 09, 2000.
- 5 FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. Center for Devices and Radiological Health. Public Health Advisory: **Avoidance of Serious X-ray-induced Skin Injuries to Patients During Fluoroscopically-guided Procedures**. [On line]. Rockville, MD, 1994.
- 6 SHOPE, T. **Radiation-induced Skin Injuries From Fluoroscopy**. Food and Drug Administration. Center for Devices and Radiological Health of FDA Public Health Advisory. [On line]. Rockville, MD, 1997.
- 7 HOFF, G.; TARRAGÓ, M. E.; BACELAR, A.; PINTO, A. L. A.; KREBS, E. M. Análise das Doses Efetivas Recebidas por Trabalhadores em Radiologia Médica. In: **Anais do Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**. Campos do Jordão, S.P. Out.13-17: 1996. v.2: p. 481-482. [S.l.: s.n.].
- 8 ARCHER, B. R.; WAGNER, L. K. Protecting Patients by Training Physicians in Fluoroscopic Radiation Management. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**. American College of Medical Physics, Winter 2000.

-
- 9 GEISE, R. A.; EUBIG, C.; FRANZ, S.; KELSEY, C.; LIETO, R.; SHAIKH, N.; WEXLER, M. **Managing the Use of Fluoroscopy in Medical Institutions. AAPM Report nº 58.** Task group VI. American Association of Physicists in Medicine. Madison, 1998.
 - 10 COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes Básicas de Radioproteção. (CNEN-NE-3.01),** 1990.
 - 11 SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE. **Resolução SS-625. Uso, Posse e Armazenamento de Fontes de Radiação Ionizante no Âmbito do Estado de São Paulo.** Diário Oficial do Estado. São Paulo: 14 de dezembro de 1994.
 - 12 MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria SVS MS-453. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico.** Diário Oficial da União. Brasília: 02 de junho de 1998.
 - 13 ROS, R. A.; **Metodologia de Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios X (Nível Diagnóstico) Utilizados em Calibração de Instrumentos.** Dissertação de mestrado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
 - 14 INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 1 – General Aspects. IEC 61223-1.** Genève, 1993.
 - 15 WOLBARST, A. B., **Physics of Radiology,** Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 1993.
 - 16 WEBB, S. **The Physics of Medical Imaging.** Medical Science Series. Institute of Physics Publishing. Bristol and Philadelphia, 1988.
 - 17 AUSTIN, B. T.; BALTER, S.; CLARKE, G. D.; LIN, P. P.; McKETTY, M. H. P.; PINA, M. V.; RAUCH, P. L.; TKACIK, M.; WHITING, J. S.. **Cardiac Catheterization Equipment Performance. AAPM Report nº 70.** Task Group nº 17. American Association of Physicists in Medicine. Madison, 2001.
 - 18 HASEGAWA, B. H., **Medical X-ray Imaging,** Medical Physics Publishing Company, Madison, Wisconsin, 1991.
 - 19 HENDREE, W. R.; RITENOUR, R. **Medical Imaging Physics.** 3rd. ed. Mosby Year Book. St. Louis, MO, 1992.

-
- 20 BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHHOLDT, Jr., E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Williams & Wilkins. Baltimore, MD, 1994.
- 21 KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. John Wiley & Sons, Inc. 3rd. ed. New York, NY, 2000.
- 22 DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A.; JOHNSTON, R. E. **The Physics of Diagnostic Imaging**. Ch& Hall Medical, Dowsett, 1998.
- 23 RIEDERER, S. J.; ENZMANN, D. R.; HALL, A. L.; PELC, N. J.; DJANG W. T. The Application of Matched Filtering to X-ray Exposure Reduction in Digital Subtraction Angiography: Clinical Results. **Radiology**, v. 146, p. 349-354, 1983.
- 24 RIEDERER, S. J.; ENZMANN, D. R.; HALL, A. L.; PELC, N. J.; DJANG W. T. The Application of Matched Filtering Contrast Material Dose Reduction in Digital Subtraction Angiography. **Radiology**, v.147, p. 853-858, 1983.
- 25 GRAY, J. E.; WINKLER, N. T.; STEARS, J; FRANK, E. D. **Quality Control in Diagnostic Imaging**. Rochester, Minnesota, 1983.
- 26 GRAY, J.E.; LISK, K.G.; HADDICK, D.H.; HARSHBARGER, J.H.; OOSTERHOF, J.H.; SCHWENKER, R. Test Pattern for Video Displays and Hard-copy Cameras. **Radiology**. v. 154 (2), p. 519-529, 1985.
- 27 LIN, P. P.; OLSON, A.; ROTHENBERG, L.; RUTZ, L.; SHAPIRO, G.; SHAW, C-G.; WAGNER, L. **Performance Evaluation and Quality Assurance in Digital Subtraction Angiography**. **AAPM Report nº 15**. American Association of Physicists in Medicine. New York, May 1985.
- 28 INTERNATIONAL ELETROTECNICAL COMISSION. **Acceptance Tests - Imaging Performance of X ray Equipment for Digital Subtraction Angiography**. IEC 61223-3-3. Genève, 1996.
- 29 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment**. **NCRP Report nº 99**. Bethesda, MD, 1989.
- 30 LAMMOGLIA, P.; FURQUIM, T.A.C.; COSTA, P.R.; CALDAS, L. V. E. Controle de Qualidade em Equipamentos de Angiografia por Subtração Digital – **Anais da Jornada Paulista de Radiologia**, São Paulo, S.P., 2000.

-
- 31 LAMMOGLIA, P.; FURQUIM, T.A.C.; COSTA, P.R.; CALDAS, L. V. E. Digital Subtraction Angiography Equipment: Acceptance Testing and Quality Control – **Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering**, 23-28/07/2000, Chicago. [CD-ROM].
- 32 LAMMOGLIA, P.; FURQUIM, T.A.C.; COSTA, P.R.; CALDAS, L. V. E. Controle de Qualidade em Equipamentos de Angiografia por Subtração Digital – Resultados Preliminares. **Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, p. 298-301, Florianópolis, S.C., 2000.
- 33 INTERNATIONAL ELETROTECNICAL COMISSION. **Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 2-5: Constancy Tests - Image Display Devices. IEC 61223-2-5**. Genève, 1996.
- 34 INTERNATIONAL ELETROTECNICAL COMISSION. **Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments - Part 2-4: Constancy Tests - Hard Copy Cameras. IEC 61223-2-5**. Genève, 1996.
- 35 PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO. (Aspectos Técnicos). Sociedad Espanola de Protección Radiológica. **Sociedad Española de Física Médica**. Sept, 1996.
- 36 BARNES, G. Meeting the Clinical Needs in Fluoroscopy: The UAB Experience. **Proceedings of the ACR/FDA Workshop on Fluoroscopy**, Washington, D.C. Oct. 16-17, 1992 [S.I.].
- 37 CHAKRABORTY, P. Routine Fluoroscopic Quality Control.. Specification, Acceptance Testing and Quality Control on Diagnostic X-ray Imaging Equipment. **American Association of Physicists in Medicine**. Medical Physics Monograph nº 20. Woodbury, NY, 1994.
- 38 LIN, P.P. Review of Fluoroscopy Equipment Operation and Performance. **Proceedings of the ACR/FDA Workshop on Fluoroscopy**,. Washington, D.C. Oct. 16-17, 1992 [S.I.].
- 39 LIN, P. P. **Technical Considerations of Equipment Selection and Acceptance Testing of Cardiovascular Angiography Systems. Specification, Acceptance Testing and Quality Control on Diagnostic X-ray**

-
- Imaging Equipment. Medical Physics Monograph nº 20.** American Association of Physicists in Medicine. Woodbury, NY, 1994.
- 40 BALTER, S.; BORRAS, C; LIN, P. P.; MOORE, R. J.; MOORE, W. E.; SPRAWLS, P. **Evaluation of Radiation Exposure Levels in Cine Cardiac Catheterization Laboratories. AAPM Report nº 12.** American Association of Physicists in Medicine. New York, N.Y: 1984.
- 41 GEISE, R. A.; O`DEA T. J. Radiation Dose in Interventional Fluoroscopic Procedures. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 50, p. 173-184, 1999.
- 42 BOONE, J. M.; PFEIFFER, D. E.; STRAUSS, K. J.; ROSSI, R. P.; LIN, P. P.; SHEPARD, J. S.; CONWAY, B. J. A Survey of Fluoroscopic Exposure Rates: AAPM Task Group Nº 11 Report. **Medical Physics**. American Association of Physicists in Medicine, v. 20(3) p.789-794, May/Jun, 1993.
- 43 NICKOLOFF, E. L.; ATHERTON, J. V.; BUTLER, P. F.; CHU, R. Y. L. ; HEFNER, L. V.; RANDALL, M. G.; WAGNER, L. K.. **Staffing Levels and Responsabilities of Physicists in Diagnostic Radiology. AAPM Report nº 33.** American Association of Physicists in Medicine. New York, N.Y: 1991.
- 44 BRATEMAN, L.; MARX, V. Fluoroscopic Radiation Safety. **Proceedings of the ACR/FDA Workshop on Fluoroscopy**, Washington, D.C., Oct. 16-17, 1992, [S.I.].
- 45 BALTER, S. The Training and Credentials of Fluoroscopists. **Proceedings of the ACR/FDA Workshop on Fluoroscopy**. Washington, D.C, Oct. 16-17, 1992 [S.I.].
- 46 INTERNATIONAL ELETROTECNICAL COMISSION. **Medical Electrical Equipment. Particular Requeriments for the Safety of X-ray Equipment for Interventional Procedures. IEC 60601-2-43.** Genève, 2000.
- 47 SPIES, J. B. Physician's Credentials and Privileges for Use of Fluoroscopy. **Proceedings of the ACR/FDA Workshop on Fluoroscopy**. Washington, D.C. Oct. 16-17, 1992, [S.I.].
- 48 AXELSSON, B.; CEDERLUND, T.; SVANE, B. Evaluation of Radiation Exposure to Personnel in Cardiac Angiography. **Radiation Protection Dosimetry**. v. 57 p. 433-436, 1995.

ANEXO 1

Procedimientos

ANEXO 2

Protocolos

ANEXO 3

Planilha do aplicativo Microsoft Excel

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA EXATIDÃO E REPRODUTIBILIDADE DO INDICADOR DE TENSÃO (kVp) DO TUBO DE RAIOS X

1. INTRODUÇÃO

A tensão de aceleração (kVp) afeta o controle eletrônico da escala de cinzas da imagem radiográfica, e quanto maior, mais penetrante será o feixe de raios X, isto é, mais tipos de anatomias podem ser vistas.

A qualidade da imagem é influenciada por qualquer variação no kVp, isto é, um aumento do kVp resultará num aumento da densidade, do ruído (na forma de fog) e ocorrerá a diminuição do contraste no filme. Além da baixa qualidade da imagem, a indicação equívoca do equipamento pode ocasionar uma dose maior ao paciente e reduzir o tempo de vida do tubo, caso seja utilizado um valor de kVp alto.

A frequência deste teste deve ser anual e também quando a máquina indicar perda de rendimento neste aspecto ou sofrer reparos.

2. OBJETIVO

Verificar se o kVp indicado pela mesa de comando coincide com o valor indicado no medidor digital de kVp e verificar a reprodutibilidade de kVp do gerador de raios X.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Medidor digital de kVp;
- Trena;
- Calculadora;
- Nível de bolha;
- Filtros de cobre ou alumínio.

4. PROCEDIMENTO

A determinação da exatidão e da reprodutibilidade da tensão de aceleração em equipamentos de fluoroscopia pode ser realizada de duas maneiras:

4.1. Em unidades com controle manual da técnica

Neste caso, as medidas são realizadas de acordo com o Procedimento de Calibração e Acurácia da Tensão de Aceleração para equipamentos de raios X convencionais.

