

PUBLICAÇÃO CDTN-814/95

PROGRAMA DE TESTES UTILIZADOS EM GARANTIA
DA QUALIDADE EM RADIODIAGNÓSTICO

Elton Gomes Pereira

1995

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR

PUBLICAÇÃO CDTN- 814/95

PROGRAMA DE TESTES UTILIZADOS EM GARANTIA DA QUALIDADE EM
RADIODIAGNÓSTICO

Elton Gomes Pereira

Dissertação apresentada ao Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Ciências Exatas

Orientador: Eng. José Olympio Nardelli Monteiro de Castro (Msc).

Belo Horizonte
1995

Pereira, Elton Gomes
P436p Programa de Testes Utilizados em Garantia da Qualidade
1995 em Radiodiagnóstico. Belo Horizonte: 1995.
118 p.

Dissertação (mestrado) Universidade Federal de Minas Gerais -
Departamento de Engenharia Nuclear

1. Garantia da Qualidade em Radiologia. I. Título



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS



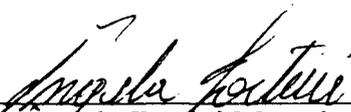
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO

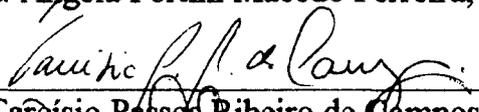
"Programa de Testes Utilizados em Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico"

NOME DO ALUNO: Elton Gomes Pereira

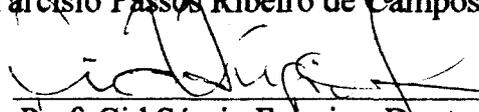
Dissertação defendida e aprovada pela Comissão Examinadora constituída por:



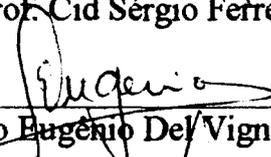
Prof. Angela Fortini Macedo Ferreira, Mestre



Prof. Tarcísio Passos Ribeiro de Campos, Doutor



Prof. Cid Sérgio Ferreira, Doutor



Físico Eugênio Del Vigna Filho, Mestre

ORIENTADOR:



Engo. José Olympio Nardelli M. de Castro, Mestre

Belo Horizonte, 22 de dezembro de 1995.

Área de Concentração: Aplicações das Radiações e Técnicas de Radioproteção

Trabalho realizado nas dependências do
Serviço de Radiologia do Hospital Clínicas
da UFMG e do Centro de
Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
da Comissão Nacional de Energia Nuclear

Dedico este trabalho aos meus pais.

Agradecimentos

Este trabalho só foi possível após a transposição de várias barreiras. O autor jamais teria conseguido transpô-las sem a ajuda de muitas pessoas, cujos nomes estão listados abaixo em ordem alfabética. Quero deixar registrado a minha gratidão a essas pessoas pela ajuda indispensável que recebi e ainda recebo.

Em especial deixo registrado meus agradecimentos aos professores do DEN/UFMG, pela contribuição na minha formação e pela colaboração para tornar viável a realização deste trabalho. Esse agradecimento se estende também aos funcionários da administração do DEN, especialmente à Sra. Ana Maria Gomes e Souza Alves.

Quero também de me desculpar pela eventual omissão de algum nome, pois só no final do trabalho me dei conta da quantidade de pessoas que direta ou indiretamente me ajudaram nessa tarefa.

Alessandra Rodrigues Ribeiro, da secretaria do SR/HC, pela constante cooperação sempre que necessitei de apoio administrativo;

Aparecida Maria Ferreira dos Santos, da secretaria do SR/HC, pela colaboração na compilação de dados relativos aos filmes rejeitados;

Eng. Carlos Manoel de Assis Soares, do CDTN, pela constante ajuda na solução de problemas computacionais;

Dr. Cid Sérgio Ferreira, chefe do SR/HC, pela permissão de livre acesso às dependências do SR, inclusive com a cessão de uma sala exclusiva para escritório e guarda de equipamentos e pela colaboração na análise de radiografias.

Dinilson Pires Monteiro, técnico em radiologia do SR/HC, pela prestimosa ajuda na operação das máquinas do SR;

Eng. Eduardo Mendes, do Hospital Odilon Behrens, pela ajuda na pesquisa bibliográfica nos primeiros momentos deste trabalho;

Etevaldo Tempo Ribeiro, do SR/HC, encarregado da câmara escura, pela ajuda na coleta de dados relativos à sensitometria;

Fis. Eugênio Del Vigna Filho, do Instituto de Radioterapia Geral e Megavoltagem, pelo estímulo e colaboração na busca de referências bibliográficas;

Eng. Ezequiel de Paula Marques, da Kodak, pela valiosa colaboração nos primeiros passos na sensitometria e pela ajuda na busca de referências bibliográficas;

Dr. Fernando Soares Lameiras, Superintendente do CDTN, pela permissão para a realização deste trabalho.

Gentil Geraldo de Andrade, técnico em radiologia do SR/HC, pela ajuda e ensino na operação das máquinas do SR;

Eng. Getúlio de Azevedo R. Júnior, do CDTN, pela ajuda na solução de problemas computacionais;

Fís. Guilherme Roedel, do CDTN, pela grande ajuda na ordenação final do texto e pelas valiosas críticas, que muito contribuíram para a clareza na apresentação dos resultados;

Dra. Gleide Vane Carvalho, radiologista do SR/HC, pela preciosa colaboração na análise de radiografias e aplicação de critérios de visualização;

Dr. Helton Freitas, médico administrador hospitalar do SR/HC, pela constante preocupação em garantir a execução do trabalho;

Fís. Iara Silva, da Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte, pela ajuda e estímulo durante a execução dos trabalhos;

Jacinta Maria de Souza, do CDTN, pela ajuda na fase de impressão deste trabalho.

João Batista Braga, do CDTN, pelo apoio no início dos trabalhos.

Dr. João Emílio Peixoto, do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (CNEN/RJ), de quem surgiu a idéia desse trabalho;

Eng. José Olympio Nardelli Monteiro de Castro, do CDTN, pela ajuda na pesquisa bibliográfica, na aquisição de equipamentos e pelo trabalho de orientação dessa dissertação.

José Roberto de Paula, do CDTN, pelo apoio nos serviços gráficos.

Dra. Luciana Costa Silva, médica residente em radiologia do SR/HC, pela colaboração na análise de radiografias;

Fís. Luiz Oliveira de Faria, do CDTN, pelo apoio no início do trabalho.

Maria Geralda de Jesus, do SR/HC, encarregada da câmara escura, pela ajuda na coleta de dados na sensitometria;

Bib. Maria Mabel M. Scotti, do CDTN, pela grande ajuda na compilação das referências bibliográficas;

Milton Augusto Pena, do CDTN, pelo apoio nos serviços gráficos.

Eng. Murillo Senne Júnior, do CDTN, pela valiosa ajuda na solução de problemas computacionais;

Nazira Rosa da Silva, do CDTN, pelo apoio nos serviços gráficos.

Dr. Otton Lourenço de Lima Reis, médico residente em radiologia do SR/HC, pela colaboração na análise de radiografias;

Dr. Renato Macedo Rosa, médico residente em radiologia da Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte, pela permissão do uso de pesquisa de seu grupo relativa ao uso de técnicas radiográficas diferentes para compensar diferenças de rendimento das máquinas de raios X.

Ricardo Alves Barreto técnico em radiologia do SR/HC, pela inestimável colaboração nos primeiros momentos deste trabalho;

Dr. Rodrigo Otávio Mascarenhas Reis, médico residente em radiologia do SR/HC, pela colaboração na análise de radiografias;

Rosely Spindola, ex-chefe da parte administrativa do SR/HC, pela extrema boa vontade e cooperação no começo do trabalho;

Eng. Sandro Carvalho de Moraes, da VMI Indústria e Comércio Ltda., pela valiosa colaboração na discussão relativa aos tempos de exposição;

Adv. Sebastião Vargas da Silva, do CDTN, pelo empréstimo de computador, o que facilitou grandemente a edição deste trabalho;

Dr. Sérgio Ribeiro de Andrade, médico residente em radiologia da Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte, pela permissão do uso de pesquisa de seu grupo relativa ao uso de técnicas radiográficas diferentes para compensar diferenças de rendimento das máquinas de raios X.

Tarcísio de Oliveira Pereira, técnico em radiologia do SR/HC, pela inestimável colaboração nos primeiros momentos deste trabalho;

Dra. Tereza Cristina Ferreira de Oliveira, médica residente em radiologia do SR/HC, pela colaboração na análise de radiografias;

Dr. Wanderval Moreira, do Serviço de Radiologia do Hospital Belo Horizonte, que me permitiu o primeiro contato com o trabalho do radiologista numa fluoroscopia.

“A aspiração à verdade é mais valiosa que sua posse.”

Lessin

IX

LISTA DE FIGURAS

| FIGURA Nº | TÍTULO | PÁGINA |
|-----------|---|--------|
| 1 | Dispositivo para testar a coincidência dos campos luminoso e de raios X | 15 |
| 2 | Dispositivo para medir alinhamento do feixe | 16 |
| 3 | Esquema mostrando a incidência oblíqua do feixe | 17 |
| 4 | Consequência de mal contato tela-filme | 18 |
| 5 | Radiografia do dispositivo para verificação do contato tela-filme | 19 |
| 6 | Ilustração dos focos real e efetivo | 20 |
| 7 | Anodos com angulações diferentes | 21 |
| 8 | Formação de penumbra pelo foco extenso | 22 |
| 9 | Formação da imagem do filamento no anodo | 23 |
| 10 | Tamanho focal em função da magnificação para diversos valores da frequência espacial | 24 |
| 11 | Imagem dos 11 pares de grupos de fendas | 25 |
| 12 | Forma de onda para geradores monofásico e trifásico | 29 |
| 13-a | Dispositivo medidor de kV_p Cortes transversal e longitudinal | 32 |
| 13-b | Dispositivo medidor de kV_p Imagem dos pares de círculos | 33 |
| 14 | Interpolação para degrau de igualdade | 33 |
| 15 | Curva de calibração do dispositivo medidor de kV_p | 34 |
| 16 | Rendimento em função da filtração total para diversos valores de potencial (Adaptado de [37]) | 40 |

| FIGURA Nº | TÍTULO | PÁGINA |
|-----------|---|--------|
| 17-a | CSR em função da filtração adicionada (Copiado de [5]) | 41 |
| 17-b | Filtração total em função da CSR (Copiado de [5]) | 42 |
| 18 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido Máquina Philips DR3 500 | 49 |
| 19 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido Máquina Siemens Klinograph 2B | 51 |
| 20 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido Máquina Siemens Heliophos 4E | 53 |
| 21 | Comparação entre kV_p nominal e kV_p medido Máquina Philips DR3 500 | 56 |
| 22 | Comparação entre kV_p nominal e kV_p medido Máquina Siemens Klinograph 2B | 58 |
| 23 | Comparação entre kV_p nominal e kV_p medido Máquina Siemens Heliophos 4E | 60 |
| 24 | Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio - Máquina Philips DR3 500 | 67 |
| 25 | Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio - Máquina Siemens Klinograph 2B | 68 |
| 26 | Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio - Máquina Siemens Heliophos 4E | 69 |
| 27 | Efeito da implantação de um PGQ | 75 |
| 28 | Tira sensitométrica e curva característica de um filme radiográfico | 83 |
| 29 | Gráficos de controle dos parâmetros da revelação | 85 |
| 30-a | Ala A - Índice de contraste | 88 |
| 30-b | Ala A - Índice de sensibilidade | 88 |

| FIGURA Nº | TÍTULO | PÁGINA |
|-----------|---|--------|
| 30-c | Ala A - Temperatura do revelador | 89 |
| 30-d | Ala A - Base + fog | 89 |
| 31-a | Ala B - Índice de contraste | 90 |
| 31-b | Ala B - Índice de sensibilidade | 90 |
| 31-c | Ala B - Temperatura do revelador | 91 |
| 31-d | Ala B - Base + fog | 91 |
| A-1 | FTM para um sistema típico de tela fluoroscópica | 100 |
| A-2 | Arranjo radiográfico para a determinação da FTM | 101 |
| A-3 | Representação das FTM para formas de onda quadrada e senoidal | 104 |

LISTA DE TABELAS

| TABELA Nº | TÍTULO | PÁGINA |
|-----------|---|--------|
| 1 | Serviços médicos no mundo - 1985 a 1990 Adaptada de [14] | 7 |
| 2 | Número médio de instalações médicas por milhar de habitantes e nível de cuidado médico da população Adaptado de [14] | 8 |
| 3 | Doses estimadas para a população mundial oriundas de exames médicos e odontológicos | 9 |
| 4 | Maior dimensão do foco efetivo em função da frequência espacial | 26 |
| 5 | Tolerância para os tamanhos do focos | 27 |
| 6 | Valores mínimos da CSR | 43 |
| 7 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido Máquina Philips DR3 500 | 48 |
| 8 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido Máquina Siemens Klinograph 2B | 50 |
| 9 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido Máquina Siemens Heliophos 4E | 52 |
| 10 | Comparação entre tempo nominal e tempo medido em função da corrente no tubo | 54 |
| 11 | Comparação entre tensão de pico nominal e tensão de pico medida - Máquina Philips DR3 500 | 55 |
| 12 | Comparação entre tensão de pico nominal e tensão de pico medida - Máquina Siemens Klinograph 2B | 57 |
| 13 | Comparação entre tensão de pico nominal e tensão de pico medida - Máquina Siemens Heliophos 4E | 59 |
| 14 | Rendimento para três valores de corrente mais utilizados | 61 |

| TABELA Nº | TÍTULO | PÁGINA |
|-----------|---|--------|
| 15 | Rendimento para seis valores de corrente | 62 |
| 16 | Rendimento para cinco valores de corrente | 63 |
| 17 | Valores de dose para diversos valores de mAs Máquina Philips DR3 500 | 64 |
| 18 | Valores de dose para diversos valores de mAs Máquina Siemens Klinograph 2b | 65 |
| 19 | Valores de dose para diversos valores de mAs Máquina Siemens Heliophos 4E | 66 |
| 20 | Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio - Máquina Philips DR3 500 | 67 |
| 21 | Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio - Máquina Siemens Klinograph 2B | 68 |
| 22 | Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio - Máquina Siemens Heliophos 4E | 69 |
| 23 | Valores inferidos para a filtração total Máquina Philips DR3 500 | 70 |
| 24 | Valores inferidos para a filtração total Máquina Siemens Klinograph 2B | 70 |
| 25 | Valores inferidos para a filtração total Máquina Siemens Heliophos 4E | 71 |
| 26 | Rejeição de filmes radiográficos no HC em doze meses | 72 |
| 27 | Causas de rejeição de radiografias; frequência de erros | 73 |
| 28 | Causas de rejeição de filmes; frequência de erros (EUA) | 74 |
| 29 | Critérios de visualização de imagens para alguns exames radiográficos | 76 |
| 30 | Exames escolhidos para análise e respectivas projeções | 81 |

| TABELA Nº | TÍTULO | PÁGINA |
|-----------|---|--------|
| 31 | Limites de aceitabilidade das variações dos parâmetros de revelação | 86 |
| 32 | Resumo dos resultados dos testes aplicados às máquinas de raios X | 96 |
| B1 | Valores da maior dimensão do foco, segundo [20], [28] e [25] | 106 |
| B2 | Valores da maior dimensão do foco, segundo Lamel [49] | 106 |
| B3 | Diferença percentual entre os valores da TAB. B1 | 107 |
| B4 | Diferença percentual entre os valores de tamanho focal | 107 |

SUMÁRIO

| | PÁG. |
|---|------|
| Resumo..... | 1 |
| Abstract..... | 2 |
| 1 - O Programa de Garantia da Qualidade (PGQ) em radiodiagnóstico | 3 |
| 1.1 - Introdução | 3 |
| 1.2 - Histórico | 5 |
| 1.3 - Benefícios da implantação de um PGQ em radiodiagnóstico | 5 |
| 1.4 - Alguns dados estatísticos mundiais | 6 |
| 1.5 - Situação do Hospital das Clínicas da UFMG | 9 |
| 2 - Atividades desenvolvidas no Hospital das Clínicas da UFMG | 13 |
| 2.1 - Introdução | 13 |
| 2.2 - Aparelhos de raios-X analisados e instrumentação utilizada | 13 |
| 2.3 - Descrição dos testes | 13 |
| 2.3.1 - Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação | 13 |
| 2.3.2 - Verificação da verticalidade do feixe | 15 |
| 2.3.3 - Verificação dos estados do chassis (cassetes) e contatos tela intensificadora-filme | 18 |
| 2.3.4 - Determinação dos tamanhos focais efetivos | 20 |
| 2.3.5 - Medidas dos tempos de irradiação | 27 |
| 2.3.6 - Medidas dos valores de tensão de pico | 30 |
| 2.3.7 - Determinação do rendimento | 35 |
| 2.3.8 - Verificação da linearidade | 37 |
| 2.3.9 - Medida da camada semi redutora (CSR) | 38 |
| 2.3.10 - Determinação da filtração total | 39 |

| | |
|---|----|
| 3 - Resultados dos testes realizados | 44 |
| 3.1 - Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação | 44 |
| 3.2 - Verificação da verticalidade do feixe | 45 |
| 3.3 - Verificação dos estados do chassis (cassetes) e contatos tela intensificadora-filme | 46 |
| 3.4 - Determinação dos tamanhos focais efetivos | 47 |
| 3.5 - Medidas dos tempos de irradiação | 48 |
| 3.6 - Medidas dos valores de tensão de pico | 55 |
| 3.7 - Determinação do rendimento | 61 |
| 3.8 - Verificação da Linearidade | 64 |
| 3.9 - Medida da camada semi redutora (CSR) | 67 |
| 3.10 - Determinação da filtração total | 70 |
| | |
| 4 - Análise de dados indicadores da qualidade da imagem radiográfica no Hospital das Clínicas | 72 |
| 4.1 - Filmes rejeitados | 72 |
| 4.2 - Definição dos critérios de visualização de detalhes anatômicos | 75 |
| 4.2.1 - Análise dos resultados da aplicação dos critérios nos exames selecionados | 81 |
| | |
| 5 - A sensitometria das máquinas de revelação | 82 |
| 5.1 - O processo sensitométrico | 82 |
| 5.2 - A sensitometria nas reveladoras do Hospital das Clínicas.. | 86 |
| | |
| 6 - Ações complementares num PGQ | 93 |
| 6.1 - A câmara escura | 93 |
| 6.2 - O negatoscópio | 94 |
| 6.3 - Demais ações complementares num PGQ | 94 |
| | |
| 7 - Conclusão | 96 |

| | |
|---|-----|
| ANEXO A - Relação entre tamanho do foco, magnificação da imagem e frequência espacial de um objeto teste | 99 |
| ANEXO B - Apresentação das divergências entre diversas publicações a respeito do tamanho focal | 106 |
| ANEXO C - A reveladora automática e os processos químicos e físicos da revelação | 109 |
| Referências bibliográficas | 114 |

RESUMO

A implantação de programas de garantia da qualidade em radiodiagnóstico exige, entre outras coisas, que as máquinas de raios X tenham seus diversos parâmetros testados. Essa dissertação descreve em detalhes dez testes aplicáveis aos tubos, aos geradores e aos sistemas de formação da imagem. Descreve-se também os testes que devem ser feitos nas máquinas reveladoras automáticas.

Na busca de referências bibliográficas relacionadas à determinação do tamanho do foco de um aparelho de raios X, um dos dez testes, verificou-se que publicações nacionais e estrangeiras apresentam valores muito diferentes para um mesmo tamanho do foco. O estudo mais profundo das bases teóricas do fenômeno no qual se baseia o teste, descrito no ANEXO A, levou a uma relação entre tamanho de foco, frequência espacial e magnificação da imagem, diferente das demais fornecidas pelas publicações referidas acima. As diferenças entre os valores apresentados pelos diversos autores são apresentadas no ANEXO B.

Os testes foram aplicados em três máquinas do Serviço de Radiologia (SR) do Hospital das Clínicas da UFMG. Para sua execução foram utilizados dispositivos e equipamentos específicos para tal. Os testes demonstraram que as máquinas necessitam de uma manutenção mais cuidadosa, de modo a padronizar seus parâmetros.

Concomitantemente foram levantados durante doze meses os índices de rejeição de filmes radiográficos oriundos de todas as máquinas do SR, cerca de dez. Esses índices se mostraram muito baixos, o que significa que a qualidade da imagem estava provavelmente boa. Com o propósito de quantificar a qualidade da imagem radiográfica decidiu-se aplicar critérios de visualização de detalhes anatômicos a nove exames rotineiramente executados no SR. As radiografias foram analisadas com base nesses critérios e confirmou-se o que já havia sido demonstrado pela análise do índice de rejeição, ou seja, a qualidade da imagem produzida no HC é boa.

A contradição mostrada nos dois parágrafos anteriores, ou seja, máquinas necessitando de manutenção mais adequada gerando imagens de boa qualidade, é explicada pela experiência dos técnicos em radiologia, que, para uma dada radiografia em pacientes semelhantes, usam técnicas diferentes em máquinas diferentes. A qualidade da imagem radiográfica não deve depender da máquina usada para a execução do exame.

O trabalho demonstrou a viabilidade e a necessidade de aplicação de um programa de testes nas máquinas de raios X como parte de um programa de garantia da qualidade, pois, não obstante o baixo índice de rejeição e a boa visualização de detalhes anatômicos, as doses de radiação nos pacientes podem ser reduzidas através da uniformização dos parâmetros do feixe de radiação.

Como subproduto, inesperado, constatou-se a necessidade de abrir a discussão em torno da medida do tamanho do foco, uma vez que a teoria matemática na qual se baseia essa medida não dá margem para as grandes diferenças encontradas nas publicações que tratam do tema.

RESUMO

A implantação de programas de garantia da qualidade em radiodiagnóstico exige, entre outras coisas, que as máquinas de raios X tenham seus diversos parâmetros testados. Essa dissertação descreve em detalhes dez testes aplicáveis aos tubos, aos geradores e aos sistemas de formação da imagem. Descreve-se também os testes que devem ser feitos nas máquinas reveladoras automáticas.

Na busca de referências bibliográficas relacionadas à determinação do tamanho do foco de um aparelho de raios X, um dos dez testes, verificou-se que publicações nacionais e estrangeiras apresentam valores muito diferentes para um mesmo tamanho do foco. O estudo mais profundo das bases teóricas do fenômeno no qual se baseia o teste, descrito no ANEXO A, levou a uma relação entre tamanho de foco, frequência espacial e magnificação da imagem, diferente das demais fornecidas pelas publicações referidas acima. As diferenças entre os valores apresentados pelos diversos autores são apresentadas no ANEXO B.

Os testes foram aplicados em três máquinas do Serviço de Radiologia (SR) do Hospital das Clínicas da UFMG. Para sua execução foram utilizados dispositivos e equipamentos específicos para tal. Os testes demonstraram que as máquinas necessitam de uma manutenção mais cuidadosa, de modo a padronizar seus parâmetros.

Concomitantemente foram levantados durante doze meses os índices de rejeição de filmes radiográficos oriundos de todas as máquinas do SR, cerca de dez. Esses índices se mostraram muito baixos, o que significa que a qualidade da imagem estava provavelmente boa. Com o propósito de quantificar a qualidade da imagem radiográfica decidiu-se aplicar critérios de visualização de detalhes anatômicos a nove exames rotineiramente executados no SR. As radiografias foram analisadas com base nesses critérios e confirmou-se o que já havia sido demonstrado pela análise do índice de rejeição, ou seja, a qualidade da imagem produzida no HC é boa.

A contradição mostrada nos dois parágrafos anteriores, ou seja, máquinas necessitando de manutenção mais adequada gerando imagens de boa qualidade, é explicada pela experiência dos técnicos em radiologia, que, para uma dada radiografia em pacientes semelhantes, usam técnicas diferentes em máquinas diferentes. A qualidade da imagem radiográfica não deve depender da máquina usada para a execução do exame.

O trabalho demonstrou a viabilidade e a necessidade de aplicação de um programa de testes nas máquinas de raios X como parte de um programa de garantia da qualidade, pois, não obstante o baixo índice de rejeição e a boa visualização de detalhes anatômicos, as doses de radiação nos pacientes podem ser reduzidas através da uniformização dos parâmetros do feixe de radiação.

Como subproduto, inesperado, constatou-se a necessidade de abrir a discussão em torno da medida do tamanho do foco, uma vez que a teoria matemática na qual se baseia essa medida não dá margem para as grandes diferenças encontradas nas publicações que tratam do tema.

ABSTRACT

The implantation of quality assurance programs requires, among many others tasks, that the X-ray machines be tested in relation to all their parameters. This work describes in great detail ten of these tests applicable to the tubes, the generators and the imaging systems. The tests that should be performed to the automatic processors are also described.

In the bibliographic search concerning the focal spot measurements, one of the ten tests performed, it has been evidenced that national and international publications show rather different values for the same focal spot sizes. A deeper investigation in the phenomenon in which the test is based, described in the ANNEX A, produced a relationship among the spacial frequency, the focal spot size and the magnification different from the other existing publications. The differences are presented in the ANNEX B.

The tests have been performed in three X-ray machines of the Radiology Service of Hospital das Clínicas da UFMG. Equipment and measurement tools specific for the purpose have been used. The results show that the machines require a careful maintenance, in order to standardise their performance.

At the same time the rejection rates of radiographic films coming from all the X-ray machines belonging to the Radiology Service have been measured. This work has been done along twelve months and involved ten X-ray machines. These rates are very low, what means that the image quality of the radiographs was probably good. In order to quantify the radiological image quality, it was used visualisation criteria of anatomical details, applicable to nine types of examinations routinely performed in the Radiology Service. For each examination three sets of radiographs coming from anyone of the ten machines were chosen. The radiographs have been analysed based on these criteria and the previous conclusion, that the image quality is good, was confirmed.

Such an ambiguous situation, namely, machines that require careful maintenance producing good quality images, may be explained by the knowledge and experience of the technicians. They overcome the differences in the machines' performance by using different radiographic procedures. The image quality should not depend on the machine used to perform the examination.

The work has demonstrated the feasibility and the necessity of the implementation of a test program in the X-ray machines, as part of a quality assurance program. Despite of low rejection rates and good visualisation of anatomic details, the radiation doses to the patients can yet be reduced through the uniformization of the X-ray beams.

As an unexpected product of this work, it has been shown the necessity of discussing the focal spot measurements, since the mathematical theory, upon which the measurements are based, does not allow such big differences as those found in the literature.

1 - O PROGRAMA DE GARANTIA DA QUALIDADE (PGQ) EM RADIODIAGNÓSTICO

1.1 - Introdução

O PGQ em radiodiagnóstico é um conjunto de atividades de gerenciamento que engloba todas as etapas do processo de formação da imagem radiográfica, começando com a marcação do exame e terminando no arquivamento do respectivo laudo médico.

Um bom PGQ deve assegurar que:

- a - um determinado procedimento radiográfico seja necessário e apropriado para o trato do problema clínico em questão;
- b - a imagem radiográfica contenha informações relevantes para o diagnóstico;
- c - a informação radiográfica seja corretamente interpretada e esteja disponível ao médico solicitante no devido tempo;
- d - o exame seja feito com a menor dose de radiação, com o menor custo e mínimo de incômodo ao paciente, respeitados os objetivos do exame.