4.2. Em unidades sem controle manual da técnica

- coloque o medidor de kVp sobre a mesa, diretamente voltado para o feixe de raios X na distância sugerida pelo manual do medidor utilizado;
- colime o feixe sobre a área marcada no medidor digital de kVp;
- zere o medidor de kVp;
- irradie e anote no protocolo a leitura do medidor de kVp e a técnica ajustada pelo equipamento;
- repita mais duas vezes o passo d);
- insira um filtro de alumínio ou cobre entre o medidor e o Intensificador de Imagem (o filtro deve ser colocado entre o intensificador de imagem e o medidor, nunca entre o medidor e o tubo de raios X, já que a filtração pode alterar o resultado da medição);
- irradie e anote no protocolo a leitura do medidor de kVp e a técnica ajustada pelo equipamento;
- repita os itens f) e g) enquanto os parâmetros da técnica do equipamento estiverem entre 60-100 kVp.

5. RESULTADOS

5.1. Exatidão

Determinar para cada valor de kVp selecionado a calibração (%) obtida entre os valores nominais e os valores medidos para os diferentes valores de mA. A exatidão pode ser obtida por:

$$D(\%) = \left(\frac{kVp_{medido} - kVp_{indicado}}{kVp_{indicado}} \right) \cdot 100$$

Onde:

D= desvio entre o valor nominal e o valor medido

kVp_{medido} = média dos valores de kVp obtidos com o medidor não-invasivo

$kVp_{indicado}$ = média dos valores de kVp indicados pelo equipamento fluoroscópico.

O equipamento deve apresentar uma porcentagem de erro menor que $\pm 10\%$.

5.2. Reprodutibilidade

A reprodutibilidade é fornecida por:

$$R(\%) = \left(\frac{kVp_{máximo} - kVp_{mínimo}}{kVp_m} \right) \cdot 100$$

Onde:

R= Reprodutibilidade do kVp

$kVp_{máx}$ – valor máximo das medidas de kVp realizadas para uma técnica de exposição;

$kVp_{mín}$ – valor mínimo das medidas de kVp realizadas para a mesma técnica de exposição;

kVp_m – média das medidas de kVp realizadas para uma técnica de exposição.

A reprodutibilidade do equipamento deve estar dentro de uma variação de $\pm 10\%$.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DO ALINHAMENTO DO FEIXE CENTRAL E DA EXATIDÃO DO SISTEMA DE COLIMAÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Em sistemas de fluoroscopia com o intensificador de imagem sem alinhamento e colimação, parte do campo de raios X pode cair fora da área visível do receptor de imagem. Esta porção do campo não contribui para a imagem fluoroscópica útil e pode resultar em exposição desnecessária ao paciente.

2. OBJETIVO

Observar se o feixe primário está perpendicular ao filme e o campo de radiação X está centralizado corretamente na área que será irradiada.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Dispositivo para teste de colimador - Victoreen modelo 07-661;
- dispositivo acrílico para alinhamento do feixe primário - Victoreen modelo 07-662;
- chassi (preferivelmente 24 x 30) com écran simples e carregado;
- letras de chumbo;
- nível de bolha.

4. PROCEDIMENTO

- a) Nivele a mesa de exames fluoroscópica e verifique se o equipamento está devidamente nivelado;
- b) posicione o dispositivo para teste do colimador sobre a mesa e o dispositivo para alinhamento do feixe primário sobre o dispositivo para teste de colimador;
- c) ajuste a distância mesa-intensificador de imagem (II) para 30 cm;
- d) centralize os dispositivos olhando a imagem fluoroscópica;
- e) quando os dispositivos estiverem centralizados verifique o alinhamento do sistema;
- f) anote no protocolo a técnica utilizada e o tipo de foco que está sendo utilizado;
- g) observe no monitor a imagem formada e anote no protocolo a distância do centro da imagem até a borda de cada um dos quatro eixos;
- h) identifique, com as letras de chumbo, a posição da direita, da esquerda, do topo e da base do dispositivo;
- i) se o campo de raios X está centralizado, estas distâncias devem ser iguais,
- j) se a falta de centralização é maior que 3% da distância foco-detetor ela deve ser corrigida;
- k) posicione um chassi com filme na entrada do intensificador de imagem;
- l) abra o colimador o máximo possível e selecione uma técnica de 45 kVp e 12 mAs ou 60 kVp e 10 mAs;
- m) se o sistema não possuir controle manual da técnica faça uma exposição fluoroscópica por cerca de 15 segundos com 60 kVp e 1-2 mA;
- n) revele o filme e analise a imagem formada, anotando no protocolo a distância do centro da imagem até a borda de cada um dos quatro eixos;
- o) a distância entre o campo visualizado no monitor e o campo obtido no filme é o erro de colimação (Figura 1);
- p) o erro em qualquer um dos cantos deve ser menor que 3% da distância foco-detetor;

Figura 1- Configuração do teste para verificação da colimação do campo de raios X e da imagem visualizada no monitor.

5. RESULTADOS

A forma de verificar a perpendicularidade do feixe central é observar o posicionamento das duas esferas do dispositivo de alinhamento para coincidência de campos e as bordas que limitam o campo de radiação X no filme. Tem-se as seguintes possibilidades:

- Se as imagens dos dois círculos sobrepõem-se, a perpendicularidade do feixe está dentro de $0,5^\circ$.
- Se a imagem da esfera superior (sombra maior) interceptar o primeiro círculo, o feixe está centrado dentro de $1,5^\circ$.
- Se a imagem da esfera superior (sombra maior) interceptar o segundo círculo, o desalinhamento é de 3° .

A forma de verificar a coincidência do campo de raios X com a imagem do monitor é avaliar a diferença entre o tamanho do campo formado no filme e no monitor.

Este erro, para qualquer canto da imagem deve ser menor do que 3% da distância foco-detetor.

Deve-se também checar centralização da imagem, para verificar se a imagem gerada é simétrica. Se a falta de centralização é maior que 3% da distância foco-detetor, este parâmetro deve ser corrigido.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA CAMADA SEMI-REDUTORA (CSR)

1. INTRODUÇÃO

Um dos testes mais importantes para um programa de controle de qualidade de equipamento de raios X é a medida da camada semi-redutora (CSR) do feixe em um meio de referência (tal como alumínio) em uma tensão de aceleração (kVp) específica. A qualidade do feixe tem forte influência no contraste, escurecimento do filme e dose no paciente. Para caracterizar o feixe, então, pode-se obter a espessura de um material que reduz a intensidade inicial do feixe à metade (CSR) em um dado kVp. As medidas de CSR para diferentes valores de kVp devem estar dentro de limites internacionais.

2. OBJETIVO

Medir a camada semi-redutora (CSR) e verificar se está de acordo com os limites recomendados.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Monitor de radiação, conversor e câmara de ionização (60 cm^3);
- suporte para medida de CSR;
- placas de alumínio 1100;
- filtros de cobre;
- nível de bolha.

4. PROCEDIMENTO

A determinação da CSR em equipamentos de fluoroscopia pode ser realizada de duas maneiras:

4.1. Em unidades com ajuste manual da técnica

Neste caso é utilizado o procedimento para determinação da CSR para equipamentos convencionais.

4.2. Em unidades sem ajuste manual da técnica

A determinação da CSR é simples quando pode-se fixar uma condição de kVp. Quando o equipamento possui o controle automático de exposição (AEC), a variação na espessura do filtro resulta na variação do kVp, e consecutivamente a CSR muda. Em equipamentos com AEC, a espessura total dos filtros entre o ponto focal e o intensificador de imagens deve permanecer constante, portanto:

- coloque o suporte para medida de CSR sobre a mesa de exame;
- garanta que o suporte, a mesa e o colimador estejam nivelados utilizando o nível de bolha;
- posicione a câmara de ionização a 30 cm da mesa e posicione o tubo de raios X a uma distância foco-câmara recomendada pelo fabricante, anotando no protocolo esta distância;
- centralize a câmara de ionização usando o modo fluoroscopia;
- selecione na no monitor da câmara o modo de leitura de taxa de dose (Sv/min);
- coloque os filtros de cobre diretamente abaixo do intensificador de imagens, adicionando-os ou subtraindo-os até obter uma técnica entre 80-85 kVp durante fluoroscopia;
- ajuste o colimador durante a fluoroscopia para minimizar o tamanho do campo de raios X o suficiente para irradiar a câmara de ionização;
- anote no protocolo a dose acumulada encontrada. Essa é a medida I_0 com 0 mmAl;
- retire um filtro de 1 mmAl posicionado entre a câmara de ionização e o intensificador de imagem e coloque-o entre o tubo de raios X e a câmara de ionização, como ilustrado na Figura 1.
- Faça outra exposição e anote o resultado no protocolo;
- Repita os passos i) a k) até a dose inicial I_0 cair até aproximadamente $I_0/3$;
- realize mais duas exposições sem os filtros de alumínio (medida I_0) e anote no protocolo.

Figura 1. Configuração do teste para determinação da camada semi-redutora.

5. RESULTADOS

- Verifique se a medição realizada sem placas de alumínio no início do teste e a realizada no final do teste difere no máximo em 5%. Se esta condição não for satisfeita os valores medidos não deverão ser levados em conta;
- grafique os equivalentes de dose [mGy/min] em função da espessura do filtro [mmAl];
- ajuste a melhor curva exponencial;
- determine a espessura de alumínio que atenua a intensidade do feixe à metade.

Os equipamentos de fluoroscopia devem obedecer aos valores da CSR indicados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores mínimos da CSR em função da fase e tensão do tubo

kVp	CSR (mmAl)	
	monofásico	trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	3,9
130	3,5	4,1

Referência: Portaria SVS MS-453

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA COMPENSAÇÃO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O controle automático de exposição (AEC) ou sistema automático de brilho (ABC) é utilizado nos sistemas fluoroscópicos para controlar os fatores técnicos (kVp, mA ou largura do pulso) e garantir que a radiação que alcança o Intensificador de Imagem (II) seja suficiente para formar uma imagem. Adicionalmente, alguns sistemas fluoroscópicos são equipados com controle automático do ganho (AGC) que varia rapidamente o ganho do sistema de vídeo para manter constante o brilho da imagem no monitor de TV. Com AEC descompensado, o sistema pode dirigir o kVp ou mA a níveis mais altos que podem causar altas exposições aos pacientes e corpo clínico, por isso o funcionamento apropriado deste sistema é necessário para garantir ótima qualidade da imagem com as menores taxas de exposição possíveis.

2. OBJETIVO

Verificar o sistema de controle automático de exposição e do controle automático de ganho nos equipamentos fluoroscópicos.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Monitor de radiação, conversor e câmara de ionização (60 cm³);
- *patient equivalent phantom* (PEP) completo;
- trena.

4. PROCEDIMENTO

4.1. Verificação do AEC/ABC

- Posicione o PEP (15 cm) de forma que as folhas recortadas fiquem em contato com a mesa para colocar a câmara de ionização;
- Abra o campo de forma a conter toda a superfície sensível da câmara;
- Ajuste a leitura para taxa de dose;
- Irradie em fluoroscopia o tempo suficiente para estabilizar o sistema. Então, leia e anote a taxa de dose para o PEP completo;
- Remova metade do PEP (7,5 cm);
- Irradie e anote o resultado da taxa de dose na metade do PEP.

4.2 Verificação do AGC

- Posicione o PEP (15 cm) de forma que as folhas recortadas fiquem em contato com a mesa para colocar a câmara de ionização;
- Abra o campo de forma a conter toda a superfície sensível da câmara;
- Remova 3 placas das 6 de acrílico do PEP;
- Manualmente, troque o mA, kVp e taxa de dose com os parâmetros utilizados pelo AEC;
- Observe a imagem e mentalmente note o brilho e qualidade usando a imagem da câmara como parâmetro;
- Adicione 1 bloco de acrílico do PEP (2,5 cm) e observe o brilho e qualidade da imagem;
- Se o brilho não variar, adicione mais um bloco de acrílico e observe o brilho e qualidade da imagem até o brilho diminuir;
- Se já foram utilizadas todas as placas de acrílico do PEP e a imagem não mudar pare o procedimento e assuma que o AGC funciona muito bem;
- Anote o kVp, mA e taxa de dose utilizada para o procedimento e a quantidade total de acrílico utilizada.

5. RESULTADOS

5.1. Verificação do AEC/ABC

Por causa dos diferentes tipos de AEC e absorção exponencial do feixe de raios X, nenhum valor específico pode ser dado, mas a taxa de dose para a metade do PEP deve ser aproximadamente metade dos valores para o PEP completo.

5.2. Verificação do AGC

O brilho das imagens não deve variar para as várias espessuras utilizadas do PEP.

Um sistema AGC de alta qualidade deve ser capaz de compensar no mínimo 7,5 cm de acrílico acima dos 15 cm do PEP. Além disso, o AGC deve ser capaz de compensar a remoção dos 7,5 cm de acrílico colocado sobre o PEP. O AGC deve funcionar igualmente todas as vezes em que este teste for realizado.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM DE MONITORES DE VÍDEO E CÂMARAS COPIADORAS

1. INTRODUÇÃO

Os sistemas mais sofisticados de diagnóstico médico de hoje utilizam os monitores de vídeo e as câmaras copiadoras para produzirem a imagem anatômica final. Estes dispositivos devem estar adequadamente ajustados para não colocarem em risco toda a imagem. Com esta preocupação, a SMTPE (*Society of Motion Picture and Television Engineers*) fabricou um padrão responsável por avaliar os parâmetros-chave que afetam a qualidade destes dispositivos. Este padrão (fita de vídeo ou gerador de sinal) possibilita a avaliação de parâmetros como: resolução, contraste, brilho, razão de aspecto, e escala em cinza e uniformidade da imagem.

2. OBJETIVO

Avaliar a qualidade da imagem formada por monitores de vídeo (que utilizam faixa de varredura de 525 linhas/60 hertz e com razão de aspecto de 4:3). Avaliar a qualidade da imagem de câmaras copiadoras.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Vídeo padrão de formato VHS ou S-VHS para sistemas de imagem médica (Victoreen 07-640);
- gerador de sinal padrão para sistemas de imagem médica (Victoreen 07-495);
- cabo coaxial BNC.

4. PROCEDIMENTO

- a) Garanta que o equipamento esteja devidamente ligado e a sala esteja escurecida de modo a realizar um procedimento médico;
- b) se o sistema possuir vídeo-cassete, posicione a fita e rode-a durante toda sua duração (30 min);
- c) se o sistema não possuir vídeo-cassete, utilize o gerador de sinal conectando-o na entrada de vídeo do monitor;
- d) analise a imagem formada em todos os aspectos como: resolução, contraste, brilho, razão de aspecto, e escala em cinza, anotando tudo no protocolo;
- e) congele a imagem do monitor e faça uma cópia;
- f) faça a análise da imagem da copiadora.

5. RESULTADOS

A imagem formada no monitor deve ser comparada com a imagem da copiadora e estes devem ter desempenhos semelhantes.

Para os monitores de vídeo, os seguintes itens devem ser analisados:

- 1) **Resolução** – Este teste verifica a habilidade do vídeo produzir informações de detalhes finos (em alto e baixo contraste). Localizados nos cantos e no centro da imagem, todos os blocos de baixo contraste (1%, 3% e 5%) e todos os objetos de alto contraste (1, 2 e 3 incrementos de pixel) devem ser perfeitamente visualizados.
- 2) **Escala de Cinza** – Pode ser utilizada tanto para verificação do contraste e brilho do monitor, quanto para o ajuste dos mesmos. Todas as escalas de cinza devem ser visualizadas. Atenção especial deve ser dada aos níveis de cinza de 5% e de 95%. O contraste nestes casos devem ser perfeitamente visíveis nos centros do quadrados.
- 3) **Razão de aspecto** - A razão de aspecto de 4:3 é o padrão comumente utilizado atualmente em monitores de TV. Este teste verifica se a altura e a largura da imagem formada estão em proporção adequada. Neste teste, as malhas verticais e laterais devem estar adequadamente centralizadas. Além disso, o círculo sobreposto sobre o padrão serve como referência para o ajuste apropriado do aspecto do monitor.

- 4) **Uniformidade do sinal** – Irregularidades na uniformidade são indicativos de problemas como a não sincronização da varredura, variações na deflexão do feixe, variação no fósforo, etc. As das malhas de nível médio de brilho de 50% devem ser visualizadas uniformemente em toda sua extensão.
- 5) **Resposta transiente e resposta em baixa frequência** – Este teste é estritamente relacionado com a uniformidade. Deve ser verificado se há aparecimento de ecos ou de “caudas”, efeitos que podem ocorrer após a transição de preto para branco ou de branco para preto, e indicam problemas de uniformidade.
- 6) **Linearidade do sinal** – Este teste possibilita a verificação da linearidade do sinal da escala em cinza (densidade óptica em função do brilho da escala de cinza). A densidade óptica de cada nível da escala deve ser avaliada e graficada em função de sua porcentagem de contraste. Os valores da densidade óptica relativos aos níveis de cinza de 40%, 90% e de 10% - 70% devem ser iguais aos valores apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 Densidades ópticas esperadas em função do nível de cinza da imagem

Nível de cinza	Densidade Óptica
40%	1,10
90%	0,25
10% - 70%	1,30

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO EM ALTO CONTRASTE EM FLUOROSCOPIA

1. INTRODUÇÃO

A resolução em alto contraste, ou resolução espacial, é definida como a frequência espacial (pl/mm) que é resolvida em condições de objetos de alto contraste. Em fluoroscopia, esta resolução é degradada por pequenas alterações no foco. Devido às diferentes aplicações dos sistemas de diagnóstico por imagem, é essencial que esta resolução seja avaliada em todos os sistemas.

2. OBJETIVO

Verificar a resolução em alto contraste do sistema, para garantir que os principais componentes do sistema fluoroscópico e cadeia de imagem estejam funcionando com consistência garantindo uma boa qualidade da imagem.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Dispositivo de teste para controle de qualidade em fluoroscopia, Victoreen – modelo 07-619;
- suporte para dispositivo de teste.

4. PROCEDIMENTO

- a) Coloque o dispositivo de teste o mais próximo possível do Intensificador de Imagens (II). Em sistemas que utilizam II sobre a mesa, coloque o dispositivo no topo da mesa e em sistemas que utilizam o II abaixo da mesa, coloque o dispositivo de teste sobre a superfície do II;
- b) usando fluoroscopia, posicione o dispositivo tal que o padrão de resolução esteja em um ângulo de 45° em relação às linhas de varredura do monitor de vídeo. Todos os objetos de teste devem estar visíveis e centralizados no monitor no modo 9" e no modo 6";
- c) ajuste os níveis de luz da sala àqueles que geralmente são utilizados nos exames;
- d) selecione os menores parâmetros de técnica possíveis (kV e mA);
- e) colime o feixe somente onde o simulador é visível (com as extremidades limitadas pelo colimador);
- f) em sistemas com modo de operação pulsado, uma exposição de poucos frames é suficiente para avaliar a resolução do sistema;
- g) realize uma exposição em modo 9";
- h) analise os resultados no sistema de TV e anote-os no protocolo;
- i) grave os resultados em filme (modo negativo) ou em vídeo, se possível;
- j) repita os passos de g) a i) em modo 6".

5. RESULTADOS

Ajuste o monitor para o menor brilho e contraste possíveis. Analise visualmente o filme, a imagem do monitor e o cassete de forma a verificar a menor resolução visível das malhas de cobre na periferia e no centro do phantom para os tamanhos de 6" e 9" do II.

- Para II de 6", a resolução do sistema deve ser de 50 malhas no centro da imagem e 30 a 40 malhas na periferia;
- Para II de 9", a resolução do sistema deve ser de 40 malhas no centro e 30 malhas na periferia;
- II's de modo duplo 9" e 10" em modo magnificado devem resolver a imagem tão bem quanto II's de Csl de 6".

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO EM ALTO CONTRASTE EM FLUOROSCOPIA

1. INTRODUÇÃO

A resolução em alto contraste, ou resolução espacial, é definida como a frequência espacial (pl/mm) que é resolvida em condições de objetos de alto contraste. Em fluoroscopia, esta resolução é degradada por pequenas alterações no foco. Devido às diferentes aplicações dos sistemas de diagnóstico por imagem, é essencial que esta resolução seja avaliada em todos os sistemas.

2. OBJETIVO

Verificar a resolução em alto contraste do sistema, para garantir que os principais componentes do sistema fluoroscópico e cadeia de imagem estejam funcionando com consistência garantindo uma boa qualidade da imagem.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Dispositivo de teste para controle de qualidade em fluoroscopia, Victoreen - modelo 07-673;
- Suporte para o dispositivo de teste.

4. PROCEDIMENTO

- a) Coloque o dispositivo de teste no suporte e mova o intensificador de imagem (II) tão próximo quanto possível. Para II sobre a mesa, coloque o dispositivo no topo da mesa e para portáteis, sobre a superfície do II;
- b) Usando fluoroscopia, posicione o dispositivo tal que o padrão de resolução esteja em um ângulo de 45° em relação às linhas de varredura do monitor de vídeo. Todos os objetos de teste devem estar visíveis no monitor no modo 9". No modo 6" pode ser necessário mover o suporte utilizado para visualizar a rede padrão de cobre;
- c) Ajuste os níveis de luz da sala àqueles que geralmente se utiliza em exames;
- d) Selecione cerca de 70 kVp;
- e) Utilize fluoroscopia e observe a área clara e escuras (objetos de alto e baixo contraste), até que estejam totalmente visíveis simultaneamente no monitor. Ajuste brilho e contraste no monitor até obter o melhor ajuste;
- f) Note a maior frequência (linhas por mm) visível no padrão de resolução para o modo mais utilizado;
- g) Em unidades fluoroscópicas equipadas com hard-copy camera, faça um filme do teste;
- h) Grave um filme cassete se estiver disponível.

5. RESULTADOS

Os quadrados de baixo contraste nas áreas claras e escuras devem estar visíveis em todos os modos de operação, isto é, nos diferentes modos de tamanho de II.

Um sistema fluoroscópico razoável deve ter resolução de 0,9 pl/mm no modo 9" e 1,2 pl/mm no modo 6".

Equipamentos portáteis (arco-em-C) não devem ter menos que 0,9 pl/mm.

Seriógrafos de 105 mm devem ter resolução de 1,5 pl/mm no modo 9" e 2,5 pl/mm no modo 6".

Um filme cassete deve ter resolução de 0,7 pl/mm no modo 9" e 0,9 pl/mm no modo 6". Filmes convencionais devem ter 2,5 a 3,5 pl/mm.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO EM BAIXO CONTRASTE EM FLUOROSCOPIA

1. INTRODUÇÃO

Resolução, em geral, refere-se à habilidade de discernir a presença de dois ou mais objetos muito próximos em alto ou baixo contraste. Um teste de grande importância em um sistema de imagens envolve sua capacidade de distinguir um objeto em baixo contraste. A resolução em baixo contraste é a percentagem de contraste de um objeto resolvível cujo tamanho é grande o suficiente para que a resolução em alto contraste (resolução espacial) não seja um fator limitante. Essa capacidade é diminuída principalmente devido a aumento nos ruídos quântico e eletrônico. Devido às diferentes aplicações dos sistemas de diagnóstico por imagem, é essencial que todos os sistemas de imagem em diagnóstico avaliem ambas as resoluções.

2. OBJETIVO

Medir a resolução em baixo contraste, para garantir que os principais componentes do sistema fluoroscópico e cadeia de imagem estejam funcionando com consistência garantindo uma ótima qualidade da imagem.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Dispositivo de teste para controle de qualidade em fluoroscopia - Victoreen – modelo 07-645;
- suporte para dispositivo de teste.