Portanto, a função de um PGQ é assegurar que o radiologista proporcione ao paciente o melhor tratamento médico disponível. Nesse contexto a garantia da qualidade não é um conceito novo, pois representa essencialmente a ética da prática médica [1]. O que deve ser enfatizado é o conceito definido no primeiro parágrafo: um tratamento global de todos os procedimentos que levarão à máxima performance do radiologista e das instalações radiológicas.

Um PGQ deve atuar em duas frentes: uma em relação ao pessoal (atendentes, enfermeiras, técnicos, médicos, pessoal da secretaria) e outra em relação às máquinas, incluindo as processadoras de filmes. No primeiro grupo a atuação se dá via treinamento e conscientização. Todos os membros do serviço de radiologia (SR) devem ter consciência do conceito de garantia da qualidade. Debates entre os membros do grupo devem ser estimulados visando a melhoria da performance do SR. Na outra frente a atuação se dá concomitantemente nas máquinas processadoras de filmes e nas máquinas geradoras de raios-X. É de fundamental importância para o sucesso de um PGQ que as máquinas estejam funcionando adequadamente, pois só assim as imagens de qualidade ruim podem ser atribuídas a erros humanos, suas causas bem delineadas e corrigidas

Em vista do exposto acima, é importante conceituar uma imagem de boa qualidade: é aquela que propicia ao radiologista a certeza de um diagnóstico correto [1]. Portanto, a qualidade da imagem varia com o tipo de informação que se deseja obter dela. Varia também com o grau de

percepção do radiologista, o que gera controvérsias e dificulta muito a definição de imagem de boa qualidade. Esta dificuldade, ou seja, o caráter subjetivo de qualidade da imagem, é em parte contornada pela aplicação de critérios de visualização de detalhes anatômicos. Esses critérios serão apresentados e descritos no Cap. 4. Na prática há que se atingir um compromisso ótimo entre a escolha da combinação filme-ecran, a dose de radiação no paciente, o custo do exame e o incômodo causado no paciente.

Imagens de qualidade ruim podem trazer conseqüências danosas para todos os envolvidos no processo. A pior conseqüência é o diagnóstico incorreto, que pode ser resultado tanto de imagens ruins quanto de radiografias mal tiradas, como, por exemplo, as oriundas de um posicionamento inadequado do paciente. A repetição de procedimentos arriscados é outra conseqüência indesejável. Cite-se como exemplo radiografias não satisfatórias originadas de procedimento angiográfico, resultando em nova injeção de contraste ou até mesmo em nova cateterização. Outras conseqüências danosas: repetição de exames implicam em nova irradiação do paciente; todos os passos necessários à realização do exame devem ser repetidos, inclusive a remarcação para os casos em que o paciente já tenha sido liberado, resultando em incômodo para o mesmo. Finalmente cresce o custo para o paciente, para o serviço de radiologia e para o hospital.

A implantação de um PGQ implica em gastos com pessoal para viabilizar o programa e gastos com equipamentos de testes para medir os parâmetros das máquinas, além de gastos menos relevantes tais como espaço físico para guarda dos equipamentos, filmes radiográficos usados nos testes, desgaste das próprias máquinas de raios-X e reveladoras, etc. Estes custos devem ser avaliados e comparados com a economia que se espera obter, de modo a tornar mensurável a economia obtida. Com um PGQ bem implantado espera-se uma economia razoável em filmes e banhos químicos, em um menor tempo de parada das máquinas, uma maior disponibilidade dos técnicos, um maior fluxo de pacientes e, finalmente, um menor custo de manutenção dos equipamentos. Todos esses fatores de custo e economia devem ser considerados na avaliação da eficácia de um PGQ.

Um PGQ é formado por uma série de análise de dados, oriundos de todas as etapas da formação da imagem. É um grande programa elaborado para monitorar processos que correm paralelos no tempo. Cada um desses processos contribui para o resultado final, ou seja, o diagnóstico correto com o mínimo de desconforto e dano ao paciente.

Nessa dissertação pretende-se descrever os testes e os equipamentos de medida dos diversos parâmetros relevantes na implantação de um PGQ. Como exemplo de aplicação dos testes foram selecionadas três aparelhos de raios X do SR do Hospital das Clínicas da UFMG. Foi feita também a sensitometria (acompanhamento diário das flutuações de grandezas mensuráveis de uma reveladora de filmes) de duas reveladoras automáticas, bem como foi avaliada a taxa de rejeição de filmes. Verificou-se a necessidade de analisar as imagens de forma mais objetiva, através da aplicação de critérios de qualidade, o que foi feito com a colaboração de uma junta de radiologistas. Com base em análise feita por radiologistas de outro grande hospital, pode-se verificar claramente a necessidade de uniformização dos procedimentos radiográficos (técnicas radiográficas utilizadas) e também da manutenção dos aparelhos [2]. Verificou-se ainda que a

uniformização desses procedimentos só será possível caso haja uma padronização dos parâmetros das máquinas, o que aponta mais ainda na direção da necessidade de implantação do PGQ.

1.2 - Histórico

As primeiras publicações tratando do tema Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico remontam à década de 70. Ainda antes, no ano de 1968, foi publicado no British Journal of Radiology um artigo clássico de Ardran e Crooks [3] que, embora não tratando especificamente do tema Garantia da Qualidade, foi fundamental para o estabelecimento desta. Existe grande abundância de artigos e outras publicações a partir de 1975, oriundas da Europa e América do Norte. Uma publicação recente que mostra o estado atual neste tópico é a ref. [4]

No Brasil existe o trabalho pioneiro dos Profs. Thomas Ghillardi Neto e John Cameron [5] e a dissertação de mestrado de Rita Côrte [6] em Ribeirão Preto. No Rio de Janeiro há um grupo dedicado ao tema na Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN). Também do IRD saiu a dissertação de mestrado do eng. Alejandro Yacovenco [7]. Há ainda grupos dedicados ao tema em Campinas (UNICAMP), em São Paulo (Hospital Israelita Albert Einstein) e em Porto Alegre (PUC-RS) [8], [9], [10] [11], [12] e [13].

A implantação de PGQ's em nível nacional e voluntário já é fato consumado na Europa e América do Norte [14]. Deve-se realçar o fato de que a implantação do PGQ não é obrigatória, com poucas exceções - Suécia, alguns estados dos EUA e algumas províncias de países europeus, onde a implantação de PGQ's é exigência legal. Nos outros países desses continentes existem apenas recomendações [14] e [15].

1.3 - Benefícios da implantação de um PGQ em radiodiagnóstico

A ONU, através de seu Comitê Científico sobre os Efeitos da Radiação Atômica (UNSCEAR) publica periodicamente um relatório de seus estudos [14]. A análise feita neste item é baseada neste relatório.

Os padrões adotados em diversos países para os exames com raios-X descrevem indicações e contra-indicações para procedimentos, preparações de pacientes, agentes de contraste, posicionamento, parâmetros técnicos (voltagem, grades e telas), número de chapas, outras possibilidades de exames e normas de proteção radiológica. Diversos autores realçam a importância das monitorações de doses nos pacientes, de modo a tornar mensurável o processo de otimização em curso num PGQ.

Como dito no item anterior, os PGQ's foram iniciados nos Estados Unidos nos anos 70 e estão bem estabelecidos desde a década de 80, através de recomendações federais. Explica-se facilmente o sucesso da implantação destes programas, pois eles levaram a dois resultados mensuráveis: economia de custos e redução de dose de radiação. Esses programas serão ainda mais abrangentes no futuro, pois uma pesquisa feita em 2000 processadoras automáticas de filmes nos EUA, demonstrou pouca revelação em 9% das reveladoras dedicadas à mamografia, em 33% das reveladoras de hospitais e em 42% das reveladoras de clínicas particulares. Especificamente para o terceiro mundo a garantia da qualidade é bastante promissora, devido à redução de custos.

A garantia da qualidade propicia uma redução de dose por exame, pois ela garante menores doses por radiografia, menor taxa de rejeição e elimina exames desnecessários. Nos EUA a dose per capita em radiografias dentárias está diminuindo. Na Espanha estão sendo implantados PGQ's em colaboração com a Comissão das Comunidades Europeias (CEC). Antes dos programas serem implantados, as doses de entrada na pele dos pacientes eram até 5 vezes maiores que os limites adotados pela CEC; com a implantação do programa em curso, pelo menos algumas causas de doses altas já foram eliminadas. Em Madrid, para exames no trato gastro intestinal a dose equivalente efetiva foi de $0,8 \text{ mSv} \pm 0,1 \text{ mSv}$ num serviço de radiologia, enquanto em outros 4 serviços ela variou de $5,5 \text{ mSv} \pm 1,0 \text{ mSv}$ até $14,1 \text{ mSv} \pm 2,2 \text{ mSv}$. Na Suécia, onde a garantia da qualidade é exigência legal desde 1981, os PGQ's são a explicação para a redução de dose.

Garantia da qualidade pode ser aplicada à prática médica geral, embora clínicos gerais possam ser menos cuidadosos com os métodos de garantia da qualidade. Na Nova Zelândia, um estudo envolvendo um phantom antropomórfico examinado por 22 clínicos gerais resultou em 2 radiografias completamente aceitáveis, 8 deficientes e 12 rejeitadas, sendo que dessas últimas, 4 eram completamente imprestáveis ao diagnóstico.

1.4 - Alguns dados estatísticos mundiais

Este estudo, baseado no relatório do UNSCEAR [14], classifica os países em quatro categorias, de acordo com o número de equipamentos de raios-X médicos e exames e também com o número de médicos (TAB. 1 a e b). Foram avaliadas as exposições médicas para quatro categorias de países, conforme seus respectivos níveis de cuidados com a saúde, do nível I (países industrializados) ao nível IV (países subdesenvolvidos). O relatório alerta que esta classificação é bastante arbitrária e que existem grandes diferenças entre os países de uma mesma categoria.

Como dito no item anterior, os PGQ's foram iniciados nos Estados Unidos nos anos 70 e estão bem estabelecidos desde a década de 80, através de recomendações federais. Explica-se facilmente o sucesso da implantação destes programas, pois eles levaram a dois resultados mensuráveis: economia de custos e redução de dose de radiação. Esses programas serão ainda mais abrangentes no futuro, pois uma pesquisa feita em 2000 processadoras automáticas de filmes nos EUA, demonstrou pouca revelação em 9% das reveladoras dedicadas à mamografia, em 33% das reveladoras de hospitais e em 42% das reveladoras de clínicas particulares. Especificamente para o terceiro mundo a garantia da qualidade é bastante promissora, devido à redução de custos.

A garantia da qualidade propicia uma redução de dose por exame, pois ela garante menores doses por radiografia, menor taxa de rejeição e elimina exames desnecessários. Nos EUA a dose per capita em radiografias dentárias está diminuindo. Na Espanha estão sendo implantados PGQ's em colaboração com a Comissão das Comunidades Européias (CEC). Antes dos programas serem implantados, as doses de entrada na pele dos pacientes eram até 5 vezes maiores que os limites adotados pela CEC; com a implantação do programa em curso, pelo menos algumas causas de doses altas já foram eliminadas. Em Madrid, para exames no trato gastro intestinal a dose equivalente efetiva foi de $0,8 \text{ mSv} \pm 0,1 \text{ mSv}$ num serviço de radiologia, enquanto em outros 4 serviços ela variou de $5,5 \text{ mSv} \pm 1,0 \text{ mSv}$ até $14,1 \text{ mSv} \pm 2,2 \text{ mSv}$. Na Suécia, onde a garantia da qualidade é exigência legal desde 1981, os PGQ's são a explicação para a redução de dose.

Garantia da qualidade pode ser aplicada à prática médica geral, embora clínicos gerais possam ser menos cuidadosos com os métodos de garantia da qualidade. Na Nova Zelândia, um estudo envolvendo um phantom antropomórfico examinado por 22 clínicos gerais resultou em 2 radiografias completamente aceitáveis, 8 deficientes e 12 rejeitadas, sendo que dessas últimas, 4 eram completamente imprestáveis ao diagnóstico.

1.4 - Alguns dados estatísticos mundiais

Este estudo, baseado no relatório do UNSCEAR [14], classifica os países em quatro categorias, de acordo com o número de equipamentos de raios-X médicos e exames e também com o número de médicos (TAB. 1 a e b). Foram avaliadas as exposições médicas para quatro categorias de países, conforme seus respectivos níveis de cuidados com a saúde, do nível I (países industrializados) ao nível IV (países subdesenvolvidos). O relatório alerta que esta classificação é bastante arbitrária e que existem grandes diferenças entre os países de uma mesma categoria.

TABELA 2 - Número médio de instalações médicas por milhar de habitantes e nível de cuidado médico da população. Adaptado de [14].

| Pessoal médico e instalações | Ano | Nível de cuidados médicos | | | |
|-----------------------------------|-------|---------------------------|--------|--------|---------|
| | | I | II | III | IV |
| Radiologistas | 70/74 | 0,062 | 0,023 | | |
| | 80/84 | 0,076 | 0,064 | 0,004 | |
| | 85/90 | 0,072 | 0,041 | 0,006 | 0,0003 |
| Unidades de raios X médicos | 70/74 | 0,45 | 0,014 | | 0,0006 |
| | 80/84 | 0,38 | 0,071 | 0,016 | 0,010 |
| | 85/90 | 0,35 | 0,086 | 0,018 | 0,004 |
| Unidades de raios X odontológicos | 70/74 | 0,44 | 0,012 | | 0,00004 |
| | 80/84 | 0,46 | 0,077 | 0,005 | |
| | 85/90 | 0,38 | 0,086 | 0,003 | 0,0004 |
| Unidades de raios X terapia | 70/74 | 0,014 | 0,0002 | | |
| | 80/84 | 0,013 | 0,0017 | 0,0007 | |
| | 85/90 | 0,0048 | 0,0050 | 0,0001 | 0,0001 |

De uma maneira geral, a tendência da freqüência de exames é de crescimento em todos os níveis. Há duas razões para isso: o crescimento da população de terceira idade e a crescente urbanização. A crescente oferta de exames alternativos, em particular ultra-som, pode limitar essa tendência. Os pacientes submetidos a exames com raios-X são, em média, mais velhos, não obstante certos exames sejam mais freqüentes em jovens abaixo dos 16 anos de idade. Nos países dos níveis II a IV uma grande fração dos exames é em crianças, talvez porque esses países tenham populações mais jovens. De qualquer forma, a freqüência de exame nesses países só excede à do nível I para o caso da fluoroscopia do tórax.

As doses nos pacientes variam muito. Em certos exames cardíacos, ocorrem doses de entrada muito altas; altas doses também são observadas em fluoroscopia convencional. Tomografia computadorizada está se tornando mais freqüente e as doses efetivas estão aumentando (atualmente está em cerca de 5 mSv por exame). As doses oriundas de radiografias do tórax estão diminuindo (atualmente cerca de 0,1 mSv), embora o grande número de exames ainda seja um fator ponderável na dose coletiva. A mamografia contribui com pequena dose na mama, abaixo de 1 mGy, mas, lembrando a adoção de programas de prevenção estendidos às mulheres acima de 40 anos, sua contribuição à dose coletiva pode alcançar um percentual relevante.

A TAB. 3 mostra os dados mundiais para as doses equivalentes efetiva e coletiva de acordo com as quatro categorias e respectivas populações. Nota-se que as doses oriundas de radiografias dentárias são duas ordens de grandeza menores que as de radiografias médicas.

TABELA 3 - Doses estimadas para a população mundial oriundas de exames médicos e odontológicos. [14].

| Nível | População (milhões) | Dose equivalente anual per capita (mSv) | | Dose equivalente efetiva coletiva anual (10^3 homem/Sv) | |
|-------|------------------------|--|--------------|--|--------------|
| | | Médico | Odontológico | Médico | Odontológico |
| I | 1350 | 1 | 0,01 | 1300 | 14 |
| II | 2630 | 0,1 | 0,001 | 290 | 3 |
| III | 850 | 0,04 | 0,0003 | 40 | 0,3 |
| IV | 460 | 0,04 | 0,0003 | 20 | 0,1 |
| Total | 5290 | - | - | 1600 | 17 |
| Média | - | 0,3 | 0,003 | - | - |

Estes valores são resultados de dados não homogêneos. Tanto a frequência de exames quanto as doses no paciente variam muito entre países vizinhos. Variam inclusive dentro do próprio país. Além disso um mesmo tipo de dado pode ter sido obtido com metodologia diferente. Atenção especial deve ser dada a tomografia computadorizada, que caracteriza-se por um aumento na frequência de exames e também nas doses.

Programas de garantia da qualidade têm demonstrado, nos países ou regiões onde foram implantados, que as variações de dose e os exames desnecessários podem ser reduzidos. Assim, espera-se que com o passar do tempo a tendência seja de mais uniformidade entre os dados dos diversos países, levando-se em consideração que a necessidade de implantação dos PGQ é hoje um fato irreversível e tem vantagens incontestáveis para a população mundial.

1.5 - Situação do Hospital das Clínicas da UFMG

O Serviço de Radiologia do HC conta com cerca de 100 funcionários, assim distribuídos:

| | |
|----------------|----|
| - médicos | 35 |
| - enfermagem | 16 |
| - técnicos | 26 |
| - administrat. | 23 |

Os equipamentos produtores de raios-X são os listados abaixo, com suas principais características (entre parêntesis está a idade do equipamento). Os dados foram extraídos das plaquetas de identificação dos equipamentos. Por isso há excesso de informação para alguns e falta para outros.

- Sala 1 Ala A - PHILIPS DR3-500
 Botalix Tube Housing - Philips
 Pet n° 9806 301 21002
 (20 anos) N° 53622
 X ray tube assembly - Filtration 2mm Al
- Sala 2 Ala A - UG5 MULLER Philips
 bis 150 kV verwendbar
 (30 anos) 3 mmAl einschliesslich Eigenfilter
 Colimador: Type n° MH 7303/00
- Sala 3 Ala A - Diagnostic 60 Philips
 Rotalix type XF 3001/00 N° 36480 (1ª etiqueta)
 (18 anos) Type 21973/00 N° 714131 150 kV (2ª etiqueta)
 Focos: 1,2 e 2,0 mm
- Sala 4 Ala A - Tiltix - GE (com planígrafo)
 Nara 90 N° 10171
 (8 anos) Não há nenhuma outra etiqueta ou referência
- Sala 5 Ala A - Danaton-Monophos Siemens (planigrafia)
 Pantixhaube PH 125/80
 (38 anos) Gesamtvorfilterung 2 mmAL
 Zchg n° R.div.203-9
- Sala 6 Ala B - SIEMENS KLINOGRAPH 2B
 Modelo: 8855207V2135
 (6 meses) Série:810526520
 Focos: 1,2 mm e 2,0 mm
- Sala 8 Ala B - SIEMENS HELIOPHOS 4E
 Modelo RG 150/ 100 GL Siemens Série X112B/
 (13 anos) Colimador 1275478 G 0865 Série 7165 Eigenfilt. 1mm AL
 Bucky vertical: Tubo modelo 1187251V2135
 Roehre tube P125/30/50
 Colimador Série G0865-1044/11334

Sala 10 Ala B - Tuer D800
DR 154 - nº 85578/073
(17 anos)

Sala 11 Ala B Tomógrafo Siemens
Modelo Somaton AR.T
(6 meses)

Mamógrafo Ala B - CGR Sonographe 500T Fab. jan/92
(08 anos) Housing: M50
SN: C1694
Nom. voltage: 49 kV
Insert: GS 513-4
SN: 30910
Nom. voltage: 49 kV
Inherent filt. : 0,8 mm Be
Focal spot: 0,3 mm

Mamógrafo Ala B - Tuer DG40 Type DR MA 50X
(fora de uso) Fab. nº 80608
Eigenfilter 0,8 mm Be
Filterung 0,5 mm Al

Equipamentos móveis

- 1 - Movix-meditécnica Aeroma 8 Gerador Meditécnica
Machlett x rays tubes Movix 120 Série A 0042
Inherent filtration 0,5 mm Al 220 V - 35 A máx.
Focus 30
Série A2132
- 2 - Movix-meditécnica Gerador Meditécnica
sem etiqueta Movix 120 Série A 0045
220 V - 35 A máx.
- 3 - CGR 161 DC
Type 161 DC Nº 82/10306/4
Tube: 44579 Type TH 9448E

Há ainda de duas máquinas reveladoras automáticas KODAK - PR X-OMAT.

Como se vê pelos dados acima a maior parte dos equipamentos em operação é bastante antiga, mas funciona a contento, atendendo a demanda de um hospital universitário do porte do Hospital das Clínicas da UFMG.

Atualmente não há um PGQ no setor de radiologia. A manutenção nas máquinas é feita na medida do necessário, ou seja, sempre que a máquina pára. Cabe aos técnicos em radiologia a escolha dos parâmetros ótimos (kV e mAs) de cada máquina. Até o desenvolvimento do presente trabalho nunca haviam sido feitos testes de verificação dos parâmetros e nem de outros itens tais como filtração total, linearidade, tamanho de foco e de campo, verticalidade etc.

2 - ATIVIDADES DESENVOLVIDAS NO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA UFMG

2 -1 - Introdução

O presente trabalho foi planejado de modo a demonstrar a necessidade e a vantagem de se testar as condições de funcionamento dos aparelhos de raios X , visando a implantação de um PGQ em serviços de radiologia. Para isso foram escolhidas três máquinas de raios-X, nas quais foram feitos vários testes (Cap's 2 e 3). Levantou-se o número de radiografias rejeitadas, analisou-se as causas das rejeições e definiu-se critérios de visualização de detalhes anatômicos, com participação de uma junta de radiologistas (Cap.4). Foi feita a sensitometria das duas máquinas reveladoras automáticas (Cap. 5).

Deve-se enfatizar a importância dessas medidas iniciais num PGQ. Elas serão o ponto de partida para futuras comparações e proporcionarão um meio de monitorar a performance dos equipamentos ao longo do tempo [16]. É claro que, uma vez atingidas as condições de otimização do equipamento, quaisquer desvios serão imediatamente corrigidos, de modo a manter a performance estabelecida.

Pelo acima exposto, fica claro que é necessário manter um registro de todos os testes. Esses registros formarão parte dos arquivos do serviço de radiologia.

2 - 2 - Aparelhos de raios-X analisados e instrumentação utilizada

Os aparelhos escolhidos para a implantação dos testes foram o PHILIPS DR3-500, que realiza exames simples na sala 1, há 20 anos em funcionamento, o SIEMENS KLINOGRAPH 2B, adquirido e instalado em abril de 95, que realiza exames contrastados (fluoroscopia) na sala 6 e o SIEMENS HELIOPHOS 4E, com 13 anos de funcionamento, que também realiza exames contrastados na sala 8.

O dosímetro utilizado em todas as etapas foi o RADCAL modelo 3036, que também é um medidor de tempo de exposição, com câmara de ionização e "timer" embutidos. Não foi utilizada nenhuma câmara externa dentre as disponíveis neste dosímetro.

2 - 3- Descrição dos testes

2 - 3 - 1 - Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação

Este teste tem por objetivo comparar os tamanhos dos campos luminoso e de radiação e verificar se os centros de ambos coincidem. Objetiva também verificar se os centros do filme e do feixe de radiação coincidem. O teste deve ser realizado a cada 6 meses ou após manutenções na máquina de raios X.

O tamanho do campo de radiação, determinado pela posição dos colimadores de curso variável, é importante, pois o técnico escolhe um tamanho de filme adequado à região do corpo a ser radiografada. Campos de radiação maiores que o necessário vão irradiar partes do corpo sem interesse ao diagnóstico e piorar o contraste, devido ao aumento da radiação espalhada. Campos menores que o necessário vão originar radiografias imprestáveis ao diagnóstico, levando à repetição do exame.

Ao posicionar o paciente para a radiografia, o técnico, via campo luminoso, fixa o comprimento e a largura do campo de raios-X através de um sistema de colimadores de abertura móvel, com movimentos independentes nos dois sentidos. Dessa maneira o técnico delimita o campo de radiação. Pode acontecer que os feixes de luz e raios-X estejam deslocados um em relação ao outro, o que traz as conseqüências indesejáveis descritas acima.

O dispositivo de teste usado neste caso consiste numa placa retangular de fibra de vidro com escalas em chumbo-estanho, fabricada pela MRA [17]. Incrustada nesta placa, há uma linha que acompanha suas bordas, afastada cerca de 3,5 cm destas, formando um contorno também retangular. Dentro desse retângulo vai se projetar o feixe de luz, quando da execução do teste. Na placa ainda há uma escala vertical e outra horizontal, ambas graduadas em cm, e ainda dois pequenos círculos concêntricos no centro. Essas escalas servem para a medida do desvio do campo de radiação, se houver, e os círculos concêntricos marcam o centro do campo de luz, que deve coincidir com o centro do campo de radiação. A FIG. 1 ilustra o dispositivo. Por baixo da placa, dentro do bucky horizontal [18], é colocado o filme radiográfico inserido no respectivo chassis.

Qualquer técnica de exposição pode ser usada, desde que produza no filme uma imagem que permita o exame minucioso das estruturas radiografadas. O filme deve ser irradiado com chassis e no bucky horizontal.

Após a revelação deve-se comparar os limites do campo de radiação com aqueles do campo luminoso. Os limites de tolerância são dados em termos lineares, de forma que comprimento e largura do quadrilátero obtido pela colimação do campo de raios X não difiram do comprimento e largura do quadrilátero definido pelo feixe de luz em mais de $\pm 2\%$ da distância foco-filme (dff) utilizada [1] e [5]. A mesma tolerância é válida para o deslocamento relativo entre as posições dos centros do filme e do feixe de radiação, bem como entre os centros de feixe luminoso e de radiação.

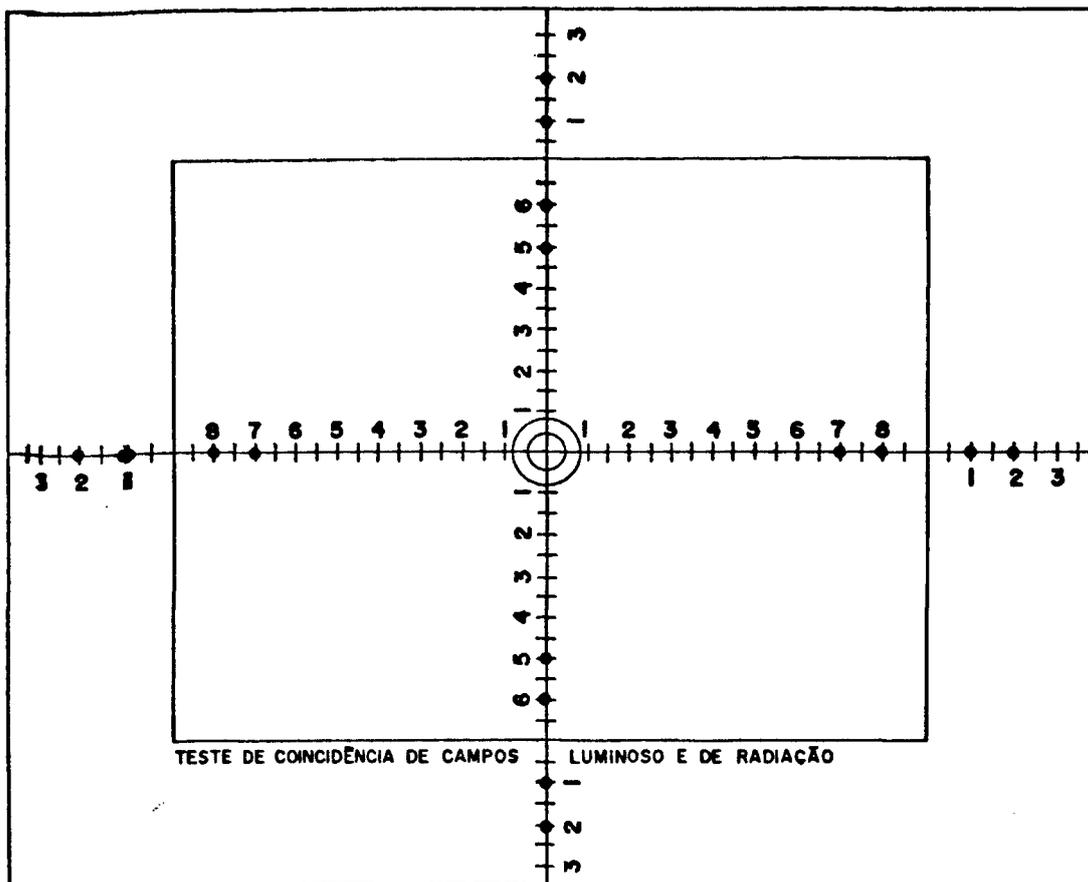


FIGURA 1 - Dispositivo para testar a coincidência dos campos luminoso e raios X

2 - 3 - 2 - Verificação da verticalidade do feixe

Este teste tem o objetivo de determinar a inclinação, em relação à vertical, do feixe de raios X. É uma forma de testar a eficácia do indicador de angulação disponível no colimador. O teste deve ser feito com frequência anual ou após manutenção na máquina de raios X ou ainda sempre que houver não uniformidade no escurecimento do filme.

A verticalidade do feixe de radiação é verificada através de um tubo em acrílico (altura: 15,7 cm, diâmetro: 6 cm) com duas tampas também em acrílico. Em cada uma dessas tampas há uma pequena esfera de aço - diâmetro da ordem de décimos de mm - perfeitamente centralizada [17]. Assim, as duas esferas são os extremos do segmento de reta formado pelo eixo do cilindro regular, que é o tubo de acrílico, conforme mostrado na FIG. 2.

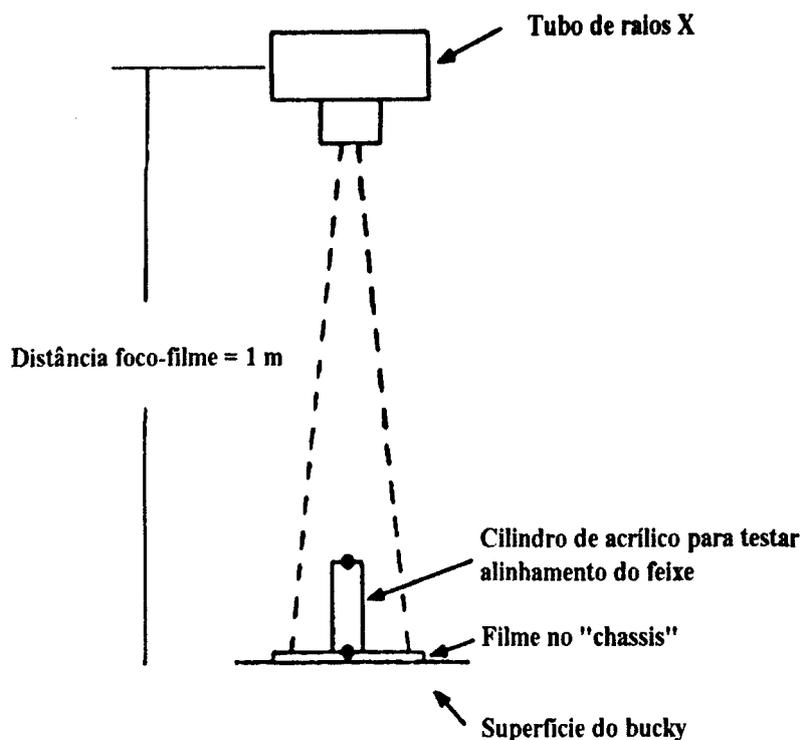


FIGURA 2 - Dispositivo para medir alinhamento do feixe

Este teste é normalmente feito com o filme fora do chassis e sobre o bucky horizontal, pois a distância entre a superfície do bucky e o porta cassete, localizado sob o bucky, cerca de 8 cm, faz com que o deslocamento relativo das imagens das duas esferas seja distorcido pelo efeito de magnificação, mascarando o resultado do teste. O próprio pacote de papelão que envolve os filmes dentro da embalagem de fábrica serve como chassis para o filme. Obviamente o executor do teste deve carregar este "chassis" na câmara escura e deve também vedar com cuidado as bordas do papelão, de modo a não permitir entrada de luz. Após esse procedimento, o cilindro de acrílico é colocado com uma de suas bases sobre o "chassis" descrito acima, com a condição de que esta base esteja perfeitamente paralela ao "chassis". Em resumo: o eixo do cilindro formado pelo tubo de acrílico deve estar perfeitamente perpendicular ao plano do filme e deve formar um segmento de reta tendo como suporte a reta que une o foco ao plano do filme. É também fundamental que o bucky esteja perfeitamente na horizontal, pois do contrário a análise do resultado será enganosa.

Procede-se então a irradiação do filme. A imagem obtida consiste em dois pequenos pontos claros, que são as imagens das duas esferas. A imagem de melhor definição será a da esfera mais próxima ao filme (este detalhe está relacionado com o fato de foco não ser pontual, e será tratado em pormenores no item 2-3-4 adiante). Se as imagens coincidirem é sinal de que o

feixe está bem ajustado na vertical. Caso contrário a distância entre elas fornece os meios para se calcular o ângulo de desvio do feixe central.

Esse ângulo pode ser facilmente calculado pela relação: $\alpha = \arctg x/y$ onde x é a distância entre as imagens das duas esferas no filme e y é a altura do cilindro. A FIG. 3 ilustra o processo.

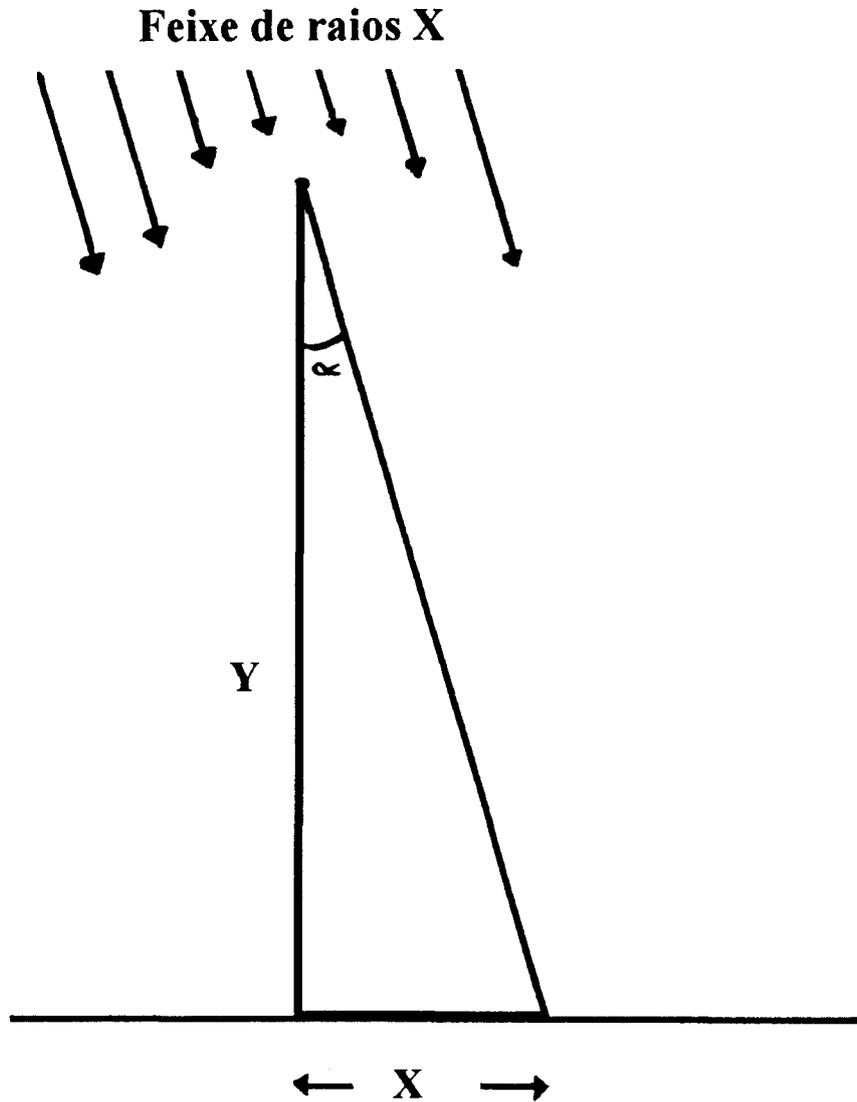


FIGURA 3 - Esquema mostrando a incidência oblíqua do feixe

O valor máximo aceitável para o valor de alfa é de 2° para uma distância foco-filme de 1m. Por considerações puramente geométricas, verifica-se que a dff tem um papel preponderante neste teste, pois pode-se obter ângulos maiores ou menores caso a dff seja menor ou maior que 1m, respectivamente [1] [19].

2 - 3 - 3 - Verificação dos estados dos chassis (cassetes) e contatos tela intensificadora-filme

O objetivo deste teste é verificar o estado de conservação do ecran e do chassis e avaliar o grau de contato que deve existir entre o filme e o ecran. Deve ser feito anualmente ou sempre que houver indicadores de degradação da imagem devido ao cassete.

Para a obtenção de uma boa radiografia, o contato tela intensificadora-filme deve ser uniforme em toda a extensão do filme. Áreas de contato deficiente vão gerar imagens borradas, pois a dispersão da luz será mais acentuada nessas regiões (FIG.4). Existe ainda a possibilidade do ecran estar danificado, inclusive devido à ação de reações químicas causadas por agentes externos (respingos, por exemplo). Uma outra possibilidade, muito comum, é a presença de partículas (poeiras, alimentos etc.) depositadas na superfície do ecran; neste caso as imagens dessas partículas saem na radiografia e podem ser fontes de erros de interpretação do radiologista.

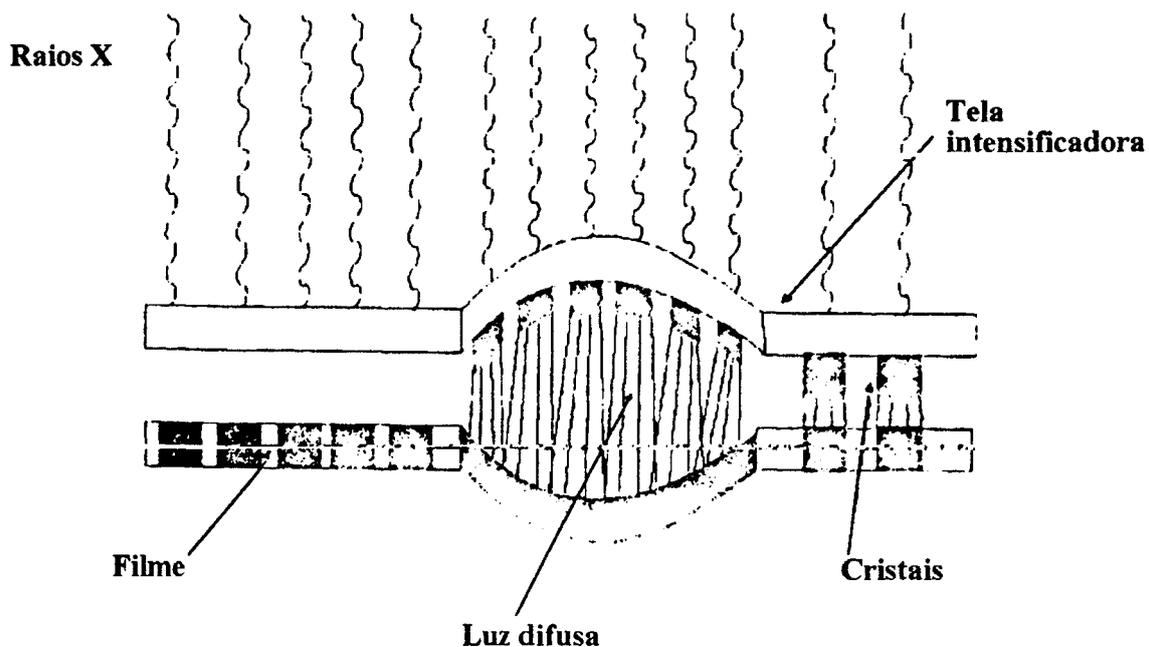


FIGURA 4 - Conseqüência de mal contato tela-filme

O dispositivo é composto por uma tela de aço com 3 linhas/cm, coberta com placa de fórmica [17]. Um chassis carregado é colocado sobre o bucky horizontal. Sobre o chassis é colocado o dispositivo de teste. Utiliza-se uma técnica de 40 kV, 4 mAs e dff de 1m [5]. Após a irradiação e revelação a imagem da tela de aço deve ser analisada num negatoscópio limpo, a uma distância de cerca de 2m.

Na execução desse teste há que se prevenir contra a possibilidade de bolhas de ar terem ficado presas no interior do chassis. Neste caso as bolhas de ar farão com que o contato tela-filme seja pobre e podem resultar em erros de interpretação no teste. Quando houver essa suspeita o teste deve ser repetido, deixando, porém, que o chassis carregado repouse por uns 15 minutos antes de ser submetido ao feixe de raios-X.

Voltando à análise da imagem da tela de aço, se, ao ser observada a cerca de 2m, ela apresentar não uniformidade na imagem da tela, é sinal que o ecran deve ser inspecionado com cuidado, podendo inclusive ser descartado. A FIG. 5 ilustra o aspecto da imagem da tela quando o contato está adequado.

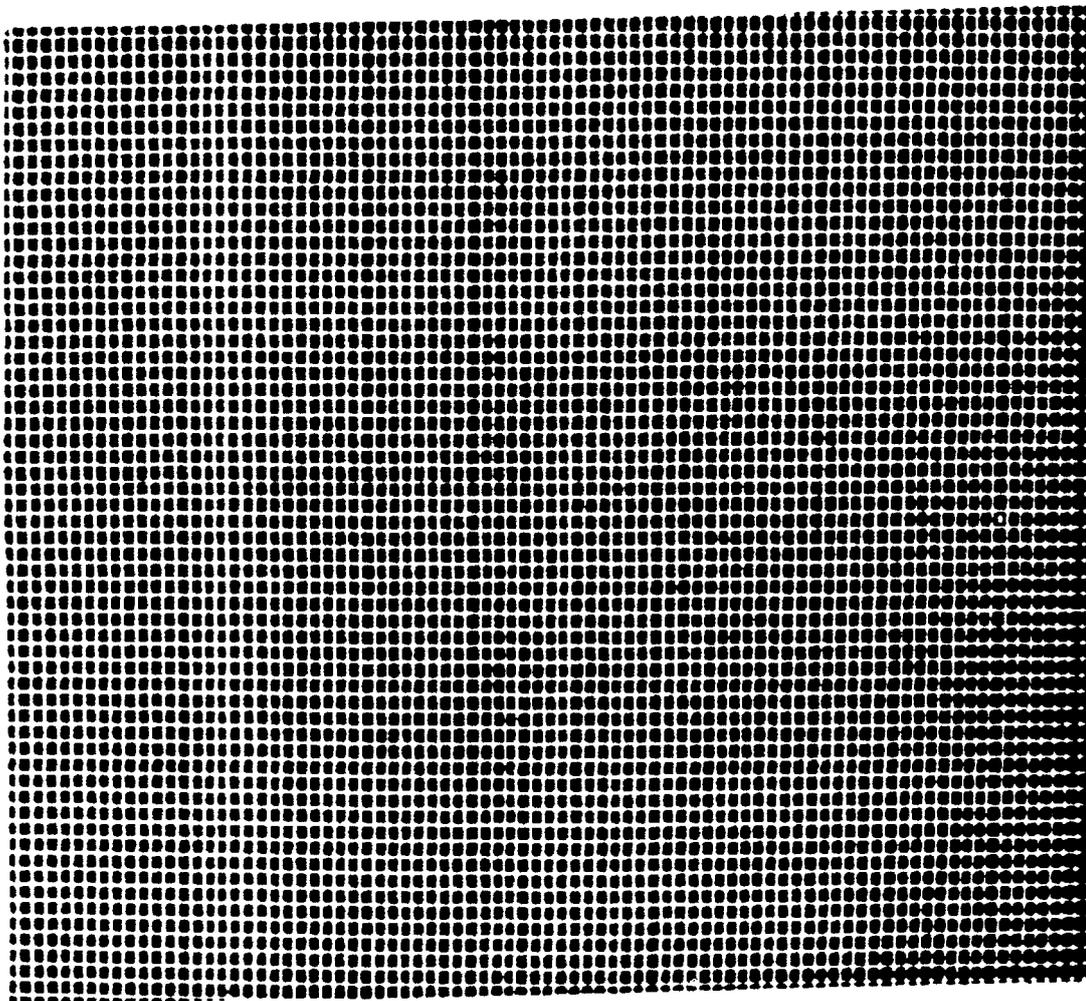


FIGURA 5 - Radiografia do dispositivo para verificação do contato tela filme

Este dispositivo de teste pode ainda ser usado para duas outras finalidades: verificação da entrada de luz no interior do chassis e verificação da compatibilidade filme-ecran.

No primeiro caso a entrada de luz é facilmente observada pelo escurecimento causado no filme. Chassis que apresentam entrada de luz devem ser reparados. No segundo caso, se os filmes radiográficos usados no Serviço de Radiologia têm a mesma velocidade, as densidades ópticas das radiografias devem ser as mesmas para ecrans do mesmo tipo. Caso contrário, por exemplo, filmes de base verde usados com chassis azul, as densidades ópticas serão diferentes. Na verdade

recomenda-se que o SR use apenas um tipo de combinação para evitar este problema da troca de chassis.

É norma na maior parte dos SR's associar um grupo de chassis, de todos os tamanhos disponíveis, com determinada máquina, de acordo com os exames nela realizados. De uma maneira geral, cada sala de raios X tem seu grupo de chassis e não se deve misturá-los com chassis provenientes de outra sala. Essa norma tem a finalidade de facilitar o fluxo de chassis entre a sala de exames e a câmara escura.

2 - 3 - 4 - Determinação dos tamanhos focais efetivos

O objetivo deste teste é medir o tamanho dos focos de raios X e comparar o valor medido com aqueles fornecidos pelo fabricante, bem como verificar se os respectivos tamanhos estão dentro dos limites de tolerância especificados no final deste item. Não há recomendação quanto à periodicidade. O teste deve ser feito pelo menos uma vez, quando da instalação do equipamento.

O foco de um feixe de raios-X é a região do anodo bombardeada pelo feixe de elétrons provenientes do catodo. Deve-se distinguir duas categorias do foco: o real e o efetivo.

O foco real é delimitado pela região do anodo atingida pelo feixe de elétrons. O foco efetivo é aquele "enxergado" pelo objeto a ser radiografado, ou, mais exatamente, é a região "enxergada" por um observador situado num plano perpendicular ao raio central de um feixe de raios X. A FIG. 6 ilustra os dois tipos de focos.

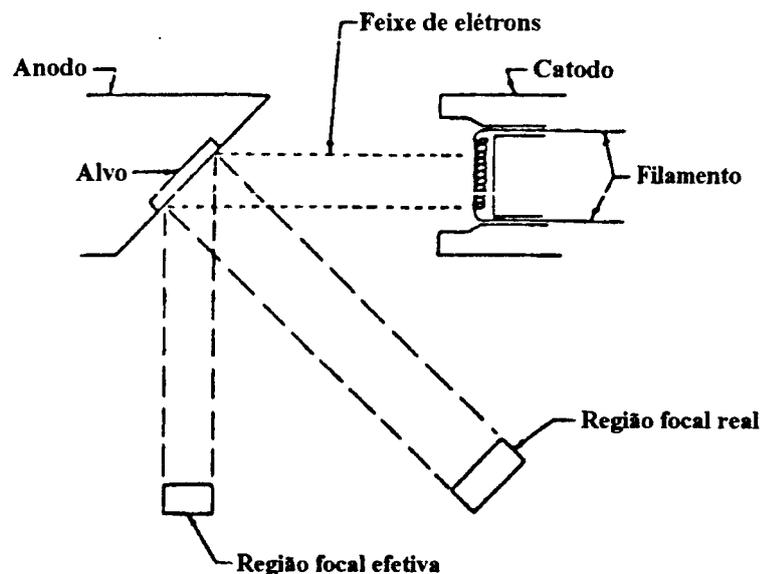


FIGURA 6 - Ilustração dos focos real e efetivo

Nota-se pela FIG. 6 que os dois focos têm tamanhos diferentes. Eles só seriam iguais se o ângulo de inclinação do anodo fosse de 45° . Como esse não é o caso, o foco efetivo é sempre menor que o foco real, pois os ângulos de inclinação do anodo são da ordem de 6 a 20° . Para ângulos de inclinação maiores que 45° o foco efetivo seria maior que o foco real. A FIG. 7 mostra a influência da angulação do anodo no tamanho do foco efetivo.

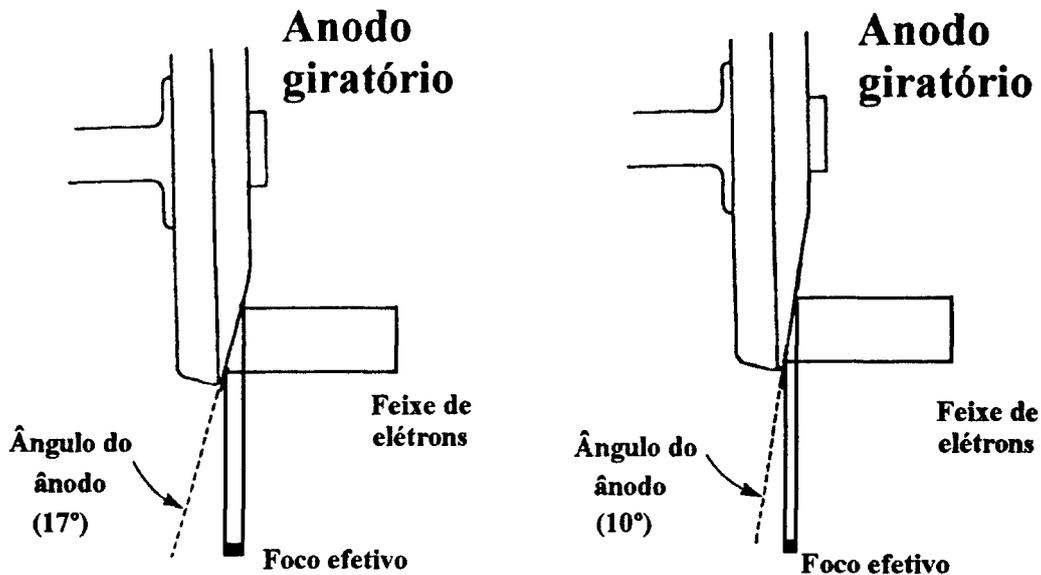


FIGURA 7 - Anodos com angulações diferentes

No jargão dos radiologistas existem os termos foco fino / foco grosso, que não devem ser confundidos com os focos real / efetivo. Os termos foco fino/grosso estão relacionados com o comprimento do filamento que produz os elétrons que vão ser acelerados até o anodo. A classificação foco real / efetivo se aplica a cada um dos tipos de foco fino / grosso. Daqui em diante, sempre que não se especificar o tipo de foco, deve ser entendido foco efetivo

O tamanho do foco influencia na resolução da imagem radiográfica. Quanto maior o tamanho do foco, pior a resolução. A FIG. 8, extraída de [6], mostra como o tamanho do foco influencia na formação de penumbra, que numa imagem radiográfica aparece sob forma de borramento.

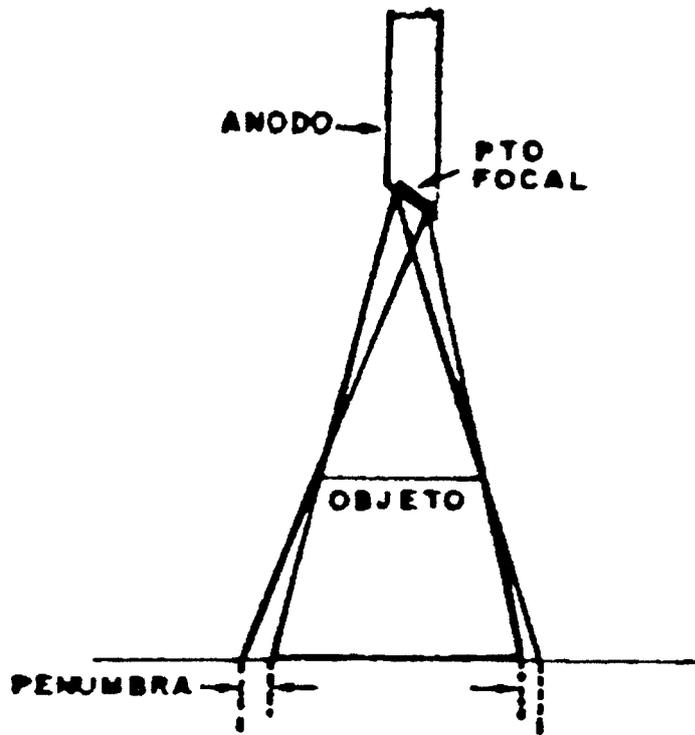


FIGURA 8 - Formação de penumbra pelo foco extenso

O ideal, portanto, seria que os focos fossem pontuais; porém, a minimização do tamanho focal é limitada pela capacidade de perda de calor pelo anodo. Assim, uma otimização é buscada pelos fabricantes, tentando conciliar a impossibilidade de um foco pontual com a inconveniência de um foco extenso.

O fato de o filamento ter dimensões lineares - na verdade é em forma espiralada, como nos filamentos de lâmpadas incandescentes residenciais - dá origem a duas linhas focais no anodo. Esse efeito é originado pela capa metálica que envolve o filamento, mantida no mesmo potencial elétrico que ele e cuja função é focalizar o feixe de elétrons, de maneira a atingir o alvo (anodo) numa região pré definida, não concentrada num único ponto [21], [22]. Além dessa função as capas focalizadoras previnem que o feixe de elétrons se disperse na ampola, quando houver deposição de vapor metálico em suas paredes de vidro, ou seja, metalização. Este fenômeno é tanto mais acentuado quanto mais usada for a ampola. A metalização dá origem à radiação extra focal, que é formada por raios X gerados em outro local da ampola que não seja o foco real. A FIG. 9 mostra as duas linhas focais, suas formas e o perfil do catodo [23].