4. PROCEDIMENTO

- a) Para equipamentos de fluoroscopia de geometria convencional, com o tubo de raios X em baixo da mesa e o Intensificador de Imagens (II) acima da mesa, posicione dois filtros de cobre (de 1 mm de espessura cada um) na mesa e a placa de teste sobre o II. O simulador deve ser posicionado entre 30 e 40 cm acima da mesa, como mostra a Figura 1.
- b) se o equipamento de fluoroscopia tiver o tubo de raios X acima da mesa e o II abaixo da mesa, coloque o filtro de cobre na saída do colimador e a placa de teste A na mesa (o mais próximo possível) ou diretamente sobre o II. Em ambas as geometrias os filtros de cobre e as placas de teste devem estar centrados no campo de vista fluoroscópico.
- c) se o II tem diferentes tamanhos de campos de vista, selecione o tamanho 9" ou um tamanho de aproximadamente 23cm (este teste só necessita ser realizado para este tamanho de abertura do II);
- d) faça uma exposição em modo automático;
- e) Anote os parâmetros da técnica (kV, mA) e o número de alvos que podem ser vistos em cada coluna no monitor de vídeo. Faça um filme dessa imagem identificando-o;
- f) Troque a placa de teste A pela placa de teste B. Em geral a tensão do tubo permanecerá a mesmo, anote-a e anote os alvos que podem ser vistos em cada coluna no monitor de vídeo. Faça um filme dessa imagem identificando-o;
- g) O limiar de visibilidade do contraste ou o contraste de baixa resolução podem ser verificados determinando a menor resolução vista nas duas placas.

Figura 1 Geometria para Teste de Resolução de Baixo Contraste

5. RESULTADOS

Os resultados deste teste só necessitam ser avaliados para o modo 9". Conte quantos alvos são visíveis na coluna 1, coluna 2 e coluna 3 da placa A. Conte novamente quantos dados são visíveis nas três colunas para a placa B. Verifique então por meio da imagem das placas A e B no monitor e no filme qual é o menor alvo visível Figura 2. Caso ocorra um empate entre as placas A e B, utilize a menor resolução visível da placa B. Por meio deste dado e da tensão de pico automaticamente selecionada pelo equipamento, verifique na Tabela 1 a resolução em baixo contraste do seu sistema.

Figura 2 Número dos alvos das placas de teste A e número dos alvos da placa de teste B. As duas placas devem ser visualizadas no monitor de vídeo do equipamento avaliado. Os alvos de menor valor devem ser encontrados para serem analisados na Tabela 1.

Tabela 1 – Tabela percentual da resolução em baixo contraste. O alvo de menor valor encontrado é verificado na tabela em função da tensão do tubo de raios X selecionada pelo equipamento.

Número do alvo	Tensão do tubo (kVp)								
	50	60	70	80	90	100	110	120	130
0,5	0,84	0,66	0,56	0,50	0,46	0,43	0,41	0,39	0,38
1	1,67	1,31	1,11	1,00	0,92	0,87	0,82	0,79	0,76
1,5	2,51	1,97	1,67	1,5	1,39	1,3	1,24	1,18	1,14
2	3,34	2,62	2,23	2,00	1,85	1,74	1,65	1,58	1,52
2,5	4,18	3,28	2,79	2,50	2,31	2,17	2,06	1,97	1,9
3	5,01	3,94	3,34	3,00	2,77	2,60	2,47	2,37	2,28
3,5	5,85	4,59	3,90	3,50	3,23	3,04	2,88	2,76	2,66
4	6,68	5,25	4,46	4,00	3,70	3,47	3,30	3,16	3,03
4,5	7,52	5,90	5,01	4,50	4,16	3,91	3,71	3,55	3,41
5	8,35	6,56	5,57	5,00	4,62	4,34	4,12	3,95	3,79
5,5	9,19	7,22	6,13	5,50	5,08	4,77	4,53	4,34	4,17
6	10,02	7,87	6,69	6,00	5,54	5,21	4,94	4,74	4,55
6,5	10,86	8,53	7,24	6,50	6,01	5,64	5,36	5,13	4,93
7	11,69	9,18	7,80	7,00	6,47	6,08	5,77	5,53	5,31
7,5	12,53	9,84	8,36	7,50	6,93	6,51	6,18	5,92	5,69
8	13,36	10,50	8,92	8,00	7,39	6,94	6,59	6,31	6,07
8,5	14,20	11,15	9,47	8,50	7,86	7,38	7,01	6,71	6,45
9	15,04	11,81	10,03	9,00	8,32	7,81	7,42	7,10	6,83

Uma boa resolução em baixo contraste é obtida quando o contraste é menor que 3%. Uma resolução em baixo contraste razoável deve estar entre 3 a 5%. Resoluções entre 5 e 6% geram imagens de qualidade baixa.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DO TEMPO ACUMULADO EM FLUOROSCOPIA

1. INTRODUÇÃO

Alguns procedimentos fluoroscópicos são razoavelmente longos, por isso é importante que exista um sinal sonoro que indique ao corpo clínico o tempo que o feixe de raios X está acionado. Normalmente os equipamento fluoroscópicos devem indicar este sinal sonoro a cada 5 minutos e cortar a exposição do feixe a cada 10 minutos de exposição contínua.

2. OBJETIVO

Determinar se o equipamento emite um sinal sonoro após 5 minutos de exposição e se há interrupção da emissão do feixe após 10 minutos.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Não se aplica

4. PROCEDIMENTO

- a) Feche completamente os colimadores ou bloqueie o feixe primário;
- b) se possível, selecione a técnica mais baixa;
- c) acione a fluoroscopia;
- d) sem interromper a exposição, registre o tempo indicado no equipamento no instante em que o alarme sonoro for acionado;
- e) após 10 minutos de exposição contínua verifique se o feixe de radiação foi interrompido.

PS: Se possível, a avaliação do tempo acumulado em fluoroscopia deve ser realizada durante os outros testes de desempenho.

5. RESULTADOS

O alarme sonoro deve ser acionado após 5 minutos de exposição e deve haver interrupção do feixe de raios X após 10 minutos de exposição contínua.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA MÍNIMA DISTÂNCIA FOCO-PELE

1. INTRODUÇÃO

Para limitar as doses de radiação nos pacientes durante procedimentos fluoroscópicos, foram determinados alguns limites para a mínima distância foco-pele de operação. A lei do inverso do quadrado da distância reduz a radiação na pele dos pacientes exigindo uma distância segura do ponto focal até a posição mais próxima que o paciente pode ser colocado para uma determinada distância entre a origem e o intensificador de imagem.

2. OBJETIVO

Determinar se a mínima distância foco-pele do equipamento obedece limites regulamentadores.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Régua

4. PROCEDIMENTO

- a) Encontre a posição do ponto focal no tubo de raios X;
- b) meça com a régua a distância entre o ponto focal e a superfície do colimador ou do espaçador;
- c) anote a distância encontrada no Protocolo.

5. RESULTADOS

A mínima distância foco-pele deve ser de 30 cm para unidades fluoroscópicas móveis e de 38 cm para unidades fixas.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA IMAGEM DE ARTÉRIAS EM BAIXO CONTRASTE EM SISTEMAS DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

Apesar da resolução espacial na angiografia por subtração digital (ASD) ser inferior à do filme de radiografia convencional, seu desempenho em baixo contraste é melhor, devido à capacidade de realçar o contraste por meio da subtração e de outras técnicas específicas. Idealmente, a avaliação do desempenho em baixo contraste é relacionada com a observação de estenoses, aneurismas e calcificações dos vasos sanguíneos.

2. OBJETIVO

Verificar o desempenho do equipamento em detectar objetos em baixo contraste (artérias, aneurismas, estenoses, etc) a partir de concentrações variadas de iodo e de diâmetros da artéria.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco de artéria de concentração 15 mg/cm^3 (Nuclear Associates 76-705);
- bloco de artéria de concentração 150 mg/cm^3 (Nuclear Associates 76-705-1150);
- bloco de artéria de concentração 300 mg/cm^3 (Nuclear Associates 76-705-1300);
- bloco vazio (Nuclear Associates 76-712);
- bloco em cunha (Nuclear Associates 76-711).

4. PROCEDIMENTO

- Programa um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para a realização de todas as imagens;
- ajuste a abertura do Intensificador de Imagem (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- monte o simulador com o bloco em cunha simulando o paciente e o bloco vazio sob o bloco em cunha. Não utilize o bloco de ossos;
- ajuste a distância simulador-II para 15 cm e centralize o simulador;
- ajuste a distância foco-II para 80 cm;
- anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura do monitor, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- verifique se que a grade do II está posicionada;
- com o bloco branco inserido no bloco vazio, faça a máscara de uma exposição, em menos de 10 ou 15 segundos coloque o padrão de artérias de 15 mg/cm^3 (bloco amarelo) no lugar do bloco branco;
- faça a subtração da imagem;
- analise no monitor a percentagem de visualização das estenoses e aneurismas para cada uma das três artérias do bloco e anote no protocolo;
- se possível, faça um filme da imagem produzida e analise o filme;
- retire o bloco de artérias utilizado no teste acima e repita os passos h) a k) para o bloco de artéria de 150 mg/cm^3 (bloco azul);
- retire o bloco de artérias de 150 mg/cm^3 e repita os passos de h) a k) para o bloco de 300 mg/cm^3 (bloco vermelho).

5. RESULTADOS

- Os resultados da visualização das artérias, aneurismas e estenoses, devem ser comparados com o declarado nos documentos acompanhantes do equipamento.
- Os resultados obtidos no monitor e no filme devem ser aproximadamente iguais.
- Os resultados obtidos devem ser comparados com outros equipamentos similares.
- Os resultados obtidos devem permanecer iguais ao longo do tempo, durante a realização dos testes de constância.
- A valores da leitura da densidade óptica $D(6 \text{ mg/cm}^2)$, $D(3 \text{ mg/cm}^2)$ e $D(1,5 \text{ mg/cm}^2)$ devem ser realizados para os três blocos de artéria. A diferença $D(6 \text{ mg/cm}^2) - D(3 \text{ mg/cm}^2)$ e $D(3 \text{ mg/cm}^2) - D(1,5 \text{ mg/cm}^2)$ devem ser encontradas. O resultado das duas diferenças deverá se aproximadamente 0,3.

NOTA: Os valores da leitura da densidade óptica podem não ser encontrados devido ao espalhamento do feixe, à não-linearidade no feixe ou na curva de H-D do filme, entre outros fatores. Problemas com a copiadora e a processadora também podem resultar em variações na densidade óptica.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO EM BAIXO CONTRASTE EM SISTEMAS DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

A resolução em baixo contraste indica a capacidade de um sistema de imagem em identificar objetos adjacentes de baixo contraste. A angiografia por subtração digital (ASD) é capaz de resolver artérias ou vasos sanguíneos com concentrações pequenas de iodo, ou seja, torna possível o uso de quantias mais baixas e menos perigosas de material de contraste a ser injetado no paciente.

2. OBJETIVO

Verificar a resolução em baixo contraste dos equipamentos de angiografia por subtração digital.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*);
- bloco vazio (*Nuclear Associates 76-712*);
- bloco branco (*Nuclear Associates 76-714*);
- bloco de pares de linha em baixo contraste (*Nuclear Associates 76-716*).

4. PROCEDIMENTO

- a) Programe um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para todas as imagens;
- b) ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- c) monte o bloco em cunha simulando o paciente e o bloco vazio sob o bloco em cunha;
- d) ajuste a distância foco-II para 80 cm e a distância II-objeto para 15 cm;
- e) verifique se que a grade do II está posicionada;
- f) anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- g) coloque o bloco vazio dentro do bloco branco e faça a máscara dessa exposição e em menos de 10 ou 15 segundos, troque o bloco branco pelo bloco de resolução em baixo contraste;
- h) faça a subtração da imagem;
- i) analise os resultados no monitor e anote no protocolo os resultados obtidos;
- j) se possível, faça um filme da imagem e analise o filme.

5. RESULTADOS

- As menores resoluções observadas para cada uma das duas concentrações do phantom devem ser comparadas com as informações obtidas nos documentos acompanhantes do equipamento.
- Os resultados obtidos no monitor e no filme devem ser aproximadamente iguais.
- Os resultados obtidos devem ser comparados com outros equipamentos similares.
- Os resultados obtidos devem permanecer iguais ao longo do tempo, durante a realização dos testes de constância.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DO DESEMPENHO EM BAIXO CONTRASTE EM SISTEMAS DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

A medida do desempenho em baixo contraste dá-se em torno da menor artéria cilíndrica onde ainda é possível obter uma boa visualização de detalhes. A angiografia por subtração digital (ASD) é capaz de resolver artérias ou vasos sanguíneos com concentrações pequenas de iodo, ou seja, tornando possível o uso de quantidades menores e menos perigosas de material de contraste a ser injetado no paciente.