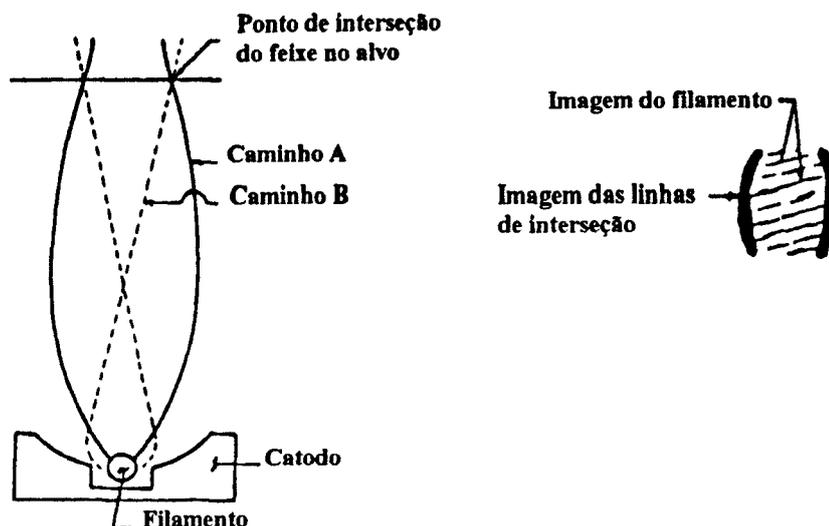


FIGURA 9 - Formação da imagem do filamento no anodo

Como se vê na FIG. 9, os focos real e efetivo têm comprimento e largura. A angulação do anodo tem papel fundamental no tamanho do foco; ela é calculada, dentre outras razões, para tornar o foco efetivo o mais próximo possível de um quadrado [22].

Existe um método de medida do tamanho focal que consiste na formação da imagem do foco num filme radiográfico, denominado método do “pinhole”. É feito um arranjo radiográfico no qual uma placa de chumbo, com um pequeníssimo orifício de diâmetro variável, é interposta entre o foco e um filme radiográfico. Escolhendo-se distâncias foco-orifício e orifício-filme adequadas, é possível obter a imagem do foco no filme. Por este método é, portanto, possível medir o comprimento e largura do foco efetivo [23]. Há, porém, algumas dificuldades e inconveniências associadas a este método, quais sejam: o arranjo radiográfico é bastante trabalhoso; o dispositivo com a fenda é de difícil construção, pois exige um orifício com diâmetro variável, cujo perfil tem forma de tronco de cone, da ordem de décimos de milímetro; o tempo de irradiação é muito longo - cerca de 2,5 s - e a imagem das linhas focais é muito borrada, tornando arbitrarias as medidas do comprimento e largura [21]. A imagem mostrada à direita da FIG. 9 foi obtida pelo método do “pinhole”.

Na tentativa de eliminar as dificuldades do método “pinhole” outros métodos foram desenvolvidos nos últimos 25 anos. Todos são baseados no modelo matemático da FTM (Função de transferência de modulação), que é o modelo usado para se estudar a imagem de um objeto teste, por exemplo, grades, linhas, fios esticados, fendas, etc. cujas características físicas impliquem numa transmissão cíclica ou senoidal dos raios X. [21], [24], [25]. A FTM nada mais é que a relação matemática entre a resposta do filme radiográfico e a transmitância do objeto radiografado.

O processo de medição usado nesse trabalho foi baseado em Rao [25]. Em excelente artigo ele deduz uma relação simples entre o tamanho focal, a frequência espacial do objeto teste

e a magnificação da imagem. Esta última é a razão entre as dimensões da imagem e do objeto e a frequência espacial é o número de eventos por mm (linhas/mm, fendas/mm, etc.). Em termos matemáticos essa relação é representada graficamente na FIG. 10. A expressão analítica é apresentada logo depois da FIG. 10 e deduzida no ANEXO A, no final da dissertação.

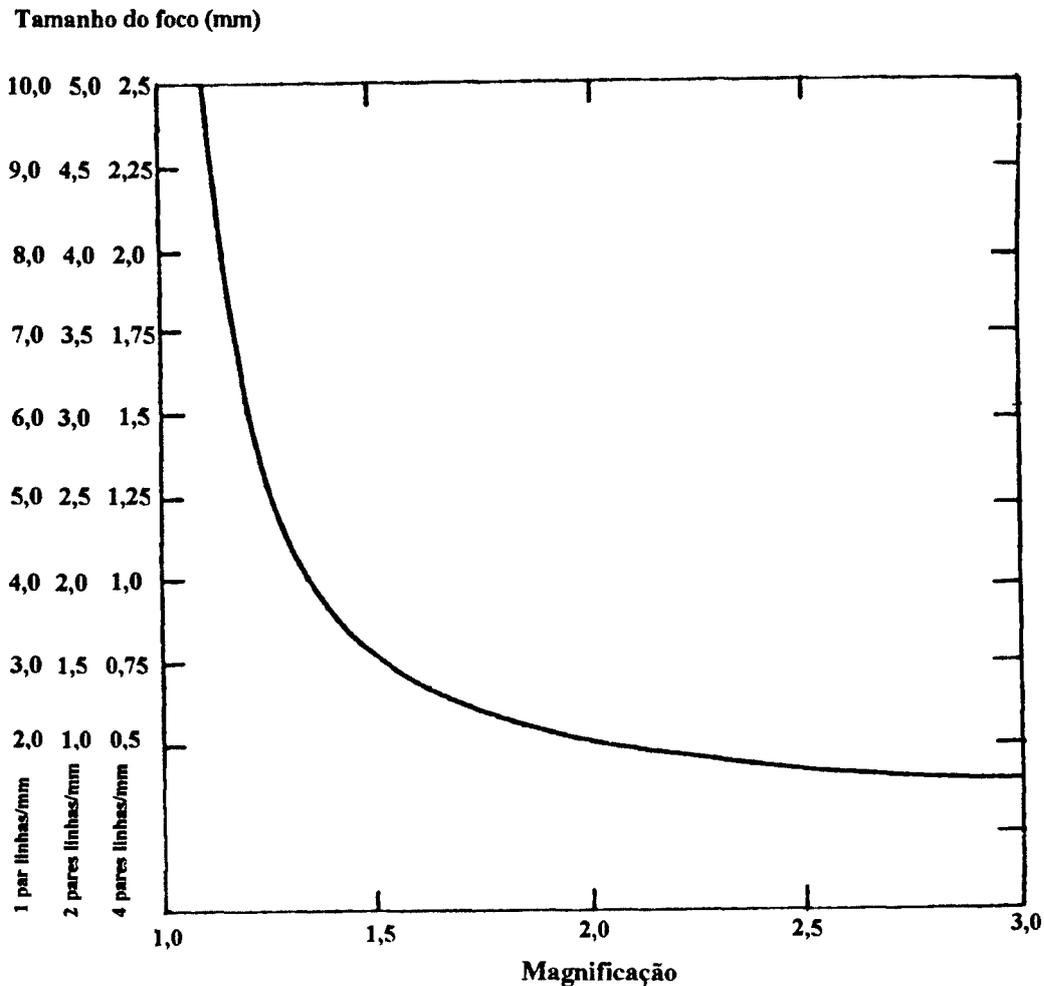


FIGURA 10 - Tamanho focal em função da magnificação para diversos valores da frequência espacial [25]

Expressão analítica para a curva da FIG. 10:

$$a = \{m/f(m - 1)\}$$

onde a = tamanho focal;
 m = magnificação
 f = frequência espacial

O dispositivo de medida do tamanho de ponto focal descrito a seguir foi pesquisado em Ghillardi Neto e Cameron [17] e [20] e é baseado no processo criado por Rao. Consiste num cilindro de acrílico com 15,2 cm de altura, tampado em apenas um dos lados. Nesta tampa há um placa metálica com 11 pares de grupos de fendas (6 fendas em cada par: 3 numa direção e 3 numa direção perpendicular à primeira); esses 11 grupos de fendas são o objeto teste [17]. O espaço entre as fendas sofre um decréscimo de 16% entre grupos de fendas adjacentes, de modo a obter várias freqüências espaciais, como mostrado na FIG. 11.

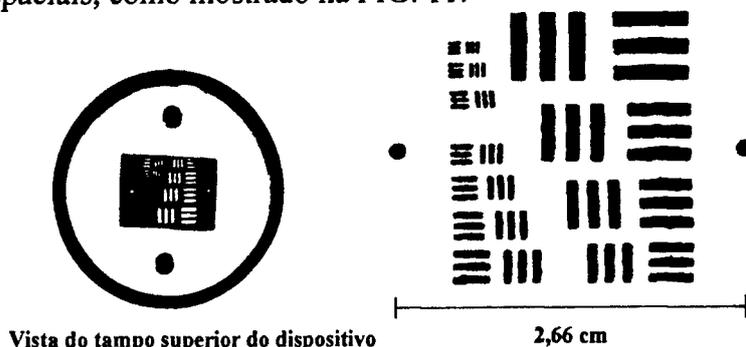


FIGURA 11 - Imagem dos 11 pares de grupos de fendas[17]

O par de menor freqüência espacial (0,84 linhas/mm) é o maior em área e é o mais facilmente visível. O de maior (4,76 linhas/mm) é o minúsculo do canto superior esquerdo.

A referida placa metálica contém ainda 2 pontos de referência, também mostrados na figura, distantes 2 cm entre si. Esses pontos são usados para se medir a magnificação da imagem das fendas e servem também para orientação quanto ao posicionamento dos pares de fenda em relação à direção do eixo anodo-catodo. Este posicionamento é de fundamental importância, pois o fenômeno no qual se baseia este método só acontece quando o objeto teste proporciona imagens de fendas que são paralelas ou perpendiculares ao eixo anodo catodo.

O fenômeno citado acima é chamado resolução espúria, assim chamado porque há, no filme, uma inversão das imagens radiográficas do objeto opaco e da fenda, passando por um mínimo de contraste entre elas [25]. Isso acontece quando a FTM torna-se negativa, conforme descrito no último parágrafo do ANEXO A.

Baseado na equação descrita acima, respeitando-se a perpendicularidade ou o paralelismo das fendas em relação ao eixo anodo catodo, é possível calcular a maior dimensão do foco efetivo desde que se conheçam a magnificação da imagem e a freqüência espacial do objeto teste.

O dispositivo é radiografado num filme sem ecran, colocado logo abaixo do cilindro, de modo que a distância filme objeto seja de 15,2 cm (altura do cilindro). A ausência do ecran tem o objetivo de reduzir ao mínimo a indefinição entre regiões com e sem imagem das fendas. A luz gerada pelo ecran causa um certo borramento na imagem, pois é emitida de forma dispersa.

Com a distância filme-objeto definida pela altura do cilindro, 15,2 cm, escolhe-se a seguir a distância foco-objeto. No caso escolheu-se uma distância foco-objeto de 45,6 cm, e com essa geometria, a magnificação, que é a relação entre as distâncias foco-filme e objeto-filme será de:

$$(45,6 + 15,2)/15,2 = 4/3 = 1,33$$

Usando a equação de Rao com $m = 4/3$ constroi-se a TAB. 4.

TABELA 4 - Maior dimensão do foco efetivo em função da frequência espacial

Magnificação = 4/3

| Número do grupo | Frequência espacial (linha/mm) | Maior dimensão do foco efetivo (mm) |
|-----------------|--------------------------------|-------------------------------------|
| 1 | 0,84 | 4,8 |
| 2 | 1,00 | 4,0 |
| 3 | 1,19 | 3,4 |
| 4 | 1,41 | 2,8 |
| 5 | 1,68 | 2,4 |
| 6 | 2,00 | 2,0 |
| 7 | 2,38 | 1,6 |
| 8 | 2,83 | 1,4 |
| 9 | 3,36 | 1,2 |
| 10 | 4,00 | 1,0 |
| 11 | 4,76 | 0,8 |

O tamanho do foco efetivo é determinado pelo exame minucioso da imagem obtida. Examinando um a um os pares de fendas, descobre-se aquele onde já não é mais possível resolver as seis fendas, ou seja, aquele no qual a diferença de contraste entre as imagens de fendas adjacentes e da linha que as separa já não permite uma distinção entre elas. O par de grupos de fendas no qual este fenômeno acontece se relaciona com a maior dimensão do foco efetivo, conforme a TAB. 4. Basta, pois, consultar a tabela ou fazer um simples cálculo para inferir a maior dimensão do foco efetivo.

Este método de medida é bastante eficaz e é o mais simples dentre os disponíveis, além de ser muito prático para uso em programas de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Robinson e Grimshaw [21] compararam este método com o método do "pinhole" e os resultados foram favoráveis ao método da FTM.

Uma vez encontrado um valor para o tamanho do foco, é necessário compará-lo com o valor fornecido pelo fabricante, via catálogo do equipamento ou outra fonte, como, por exemplo, a etiqueta de identificação do tubo. Deve-se também verificar se o tamanho medido está dentro dos limites de tolerância apresentados a seguir.

A ref. [21] apresenta uma tabela com sugestões de limites de tolerância para o tamanho focal que, segundo os autores, é mais restritiva que os limites adotados internacionalmente (IEC 336, DIN 6823). Esta tabela, reproduzida abaixo, será utilizada no Cap. 3, quando os resultados das medidas dos tamanhos focais forem reportados.

TABELA 5 - Tolerância para os tamanhos dos focos

| Tipo de foco | Tamanho nominal (mm) | Tolerância (%) |
|--------------|----------------------|----------------|
| fino | $a < 0,8$ | - 0..... + 30 |
| pequeno | $0,8 < a < 1,5$ | - 0..... + 20 |
| grosso | $a > 1,5$ | - 0..... + 15 |

Durante o estudo das bases teóricas deste teste descobriu-se grandes diferenças nas tabelas que relacionam a frequência espacial com o tamanho do foco para uma dada magnificação (tabelas similares à TAB. 4). O ANEXO B apresenta a divergência entre as tabelas.

É necessário registrar a existência de alguma oposição às medidas dos tamanhos focais. Waters [26], ainda em 1976, em correspondência ao British Journal of Radiology, propôs a substituição dos diversos métodos de medida de tamanhos focais por uma conceituação objetiva: o foco deve ter um tamanho tal que gere uma imagem com um determinado grau de resolução, sob condições específicas. Assim os fabricantes deveriam projetar os focos de modo a garantir uma resolução adequada aos propósitos das máquinas. Na pesquisa bibliográfica feita nesta dissertação não se encontrou desenvolvimento posterior dessa idéia.

Joel Gray, em comunicação pessoal aos editores da ref. [1], pág. 65, afirma que medidas de tamanhos focais em cerca de 200 tubos ao longo de 8 anos não trouxeram nenhuma informação valiosa sobre as condições desses tubos. Ele afirma, porém, que a medida inicial em máquinas ou tubos novos ainda é útil como parte dos testes de aceitação do equipamento.

2 - 3- 5 - Medidas dos tempos de irradiação

Este teste tem como objetivo verificar se o tempo de exposição selecionado no painel de controle da máquina está dentro dos limites de tolerância especificados no último parágrafo deste item. Deve ter frequência anual ou sempre que houver manutenção no equipamento ou ainda quando as imagens geradas na máquina apresentarem escurecimento inadequado.

O tempo de exposição é selecionado no painel de controle das máquinas de raios X. Esse tempo, multiplicado pela corrente no tubo, fornece o valor do mAs, um dos mais importantes parâmetros em radiologia diagnóstica.

Em geral as máquinas não permitem uma escolha arbitrária do tempo de exposição, pois há limites impostos pela capacidade de dissipação de calor pelo anodo. Mesmo para tempos de exposição menores que o limite, a escolha ainda não é livre. Os valores de tempo disponíveis são discretos e dependem - inclusive o tempo máximo - da corrente no tubo.

A medida do tempo de exposição é importante pois ele afeta a qualidade da imagem radiográfica, bem como a dose de radiação no paciente. Além disso, um aparelho que apresenta distorções nos valores do tempo de exposição para os vários valores de corrente disponíveis, sem dúvida apresentará problemas nas medidas do rendimento e da linearidade (os testes do rendimento e da linearidade são descritos nos itens 2-3-7 e 2-3-8 respectivamente). Assim, numa máquina cujo circuito controlador de tempo esteja funcionando adequadamente, uma vez definido um valor de mAs, a corrente no tubo e o tempo de exposição devem variar de maneira inversamente proporcional um ao outro, de modo a manter constante o seu produto, ou seja o mAs escolhido. Isso não acontecerá se houver erro no tempo de exposição.

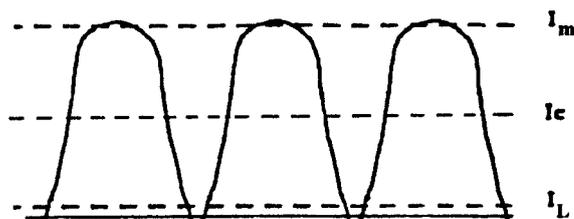
O mecanismo de medição do tempo na maioria das máquinas de raios X é baseado em contato mecânico. Quando o técnico em radiologia, após selecionar os parâmetros radiográficos, aperta o botão de comando do disparador do feixe, o dispositivo de disparo é acionado, fechando o circuito controlador de tempo. A peça que envia o sinal elétrico para a saída de alta tensão é chamada de contator. O movimento mecânico dos contatos dura cerca de 30 ms, o que por si só já leva a um erro razoável para tempos curtos de exposição [27].

O “timer” da máquina, em geral baseado em capacitores, envia um sinal elétrico quando do término do tempo programado. Não há como sincronizar o início da contagem do tempo com o início da senóide da alta tensão, ou seja, o feixe de radiação pode ser disparado tanto no mínimo quanto no máximo da alta tensão, ou ainda em qualquer ponto da onda. Esse efeito é muito pronunciado para geradores monofásicos, menos pronunciado para trifásicos e inexistente para geradores de potencial constante.

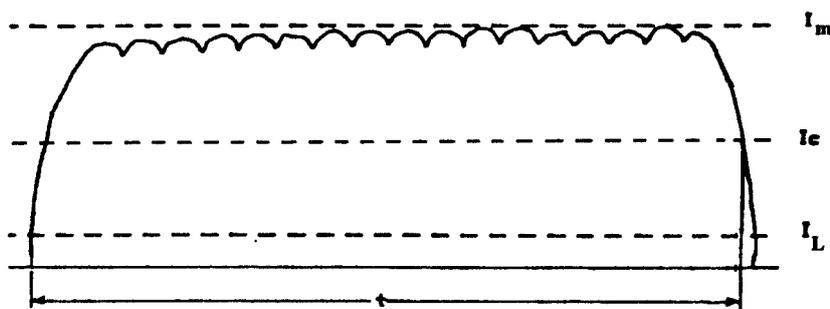
O medidor de tempo utilizado para conferir os tempos de exposição das máquinas é baseado num microprocessador com um “timer” de cristal de quartzo, e está embutido no equipamento de medida de dose conforme item 2.2. O início da contagem do tempo corresponde a uma taxa de dose de 6 mGy/min (I_L na FIG. 12); o final da contagem (I_C na FIG. 12), corresponde à metade do valor máximo (I_M) da forma de onda [29]. Este valor máximo é constantemente atualizado durante a exposição. Há ainda uma outra condição para que o “timer” interrompa a contagem do tempo: a de que, a partir do momento em que I_C seja atingido, seu valor não seja novamente atingido nos próximos 100 ms [29]. Esse fato permite que o equipamento meça tempos de exposição para qualquer tipo de forma de onda, seja monofásica (retificação de meia onda ou onda completa), trifásica, independente do “ripple” ou de potencial constante.

A FIG. 12 ilustra os tipos de onda monofásico (com retificação de onda completa) e trifásico. Nota-se, para o caso monofásico, que a segunda condição para a interrupção da contagem do tempo, qual seja, a de que o sinal deve permanecer no mínimo 100 ms abaixo do valor de I_C é fundamental para a medida do tempo de exposição. Para o caso de retificação de meia onda, o tempo decorrido durante a ausência de sinal é 16,6 ms (1s/60), que é menor que os 100 ms requeridos pelo microprocessador para interromper a contagem do tempo de exposição. Portanto, mesmo com pulsos alternados, o medidor é capaz de medir os tempos de exposição.

$$I_c = 0.50 \times I_m$$



a) monofásico



b) trifásico

FIGURA 12 - Forma de onda para geradores monofásico e trifásico

I_L é o limiar de intensidade do feixe. O “timer” só começa a contar o tempo para intensidade do feixe acima desse valor. Se o medidor for exposto a um campo de radiação cuja intensidade não atinja I_L , ele continuará indicando a última medida realizada. Se, por outro lado, ele for exposto a um campo cuja intensidade supere I_L , o tempo será medido a partir do instante no qual I_L foi atingido e vai durar até que a intensidade do feixe, depois de chegar a um valor máximo, atinja o valor I_c .

I_c é a intensidade de corte. Quando a intensidade do feixe atinge este valor e permanece menor que ele por pelo menos 100 ms, o “timer” é interrompido e o tempo medido é indicado num mostrador digital. O valor de I_c corresponde à metade do valor máximo (pico) da intensidade do feixe. É claro, portanto, que I_c varia de acordo com o mAs utilizado.

I_m é o valor do pico de intensidade do feixe. Este valor é armazenado na memória do equipamento e é continuamente atualizado.

Comparando os processos de contagem do tempo utilizados pelas máquinas de raios X e pelo equipamento de medida não invasivo utilizado neste trabalho, torna-se óbvio que discrepâncias poderão surgir.

É muito difícil especificar padrões de performance para os “timers” das máquinas de raios X. O restante deste item é baseado nas ref's. [28] e [18] e , portanto, refere-se às normas norte americanas.

A maioria dos fabricantes de aparelhos de raios X define o tempo de exposição como a duração da largura da onda de alta tensão a 75% de seu pico. Essa definição não corresponde necessariamente a definição usada pelos medidores de tempo descritos acima. Em geral há boa concordância para tempos maiores que 10 ms.

A partir de agosto de 1974 os fabricantes de aparelhos de raios X são obrigados a declarar a incerteza dos “timers” usados em seus produtos. Eventuais desvios entre os valores medido e o selecionado no painel de controle podem ser comparados com os desvios permitidos. Neste caso é fundamental levar em consideração os diferentes processos de medição utilizados pela máquina e pelo equipamento medidor.

Como regra geral, os “timers” de geradores monofásicos devem ter uma incerteza de ± 1 pulso num total de 12 pulsos, ou seja, 8,3 ms em 100 ms, e de ± 2 pulsos para tempos maiores que 100 ms, o que dá o valor de 16,6 ms. Esses critérios baseiam-se nas limitações impostas pelos problemas descritos no 6º parágrafo deste item (localização, em relação à tensão, do início da contagem do tempo) e na necessidade de manter constante o rendimento e a linearidade do feixe de radiação. Para geradores trifásicos o problema do início da contagem do tempo persiste. A ref. [28] sugere que a diferença máxima aceitável entre os valores selecionado e medido seja de $\pm 5\%$ ou ± 2 ms, o que for maior. Todo gerador trifásico deve seguir estes critérios quando não houver um dispositivo de controle automático de exposição.

2 - 3 - 6 - Medidas dos valores de tensão de pico

O objetivo deste teste é verificar se a tensão selecionada no painel de controle da máquina está compatível com os limites de tolerância apresentados pelos fabricantes e especificados ao final deste item. O teste deve ter frequência anual ou quando houver manutenção na máquina.

Medidas de tensão de pico podem ser efetuadas por processos invasivos, geralmente acessíveis apenas aos fabricantes e engenheiros de manutenção, ou por processos não invasivos, estes mais disponíveis. Características inerentes aos dois processos de medição fazem com que o primeiro tipo apresente resultados ligeiramente superiores aos do segundo (de 2 a 5 kV_p).

A medida da tensão de pico apresentada neste trabalho é um processo não invasivo e é baseada no artigo de Stanton et al.[30], que usa o fato de existir uma relação entre o coeficiente de absorção de um dado material e a energia do feixe de radiação. O dispositivo de medida utilizado foi construído pela empresa nacional MRA Equipamentos Eletrônicos Ltda., de Ribeirão Preto [17] e é uma modificação do cassete de teste desenvolvido por Jacobson et al.[31] na Universidade de Winsconsin. O medidor completo constitui-se de um chassi especial 18 cm x 24 cm (base azul) e um dispositivo em forma de paralelepípedo (22,5 cm x 4,4 cm x 3,5 cm). Tal dispositivo contém 24 círculos dispostos em duas colunas.

A medida da tensão de pico é feita radiografando-se o dispositivo, usando o chassis especial carregado com um filme 18 cm x 24 cm. A FIG. 13-a mostra detalhes de construção do dispositivo através de cortes transversal e longitudinal (este último corte é no plano da lâmina de chumbo). O dispositivo deve ser radiografado com seu eixo maior perpendicular ao eixo anodo catodo, de modo a se evitar as diferenças de intensidades de radiação originadas pelo efeito anódico (efeito "heel").

A coluna da esquerda na FIG. 13-a, corte longitudinal, é coberta com pequenas placas de cobre, com espessuras crescentes, de tal maneira a formar uma escada. Assim, os doze círculos dessa coluna são cobertos com cobre. A função dessas pequenas placas é absorver a radiação, de modo que cada círculo estará sujeito a um grau diferente de absorção. A absorção da radiação varia com a alta tensão aplicada no tubo de raios X, pois o coeficiente de absorção é função do material absorvedor e da energia da radiação. A esta coluna dá-se o nome de coluna dos degraus.

A coluna da direita, FIG. 13-a, corte longitudinal, é coberta com um atenuador óptico de espessura uniforme, cobrindo, portanto, os doze círculos de maneira igual. A função deste atenuador é reduzir a intensidade do feixe de luz proveniente da tela intensificadora, de modo a evitar exposição em excesso naquela região do filme. Esta coluna é chamada de coluna de referência.

As duas colunas são cobertas por uma placa de cobre, que tem as dimensões do tampo superior do dispositivo. A função desta placa é simular o feixe que emerge do paciente e atinge o filme radiográfico; tem ainda a função de filtrar o feixe, tornando-o mais próximo de um feixe monocromático, situação na qual o erro ao se relacionar o coeficiente de absorção efetivo com o pico de potencial se torna menor [32] e [33]. Isso fornece um espectro mais real, do qual vai se inferir o pico de potencial.

A FIG. 13-b mostra a imagem obtida ao se radiografar o dispositivo. A coluna de baixo corresponde à coluna da esquerda na FIG. 13-a, isto é, aquela coberta pelos degraus de cobre. A espessura do cobre é crescente da direita para a esquerda, o que vai resultar em densidades ópticas (DO) crescentes da esquerda para a direita. A coluna de cima é aquela coberta com o atenuador óptico.

O processo não invasivo de medida do pico de potencial baseia-se nos diferentes graus de absorção da radiação pela escada de cobre. A coluna que recebe radiação não atenuada pelos degraus serve de padrão de comparação e torna o processo independente das condições de revelação, pois as duas colunas estão no mesmo filme.