2. OBJETIVO

Verificar o desempenho em baixo contraste dos equipamentos de angiografia por subtração digital.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*);
- bloco vazio (*Nuclear Associates 76-712*);
- bloco branco (*Nuclear Associates 76-714*);
- bloco de artéria em baixo contraste (*Nuclear Associates 76-715*).

4. PROCEDIMENTO

- a) Programe um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para todas as imagens;
- b) ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- c) monte o bloco em cunha simulando o paciente e o bloco vazio sob o bloco em cunha;
- d) ajuste a distância foco-II para 80 cm e a distância II-objeto para 15 cm;
- e) verifique se que a grade do II está posicionada;
- f) anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- g) coloque o bloco vazio dentro do bloco branco e faça a máscara dessa exposição e em menos de 10 ou 15 segundos, troque o bloco branco pelo bloco de desempenho em baixo contraste;
- h) faça a subtração da imagem;
- i) analise os resultados no monitor e anote no protocolo os resultados obtidos;
- j) se possível, faça um filme da imagem e a análise do filme.

5. RESULTADOS

- Os menores diâmetros de artérias para cada uma das três concentrações de iodo devem ser comparadas com as informações obtidas nos documentos acompanhantes.
- Os resultados obtidos no monitor e no filme devem ser aproximadamente iguais.
- Os resultados obtidos devem ser comparados com outros equipamentos similares.
- Os resultados obtidos devem permanecer iguais ao longo do tempo, durante a realização dos testes de constância.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA FAIXA DINÂMICA DO SISTEMA DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

A faixa dinâmica do equipamento de angiografia por subtração digital (ASD) é definida como a faixa de atenuação que pode ser utilizada para subtração. A faixa dinâmica indica a espessura do objeto simulador que pode ser eliminada por subtração mas que ainda permite visualizar o componente de simulação vascular.

2. OBJETIVOS

Determinar a faixa de atenuação do equipamento de ASD que pode ser utilizada para subtração.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*);
- bloco de artéria de concentração 300 mg/cm³ (*Nuclear Associates 76-705-1300*);
- bloco simulador de ossos (*Nuclear Associates 76-713*).

4. PROCEDIMENTO

- Programa um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para todas as imagens;
- ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- coloque o bloco simulador de artérias na mesa e o bloco simulador de ossos sob o bloco de artérias. A direção dos ossos deve ser perpendicular à direção das artérias;
- coloque o bloco em cunha acima do bloco simulador de ossos. A direção dos vasos deve ser perpendicular à direção dos degraus;
- use a distância padrão do Intensificador de Imagens à 80 cm do ponto focal e uma distância objeto-II de 15 cm;
- anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura do monitor, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- verifique se que a grade do II está posicionada;
- com o bloco branco inserido no bloco vazio, faça a máscara de uma exposição, em 10 ou 15 segundos coloque o padrão de artérias no lugar do bloco branco;
- subtraia a máscara da imagem;
- verifique no monitor se as artérias permanecem uniformes quando passam sob as espessuras variadas de ossos e de tecido;
- anote suas observações no protocolo;
- se possível, faça um filme para registro do teste.

5. RESULTADOS

- O bloco em cunha, com os seis degraus abertos, cada um com 2,5 cm, formam uma cunha cuja faixa dinâmica total é aproximadamente 40:1, dependendo da tensão do tubo (kVp) utilizada. Deve-se verificar quantos degraus podem ser eliminados por subtração para que ainda se possa visualizar o componente de simulação vascular. Estes resultados devem ser comparados com os documentos acompanhantes do equipamento.
- Deve-se comparar o resultado obtido com os testes realizados posteriormente, sendo que o resultado deve ser igual ao longo da realização dos testes de constância.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA INTRODUÇÃO DE ARTEFATOS DE SUBTRAÇÃO NA IMAGEM DO SISTEMA DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

Se a localização do pixel de um objeto de *background* de alto contraste como osso, ar ou gás se movem durante o modo-máscara, o resultado será uma mistura no registro entre a máscara e a imagem opacificada e a consecutiva introdução de artefatos na imagem. Este problema pode obscurecer a visibilidade de um vaso opacificado.

2. OBJETIVOS

Verificar se o sistema está operando de forma a não introduzir artefatos de subtração na imagem.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco de registro (*Nuclear Associates 76-718*);
- bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*).

4. PROCEDIMENTO

- Programa um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para a realização de todas as imagens;
- ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- coloque o bloco de registro sob a mesa e o bloco em cunha acima dele, sendo que o mesmo deve estar fechado;
- use a distância padrão do Intensificador de Imagens à 80 cm do ponto focal e uma distância objeto-II de 15 cm;
- posicione o simulador no centro da imagem usando o modo fluoroscopia;
- verifique se que a grade do II está posicionada;
- anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura do monitor, número de frames/segundo utilizados e seleção de contraste;
- faça uma exposição para máscara e outra para imagem;
- subtraia a máscara da imagem;
- analise a imagem no vídeo e anote no protocolo;
- se possível, faça um filme dessa imagem para registro do teste.

5. RESULTADOS

- A auto-subtração deve resultar em uma imagem constituída apenas de ruído. Qualquer evidência de círculos na imagem geralmente indica problemas como instabilidades na câmera de TV ou instabilidades no suprimento de energia ao intensificador de imagem. Artefatos deste tipo indicam que está havendo mistura no registro da imagem e não devem ser tolerados.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA LINEARIDADE DO CONTRASTE DO EQUIPAMENTO DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

Um dos benefícios do processamento logarítmico é que a diferença do sinal de contraste é diretamente proporcional à espessura de iodo e independente da fluência de raios X transmitidos, ou seja, o valor de pixel aumenta linearmente com o aumento da concentração de iodo. Isso garante que as imagens possam ser usadas para medidas fisiológicas quantitativas relacionadas ao sistema cardiovascular do paciente.

2. OBJETIVO

Verificar se o processador logarítmico do equipamento está devidamente ajustado de forma a produzir uma adequada linearidade do contraste.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco vazio (*Nuclear Associates 76-712*);
- bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*);
- bloco branco (*Nuclear Associates 76-714*);
- bloco de linearidade (*Nuclear Associates 76-719*).

4. PROCEDIMENTO

- Programa um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para todas as imagens;
- ajuste a abertura do intensificador de imagem (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- monte o bloco em cunha simulando o paciente e o bloco vazio sob o bloco em cunha;
- ajuste a distância foco-II para 80 cm e a distância II-objeto para 15 cm;
- verifique se que a grade do II está posicionada;
- anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- coloque o bloco vazio dentro do bloco branco e faça a máscara dessa exposição e em menos de 10 ou 15 segundos, troque o bloco branco pelo bloco de linearidade;
- faça a subtração da imagem;
- em sistemas que possuem análise quantitativa, use a função ROI (região de interesse, na sigla em inglês) e anote os valores de pixel de cada uma das regiões de concentração de iodo do bloco de linearidade;
- em sistemas que não possuem análise quantitativa, uma janela estreita pode ser selecionada e o nível montado até que o valor médio do pixel seja encontrado para cada seção;
- faça um gráfico da espessura de iodo em função do valor de pixel encontrado.

5. RESULTADOS

- O gráfico obtido da concentração de iodo pelo valor de pixel deve obrigatoriamente aproximar-se de uma linha reta. Se isso não ocorrer, o processador logarítmico pode não estar devidamente ajustado.

- Deve-se entender que o amplificador logarítmico é geralmente ajustado para compensar o efeito do espalhamento e clarão na imagem para certa espessura do simulador a uma certa tensão do tubo (kVp) e pode não ser possível encontrar bons resultados para o teste de linearidade em todas as situações clínicas.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA UNIFORMIDADE DO CONTRASTE DO EQUIPAMENTO DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

Geralmente, os sistemas de Angiografia por Subtração Digital (ASD) utilizam o processamento logarítmico do sinal de vídeo para garantir que um vaso de diâmetro e concentração de iodo uniforme apareçam na imagem subtraída também com diâmetro e concentração uniforme, desprezando estruturas como ossos, ar e variações na espessura do tecido. Este processador precisa estar ajustado adequadamente para garantir um sinal de contraste uniforme em um vaso que atravessa áreas de atenuações com diferenças muito drásticas, como regiões contendo estruturas ósseas.

2. OBJETIVO

Verificar se o processador logarítmico do equipamento está devidamente ajustado produzindo uma adequada uniformidade do contraste.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Simulador de artéria de concentração 300 mg/cm^3 (*Nuclear Associates 76-700-1300*);
- bloco simulador de ossos (*Nuclear Associates 76-713*);
- bloco vazio (*Nuclear Associates 76-712*);
- bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*).

4. PROCEDIMENTO

- l) Programe um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para todas as imagens;
- m) ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- n) coloque o bloco simulador de artérias na mesa e o bloco simulador de ossos sob o bloco de artérias. A direção dos ossos deve ser perpendicular à direção das artérias;
- o) coloque o bloco em cunha acima do bloco simulador de ossos. A direção dos vasos deve ser perpendicular à direção dos degraus;
- p) use a distância padrão do Intensificador de Imagens à 80 cm do ponto focal e uma distância objeto-II de 15 cm;
- q) anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura do monitor, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- r) verifique se que a grade do II está posicionada;
- s) com o bloco branco inserido no bloco vazio, faça a máscara de uma exposição, em 10 ou 15 segundos coloque o padrão de artérias no lugar do bloco branco;
- t) subtraia a máscara da imagem;
- u) verifique no monitor se as artérias permanecem uniformes quando passam sob as espessuras variadas de ossos e de tecido;
- v) anote suas observações no protocolo;
- w) se possível, faça um filme para registro do teste.

5. RESULTADOS

Os vasos devem aparecer uniformes em sua densidade e largura quando passam sobre os ossos. Se não houver uniformidade da artéria, um ajuste apropriado do processamento logarítmico do equipamento pode estar sendo necessário.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA QUALIDADE DA SUBTRAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

Os sistemas de Angiografia por Subtração Digital (ASD) realizam a subtração da imagem-máscara da imagem opacificada para eliminar objetos de *background* como ossos, tecidos, etc. Este procedimento é muito importante pois é capaz de realçar a estrutura vascular do paciente.

2. OBJETIVO

Verificar a qualidade da do procedimento de subtração do equipamento de ASD.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Simulador de artéria de concentração 300 mg/cm³ (*Nuclear Associates 76-700-1300*);
- bloco simulador de ossos (*Nuclear Associates 76-713*);
- bloco vazio (*Nuclear Associates 76-712*);
- bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*).

4. PROCEDIMENTO

- Programa um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use o mesmo tempo para todas as imagens;
- ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- coloque o bloco simulador de artérias na mesa e o bloco simulador de ossos sob o bloco de artérias. A direção dos ossos deve ser perpendicular à direção das artérias;
- coloque o bloco em cunha acima do bloco simulador de ossos. A direção dos vasos deve ser perpendicular à direção dos degraus;
- use a distância padrão do Intensificador de Imagens à 80 cm do ponto focal e uma distância objeto-II de 15 cm;
- anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura do monitor, taxa de frames/s e seleção de contraste;
- verifique se que a grade do II está posicionada;
- com o bloco branco inserido no bloco vazio, faça a máscara de uma exposição, em 10 ou 15 segundos coloque o padrão de artérias no lugar do bloco branco;
- subtraia a máscara da imagem;
- verifique no monitor quais as espessuras de ossos foram subtraídas anotando suas observações no protocolo;
- se possível, faça um filme para registro do teste.

5. RESULTADOS

A falta de notoriedade dos ossos nas imagens subtraídas indicam a efetividade da subtração.

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO ESPACIAL DO SISTEMA DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL

1. INTRODUÇÃO

A resolução espacial é a medida da capacidade de um sistema de imagem de resolver objetos adjacentes em alto contraste, sendo especificada em pares de linhas por mm (pl/mm). Os fatores que têm a maior influência sobre a resolução espacial são: a magnificação geométrica, a abertura do II, tamanho do ponto focal, o número de linhas de varredura do vídeo e tamanho da matriz de pixels. Esta resolução deve ser analisada paralelamente às direções: verticais, horizontais e a 45 das linhas de varredura do vídeo.