(Corte transversal)

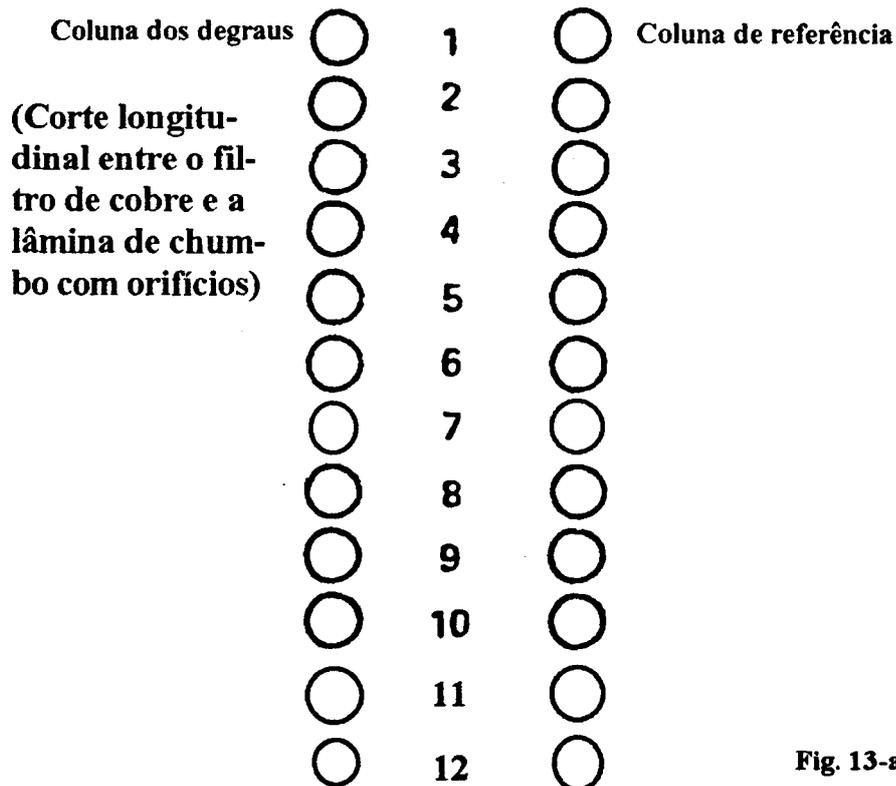
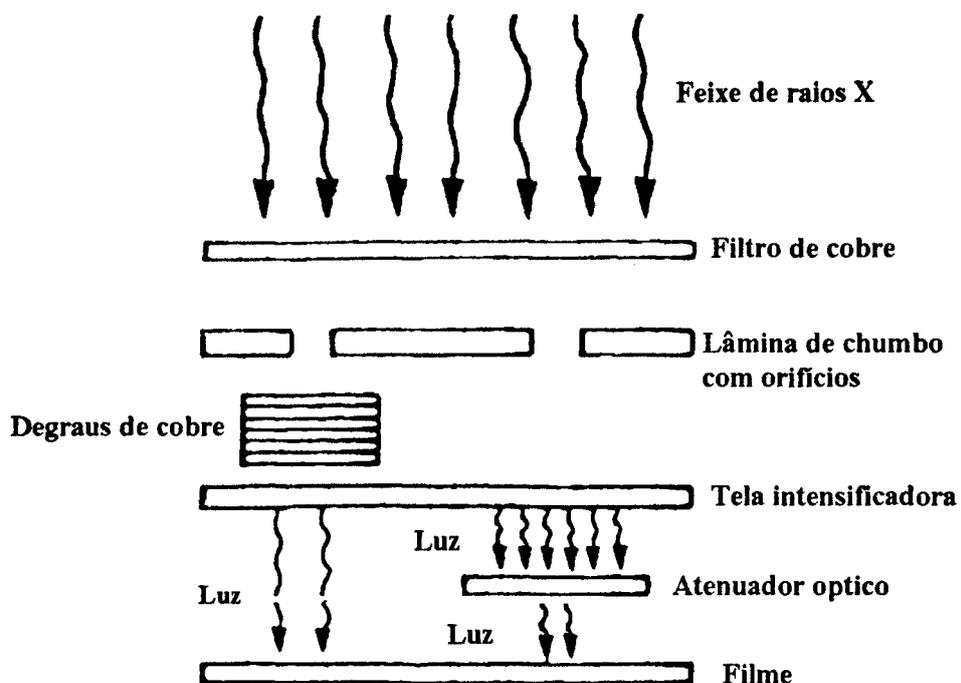


Fig. 13-a

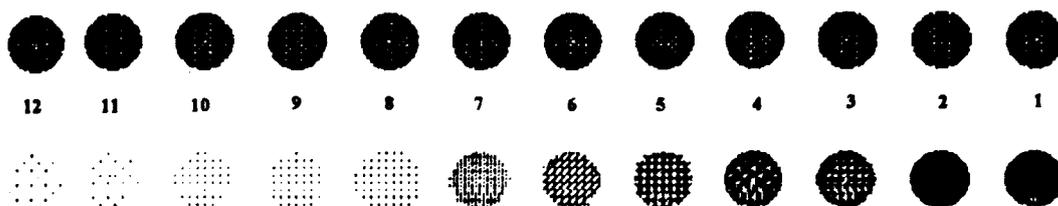


Fig. 13-b - Imagem do dispositivo radiografado

FIGURA 13 - Dispositivo medidor de kV_p
 a - cortes transversal e longitudinal b - imagem dos pares de círculos

A determinação do valor do pico de potencial é feita comparando-se as DO's dos círculos da coluna dos degraus com a DO dos círculos da coluna de referência, que sofreu apenas a ação do atenuador óptico e, portanto, tem DO constante. Nessa comparação deve-se descobrir, usando para isso um densitômetro, qual par de círculos (um círculo de cada coluna) tem a mesma DO. A este par de círculos dá-se o nome de degrau de igualdade (entre os degraus 2 e 3 na FIG. 13-b). Em geral o degrau de igualdade está situado entre dois valores dos degraus existentes e, neste caso há que se fazer uma interpolação para descobrir seu valor. A FIG. 14 ilustra o processo geométrico de obtenção da fórmula de interpolação.

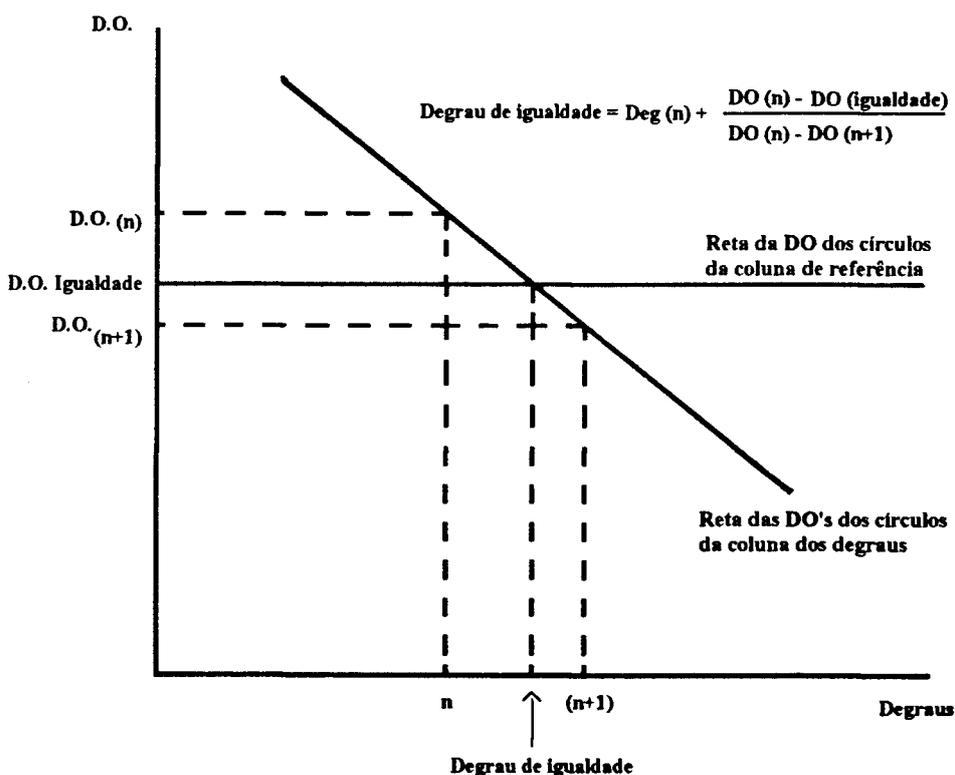


FIGURA 14 - Interpolação p/ degrau de igualdade

Os degraus são numerados de 1 a 12, crescentes no mesmo sentido que a espessura das placas de cobre, ou seja, ao degrau mais escuro dá-se o número 1, 2 ao seguinte e assim por diante. Na prática não é necessário medir todas as DO's; basta medir inicialmente a DO da coluna de referência e depois ir medindo as DO's da coluna dos degraus até que um de seus valores seja igual à DO da coluna de referência; neste caso o degrau de igualdade será um número inteiro. Caso a leitura caia entre dois valores consecutivos da DO de referência, isso significa que o degrau de igualdade estará entre dois números inteiros, o que exigirá a interpolação.

Uma vez definido o degrau de igualdade, consulta-se a curva de calibração, que associa esse degrau com o pico de potencial previamente determinado por métodos invasivos durante a calibração.

A FIG. 15 mostra a curva de calibração utilizada pelo equipamento descrito neste item [17].

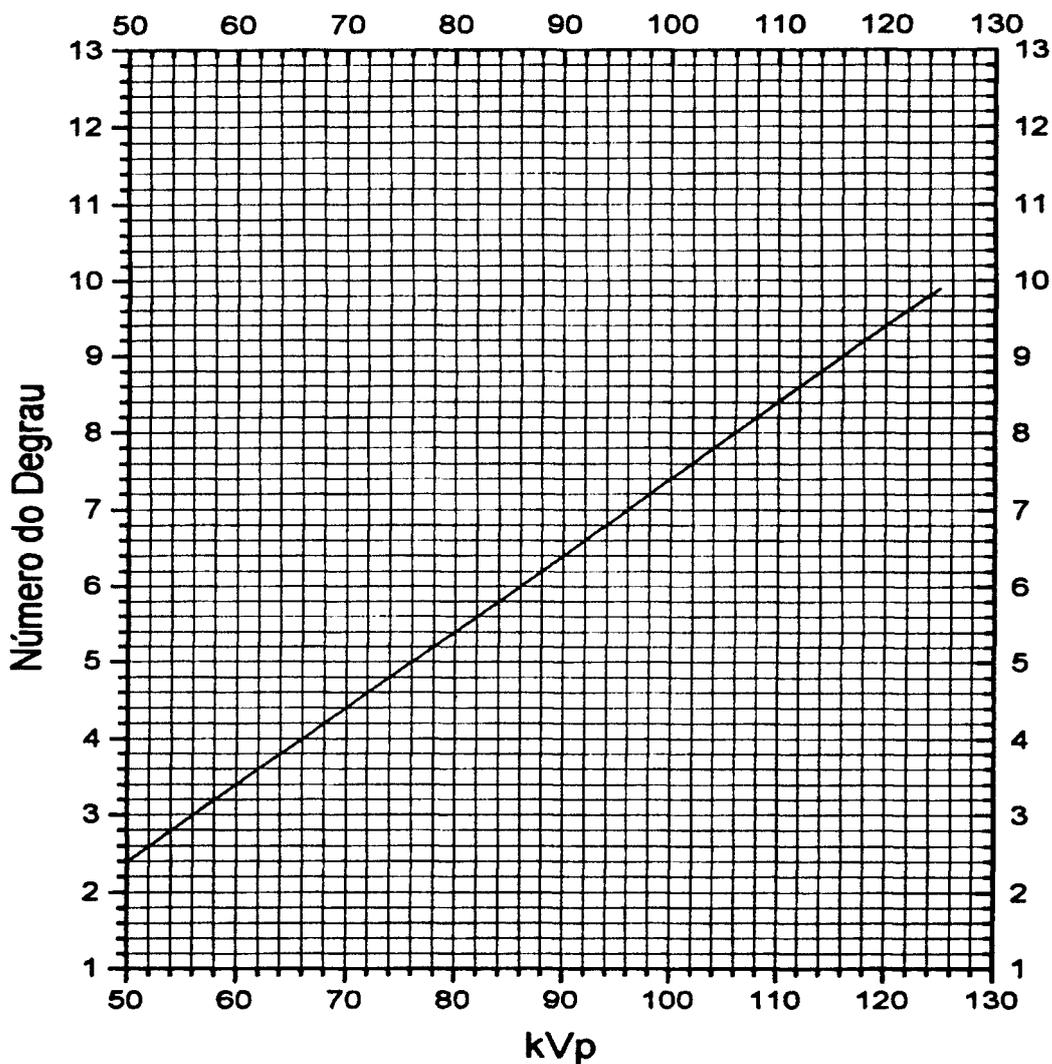


FIGURA 15 - Curva de calibração do dispositivo medidor de kV_p

Esse dispositivo, tal como foi concebido, só deve ser usado em tubos cujos geradores sejam idênticos àquele usado na calibração. Ou então deve-se providenciar mais de uma curva de calibração de modo a cobrir outros tipos de geradores. Uma questão fundamental refere-se ao tempo de validade da calibração. Numa correspondência ao British Journal of Radiology [34] Ardran e Crooks tecem interessantes comentários sobre essa questão. Segundo essa correspondência é necessário cautela neste aspecto pois algumas telas intensificadoras têm um pigmento amarelo, cuja função é reduzir o espalhamento de luz. Esse pigmento pode se desgastar no decorrer do tempo (“fading”), aumentando a sensibilidade das telas e alterando a calibração. Existe ainda o agravante de estas telas serem idênticas às telas sem o pigmento. Recomenda-se, portanto, uma verificação periódica da curva de calibração.

Um outro ponto de vista a respeito da medida do pico de potencial é exposto por Burkhart [18]. Ele recomenda que apenas um valor de pico de potencial deve ser verificado, para pelo menos três valores da corrente, pois esta última varia com o envelhecimento da ampola e tem forte influência sobre os valores do potencial. Recomenda também que o degrau de igualdade esteja entre 0,9 e 1,9 e alerta que valores de DO fora desta faixa podem implicar em erros de até 10 kV_p.

Os fabricantes estabelecem limites de tolerância de 5% a 7% para a dispersão dos resultados. Uma tolerância adicional de +2 kV_p é por eles introduzida, para levar em consideração a diferença de resultados dos métodos invasivo e não invasivo, já mencionada. A literatura deixa claro que estes limites são muito amplos, podendo ser reduzidos para a faixa de tensões de pico usualmente empregada em radiodiagnóstico (de 60 a 100 kV_p). Nesta dissertação utilizou-se como limites de tolerância os valores máximos da faixa de variação apresentada pelos fabricantes, ou seja, $\pm 7\% + 2 \text{ kV}_p$.

2 - 3 - 7 - Determinação do rendimento

O objetivo deste teste é verificar a reprodutibilidade e consistência do feixe de raios X quando a máquina é solicitada em condições de tempo e corrente diferentes. Os resultados devem ser comparados com os limites de tolerância especificados no 5º parágrafo deste item. O teste deve ter freqüência anual ou sempre que houver manutenção na máquina. Filmes com escurecimento inadequado são também indicadores da necessidade de verificação do rendimento.

Rendimento é uma medida da eficiência de um mecanismo, de sua produtividade. Como medida absoluta, no caso de uma máquina de raios X, o rendimento mede a eficiência de conversão de elétrons em fótons, se bem que de forma grosseira, conforme penúltimo parágrafo deste item. Como medida relativa, e essa é a principal utilidade da medida do rendimento de uma máquina de raios X, o rendimento compara a produtividade de uma mesma máquina ao longo do tempo ou de várias máquinas concomitantemente.

O parâmetro rendimento é medido em mGy/mAs, ou seja, é a razão entre a dose de saída da ampola pelo valor do mAs, que é a carga elétrica que bombardeia o anodo. A dose é medida

pelo dosímetro e o mAs é o produto da corrente e tempo selecionados no painel de controle da máquina de raios X.

O rendimento de um tubo de raios X é um parâmetro que permite o cálculo rápido da dose de entrada na pele de um paciente. O rendimento deve ser medido para os vários valores de corrente disponíveis. Em geral os valores de kV e mA escolhidos são aqueles de maior uso num serviço de radiologia. Os resultados também são utilizados para a determinação da filtração total do equipamento, o que será visto no item 2-3-10.

Numa máquina que esteja funcionando bem o rendimento deve permanecer o mesmo, independente da corrente no tubo utilizada (mA), o que implica que a curva do rendimento x mA será uma linha horizontal, fixados os valores do potencial e a distância foco detetor. Nesse tipo de verificação é imprescindível que o medidor de tempo da máquina esteja funcionando bem, caso contrário resultados enganosos podem surgir. O teste deve ser feito a 80 kV_p e o rendimento não deve variar mais que $\pm 10\%$ para os valores de corrente utilizados.

A medida do rendimento serve principalmente como parâmetro indicador das condições de funcionamento da máquina. São muito comuns as queixas de técnicos e radiologistas no que se refere a algumas máquinas que geram radiografias muito claras ou muito escuras (pouco ou muito penetradas no linguajar dos radiologistas). Na verdade, como se verá no item dedicado à análise de filmes rejeitados, essas são as duas causas de rejeição mais comuns, contribuindo em quase 50% para as repetições de exames. Um bom PGQ deve prever medidas do rendimento com uma frequência tal que permita uma monitoração das máquinas, de modo a programar manutenções no equipamento. Com o passar do tempo, o rendimento tende a diminuir, devido ao desgaste do anodo e a metalização nas paredes do tubo (deposição de vapor metálico provenientes do anodo). Entidades norte americanas prescrevem uma variação máxima de 10% no rendimento de uma máquina no decorrer do tempo [1]. Ultrapassado este limite, a ampola deve ser trocada.

O rendimento pode ser usado ainda para comparar a performance de duas ou mais máquinas do mesmo tipo, neste caso a variação máxima aceitável de uma máquina para outra é também de 10% [1]. Quando se compara máquinas de diferentes tipos, caso a diferença entre os rendimentos ultrapasse os 10%, será necessário providenciar tabelas distintas de técnicas radiográficas para cada uma delas [1]. No decorrer da realização deste trabalho, foram vistos em vários serviços de radiologia problemas originados pela ausência desta uniformidade. Quem trabalha na área de radiodiagnóstico conhece bem o problema. É a experiência do técnico que determina a técnica radiográfica utilizada; experiência aqui significa trabalhar um bom tempo no mesmo local, de modo a saber, pelo método de tentativa e erro qual a técnica adequada a uma determinada máquina. Se um novo empregado entra no serviço, as informações são passadas verbalmente; quando uma ampola é trocada, tudo recomeça e aquele que não foi informado certamente vai gerar alguns filmes rejeitados.

Existe ainda uma outra utilidade para a medida deste parâmetro: o rendimento de uma máquina é uma estimativa grosseira, porém útil, do coeficiente de conversão elétrons/fotons da ampola de raios X [35]. O mAs representa com exatidão o nº de elétrons que fluem em direção ao anodo - $6,25 \times 10^{15}$ elétrons/mAs. O caráter grosseiro da medida relaciona-se ao fato de que o

feixe de radiação que chega ao medidor já sofreu algum tipo de atenuação, seja pela filtração inerente do tubo, seja pela camada de ar ao longo de sua trajetória. Portanto, o inverso do rendimento é uma estimativa do coeficiente de conversão.

As informações obtidas são úteis também para mostrar aos radiologistas e técnicos as relações entre dose absorvida, kV, mAs e distância foco-pele envolvidas na obtenção de uma radiografia.

2-3 - 8 - Verificação de linearidade

O teste da linearidade tem como objetivo verificar se o gerador é capaz de manter a constância do produto corrente no tubo e tempo de exposição quando ambos variam. Sua frequência deve ser anual ou sempre que houver manutenção no equipamento.

Dependendo do gerador podem ser testados três tipos de linearidade, para um dado valor do potencial [35]:

- a - linearidade da dose com o tempo de exposição (com os valores de kV e mA fixos);
- b - linearidade da dose com a corrente no tubo (kV e tempo fixos) e
- c - linearidade da dose com o mAs (kV fixo).

Para o caso 'a', se o circuito controlador do tempo estiver funcionando adequadamente, a dose deve variar linearmente com o tempo para um dado valor do conjunto kV e mA.

No caso 'b' repete-se o raciocínio, ou seja, a dose deve variar linearmente com a corrente no tubo para um dado valor do par kV e tempo.

O caso 'c' é a opção mais indicada quando se quer testar uma máquina que não permita variações independentes da corrente no tubo e do tempo de exposição, ou ainda quando estas variações são possíveis apenas para uns poucos valores. Neste caso obtém-se vários pares de valores de corrente e tempo, de tal forma que seu produto seja constante, e compara-se o valor da dose obtida em cada combinação. Se o gerador estiver bem aferido, estas doses devem ser iguais. Se, para um dado valor de tensão, for traçada uma curva relacionando a dose medida com os valores de mAs, obter-se-á uma relação linear entre os dois valores. Observa-se que a inclinação da reta é justamente o rendimento da máquina, discutido no item anterior.

O teste da linearidade é importante, pois os valores da corrente são determinados por circuitos independentes, o que torna este parâmetro mais sujeito a variações. A já citada publicação [1] fornece limites de tolerância para geradores construídos a partir de 1989. Esses limites dão uma idéia do quanto é difícil tecnologicamente garantir a linearidade do mAs. Segundo a publicação, a dose não deve variar mais que $\pm 10\%$ entre valores adjacentes da corrente. Isso leva, para um gerador que disponha de 5 valores da corrente, a uma variação de até 46% na dose, entre os valores extremos da corrente. Na realidade é possível obter-se uma variação máxima de 10%, não entre valores adjacentes e sim dentro da faixa de interesse ao

diagnóstico, de 100 mA a 800 mA. Isso depende de um projeto elétrico bem feito e de calibração adequada, segundo a ref. [1].

Uma outra maneira de conferir a constância do produto da corrente pelo tempo de exposição é a verificação da reciprocidade do mAs. Trata-se da medida da dose obtida quando se faz variar concomitantemente a corrente e o tempo de exposição, de modo a obter o mesmo mAs, com o potencial fixo. Para essa modalidade de teste não é necessário um dosímetro; basta possuir um objeto de teste, que deverá ser radiografado “n” vezes com kV e mAs fixos e com “n” combinações de mA e tempo [28]. Obter-se-á “n” imagens que devem ser comparadas entre si. Elas devem apresentar o mesmo grau de enegrecimento e de visualização de detalhes. Caso isso não ocorra, recomenda-se uma verificação nos parâmetros corrente e tempo selecionados que geraram a imagem que saiu do padrão de igualdade.

2 - 3 - 9 - Medida da camada semi redutora (CSR)

O objetivo deste teste é medir a qualidade do feixe de raios X; que por sua vez está ligada ao espectro de radiação emanada da ampola; é também uma medida indireta da filtração total, que será apresentada no próximo item. A frequência da medida deve ser anual ou após manutenção no equipamento.

Em radiodiagnóstico, camada semi redutora é a espessura de alumínio de alta pureza necessária para reduzir à metade a intensidade de um feixe de radiação, fixos os valores do potencial, do mAs e da geometria das irradiações.

O processo de medida deve ser feito com o feixe estreito, cobrindo apenas a área da câmara de ionização utilizada. O dosímetro deve repousar sobre uma placa de chumbo, de modo a minimizar a radiação retro espalhada. As placas de alumínio devem ser colocadas junto ao colimador do tubo, presas com algum tipo de fita adesiva. A primeira medida é feita sem placa alguma e, posteriormente, as placas serão acrescentadas uma a uma, aumentando gradativamente a espessura. Novas medidas da CSR deverão ser feitas no futuro, nas mesmas condições de irradiação, para fins de comparação. Os parâmetros do feixe devem ser tais que a leitura da dose, com o feixe livre, sem placa de alumínio, seja grande o suficiente para que sua metade seja ainda significativa [28].

Existem duas outras utilizações interessantes para a medida da CSR, embora não aplicáveis às medidas rotineiras do controle de qualidade. São a determinação do coeficiente de homogeneidade e a estimativa da energia máxima presente no feixe de raios X. No primeiro caso mede-se a 2ª CSR, que é a espessura de alumínio necessária para reduzir à metade a radiação que emerge da 1ª CSR. O quociente entre a 2ª pela 1ª é o coeficiente de homogeneidade. Quanto mais próximo de 1 for este coeficiente, mais homogêneo será o feixe. O quociente 1 só se verifica para espectros monoenergéticos. A 2ª CSR é sempre maior que a 1ª, pois o feixe está cada vez mais “filtrado”. O segundo caso é uma extensão do primeiro. Sucessivas placas de alumínio devem ser adicionadas ao feixe até que o quociente da (n+1)ª pela nª CSR seja 1, o que indica que o feixe agora é monoenergético. Segue-se então uma medida do coeficiente de atenuação (μ) para o

alumínio, usando o próprio feixe filtrado pela $(n+1)^{\text{a}}$ CSR e uma fina camada do metal. Em seguida determina-se, através de tabelas, qual a energia de um feixe monoenergético que gera aquele valor de μ para o alumínio; o valor encontrado é uma boa estimativa da energia máxima presente no feixe. [35].

2 -3 -10 - Determinação da filtração total

O objetivo deste teste é verificar se o feixe de radiação está adequadamente filtrado. O teste deve ter frequência anual ou após manutenção no equipamento.

A filtração total de um aparelho de raios-X é composta pela soma dos valores da filtração inerente e da filtração adicionada. A primeira é aquela filtração originada pelos materiais interpostos entre o local onde o feixe é produzido (anodo) e o exterior da janela de saída do tubo. Seu valor é expresso em mm de alumínio equivalentes e é fornecido pelo fabricante do equipamento. A segunda é a filtração propositadamente interposta no caminho do feixe, com a finalidade de eliminar os fótons de baixa energia que ainda ficam presentes no feixe e não contribuem para a formação da imagem radiográfica. Como consequência da filtração total, fótons com energia menor que 15 keV são totalmente removidos do feixe [35].

Não existem meios diretos de se medir a filtração total. A filtração inerente é informada pelo fabricante através de plaqueta colada na carcaça metálica que envolve a ampola e é obtida através dos coeficiente de absorção dos diversos materiais atravessados pelo feixe [36]; a filtração adicional é formada realmente por placa de alumínio, colocada na saída do feixe. Portanto, o valor da filtração total é inferido por medidas indiretas. É interessante notar que a filtração inerente cresce com o passar do tempo, devido a já citada metalização que ocorre nas paredes da ampola e também ao desgaste natural do anodo [35].

Apresenta-se a seguir dois métodos de avaliação da filtração total usados neste trabalho. O primeiro é baseado em McCullough e Cameron [37] e serve para se inferir o valor da filtração total. O segundo é baseado em Ghillardi Neto e Cameron [20] e refere-se à medida da CSR. Por este último processo é possível concluir se a filtração total está ou não adequada.

McCullough e Cameron [37], aplicando teoria de Kramers [38], que relaciona a intensidade de um feixe de radiação com a energia dos elétrons, obtiveram uma relação entre o rendimento e a filtração total. As curvas obtidas para vários valores de potencial - FIG. 16 - dependem da forma de onda do gerador. No artigo original desses autores afirma-se, baseado em [39] e [40] que “o rendimento, para um gerador com retificador de onda completa num dado kV_p , é um percentual bem definido do rendimento de um gerador de potencial constante, no mesmo kV_{cp} (cp = constant potential). Isso se repete na faixa de potenciais de interesse em radiologia diagnóstica”.