2. OBJETIVO

Determinar a resolução espacial (resolução em alto contraste) dos equipamentos de ASD.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Bloco de resolução espacial (*Nuclear Associates 76-717*);
- padrão de teste de 0,01 mm Pb (*Nuclear Associates 07-527*);
- padrão de teste de 0,1 mm Pb (*Nuclear Associates 07-538-1000*);
- padrão de teste de 0,1 mm Pb (*Nuclear Associates 07-538-2000*);
- bloco vazio (*Nuclear Associates 76-712*);
- bloco em cunha (*Nuclear Associates 76-711*);
- bloco branco (*Nuclear Associates 76-714*).

4. PROCEDIMENTO

- a) Programe um intervalo de tempo de 10 a 15 segundos entre a máscara e a exposição da imagem. Use este mesmo tempo para realizar todas as imagens;
- b) ajuste a abertura do Intensificador de Imagens (II) em modo 6", ou o modo mais comumente usado;
- c) ajuste a distância simulador-II para 15 cm e centralize o simulador usando o modo fluoroscopia;
- d) anote no protocolo todos os detalhes como abertura do II, geometria do teste, ganho, tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, tamanho da matriz de pixels, número de linhas de varredura do monitor, número de frames/segundo utilizados e seleção de contraste;
- e) coloque o bloco em cunha na posição simulando o paciente e o bloco vazio sob o bloco em cunha;
- f) verifique se que a grade do II está posicionada;
- g) um dos padrões de 0,1 mmPb deve ser inserido na direção vertical do bloco de resolução e o outro padrão de 0,1 mmPb à 45° graus das linhas de varredura do vídeo;
- h) o padrão de 0,01 mmPb deve ser inserido na direção vertical das linhas de varredura do vídeo;
- i) insira o bloco branco dentro do bloco vazio e faça uma máscara da imagem, e em menos de 10 ou 15 segundos remova o bloco branco e insira o bloco de resolução;
- j) subtraia a imagem da máscara;
- k) analise a imagem no monitor e anote os resultados no protocolo;
- l) se possível, faça um filme dessa imagem e analise a imagem do filme.

5. RESULTADOS

- Os resultados deste teste devem ser analisados tanto nas direções paralelas às linhas verticais de varredura do vídeo, quanto a 45 graus destas linhas. Por causa da visibilidade das linhas de varredura, a imagem paralela a essas linhas podem dar falsa impressão de visualização.
- Os resultados obtidos usando uma matriz de pixels de 512 x 512 e com sistema de vídeo de 525 linhas de varredura (configuração mais utilizada), deve indicar uma resolução de pelo menos 1,6 pl/mm para Intensificador de Imagem de 15 cm e 1,2 pl/mm para Intensificador de Imagem de 23 cm. A Tabela 1 apresenta os limites teóricos de resolução espacial para várias configurações do sistema de ASD.
- Sistemas similares devem reproduzir imagens de qualidade similar de um para outro.
- Os resultados obtidos na linha de base devem ser iguais ao longo do tempo, durante a realização dos testes de constância.
- Deve-se analisar separadamente as imagens no monitor de vídeo e as imagens no filme. Os resultados da imagem realizada no filme não devem diferir das imagens obtidas no monitor.

Tabela 1 Limite teórico de resolução espacial do sistema de ASD

Modo II (cm)	Matriz pixels	Magnificação geométrica	Tamanho do Ponto Focal	Linhas de Varredura do Vídeo	Resolução (pl/mm)
10	512	1,25	0,90	525	2,30 (Limite da TV)
15					1,53 (Limite da TV)
23					1,02 (Limite da TV)
36					0,65 (Limite da TV)
10	512	1,5	0,90	525	2,77 (Limite da TV)
15					1,84 (Limite da TV)
23					1,22 (Limite da TV)
36					0,78 (Limite da TV)
10	512	2,0	0,90	525	2,30 (Limite do PF)
15					2,30 (Limite do PF)
23					1,62 (Limite da TV)
36					1,05 (Limite da TV)
10	512	1,25	1,4	525	2,30 (Limite da TV)
15					1,53 (Limite da TV)
23					1,02 (Limite da TV)
36					0,65 (Limite da TV)
10	1024	1,25	0,90	1024	4,46 (Limite da TV)
15					2,98 (Limite da TV)
23					2,00 (Limite da TV)
36					1,27 (Limite da TV)
10	512	1,25	0,90	1024	3,46 (Limite da matriz)
15					2,30 (Limite da matriz)
23					1,54 (Limite da matriz)
36					1,00 (Limite da matriz)
10	1024	1,5	0,90	1024	3,30 (Limite do PF)
15					3,30 (Limite do PF)
23					2,38 (Limite da TV)
36					1,52 (Limite da TV)
10	1024	2,0	0,45	1024	3,90 (Limite do PF)
15					3,90 (Limite do PF)
23					3,57 (Limite do PF)
36					2,30 (Limite do PF)

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA TAXA DE KERMA NO AR NA ENTRADA DA PELE DO PACIENTE

1. INTRODUÇÃO

A determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente é de grande importância pois além de se checar as condições de segurança nas quais os exames são realizados, constitui uma indicação do funcionamento do equipamento. Os valores podem ser analisados e as doses típicas que são ministradas aos pacientes para vários procedimentos clínicos podem ser determinadas.

2. OBJETIVO

Determinar a taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente durante o modo fluoroscopia e durante o modo pulsado em todos os modos de magnificação.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Monitor (90 x 15) e câmara de ionização (60 cm³);
- simulador de acrílico de 15 cm de espessura;
- trena;
- nível de bolha;
- filtros de cobre ou chumbo.

4. PROCEDIMENTO

- a) Se a distância entre o intensificador de imagem e o tubo de raios X é ajustável, selecione a menor distância para realizar a medida;
- b) se o intensificador de imagem estiver acima da mesa, posicione o simulador e a câmara de ionização como descrito na Figura 1;
- c) posicione a mesa do paciente o mais próximo possível do tubo de raios X enquanto é mantida uma distância de aproximadamente 30 cm entre a câmara de ionização e o intensificador de imagem;
- d) se o intensificador de imagem estiver abaixo da mesa, inverta a configuração do teste;
- e) anote no protocolo a distância foco-II e foco-câmara de ionização;
- f) selecione no equipamento para o “modo normal” de operação;
- g) ajuste a câmara de ionização para realizar a medida de taxa de kerma (Gy/min);
- h) selecione o maior modo de magnificação e anote no protocolo o modo selecionado;
- i) faça uma exposição em fluoroscopia e centralize a câmara;
- j) selecione o modo com grade e faça uma exposição em fluoroscopia até a câmara estabilizar;
- k) anote no protocolo a taxa de kerma indicada na câmara (mGy/min), as condições técnicas selecionadas pelo AEC do equipamento (kV, mA), e o tipo de exame utilizado na medição;
- l) se o equipamento possuir modo pulsado de operação faça uma exposição neste modo;
- m) anote no protocolo a taxa de kerma no ar indicada na câmara (mGy/min ou mGy/frame), as condições técnicas selecionadas pelo AEC do equipamento (kV, mA e taxa de frames/s), a magnificação e o tipo de exame utilizado na medição;
- n) repita as medidas os itens a) a m) para os outros modos de magnificação do intensificador de imagem;
- o) repita os itens a) a j) para o modo sem a grade, se clinicamente utilizável.

- p) posicione o gantry na posição lateral para determinar a máxima taxa de kerma no ar no paciente sem a atenuação proveniente da mesa;
- q) meça a taxa máxima de dose de entrada no paciente adicionando à medida com grade e à máxima magnificação do II alguns filtros de cobre ou um avental plumbífero no feixe;

Figura 1 Arranjo experimental para medição da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente.

5. RESULTADOS

- As taxas de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente variam de acordo com os parâmetros selecionados do equipamento.
- Quando a medida é realizada com grade, a taxa de dose é 1,5 a 2 vezes maior do que no modo sem grade.
- Os resultados para um mesmo equipamento devem ser constantes ao longo do tempo, de acordo com a realização dos testes de constância. Além disso, variações na taxa de kerma no ar de $\pm 25\%$ entre salas diferentes devem ser investigadas.
- A taxa de kerma na entrada da pele do paciente em fluoroscopia deve ser inferior a 50 mGy/min na menor distância foco-pele de operação, exceto durante cine ou quando o sistema operacional de alto nível estiver ativado.
- A máxima taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente em um sistema com controle automático de brilho e sem a opção de alto nível não deve exceder 87,3 mGy/min para sistemas com ABC e com a opção de alto nível em fluoroscopia. A taxa de kerma não deve exceder 87,3 mGy/min no modo normal e 174,6 mGy/min no modo de alto nível. Para sistemas sem operação fluoroscópica com controle automático de brilho, a máxima taxa de kerma não deve exceder 43,65 mGy/min.

As taxas típicas de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente para vários sistemas são dadas na Tabela 1. Estes valores servem como referência mas não são considerados limites de tolerância.

Tabela 1 Valores típicos de taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente, de acordo com a modalidade do sistema de imagem, e usando magnificação de 23 cm do Intensificador de Imagem.

	Modalidade da aquisição	Taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente
Modo-fluoroscopia	Fluoroscopia contínua	8,7 – 35 mGy/min
	Fluoroscopia pulsada (30 pulsos/segundo)	24,5 – 28 mGy/min
	Fluoroscopia pulsada (15 pulsos/segundo)	14,0 – 21,0 mGy/min
Modo-pulsado	Câmara <i>photospot</i> de 100 mm	654,8 – 873,0 μ Gy/frame
	Câmara cine de 35 mm	87,3 – 131,0 μ Gy/frame
	Imagem por pontos digitais	436,5 – 873,0 μ Gy/frame
	Angiografia-cine digital	70 – 174,6 μ Gy/frame
	Angiografia por subtração digital	3,1 – 4,4 mGy/frame

PROCEDIMENTO PARA VERIFICAÇÃO DA TAXA DE KERMA NO AR NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA DO INTENSIFICADOR DE IMAGEM

1. INTRODUÇÃO

Um dos principais fatores que determinam a qualidade da imagem formada é a taxa de kerma que chega na superfície do II. Se a taxa de exposição é baixa, o ruído quântico do sistema predominará sobre o ruído eletrônico, prejudicando a qualidade da imagem e do desempenho em baixo contraste do equipamento. A medição da taxa de kerma deve ser realizada de duas maneiras: em modo contínuo e em modo pulsado.

2. OBJETIVO

Determinar a taxa de kerma na superfície ativa do Intensificador de Imagem (II) em modo contínuo (fluoroscopia) e em modo pulsado.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Monitor (Radcal 90 x 15) e câmara de ionização (60 cm^3);
- simulador de acrílico de 15 cm de espessura;
- trena;
- nível de bolha;
- filtro de Cu.

4. PROCEDIMENTO

- a) Selecione o modo de magnificação normal do intensificador de imagem (II);
- b) Ajuste uma distância de 91 a 111 cm do ponto focal até o intensificador de imagem;
- c) se possível, a grade anti-espalhamento deve ser removida. Se não for fácil de removê-la, deve-se determinar o fator de correção (tipicamente 1,3 a 1,8X) o feixe de raios X;
- d) se o II estiver acima da mesa, posicione 3 mm de cobre sobre a mesa para que o equipamento dirija os parâmetros da técnica de forma a alcançar entre 80 e 90 kV;
- e) posicione a câmara de ionização como descrito na figura 1;
- f) se o II estiver abaixo da mesa, inverta configuração do teste;
- g) a câmara de ionização deve estar a aproximadamente 25 cm do II para reduzir o espalhamento;
- h) a taxa de kerma no ar medida nesta geometria deve ser corrigida para sua altura correspondente a entrada do II usando a lei do inverso do quadrado da distância;
- i) ajuste a câmara de ionização para realizar a medida de taxa de kerma (Gy/s);
- j) se o equipamento possuir modo-pulsado de aquisição da imagem, ajuste a câmara de ionização para realizar a medição na taxa de frame/s a ser utilizada, de preferência 30 frames/s;
- k) faça uma exposição e garanta que a câmara de ionização esteja posicionada exatamente no centro da entrada do II;
- l) anote no protocolo as distâncias foco-câmara, foco-II;
- m) deixe o brilho do monitor nas condições normais de uso;
- n) deixe o equipamento no modo automático e faça uma exposição em fluoroscopia;
- o) anote no protocolo a taxa de kerma no ar na entrada do II (Gy/s) e os parâmetros da técnica (kV, mA);
- p) deixe o equipamento no sistema automático e faça a mesma exposição descrita anteriormente em modo-pulsado;
- q) anote no protocolo a taxa de kerma no ar na entrada do II (Gy/s ou Gy/frame) e os parâmetros da técnica (kV, mA e taxa de frames/s);
- r) repita o procedimento acima descrito para os outros modos de magnificação.

NOTA: Caso não seja possível medir diretamente a exposição por frames (Gy/f) com a câmara de ionização utilizada, pode-se medir a taxa de dose por segundo (Gy/s) e dividi-la pela taxa de frames por segundo utilizados no teste.

Figura 1 Configuração do teste para verificação da taxa de kerma no ar na superfície de entrada do II.

5. RESULTADOS

- Os valores de linha de base da taxa de kerma no ar na superfície de entrada da pele do paciente devem ser estabelecidos. Estes valores devem permanecer iguais ao longo da realização dos testes de constância.
- As taxas de dose no II são diferentes de acordo com os parâmetros selecionados do equipamento (número de frames/s, magnificação do II, etc), por isso é importante a correta

A Tabela 1 mostra os valores típicos de taxa de kerma no ar na superfície de entrada do II para várias modalidades de aquisição de imagem. Estes parâmetros foram obtidos com II de imagem de 23 cm e sem o dispositivo de grade.

Tabela 1 Valores típicos de taxa de kerma no ar na superfície de entrada do II, de acordo com a modalidade do sistema de imagem, usando abertura do intensificador de imagem de 23 cm.

	Modalidade da Imagem	Taxa de kerma no ar na superfície de entrada do II
Modo-fluoroscopia	Fluoroscopia contínua ou fluoroscopia pulsada (30 pulsos por segundo)	436 – 873 nGy/s
	Câmara photospot de 100 mm	873 nGy/frame
Modo-pulsado	Câmara cine de 35 mm	87 – 130 nGy/frame
	Imagem por pontos digitais	436 – 873 nGy/frame
	Angiografia-cine digital	87,3 - 174,6 nGy/frame
	Angiografia por subtração digital	4,37 – 8,73 µGy/frame

PROCEDIMENTO PARA AVALIAÇÃO DA TAXA DE KERMA NO AR NO CORPO CLÍNICO

1. INTRODUÇÃO

A incidência de radiação na equipe que realiza um procedimento fluoroscópico provém geralmente da radiação espalhada pelo paciente e da radiação de fuga do tubo de raios X. A magnitude do risco vai depender dos fatores técnicos, da qualidade do feixe, tamanho do campo, tamanho do II, localização de barreiras, proteções e posicionamento do pessoal na sala. A localização do tubo influencia muito a exposição na equipe, sendo que a taxa de dose no operador é muito menor quando o tubo de raios X está posicionado abaixo da mesa do que acima dela.

2. OBJETIVO

Determinar a taxa de kerma no ar na equipe responsável por conduzir procedimentos fluoroscópicos e/ou invasivos.

3. INSTRUMENTOS NECESSÁRIOS

- Monitor Radcal (90 x 15) e câmara de ionização (1800 cm³);
- simulador equivalente ao paciente (PEP);
- trena;
- tripé;
- nível de bolha.

4. PROCEDIMENTO

- a) Selecione o modo de magnificação, o tipo de exame e a taxa de frames/s mais utilizada pelos médicos para o tipo de exame escolhido;
- b) posicione a distância foco-intensificador de imagem de modo a simular uma situação clínica convencional;
- c) anote no protocolo as distâncias foco-II e foco-câmara de ionização utilizadas no teste;
- d) cuide para que o brilho do monitor esteja nas condições normais de uso;
- e) posicione a câmara de ionização a 70 cm de distância do simulador (Posição A) e a 147 cm do piso, simulando uma exposição na região da tireóide do médico;
- f) faça uma exposição em fluoroscopia e anote a taxa de kerma no ar (Gy/h) e as condições técnicas (kV, mA) no protocolo;
- g) faça a mesma exposição em modo pulsado e anote a taxa de kerma (Gy/h) e as condições técnicas (kV, mA, frames/s) no protocolo;
- h) mantendo a mesma distância do simulador (posição A), posicione a câmara de ionização a 128 cm do piso, simulando a exposição no tórax do médico;
- i) faça uma exposição em fluoroscopia e outra em modo pulsado, e anote os resultados no protocolo;
- j) mantendo a mesma distância do simulador, posicione a câmara a 100 cm do piso, simulando a exposição no abdômen do médico;
- k) faça uma exposição em fluoroscopia e outra em modo pulsado, e anote os resultados no protocolo;
- l) mantendo a mesma distância do simulador, posicione a câmara a 50 cm do piso, simulando a exposição no joelho do médico;
- m) faça uma exposição em fluoroscopia e outra em modo pulsado, e anote os resultados no protocolo;
- n) mantendo a mesma distância do simulador, posicione a câmara a 15 cm do piso, simulando a exposição no tornozelo do médico;
- o) faça uma exposição em fluoroscopia e outra em modo pulsado, e anote os resultados no protocolo;

- p) posicione a câmara a 100 cm de distância do simulador (Posição B), simulando agora a localização do assistente do médico;
- q) repita as exposições fluoroscópicas e em modo pulsado para as cinco regiões de interesse (tireóide, tórax, abdômen, e tornozelo), anotando-as no protocolo;
- r) posicione a câmara à 180-200 cm de distância do simulador (Posição C) simulando agora a localização dos outros profissionais;
- s) repita as exposições fluoroscópicas e em modo pulsado para as cinco regiões de interesse (olhos/tiróide, tórax, abdômen, joelho e tornozelo), anotando-as no protocolo.

Figura 1 Esquema das medidas realizadas na sala de exames de hemodinâmica. O médico está localizado a uma distância de 70 cm do centro do Intensificador de Imagem (A). O assistente está localizado a uma distância de 100 cm do Intensificador de imagem (B) e os outros profissionais (enfermeiras, etc) estão localizados a 200 cm do intensificador de imagem (C).

5. RESULTADOS

Os valores de taxa de dose na equipe são dependentes de vários parâmetros, entre eles:

- orientação do feixe de raios X, do paciente e do pessoal;
- distância entre paciente e pessoal;
- tamanho do campo de raios X/colimação do feixe;
- tamanho do paciente;
- parâmetros da técnica (exposição em modo pulsado ou fluoroscopia, kV, mA, taxa de frames/s)

NOTA: A exposição neste procedimento é determinada para os fatores mais comumente utilizados possibilitando à equipe responsável conhecer a magnitude média da taxa de dose a que são submetidos. Isto significa que a dose pode ser maior ou menor do que a estimada, dependendo dos fatores que estiverem sendo utilizados no procedimento médico.

Os valores típicos de kerma no ar na equipe responsável por um procedimento de cateterismo cardíaco são dados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores típicos das taxas de kerma no ar no corpo clínico em modo fluoroscopia e modo pulsado.

	Modo fluoroscopia (uGy/h)			Modo pulsado (mGy/h)		
	Médico	Assistente	Enfermeira	Médico	Assistente	Enfermeira
Tireóide	106	44	--	1,60	0,89	0,90
Tórax	223	46	--	3,10	1,10	0,72
Abdômen	194	64	--	3,51	1,51	0,45
Tornozelo	415	234	26	5,97	3,71	0,27

Instituição: _____
 Equipamento: _____
 Modelo: _____
 Responsável do IEE: _____
 Assinatura: _____

Unidade: _____
 Marca: _____
 Nº série: _____ Nº Patrimônio: _____
 Nº Sala: _____ Data: ____/____/____
 Relatório nº: _____

**PROTOCOLO PARA VERIFICAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM
EM EQUIPAMENTOS DE ASD**

TESTE DE DESEMPENHO EM BAIXO CONTRASTE					
Parâmetros da técnica					
_____ kV _____ mA _____ s _____ f/s _____ matriz _____ "II _____ linhas de vídeo					
Análise no Monitor			Análise no Filme		
Visualização de Aneurismas	Visualização de Estenoses	Visualização de Aneurismas	Visualização de Estenoses	Visualização de Aneurismas	Visualização de Estenoses
[I]: 15 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 15 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 15 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 15 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 150 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 150 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%
[I]: 150 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 150 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 150 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 150 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 300 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 300 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%
[I]: 300 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 300 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 300 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%	[I]: 300 mg/cm ³ Ø = 1 mm: _____% Ø = 2 mm: _____% Ø = 4 mm: _____%		
OBS: Bloco de artérias 15 mg/cm³ = bloco vermelho ; bloco de artérias de 150 mg/cm³ = Bloco amarelo e bloco de artérias de 300 mg/cm³ = bloco azul					
TESTE DE LINEARIDADE DAS ARTÉRIAS (ANÁLISE NO FILME)					
[I] (mg/cm³)	D(1,5)	D(3)	D(6)	D(6) – D(3)	D(3) – D(1,5)
15					
150					
300					

TESTE DE QUALIDADE DA SUBTRAÇÃO			
_____ kV _____ mA _____ s _____ f/s _____ matriz _____ " II _____ linhas de vídeo.	Concentração de Iodo	Espessura dos ossos	Uniformidade das artérias
	[I]: 300 mg/cm ³	0,5 cm 1,0 cm 1,5 cm	Artérias uniformes Artérias não-uniformes

TESTE PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO ESPACIAL DO SISTEMA			
_____ kV, _____ mA _____ s, _____ f/s, _____ matriz _____ " II _____ linhas de vídeo.	Varredura das linhas de vídeo	Resolução vídeo	Resolução filme
	Varredura vertical 0,1 mm Pb	_____ pl/mm	_____ pl/mm
	45° das linhas de varredura 0,1 mm Pb	_____ pl/mm	_____ pl/mm
	Varredura vertical 0,01 mm Pb	_____ pl/mm	_____ pl/mm
	Varredura das linhas de vídeo	Resolução vídeo	Resolução filme
	Varredura horizontal 0,1 mm Pb	_____ pl/mm	_____ pl/mm
	45° das linhas de varredura 0,1 mm Pb	_____ pl/mm	_____ pl/mm
	Varredura horizontal 0,01 mm Pb	_____ pl/mm	_____ pl/mm

VERIFICAÇÃO DA LINEARIDADE DOS VALORES DE PIXEL			
_____ kV, _____ mA _____ s, _____ f/s, _____ matriz _____ " II _____ linhas de vídeo.	Espessura de Iodo (mg/cm ²)	Valores de Pixel (VP)	Densidade Óptica (DO)
	0,5		
	1,0		
	2,0		
	4,0		
	10,0		
	20,0		

TESTE PARA VERIFICAÇÃO DA FAIXA DINÂMICA DO SISTEMA			
Parâmetros	Visualização no monitor		
_____ kV _____ mA _____ s _____ f/s _____ matriz _____ " II _____ linhas de vídeo	Todos os degraus foram subtraídos Foram subtraídos apenas _____ degraus		
VERIFICAÇÃO DA INTRODUÇÃO DE ARTEFATOS DE SUBTRAÇÃO			
Parâmetros	Visualização no monitor		
_____ kV _____ mA _____ s _____ f/s _____ matriz _____ " II _____ linhas de vídeo	Não há visualização de círculos na imagem Há visualização de círculos na imagem		
TESTE PARA VERIFICAÇÃO DA RESOLUÇÃO EM BAIXO CONTRASTE			
	Análise no monitor		
Parâmetros	Visualização da artéria com 2,5 mg/cm ³	Visualização da artéria com 5 mg/cm ³	Visualização da artéria com 10 mg/cm ³
_____ kV _____ mA _____ s _____ f/s _____ matriz _____ " II _____ linhas de vídeo	0,5 mm de diâmetro	0,5 mm de diâmetro	0,5 mm de diâmetro
	1,0 mm de diâmetro	1,0 mm de diâmetro	1,0 mm de diâmetro
	2,0 mm de diâmetro	2,0 mm de diâmetro	2,0 mm de diâmetro
	4,0 mm de diâmetro	4,0 mm de diâmetro	4,0 mm de diâmetro
	Análise no filme		
	Visualização da artéria com 2,5 mg/cm ³	Visualização da artéria com 5 mg/cm ³	Visualização da artéria com 10 mg/cm ³
	0,5 mm de diâmetro	0,5 mm de diâmetro	0,5 mm de diâmetro
	1,0 mm de diâmetro	1,0 mm de diâmetro	1,0 mm de diâmetro
	2,0 mm de diâmetro	2,0 mm de diâmetro	2,0 mm de diâmetro
	4,0 mm de diâmetro	4,0 mm de diâmetro	4,0 mm de diâmetro