A FIG. 16 foi obtida para geradores monofásicos com retificação de meia onda ou onda completa. Para geradores trifásicos, (uma boa aproximação para geradores de potencial constante), os valores de dose apresentados nessa figura podem ser aplicados diretamente,

bastando multiplicar o eixo do rendimento por 1,8.[37]. Há divergências entre esse valor e os fornecidos por duas outras publicações que tratam do mesmo processo, usando as mesmas curvas, ambas com citações ao trabalho de McCullough e Cameron. São as ref.'s. [20], pág. 21 e da ref. [35], pág. 606. Nelas são usados multiplicadores de 1,7 e de 1,3 respectivamente. Aparentemente houve engano de edição para o caso da ref. [35]; quanto à ref. [20], da qual o próprio Cameron é um dos autores, a pequena diferença pode ser devida a arredondamento. Nas medidas descritas no Cap. 3 deste trabalho foi usado o multiplicador sugerido na ref. [37], já que uma quarta publicação [41], baseada num informe do Comitê 3 da ICRP, também usa o fator 1,8.

Portanto, basta medir o valor do rendimento para se inferir o valor da filtração total.

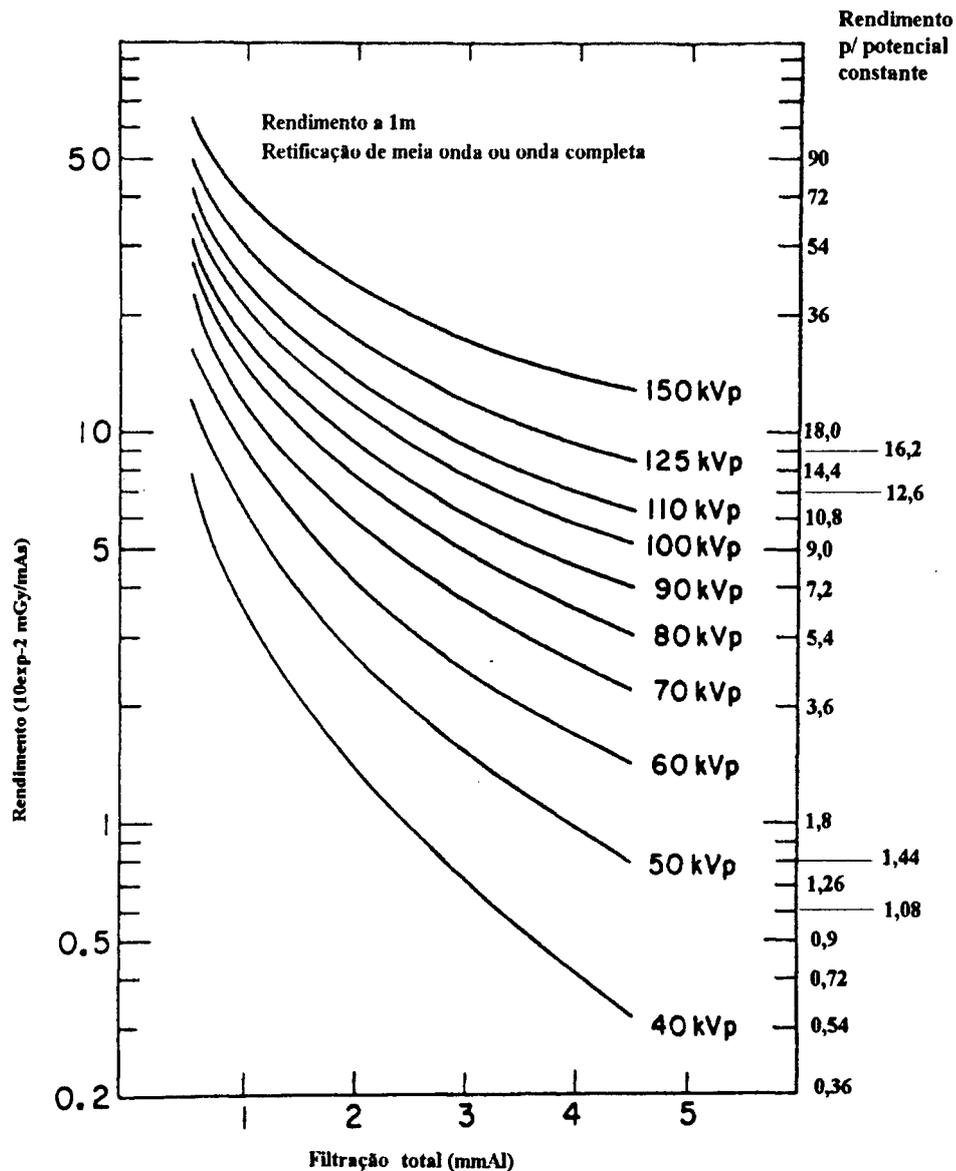


FIGURA 16 - Rendimento em função da filtração total p/ diversos valores de potencial [37]

O segundo método de avaliação, como já citado, baseia-se na medida da CSR. Existem curvas que relacionam a CSR com a filtração adicional ou com a filtração total. Essas curvas são apresentadas nas FIG. 17 a e 17 b [20]. Quanto maior a filtração total, maior será a CSR. Por este método, basta conhecer o valor da CSR e consultar as curvas da FIG. 17-a ou b.

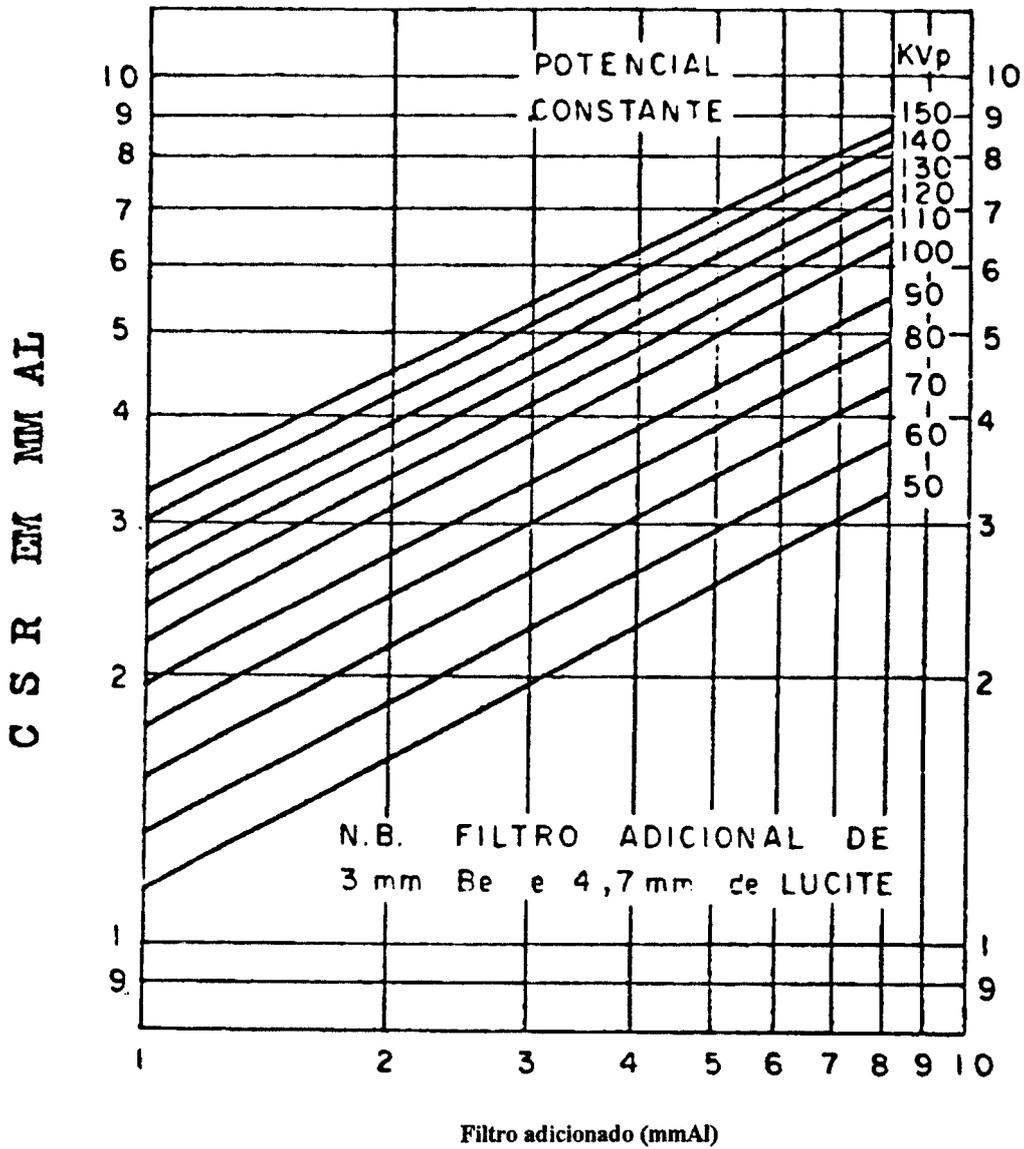


FIGURA 17-(a) -CSR em função da filtração adicionada
(Copiado de [5])

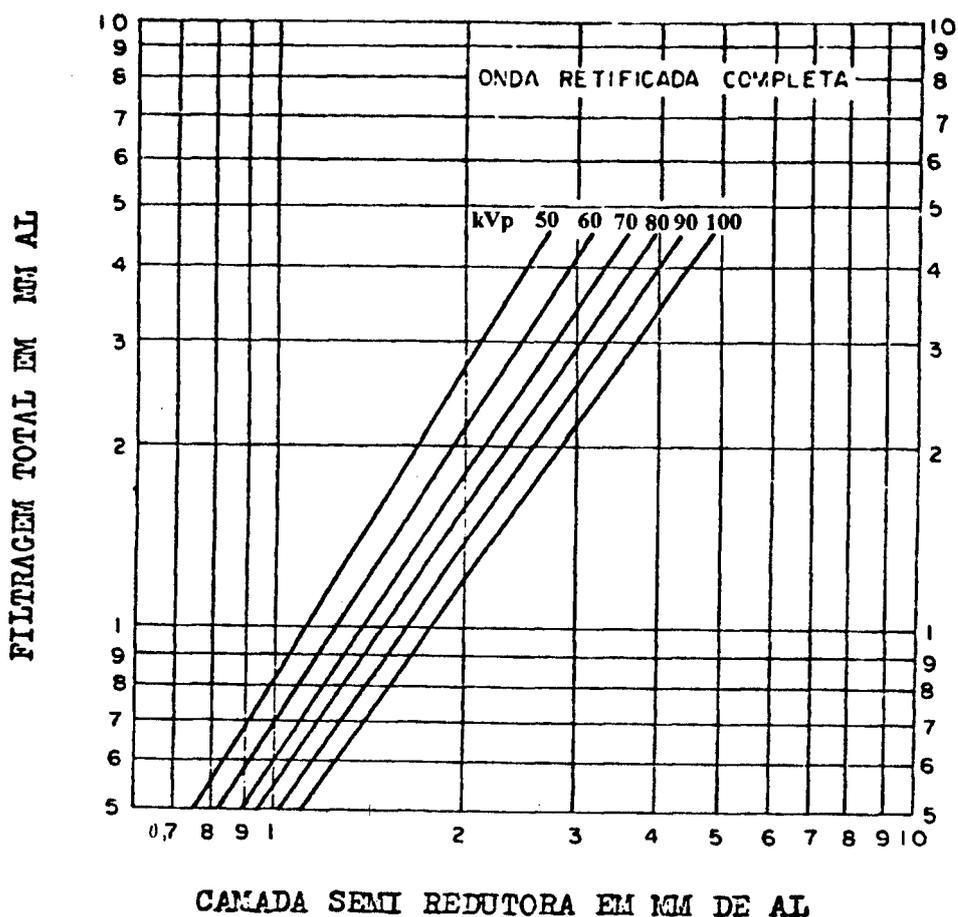


FIGURA 17 (b) - Filtração total em função da CSR
(Copiado de [5])

A ref. [1] fornece uma tabela, aqui reproduzida, que mostra o mínimo valor aceitável da CSR em função do potencial do tubo. Mínimo valor aceitável da CSR deve ser entendido como aquele valor da CSR obtido quando o feixe está sob a filtração total adequada ou maior que a necessária.

Como critério de verificação se a filtração total está ou não adequada, consulta-se a TAB. 6. Se a CSR medida, para determinado potencial, for maior que o mínimo especificado, a filtração total será maior que o valor adequado; se menor, é necessário aumentar a filtração adicional de modo a complementar a total.

TABELA 6 - Valores mínimos da CSR [1]

| Potencial no tubo (kV _p) | | Valor mínimo da CSR (mmAl) | |
|--------------------------------------|------------------|----------------------------|-----------------------|
| Faixa de operação | Potencial medido | Equip. odontológico | Outros equip. raios X |
| abaixo de 50 | 30 | 1,5 | 0,3 |
| | 40 | 1,5 | 0,4 |
| | 49 | 1,5 | 0,5 |
| entre 50 e 70 | 50 | 1,5 | 1,2 |
| | 60 | 1,5 | 1,3 |
| | 70 | 1,5 | 1,5 |
| acima de 70 | 71 | 2,1 | 2,1 |
| | 80 | 2,3 | 2,3 |
| | 90 | 2,5 | 2,5 |
| | 100 | 2,7 | 2,7 |
| | 110 | 3,0 | 3,0 |
| | 120 | 3,2 | 3,2 |
| | 130 | 3,5 | 3,5 |
| | 140 | 3,8 | 3,8 |
| 150 | 4,1 | 4,1 | |

A filtração total obtida por qualquer um dos métodos deve ser registrada (juntamente com os parâmetros das irradiações) para futuras comparações.

Chama-se a atenção para um fato muito simples, porém bastante enfatizado na maioria das publicações que tratam desse teste, qual seja: não se deve confundir o valor da CSR com o valor da filtração total. Ambas são medidas em mmAl e têm a mesma ordem de grandeza. Portanto é muito fácil confundir um valor com o outro.

3 - RESULTADOS DOS TESTES REALIZADOS

Com a finalidade de ordenar a análise dos testes, facilitar a interpretação dos resultados e permitir uma comparação entre a performance das máquinas, decidiu-se concentrar os testes de um mesmo tipo em seqüência para as três máquinas. Os dez testes estão enumerados nos itens 3-1 a 3-10. A ordem em que são apresentados os resultados, dentro de cada item, corresponde à ordem na qual as máquinas foram testadas, ou seja, a primeira é a máquina PHILIPS DR3-500, a segunda é a máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B e a terceira é a máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E.

Os parâmetros radiográficos utilizados (tensão de pico, corrente e tempo de exposição) foram aqueles selecionados no painel de controle das máquinas e as distâncias foram aquelas indicadas pelos dispositivos medidores existentes nas respectivas salas de exames. O fato de um ou mais parâmetros apresentar valores fora dos limites de tolerância não invalida o resultado de algum teste que tenha aquele parâmetro como uma de suas variáveis, como é o caso, por exemplo, do rendimento, que depende dos quatro parâmetros citados. Fica claro que, após a correção de eventuais desvios, todos os testes que dependem do parâmetro corrigido devem ser repetidos. A finalidade dos testes é mostrar, no momento em que foram executados, o estado de determinada máquina sem interferir em seu funcionamento. Não há como corrigir, via fatores de correção, algum parâmetro e aplicá-lo, corrigido, ao teste seguinte, sob pena de cometer erros graves, já que os parâmetros são dependentes entre si. A correção dos eventuais desvios deve ficar a cargo de engenheiro especializado e os resultados dos testes nortearão as ações corretivas a serem tomadas.

Todas as irradiações foram feitas com a distância foco-detector (dfd) ou foco-filme (dff) de 1m, exceto quando outro valor for declarado.

3 - 1 - Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação

Máquina PHILIPS DR3-500

O campo luminoso está menor que o campo de raios X.

Diferenças entre os campos luminoso e de raios X.

Comprimento: 0,8 cm

Largura: 0,4 cm

Deslocamento entre centros.

Campo luminoso - campo de raios X: 0,5 cm

Campo luminoso - filme: 0,4 cm

Campo de raios X - filme: 0,6 cm

Todos os valores encontram-se dentro dos limites de tolerância.

Observou-se, contudo, durante a execução dos testes, que os colimadores apresentam uma certa dificuldade de movimentação, evidenciando falha de manutenção.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

Não há diferenças no comprimento e largura dos campos luminoso e de raios X.

Deslocamento entre centros.

| | |
|------------------------------------|--------|
| Campo luminoso - campo de raios X: | 1,5 cm |
| Campo luminoso - filme: | 0,9 cm |
| Campo de raios X - filme: | 0,7 cm |

Todos os valores estão dentro dos limites de tolerância.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

O campo de raios X está maior que o campo luminoso.

Diferenças entre os campos luminoso e de raios X.

| | |
|--------------|--------|
| Comprimento: | 0,3 cm |
| Largura: | 0,5 cm |

Deslocamento entre centros.

| | |
|------------------------------------|--------|
| Campo luminoso - campo de raios X: | 0,5 cm |
| Campo luminoso - filme: | 0,7 cm |
| Campo de raios X - filme: | 1,2 cm |

Todos os valores encontram-se dentro dos limites de tolerância.

A lâmina de plástico rígido, transparente, que cobre a janela do colimador está quebrada e prejudica o movimento das placas de chumbo.

3 -2 - Verificação da verticalidade do feixe

Máquina PHILIPS DR3 500

A angulação do feixe está dentro do limite de tolerância. O ângulo de desvio é menor que 2° (aproximadamente 1,8°).

O valor do deslocamento da imagem da esfera foi de 0,5 cm.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

A angulação do feixe está dentro do limite de tolerância. O ângulo de desvio é menor que 0,2°.

O valor do deslocamento da esfera foi de 0,05 cm.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

A angulação do feixe apresenta um desvio de 2,3°, superior, portanto, ao limite de tolerância.

O valor do deslocamento da esfera foi de 0,6 cm.

3 -3 - Verificação dos estados dos chassis (cassetes) e contatos tela intensificadora-filme

Como este teste refere-se aos cassetes, os resultados serão apresentados sem considerar a qual máquina eles estão vinculados. O critério do tamanho foi usado para a apresentação dos resultados.

18 x 24: 18 cassetes testados, dos quais 5 apresentaram imagens de grãos, evidenciando a presença de partículas nas superfícies dos ecrans.

24 x 30: 15 cassetes testados, dos quais 4 apresentaram imagens de grãos.

30 x 40: 13 cassetes testados, dos quais 2 apresentaram entrada de luz nas bordas.

35 x 35: 10 cassetes, todos em bom estado.

35 x 43: 2 cassetes, todos em bom estado

Nenhum cassete apresentou deficiência de contato filme-ecran.

3 - 4 - Determinação dos tamanhos focais efetivos

Nessa modalidade de teste todas as dff foram de 61 cm, resultando numa magnificação de $4/3 = 1,33$.

Máquina PHILIPS DR3 500

| | | |
|--------------------------------|--------|-----------------------|
| maior dimensão do foco fino: | 1,4 mm | par não resolvido: 8° |
| maior dimensão do foco grosso: | 2,0 mm | par não resolvido: 6° |

Não foi possível localizar as informações do fabricante sobre o tamanho focal.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

| | | |
|--------------------------------|--------|-----------------------|
| maior dimensão do foco fino: | 1,4 mm | par não resolvido: 8° |
| maior dimensão do foco grosso: | 2,0 mm | par não resolvido: 6° |

Segundo informações na etiqueta de identificação do tubo, Cap. 1, os focos fino e grosso têm tamanhos de 1,2 mm e 2,0 mm respectivamente.

Os valores medidos estão dentro do limite de tolerância

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

A máquina em questão não oferece opção de escolha de tamanho focal. Portanto, apresenta-se apenas um valor para o tamanho do foco: 2,0 mm (par não resolvido: 6°). Essa normalmente é a dimensão do foco grosso nas outras máquinas.

Não foi possível localizar as informações do fabricante sobre o tamanho focal.

3 - 5 - Medidas dos tempos de irradiação

Nos resultados a seguir, tempo nominal é o tempo pré-fixado no painel de controle da máquina.

Máquina PHILIPS DR3 500

TABELA 7 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido

| Tempo nominal (ms) | Tempo medido (ms) | Variação. % |
|--------------------|-------------------|-------------|
| 30 | 25 | -16,67 |
| 40 | 33 | -17,50 |
| 60 | 50 | -16,67 |
| 80 | 70 | -12,50 |
| 100 | 112 | +12,00 |
| 120 | 128 | +6,67 |
| 160 | 170 | +6,25 |
| 200 | 212 | +6,00 |
| 320 | 328 | +2,50 |

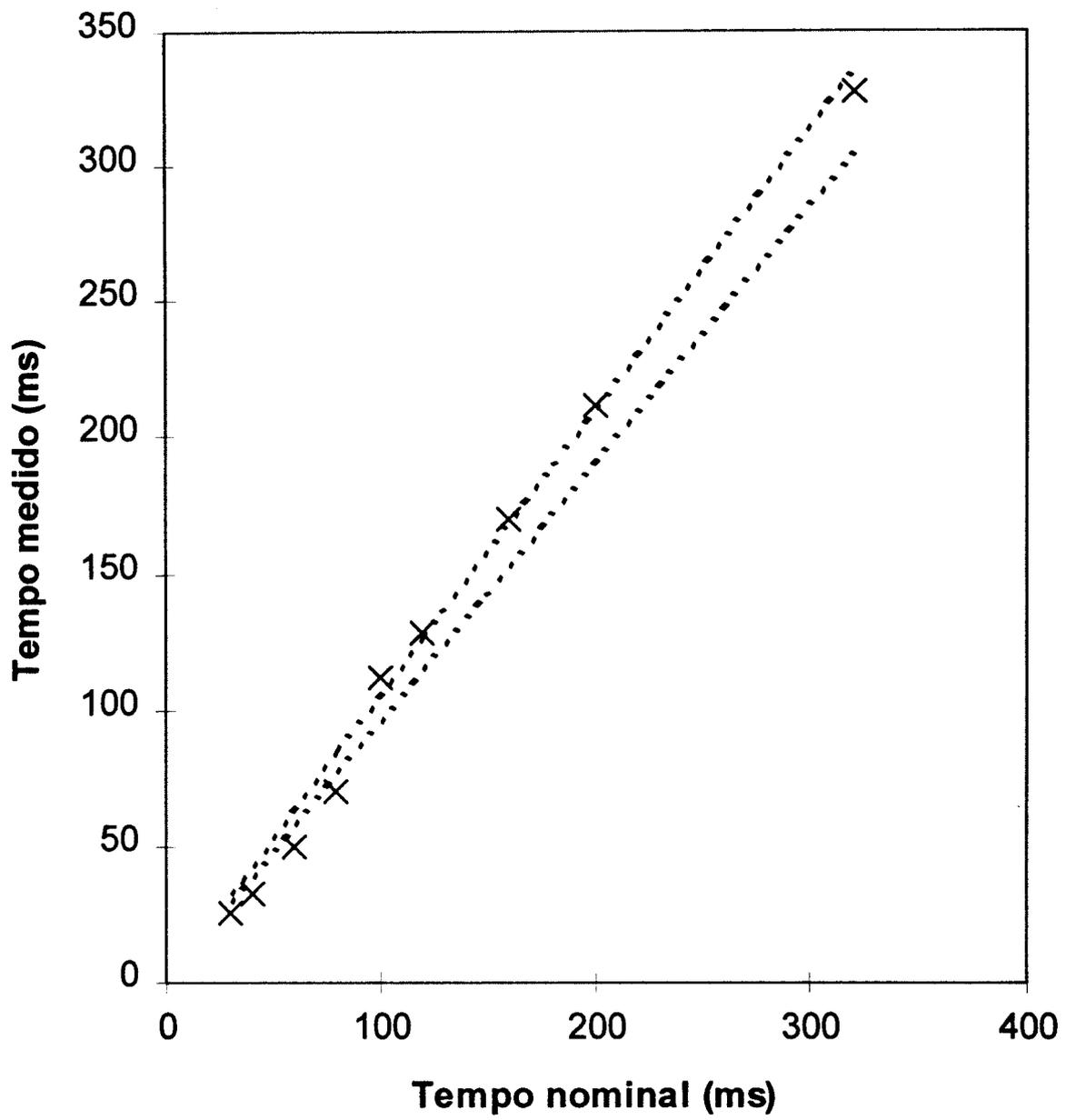


FIGURA 18 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido (Philips DR3 500)
As retas pontilhadas delimitam a variação de $\pm 5\%$

Em valor absoluto, a variação percentual diminui enquanto os tempos vão se tornando mais longos. Isto é consequência do circuito elétrico do gerador de kV - o tempo de subida e descida da alta tensão torna-se relevante para tempos de exposição muito curtos. Nota-se também que, até 100 ms, o tempo medido é menor que o tempo de máquina e, a partir de 100 ms, ele passa a ser maior. Segundo a literatura este é um problema muito comum em máquinas antigas [1].

Os tempos medidos não atendem aos critérios do item 2.3.5.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

TABELA 8 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido

| Tempo nominal (ms) | Tempo medido (ms) | Varição. % |
|--------------------|-------------------|------------|
| 16 | 14,6 | - 8,8 |
| 20 | 19,7 | -1,5 |
| 32 | 31,0 | -3,1 |
| 40 | 38,2 | -2,0 |
| 50 | 49,8 | -0,4 |
| 80 | 79,4 | -0,8 |
| 100 | 100,6 | +0,6 |
| 125 | 126,6 | +1,3 |
| 160 | 157,6 | -1,5 |
| 200 | 201,9 | +1.0 |

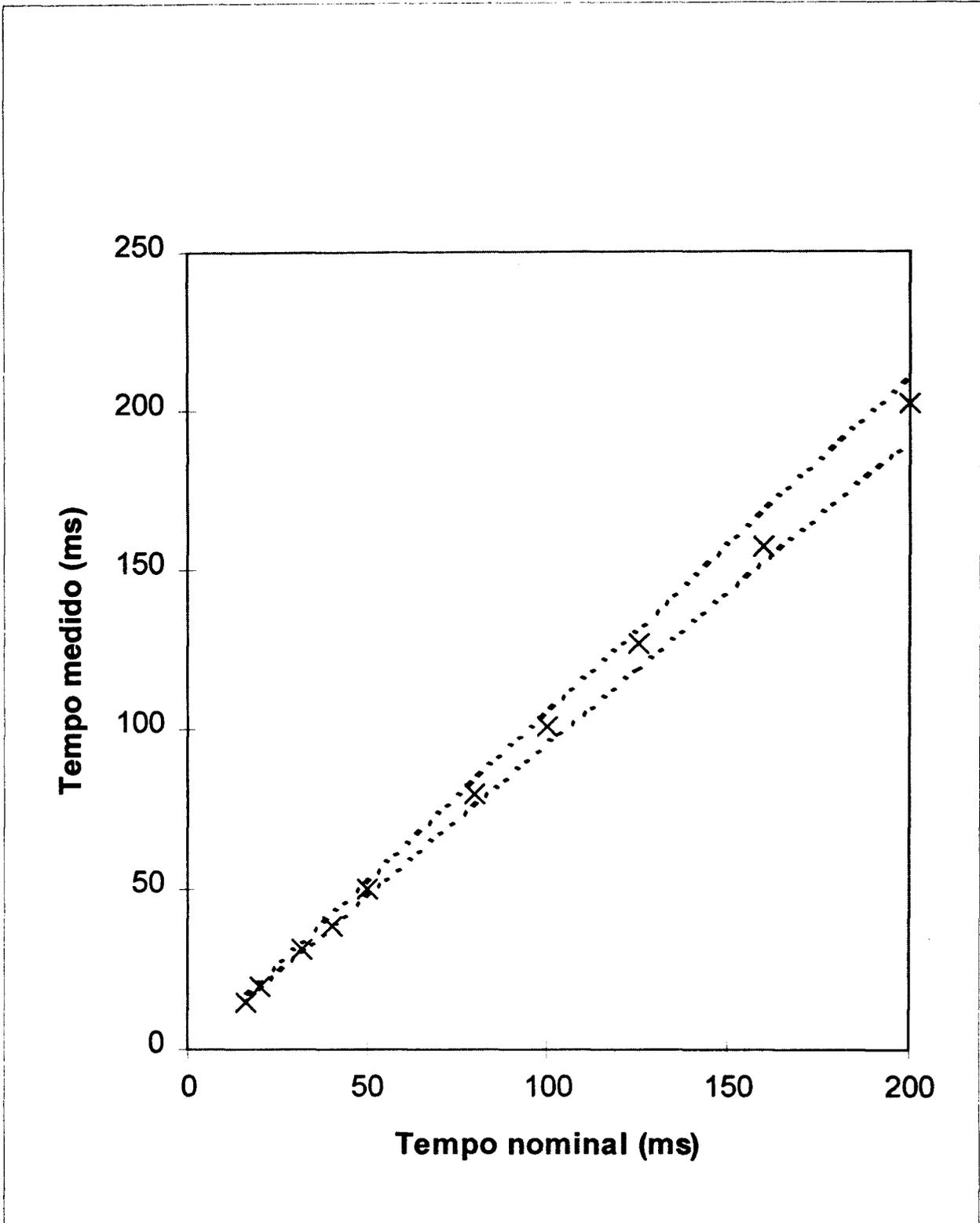


FIGURA 19 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido (Siemens Klinog.2B)
 As retas pontilhadas delimitam a variação de $\pm 5\%$

Os tempos medidos atendem aos critérios do item 2.3.5.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

Os tempos medidos têm forte dependência com a corrente, conforme reportado na TAB. 10. Comparou-se os valores de tempo para a corrente de 320 mA, que é a mais utilizada nesta máquina.