AVALIAÇÃO DO MONITOR DE VÍDEO E DA CÂMARA COPIADORA DE SISTEMAS MÉDICOS																		
TESTE	RESULTADOS	LIMITES																
1. Resolução em alto e baixo contraste	<p>Todos os incrementos de pixel e dos blocos em baixo contraste são visíveis? Sim Não.</p> <p>Quais? _____</p> <p>Todos os planos de visualização são visíveis? Sim Não.</p> <p>Quais? _____</p>	Todos os incrementos de pixel (1,2,3) e todos os blocos de baixo contraste (1%, 3%, 5%) devem ser visíveis nos cantos e no centro da imagem.																
2. Verificação da escala de cinza (contraste e brilho da imagem)	<p>Todas as escalas em cinza (inclusive 5% e 95%) são visíveis? Sim Não.</p> <p>Quais? _____</p>	Todos os blocos devem ser facilmente observados																
3. Verificação da razão de aspecto da imagem	<p>A grade de tramas atravessadas está devidamente visível e posicionada? Sim Não</p> <p>Por que? _____</p> <p>O círculo marca adequadamente o ajuste horizontal e vertical da imagem? Sim Não</p> <p>Por que? _____</p>	A grade de tramas atravessadas deve estar devidamente visível e posicionada assim como o círculo da imagem.																
4. Verificação da uniformidade do sinal (distorção)	<p>Existe uniformidade do sinal horizontal? Sim Não</p>	A um nível de brilho médio de 50% dos quadros de tramas apresentados, a imagem deve ser uniformemente visível.																
5. Verificação da linearidade do sinal da escala de cinza	<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2">Densidade Óptica</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0% _____</td> <td>50% _____</td> </tr> <tr> <td>5% _____</td> <td>60% _____</td> </tr> <tr> <td>10% _____</td> <td>70% _____</td> </tr> <tr> <td>20% _____</td> <td>80% _____</td> </tr> <tr> <td>30% _____</td> <td>90% _____</td> </tr> <tr> <td>40% _____</td> <td>95% _____</td> </tr> <tr> <td>50% _____</td> <td>100% _____</td> </tr> </tbody> </table>	Densidade Óptica		0% _____	50% _____	5% _____	60% _____	10% _____	70% _____	20% _____	80% _____	30% _____	90% _____	40% _____	95% _____	50% _____	100% _____	<p>A densidade óptica deve estar aproximadamente em:</p> <p>40% → 1,10 90% → 0,25 10% - 70% → 1,30</p>
Densidade Óptica																		
0% _____	50% _____																	
5% _____	60% _____																	
10% _____	70% _____																	
20% _____	80% _____																	
30% _____	90% _____																	
40% _____	95% _____																	
50% _____	100% _____																	

TESTE DE RESOLUÇÃO EM ALTO CONTRASTE EM FLUOROSCOPIA				
Parâmetros da técnica: _____ kV, _____ mA				
	Resultados		Limites	
	Modo 6"	Modo 9"	Modo 6"	Modo 9"
Monitor	Periferia: _____ Centro: _____	Periferia: _____ Centro: _____	Periferia: 30 a 40 m Centro: 50 malhas	Periferia: 30 malhas Centro: 40 malhas
Filme ou Cassete	Periferia: _____ Centro: _____	Periferia: _____ Centro: _____	Periferia: 30 a 40 m Centro: 50 malhas	Periferia: 30 malhas Centro: 40 malhas

TESTE DE RESOLUÇÃO EM BAIXO CONTRASTE EM FLUOROSCOPIA					
		Parâmetros da técnica: _____ kV, _____ mA			
		Placa A	Resultado	Placa B	Resultado
Monitor	Coluna 1	_____alvos	_____ %	_____alvos	_____ %
	Coluna 2	_____alvos		_____alvos	
	Coluna 3	_____alvos		_____alvos	
Filme ou Cassete	Coluna 1	_____alvos	_____ %	_____alvos	_____ %
	Coluna 2	_____alvos		_____alvos	
	Coluna 3	_____alvos		_____alvos

Microsoft Excel - 12.345.xls

Arquivo Editar Exibir Inserir Formatar Ferramentas Dados Janela Ajuda

100%

103

Identificação do local e do equipamento radiológico analisado

Cliente: HOSPITAL SÃO JOÃO

Equip/Tipo: Hemodinâmica Sala: Hero 2

Ensaio Conv. Relatório Resumo

Dados do Gerador

Marca: Philips Integris Tipo: Alta Frequência Retificação: Multi-pulsado

Modelo: Poly Diagnostic C2 N° Série:

Dados do Tubo

Marca: Philips N° Série: 906534

Modelo: Observações:

Dados da Cápsula

Marca: Philips N° Série: Não consta

Modelo: Observações:

Dados da Mesa de Comando

Página 1

Pronto

16:43

Determinação da taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente

Modo Fluoroscopia Seleccione a modalidade de aquisição: Fluoroscopia contínua

Modo Pulsado Seleccione a modalidade de aquisição: Aspirado de digital

Taxa de frame/s: 15 Distância ponto focal-B (cm): 65 Distância B-CI (cm): 90

Modo (cm) 65					
Parâmetros		Taxa de Dose (mGy/min)		Resultado	Situação
kV	mA			Limite (mGy/min)	
65	14,6			50,0	OK
kV	mA	Taxa de Dose (mGy/min)	Taxa de Dose (uGy/s)	Recomendado (uGy/s)	Situação
65	900	122,9	128,85	174	OK

Modo (cm) 80					
Parâmetros		Taxa de Dose (mGy/min)		Resultado	Situação
kV	mA			Limite (mGy/min)	
65	12,8			60,0	OK
kV	mA	Taxa de Dose (mGy/min)	Taxa de Dose (uGy/s)	Recomendado (uGy/s)	Situação
65	900	124,8	130,67	174	OK

Modo (cm) 23					
Parâmetros		Taxa de Dose (mGy/min)		Resultado	Situação
kV	mA			Limite (mGy/min)	
61	107			50,0	OK
kV	mA	Taxa de Dose (mGy/min)	Taxa de Dose (uGy/s)	Recomendado (uGy/s)	Situação
62	900	104,1	115,67	174	OK

Modo (cm)					
Parâmetros		Taxa de Dose (mGy/min)		Resultado	Situação
kV	mA			Limite (mGy/min)	
				50,0	

Pronto

Avaliação da Imagem de artérias em baixo contraste

Parâmetros da Técnica	Tensão (kV)	Corrente (mA)	Taxa de frame/s	Matriz de Pixel	Abertura do B	Filtro de B	Distância PP-B	Distância Plasm-B
	70	8,5	8		25		90	15

	Análise no monitor				Análise no filme			
	Visualização de aneurismas		Visualização de estenoses		Visualização de aneurismas		Visualização de estenoses	
vertebral	[I] = 19 cm ²				[I] = 19 cm ²			
	Ø = 1 mm		Ø = 1 mm		Ø = 1 mm		Ø = 1 mm	
	Ø = 2 mm		Ø = 2 mm		Ø = 2 mm		Ø = 2 mm	
	Ø = 4 mm	80%	Ø = 4 mm	80%	Ø = 4 mm		Ø = 4 mm	
aórtico	[I] = 150 cm ²				[I] = 150 cm ²			
	Ø = 1 mm		Ø = 1 mm		Ø = 1 mm		Ø = 1 mm	
	Ø = 2 mm	95%	Ø = 2 mm	90%	Ø = 2 mm		Ø = 2 mm	
	Ø = 4 mm	25%	Ø = 4 mm	25%	Ø = 4 mm		Ø = 4 mm	
aórtico	[I] = 300 cm ²				[I] = 300 cm ²			
	Ø = 1 mm	95%	Ø = 1 mm	90%	Ø = 1 mm		Ø = 1 mm	
	Ø = 2 mm	25%	Ø = 2 mm	25%	Ø = 2 mm		Ø = 2 mm	
	Ø = 4 mm	25%	Ø = 4 mm	25%	Ø = 4 mm		Ø = 4 mm	

Observação:
 Bloco 15 mg/cm² : vermelho
 Bloco 150 mg/cm² : amarelo
 Bloco 300 mg/cm² : azul

Pronto

Microsoft Excel - 12.345.xls

Arquivo Editar Formatar Ferramentas Dados Janela Ajuda

Anal 10

Y33

Clinica: HOSPITAL SÃO JOÃO Sala: Hemo 2 Equipamento: Fluoroscopia - Pólo Diagnostico C2 Data: 15/04/2001

Avaliação da qualidade do monitor de vídeo

Padrão SMPTE utilizado: Padrão SMPTE de teste de vídeo Formatos VHS

1- Verificação da reprodutibilidade da escala em cinza

Todas as escalas de cinza são claramente visíveis? ☐ sim ☒ não

Qual? Selecionar a porcentagem: De a

2- Verificação da resolução espacial

Todas as resoluções em alto contraste são claramente visíveis? ☐ sim ☒ não

Selecione abaixo quais grupos não são claramente visíveis:

Centro Superior e Inferior	Centro Superior Direito	Centro	Centro Inferior Esquerdo	Centro Inferior Direito
☒ 1H ☒ 1V	☒ 1H ☒ 1V	☐ 1H ☐ 1V	☒ 1H ☒ 1V	☒ 1H ☒ 1V
☐ 2H ☐ 2V	☐ 2H ☐ 2V	☐ 2H ☐ 2V	☐ 2H ☐ 2V	☐ 2H ☐ 2V
☐ 3H ☐ 3V	☐ 3H ☐ 3V	☐ 3H ☐ 3V	☐ 3H ☐ 3V	☐ 3H ☐ 3V

3- Verificação da resolução em baixo contraste

Todas as resoluções em baixo contraste são claramente visíveis? ☒ sim ☐ não

Vá para o próximo teste

Pronto

Microsoft Excel - 12.345.xls

Microsoft Excel - 12.345.xls

Arquivo Editar Formatar Ferramentas Dados Janela Ajuda

Anal 10

D41

Resultados dos ensaios realizados

Avaliação da exatidão e da reprodutibilidade do indicador de tensão do tubo de raios X utilizando Nero 8000 - V

Foco Fino - Modo fluoroscopia

	16	26	23	Limite
Corrente (mA)	66	76	88	
Tensões avaliadas (kVp)	3,7%	3,6%	3,1%	10,0%
Exatidão (%)	0,1%	0,0%	0,2%	10,0%
Reprodutibilidade (%)				

Foco Grosso - Modo pulsado

	522	743	885	Limite
Corrente (mA)	61	72	79	
Tensões avaliadas (kVp)	0,5%	1,0%	5,2%	10,0%
Exatidão (%)	0,7%	0,3%	2,1%	10,0%
Reprodutibilidade (%)				

Determinação da camada semi-redutora (HVL) utilizando Nero 8000 - Victoreen

Foco Grosso

Parâmetros utilizados:	Camada semi-redutora medida	Situação	HVL mínima
Tensão (kVp)	70	OK	2,3 mm de Al
mA	25,7		
Tempo (s)			

Avaliação do alinhamento do eixo central do feixe de raios X* utilizando collimator test tool med. 07-661 - Victoreen

Parâmetros utilizados:	Resultados

Pronto

Microsoft Excel - 12.345.xls