TABELA 9 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido (320 mA)

| Tempo nominal (ms) | Tempo medido (ms) | Variação. % |
|--------------------|-------------------|-------------|
| 25 | 20,8 | -16,8 |
| 40 | 37,8 | -5,5 |
| 60 | 68,2 | +13,7 |
| 100 | 112,7 | +12,7 |
| 120 | 145,8 | +21,5 |

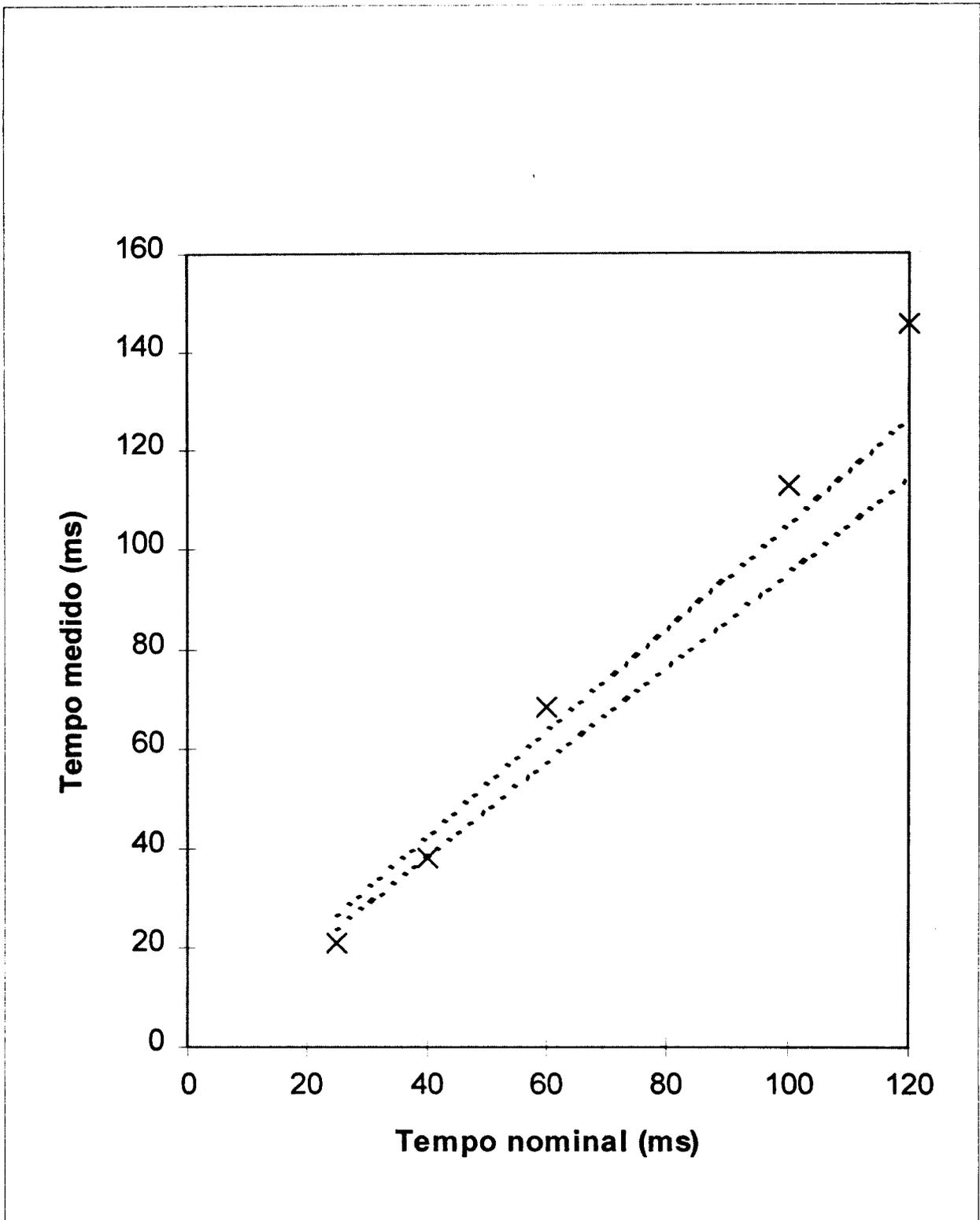


FIGURA 20 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido (320 mA) (Siemens Hel.4E)
 As retas pontilhadas delimitam a variação de $\pm 5\%$

Os tempos medidos não atendem aos critérios do item 2.3.5.

Verificou-se que o tempo é fortemente dependente da corrente utilizada, como pode ser visto na TAB. 10.

TABELA 10 - Comparação entre tempo nominal e tempo medido em função da corrente no tubo.

| Tempo nominal (ms) | Tempo medido (ms) | | | | |
|--------------------|-----------------------|-------|-------|-------|-------|
| | Corrente no tubo (mA) | | | | |
| | 40 | 80 | 160 | 320 | 500 |
| 25 | - | - | - | 20,8 | 20,6 |
| 30 | - | - | 30,9 | - | - |
| 40 | - | - | - | 37,8 | 39,7 |
| 50 | - | - | 53,2 | - | - |
| 60 | - | 47,7 | - | 68,2 | 68,1 |
| 80 | - | - | 83,7 | - | 90 |
| 100 | - | 80,9 | - | 112,7 | 115,2 |
| 120 | 91,7 | - | 147,3 | 145,8 | - |
| 160 | - | 125,5 | - | - | - |
| 200 | 161,5 | - | 244,6 | - | - |
| 250 | - | 218,4 | - | - | - |
| 320 | 244,3 | - | - | - | - |
| 400 | - | 358,3 | - | - | - |
| 500 | 428,1 | - | - | - | - |
| 800 | 683,7 | - | - | - | - |

3 - 6 - Medidas dos valores de tensão de pico

Nos resultados a seguir, tensão de pico (kV_p) nominal é a tensão de pico prefixada no painel de controle.

Máquina PHILIPS DR3 500

TABELA 11 -Comparação entre tensão de pico nominal e tensão de pico medida

| Tensão de pico nominal (kV_p) | Tensão de pico medida (kV_p) | Limites de aceitação (kV_p) | |
|-----------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|--------|
| | | Mínimo | Máximo |
| 52 | 45 | 50,4 | 57,6 |
| 62 | 53 | 60,0 | 68,3 |
| 68 | 62 | 65,2 | 74,8 |
| 80 | 69 | 76,4 | 87,6 |
| 90 | 78 | 85,7 | 98,3 |
| 102 | 86 | 96,9 | 111,1 |

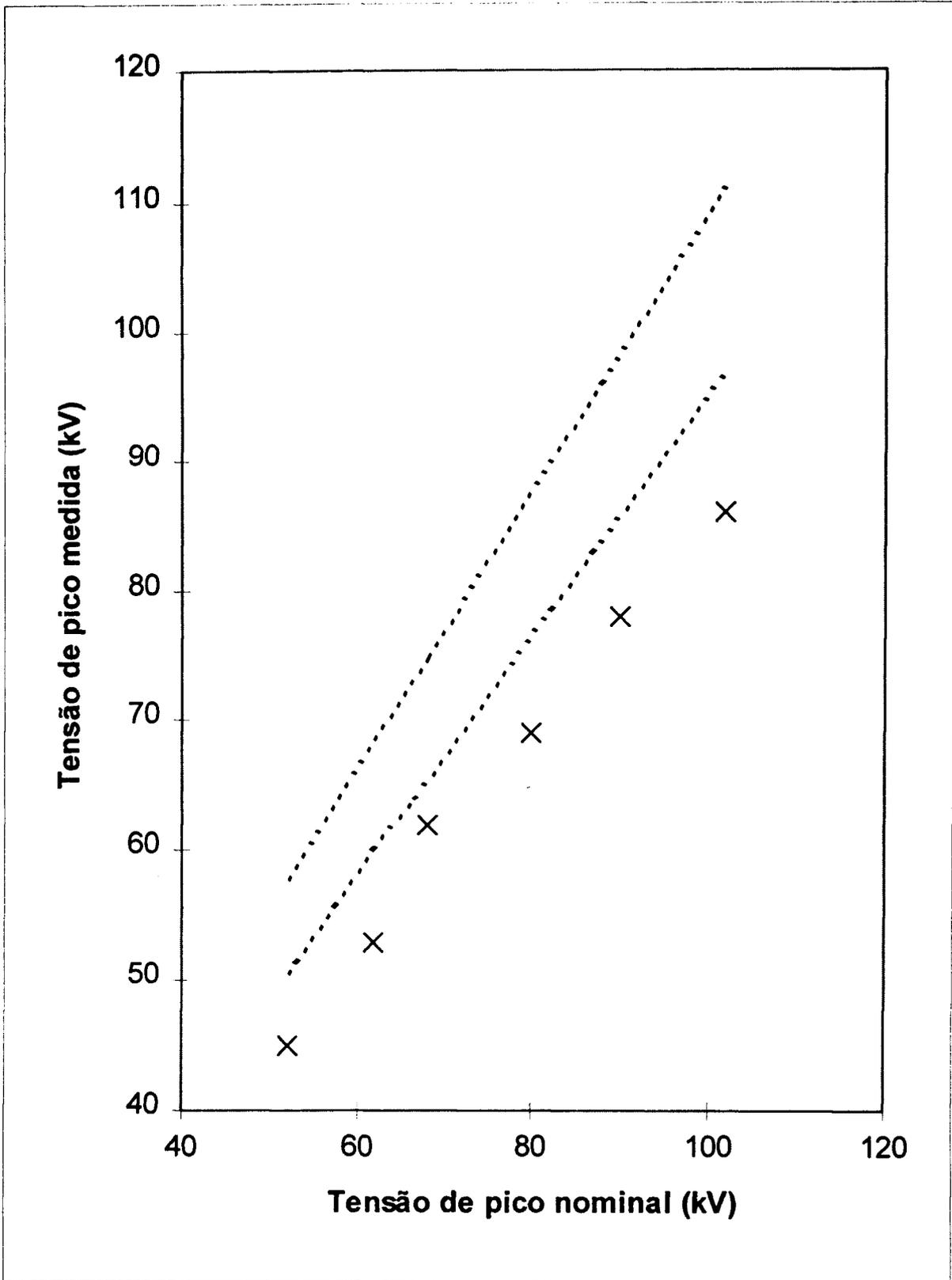


FIGURA 21 - Comparação entre kV_p nominal e kV_p medido (Philips DR3 500)
As retas pontilhadas delimitam os limites de aceitação

Os valores medidos da tensão de pico não atendem ao critério do item 2.3.6.

Observa-se em todas as medidas realizadas, uma tensão de pico menor que a nominal. Os próprios operadores, em função de sua experiência, têm utilizado tensões nominais maiores do que as usuais.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

TABELA 12 - Comparação entre tensão de pico nominal e tensão de pico medida

| Tensão de pico nominal (kV _p) | Tensão de pico medida (kV _p) | Limites de aceitação (kV _p) | |
|---|--|---|--------|
| | | Mínimo | Máximo |
| 50 | 49 | 48,5 | 55,5 |
| 60 | 63 | 57,8 | 66,2 |
| 70 | 67 | 67,1 | 76,9 |
| 81 | 79 | 77,3 | 88,7 |
| 90 | 86 | 85,7 | 98,3 |
| 102 | 95 | 96,9 | 111,1 |

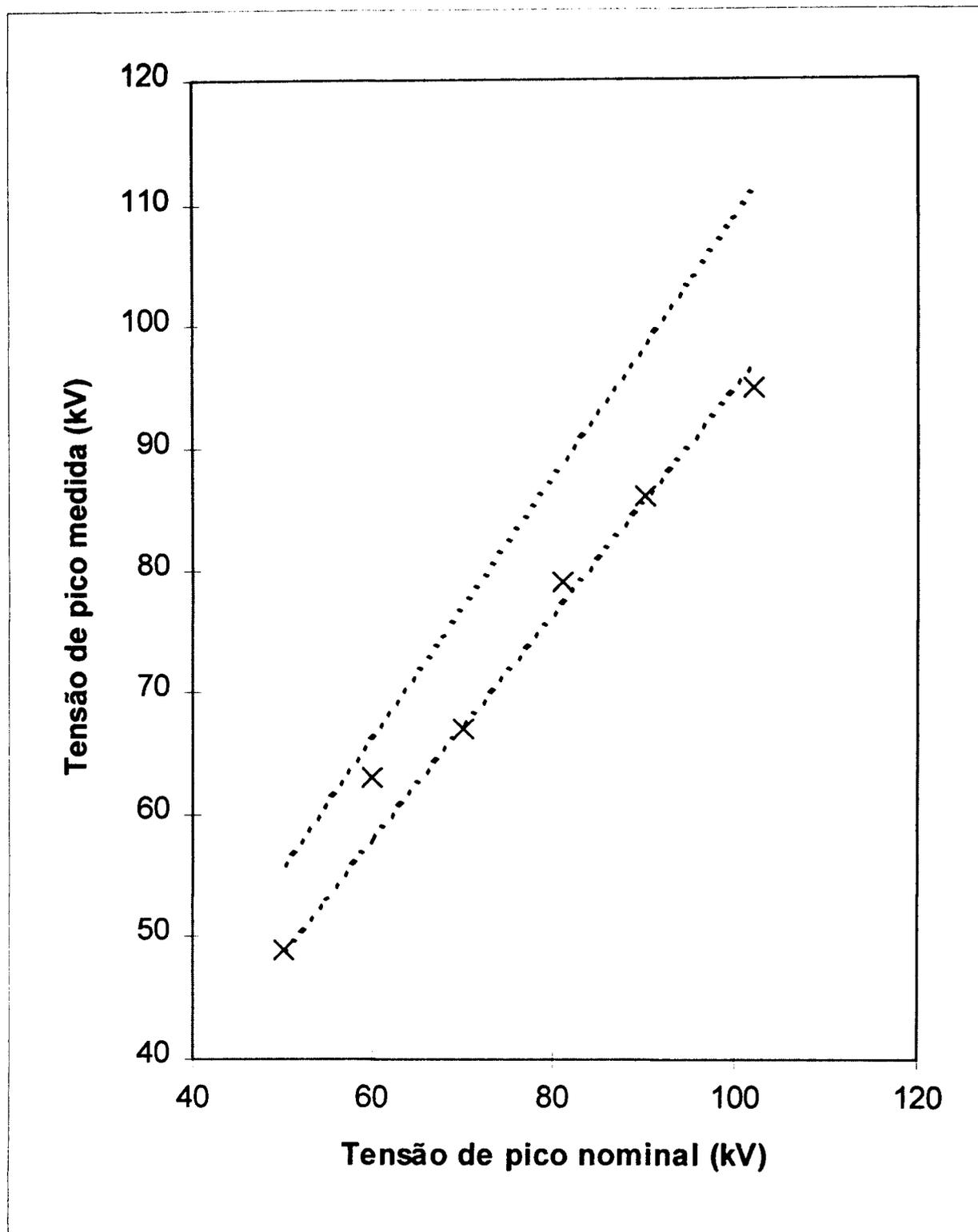


FIGURA 22 - Comparação entre kV_p nominal e kV_p medido (Siemens Klinog.2B)
As retas pontilhadas delimitam os limites de aceitação

Apenas dois dos seis valores medidos de kV_p não atendem ao critério do item 2.3.6.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

TABELA 13 - Comparação entre tensão de pico nominal e tensão de pico medida

| Tensão de pico nominal (kV) | Tensão de pico medida (kV) | Limites de aceitação (kV) | |
|-----------------------------|----------------------------|---------------------------|--------|
| | | Mínimo | Máximo |
| 55 | 51 | 53,2 | 60,8 |
| 66 | 69 | 63,4 | 72,6 |
| 70 | 73 | 67,1 | 76,9 |
| 77 | 79 | 73,6 | 84,4 |
| 81 | 79 | 77,3 | 88,7 |
| 85 | 85 | 81,1 | 92,9 |
| 90 | 91 | 85,7 | 98,3 |

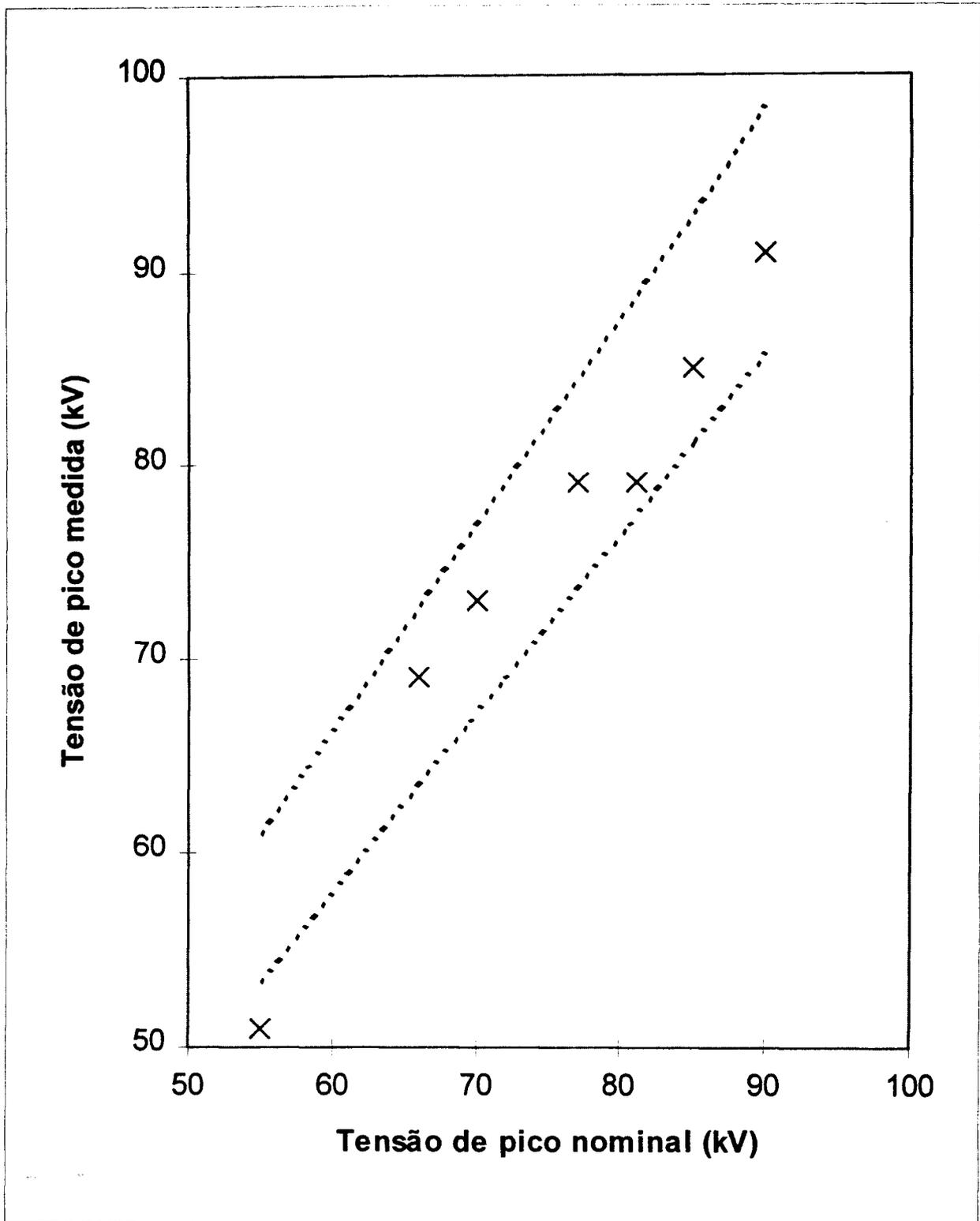


FIGURA 23 - Comparação entre kV_p nominal e kV_p medido (Siemens Heliop. 4E)
As retas pontilhadas delimitam os limites de aceitação

Apenas um dos sete valores medidos de kV_p não atende ao critério do item 2.3.6.

3 - 7 - Determinação do rendimento

Máquina PHILIPS DR3 - 500

80 kV para todas as irradiações.

TABELA 14 - Rendimento para três valores de corrente mais utilizados

| 100 mA | | | 200 mA | | | 300 mA | | |
|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|
| mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) |
| 6 | 0,86 | 0,14 | 16 | 1,78 | 0,11 | 6 | 0,54 | 0,090 |
| 10 | 1,94 | 0,19 | 20 | 2,83 | 0,14 | 12 | 1,07 | 0,089 |
| 12 | 2,10 | 0,18 | 24 | 3,29 | 0,14 | 24 | 2,32 | 0,097 |
| 16 | 2,86 | 0,18 | 32 | 4,34 | 0,14 | 30 | 3,54 | 0,12 |
| 20 | 3,75 | 0,19 | 40 | 5,27 | 0,13 | 60 | 7,34 | 0,12 |
| 32 | 5,49 | 0,17 | 64 | 8,14 | 0,13 | 96 | 11,51 | 0,12 |

Nota-se que o rendimento está variando com a corrente utilizada; nota-se, também, que mesmo para um dado valor da corrente, ainda há variação do rendimento. Com a finalidade única de aplicação do critério estabelecido no item 2-3-7, calculou-se o rendimento médio para as respectivas correntes.

100 mA - rendimento médio = 0,18 mGy/mAs

200 mA - rendimento médio = 0,13 mGy/mAs queda em relação a 100 mA = 28%

300 mA - rendimento médio = 0,11 mGy/mAs queda em relação a 200 mA = 15%

A máquina, portanto, não atende ao critério estabelecidos em 2-3-7.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

81 kV para todas as irradiações.

TABELA 15 - Rendimento para seis valores de corrente

| 200 mA | | | 250 mA | | | 320 mA | | |
|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|
| mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) |
| 10 | 0,66 | 0,066 | 5 | 0,32 | 0,064 | 8 | 0,53 | 0,066 |
| 16 | 1,08 | 0,068 | 8 | 0,52 | 0,065 | 16 | 1,06 | 0,066 |
| 20 | 1,35 | 0,068 | 10 | 0,66 | 0,066 | 32 | 2,16 | 0,068 |
| 25 | 1,69 | 0,068 | 12,5 | 0,83 | 0,066 | 40 | 2,69 | 0,067 |
| 32 | 2,17 | 0,068 | 16 | 1,07 | 0,067 | 64 | 4,32 | 0,068 |

| 400 mA | | | 500 mA | | | 625 mA | | |
|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|
| mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) |
| 4 | 0,24 | 0,060 | 5 | 0,29 | 0,058 | 5 | 0,24 | 0,048 |
| 8 | 0,51 | 0,064 | 8 | 0,50 | 0,062 | 10 | 0,57 | 0,057 |
| 10 | 0,65 | 0,065 | 10 | 0,63 | 0,063 | 12,5 | 0,74 | 0,059 |
| 16 | 1,05 | 0,066 | 12,5 | 0,80 | 0,064 | 20 | 1,24 | 0,062 |
| 20 | 1,32 | 0,066 | 16 | 1,04 | 0,065 | 25 | 1,58 | 0,063 |

Nota-se que o rendimento está variando com a corrente utilizada; nota-se, também, que mesmo para um dado valor da corrente, ainda há variação do rendimento. Com a finalidade única de aplicação do critério estabelecido no item 2-3-7, calculou-se o rendimento médio para as respectivas correntes.

200 mA - rendimento médio = 0,068 mGy/mAs

250 mA - rendimento médio = 0,066 mGy/mAs queda em relação a 200 mA = 3%

320 mA - rendimento médio = 0,067 mGy/mAs acréscimo em relação a 250 mA = 2%

400 mA - rendimento médio = 0,064 mGy/mAs queda em relação a 320 mA = 4%

500 mA - rendimento médio = 0,062 mGy/mAs queda em relação a 400 mA = 3%

625 mA - rendimento médio = 0,058 mGy/mAs queda em relação a 500 mA = 6%

A máquina atende ao critério estabelecido em 2-3-7.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

81 kV para todas as irradiações.

TABELA 16 - Rendimento para cinco valores de corrente

| 40 mA | | | 80 mA | | | 160 mA | | |
|-------|------------|----------------------|-------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|
| mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) |
| 5 | 0,17 | 0,034 | 5 | 0,18 | 0,036 | 5 | 0,16 | 0,032 |
| 8 | 0,28 | 0,035 | 8 | 0,30 | 0,038 | 8 | 0,28 | 0,035 |
| 12 | 0,45 | 0,038 | 12 | 0,44 | 0,037 | 12 | 0,41 | 0,034 |
| 20 | 0,76 | 0,038 | 20 | 0,77 | 0,038 | 20 | 0,73 | 0,036 |
| 32 | 1,21 | 0,038 | 32 | 1,23 | 0,038 | 32 | 1,18 | 0,037 |

| 320 mA | | | 500 mA | | |
|--------|------------|----------------------|--------|------------|----------------------|
| mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) | mAs | Dose (mGy) | Rendimento (mGy/mAs) |
| 8 | 0,35 | 0,044 | 10 | 0,30 | 0,030 |
| 12 | 0,58 | 0,048 | 12 | 0,40 | 0,033 |
| 20 | 1,04 | 0,052 | 20 | 0,67 | 0,034 |
| 32 | 1,63 | 0,051 | 32 | 1,17 | 0,037 |
| 50 | 2,60 | 0,052 | 50 | 1,81 | 0,036 |

Nota-se que o rendimento está variando com a corrente utilizada; nota-se, também, que mesmo para um dado valor da corrente, ainda há variação do rendimento. Com a finalidade única de aplicação do critério estabelecido no item 2-3-7, calculou-se o rendimento médio para as respectivas correntes.

40 mA - rendimento médio = 0,037 mGy/mAs

80 mA - rendimento médio = 0,037 mGy/mAs não houve variação em relação a 40 mA.

160 mA - rendimento médio = 0,035 mGy/mAs queda em relação a 80 mA = 5%

320 mA - rendimento médio = 0,049 mGy/mAs acréscimo em relação a 160 mA = 40%

500 mA - rendimento médio = 0,034 mGy/mAs queda em relação a 320 mA = 31%

A máquina não atende ao critério estabelecido em 2-3-7.

3 - 8 - Verificação da linearidade

Máquina PHILIPS DR3-500

80 kV para todas as irradiações.

Linearidade da dose com o mAs

TABELA 17 - Valores de dose para diversos valores de mAs

| mAs | Corrente (mA) | Tempo (ms) | Dose (mGy) | Variação (%) |
|-----|---------------|------------|------------|--------------|
| 6 | 100 | 0,06 | 0,86 | - |
| | 200 | 0,03 | 0,62 | -28 |
| | 300 | 0,02 | 0,54 | -13 |
| 12 | 100 | 0,12 | 2,10 | - |
| | 200 | 0,06 | 1,29 | -39 |
| | 300 | 0,04 | 1,07 | -17 |
| 16 | 100 | 0,16 | 2,86 | - |
| | 200 | 0,08 | 1,78 | -38 |
| | 300 | (*) | - | - |
| 24 | 100 | (*) | - | - |
| | 200 | 0,12 | 3,29 | - |
| | 300 | 0,08 | 2,32 | -29 |
| 32 | 100 | 0,32 | 5,49 | - |
| | 200 | 0,16 | 4,34 | -21 |
| | 300 | (*) | - | - |

(*) Combinação entre tempo, tensão e corrente não aceita pela máquina.

Não há linearidade entre dose e mAs, pois a reciprocidade entre corrente e tempo não se verifica, como pode ser visto na TAB. 17.

A máquina não atende ao critério estabelecido em 2-3-8.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

81 kV para todas as irradiações.

Linearidade da dose com o mAs

TABELA 18 - Valores de dose para diversos valores de mAs

| mAs | Corrente (mA) | Tempo (ms) | Dose (mGy) | Varição (%) |
|------|---------------|------------|------------|-------------|
| 5 | 250 | 20 | 0,32 | - |
| | 500 | 10 | 0,29 | -9 |
| | 625 | 8 | 0,24 | -17 |
| 8 | 250 | 32 | 0,52 | - |
| | 320 | 25 | 0,53 | +2 |
| | 400 | 20 | 0,51 | -4 |
| | 500 | 16 | 0,50 | -2 |
| 10 | 200 | 50 | 0,67 | - |
| | 250 | 40 | 0,66 | -1 |
| | 400 | 25 | 0,65 | -2 |
| | 500 | 20 | 0,63 | -3 |
| | 625 | 16 | 0,57 | -10 |
| 12,5 | 250 | 50 | 0,83 | - |
| | 500 | 25 | 0,80 | -4 |
| | 625 | 20 | 0,74 | -8 |
| 16 | 200 | 80 | 1,08 | - |
| | 250 | 64 | 1,07 | -1 |
| | 320 | 50 | 1,06 | -1 |
| | 400 | 40 | 1,05 | -1 |
| | 500 | 32 | 1,04 | -1 |
| 20 | 200 | 100 | 1,35 | - |
| | 400 | 50 | 1,32 | -2 |
| | 625 | 32 | 1,24 | -6 |

A máquina atende ao critério estabelecido em 2-3-8.

Nota-se, entretanto, que o gerador apresenta dificuldade em manter a linearidade para corrente de 625 mA, principalmente para valores baixos de mAs.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

81 kV para todas as irradiações.

Linearidade da dose com o mAs

TABELA 19 - Valores de dose para diversos valores de mAs

| mAs | Corrente (mA) | Tempo (ms) | Dose (mGy) | Varição (%) |
|-----|---------------|------------|------------|-------------|
| 5 | 40 | 120 | 0,17 | - |
| | 80 | 60 | 0,18 | +6 |
| | 160 | 30 | 0,16 | -11 |
| 8 | 40 | 200 | 0,28 | - |
| | 80 | 100 | 0,30 | +7 |
| | 160 | 50 | 0,28 | -7 |
| | 320 | 25 | 0,35 | +25 |
| 12 | 40 | 320 | 0,45 | - |
| | 80 | 160 | 0,44 | -2 |
| | 160 | 80 | 0,41 | -7 |
| | 320 | 40 | 0,58 | +41 |
| 32 | 40 | 800 | 1,21 | - |
| | 80 | 400 | 1,23 | +2 |
| | 160 | 200 | 1,18 | -4 |
| | 320 | 100 | 1,63 | +38 |

Para correntes maiores (160 mA e 320 mA) a máquina não atende ao critério estabelecido em 2-3-8.

3 - 9 - Medida da camada semi-redutora (CSR)

Máquina PHILIPS DR3-500

TABELA 20 - Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio

| Espessura de alumínio (mm) | Dose (mGy) | |
|----------------------------|--------------------|--------------------|
| | 60 kV _p | 80 kV _p |
| 0,0 | 2,84 | 8,56 |
| 0,5 | 2,10 | 6,87 |
| 1,0 | 1,64 | 5,65 |
| 1,5 | 1,34 | 4,84 |
| 2,0 | 1,11 | 4,10 |

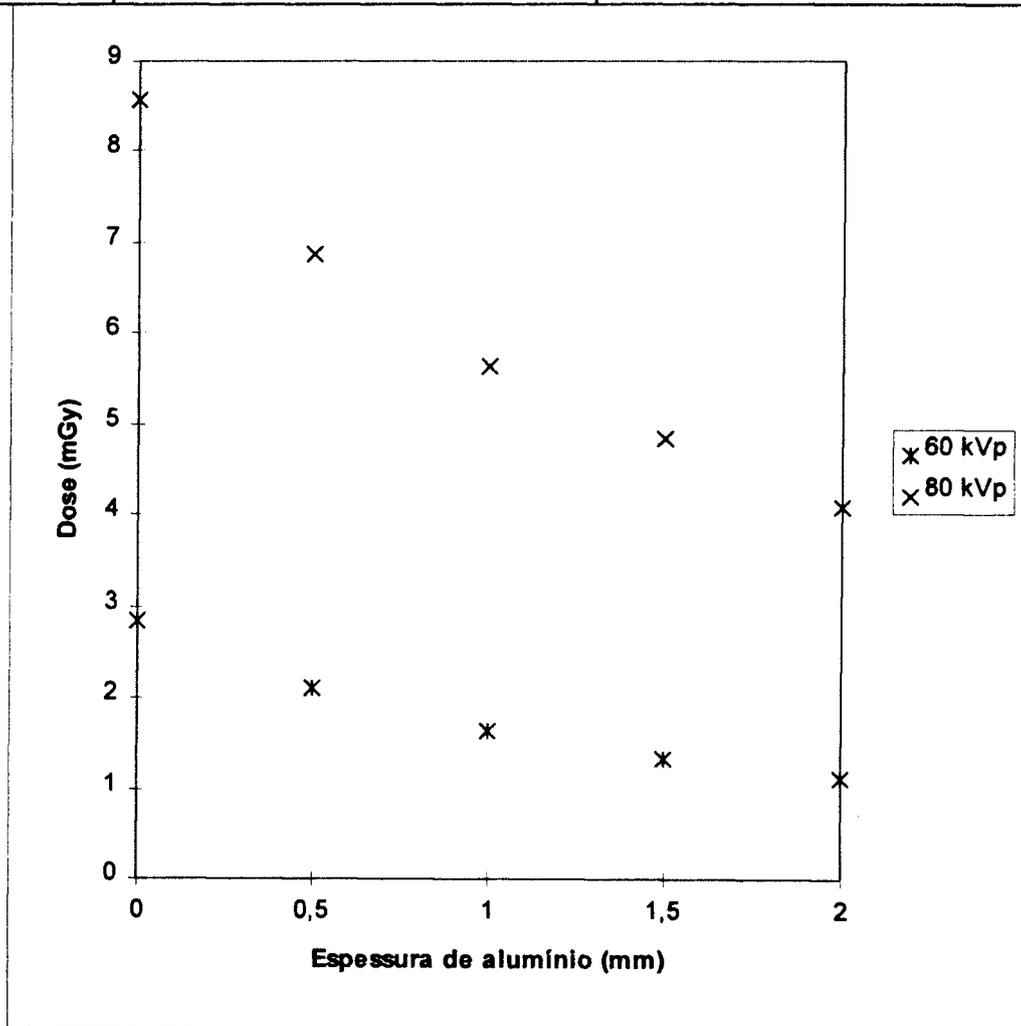


FIGURA 24 - Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio

CSR: 60 kV_p 1,4 mmAl
 80 kV_p 1,8 mmAl

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

TABELA 21 - Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio

| 50 kV | | 70 kV | | 90 kV | |
|-------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|
| mmAl | Dose(mGy) | mmAl | Dose(mGy) | mmAl | Dose(mGy) |
| 0 | 0,62 | 0 | 1,3 | 0 | 2,2 |
| 0,5 | 0,51 | 1,0 | 1,0 | 1,5 | 1,5 |
| 1,0 | 0,43 | 2,0 | 0,79 | 3,0 | 1,2 |
| 1,5 | 0,36 | 3,0 | 0,63 | 4,5 | 0,91 |
| 2,0 | 0,31 | 4,0 | 0,52 | 6,0 | 0,77 |

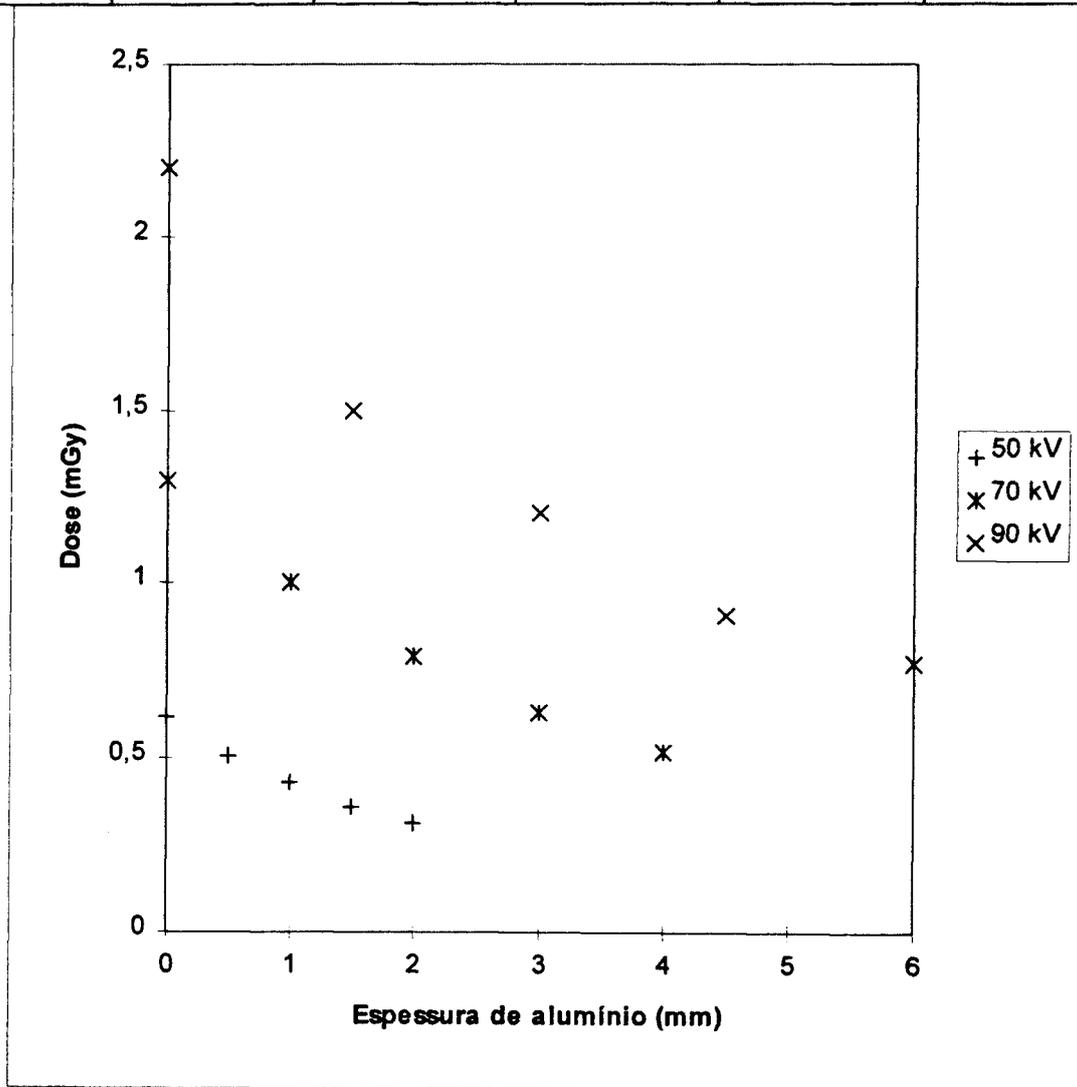


FIGURA 25 - Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio

CSR; 50 kV_p 1,9 mmAl
 70 kV_p 2,7 mmAl
 90 kV_p 3,4 mmAl

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

TABELA 22 - Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio

| 50 kV | | 70 kV | | 90 kV | |
|-------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|
| mmAl | Dose(mGy) | mmAl | Dose(mGy) | mmAl | Dose(mGy) |
| 0 | 0,31 | 0 | 0,58 | 0 | 0,85 |
| 0,5 | 0,26 | 0,5 | 0,49 | 1,0 | 0,64 |
| 1,0 | 0,22 | 1,0 | 0,43 | 2,0 | 0,52 |
| 1,5 | 0,18 | 1,5 | 0,37 | 3,0 | 0,44 |
| 2,0 | 0,16 | 2,0 | 0,34 | 4,0 | 0,37 |

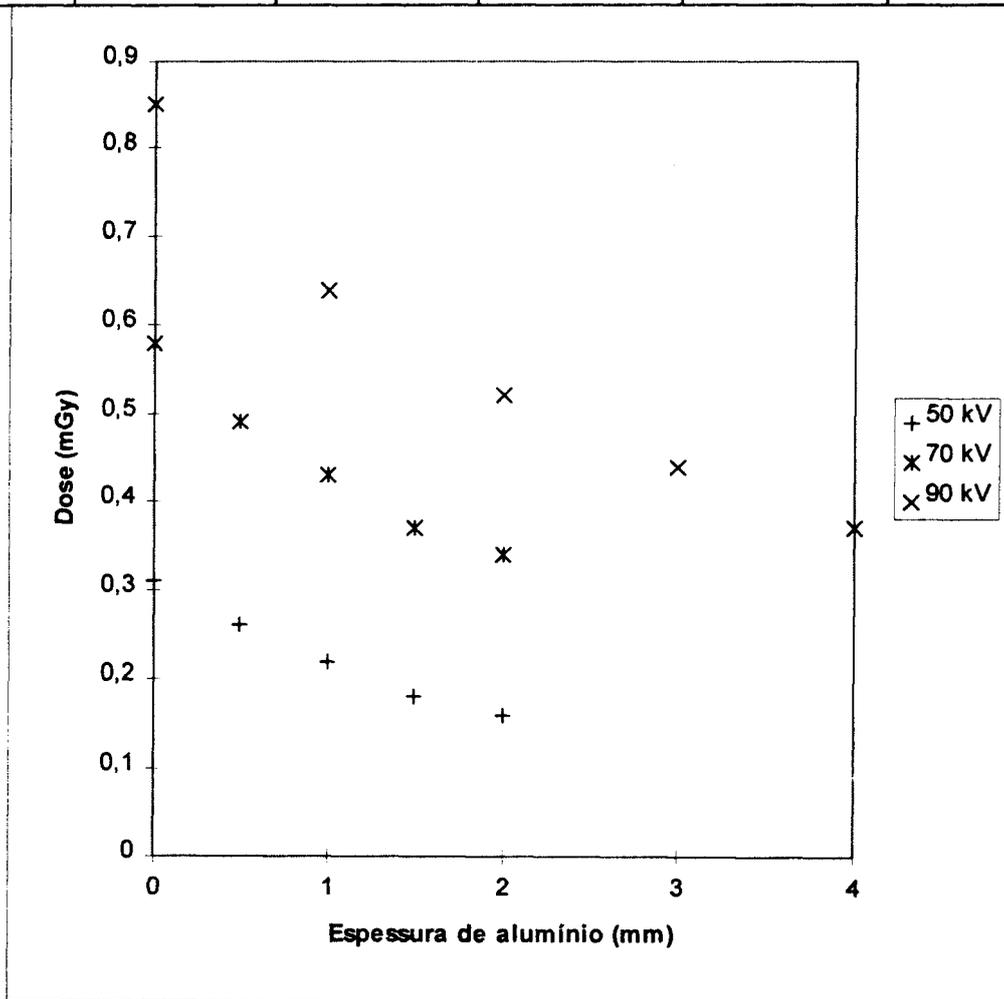


FIGURA 26 - Atenuação da radiação para diferentes espessuras de alumínio

CSR; 50 kV_p 2,0 mmAl
 70 kV_p 2,8 mmAl
 90 kV_p 3,2 mmAl

3 - 10 - Determinação da filtração total

Máquina PHILIPS DR3 500

TABELA 23 - Valores inferidos para a filtração total

| Tensão (kV) | Método de medida indireta da filtração total | | Filtração total inferida (mmAl) | |
|-------------|--|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | Através da medida da CSR | Através da medida do rendimento | Através da medida da CSR | Através da medida do rendimento |
| 60 | CSR = 1,4 mmAl | - | 1,5 | - |
| 80 | CSR = 1,8 mmAl | (*) Média = 0,18 mGy/mAs | 1,5 | 1,5 |

(*) Uma vez que o rendimento não atende ao critério estabelecido em 2-3-7, tomou-se o rendimento médio para 100 mA, que é o maior de todos.

A filtração total não está adequada, uma vez que a CSR medida para 80 kV está abaixo do valor mínimo especificado para esta tensão.

Máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B

TABELA 24 - Valores inferidos para a filtração total

| Tensão (kV) | Método de medida indireta da filtração total | | Filtração total inferida (mmAl) | |
|-------------|--|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | Através da medida da CSR | Através da medida do rendimento | Através da medida da CSR | Através da medida do rendimento |
| 81 | - | (*) Média = 0,064 mGy/mAs | - | 3,7 |
| 90 | CSR = 3,4 mmAl | - | 3,3 | - |

(*) Uma vez que o rendimento atende ao critério estabelecido em 2-3-7, tomou-se a média entre todos os valores do rendimento.

A filtração total está adequada, uma vez que a CSR medida para 90 kV está acima do valor mínimo especificado para esta tensão.

Máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E

TABELA 25 - Valores inferidos para a filtração total

| Tensão (kV) | Método de medida indireta da filtração total | | Filtração total inferida (mmAl) | |
|-------------|--|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | Através da medida da CSR | Através da medida do rendimento | Através da medida da CSR | Através da medida do rendimento |
| 81 | - | (*) Média = 0,049 mGy/mAs | - | > 4,5 |
| 90 | CSR = 3,2 mmAl | - | 3,0 | - |

(*) Uma vez que o rendimento não atende ao critério estabelecido em 2-3-7, tomou-se o rendimento médio para 320 mA, que é o maior de todos.

A filtração total está adequada, uma vez que a CSR medida para 90 kV está acima do valor mínimo especificado para esta tensão.

4 - ANÁLISE DE DADOS INDICADORES DA QUALIDADE DA IMAGEM RADIOGRÁFICA NO HOSPITAL DAS CLÍNICAS

4.-1 - Filmes rejeitados

Uma constatação de certa forma surpreendente é a de que a taxa de rejeição de filmes no HC é muito baixa, como pode ser verificado na TAB. 26:

TABELA 26 - Rejeição de filmes radiográficos no HC em doze meses (Refere-se apenas aos filmes da radiologia convencional, sem mamografia e CT)

| Mês | Total filmes | Número rejeitados | Percentual rejeição (%) | Área total utilizada (m ²) | Área rejeitada (m ²) | Percentual rejeição (%) |
|---------|--------------|-------------------|-------------------------|--|----------------------------------|-------------------------|
| set-94 | 7000 | 416 | 5,94 | 621,76 | 37,73 | 6,07 |
| out -94 | 6346 | 358 | 5,64 | 560,67 | 30,21 | 5,39 |
| nov-94 | 6151 | 282 | 4,58 | 561,53 | 25,71 | 4,58 |
| dez-94 | 4195 | 134 | 3,19 | 366,82 | 11,28 | 3,08 |
| jan-95 | 3199 | 64 | 2,00 | 295,08 | 5,81 | 1,97 |
| fev-95 | 3063 | 109 | 3,56 | 264,81 | 9,79 | 3,70 |
| mar-95 | 4785 | 256 | 5,35 | 420,72 | 19,57 | 4,44 |
| abr-95 | 4445 | 210 | 4,72 | 390,43 | 15,16 | 3,88 |
| mai-95 | 4245 | 169 | 3,98 | 361,07 | 12,05 | 3,34 |
| jun-95 | 4159 | 124 | 2,98 | 351,39 | 9,49 | 2,70 |
| jul-95 | 3521 | 179 | 5,08 | 354,50 | 17,28 | 4,87 |
| ago-95 | 5033 | 202 | 4,01 | 435,32 | 15,95 | 3,66 |

A terceira coluna refere-se à rejeição simples, ou seja, refere-se ao número de filmes rejeitados, independentemente do tamanho. Da quinta coluna em diante considera-se a área dos filmes, o que é mais representativo do ponto de vista de custos, pois é com base na área da emulsão que o fabricante calcula o preço do produto.

Nota-se uma queda acentuada no total de filmes no decorrer do tempo; a taxa de rejeição também cai, mas mais rapidamente, o que é de se esperar, considerando que diminuiu a carga de trabalho dos técnicos envolvidos. Somente em fevereiro essa tendência foi abortada, pois a quantidade de filmes caiu e a taxa de rejeição aumentou.

É necessário enfatizar uma constatação feita em outros países em desenvolvimento e até mesmo em países industrializados, qual seja: a taxa de rejeição é muito baixa porque os critérios de rejeição são apenas aqueles que tornam um filme absolutamente inaceitável. Assim, radiografias de baixa qualidade mas com visualização mediana de detalhes importantes ao diagnóstico podem estar sendo computadas como aceitáveis [42]. Há publicações da OMS que

tratam desse assunto.[16]e [41]. A análise feita no próximo item demonstra que esse não é o caso do HC.

Durante a execução deste trabalho foi constituída um grupo de radiologistas com o objetivo de analisar as radiografias baseados em critérios objetivos [43]. Esse grupo analisou mais detalhadamente algumas radiografias escolhidas ao acaso (inspeção por amostragem). Os critérios utilizados e os resultados estão descritos no item 4-2 desta dissertação

A implantação destes critérios e a adoção de medidas corretivas dos parâmetros das máquinas, inclusive das reveladoras automáticas, farão com que a qualidade atinja níveis excelentes no Serviço de Radiologia.

Dentre as causas específicas de rejeição, em qualquer mês, o item “baixo kV/mAs” é o mais freqüente, seguido de perto pelo item “alto kV/mAs”. Para o radiologista isso implica em radiografias pouco ou muito penetradas, respectivamente. Espera-se diminuir bastante a freqüência destas causas de rejeição durante a implantação do Programa de Controle e Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico

No geral, o item “outros” é o que mais contribui para as rejeições. Isso mostra que deve-se abrir mais o leque de causas específicas, incluindo itens tais como: revelação inadequada, paciente trocado, filme velado etc.

Apresenta-se a seguir uma tabela que demonstra os percentuais de filmes rejeitados e as respectivas causas de rejeição durante os sete primeiros meses do período analisado:

TABELA 27 - Causas de rejeição de radiografias; freqüência de erros

Obs. Este percentual é em relação ao total de filmes rejeitados e não em relação ao total geral de filmes.

| Causa | set-94 (%) | out-94 (%) | nov-94 (%) | dez-94 (%) | jan-95 (%) | fev-95 (%) | mar-95 (%) |
|------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| Movim. do paciente | 6,02 | 11,80 | 7,41 | 5,71 | 1,52 | 0,83 | 8,96 |
| Alto valor kV/mAs | 18,98 | 22,52 | 21,55 | 11,43 | 19,70 | 9,09 | 15,67 |
| Baix valor kV/mAs | 37,04 | 24,66 | 33,33 | 26,43 | 25,76 | 38,02 | 25,00 |
| Pos. inad. do pacien. | 13,43 | 9,65 | 8,75 | 5,71 | 1,52 | 12,40 | 8,58 |
| Pos. inad. do chassis | 2,78 | 3,49 | 3,70 | 4,29 | 6,06 | 3,31 | 1,12 |
| Colimação. inadeq. | 1,62 | 2,41 | 4,04 | 0,71 | 1,52 | - | 0,37 |
| Tam. filme inadeq. | 0,46 | 1,61 | 1,01 | 0,71 | - | 0,83 | 3,36 |
| Pres. de corp. estran. | - | 1,61 | 0,34 | - | 3,03 | 0,83 | 0,75 |
| Inspir. insuficiente | - | 0,27 | - | - | - | - | - |
| Corte inadeq. (plani) | - | - | - | - | - | - | 0,37 |
| Outros | 19,68 | 21,98 | 19,87 | 45,00 | 40,91 | 34,41 | 35,82 |

Segundo [41] o percentual de rejeições de exames oscila entre 3 a 21%. Nessa mesma publicação é mostrada uma tabela que mostra as causas mais frequentes de repetições de radiografias nos EUA. As causas que mais contribuem para o total são as mesmas levantadas no HC, como se vê na TAB. 28, que foi reproduzida de [41].

TABELA 28 - Causas de rejeição de filmes; frequência de erros (nos EUA)

| Razão | % | Razão | % |
|----------------------|------|----------------------------|-----|
| Muito escura | 29,2 | Falta de identificação | 0,4 |
| Muito clara | 35,3 | Velamento | 1,5 |
| Muito preto e branco | 0,2 | Contato inadeq. tela/filme | 0,3 |
| Muito cinza | 0,8 | Problemas na grade | 2,3 |
| Cortes por cone | 1,1 | Exposição dupla | 2,7 |
| Movimento | 8,8 | Sem exposição | 2,1 |
| Posicionamento | 14,5 | Revelação | 1,0 |
| Centralização | 18,9 | Erro de projeção/exame | 0,0 |
| Técnicas | 3,3 | Outras razões | 1,1 |
| Artefatos | 3,1 | Razão desconhecida | 0,2 |

Observa-se que os maiores percentuais de rejeição acontecem pelas mesmas razões levantadas no HC, quais sejam, alto/baixo kV e posicionamento inadequado do paciente. O mesmo foi constatado por Mazzaferro [44] num hospital de 600 leitos em Winchester (Mass), com taxas de rejeição semelhantes às do HC. Isso provavelmente se repete em todos os Serviços de Radiologia (SR) do mundo.

Há um consenso de que não se pode reduzir a taxa de rejeição para menos de 5% sem comprometer a qualidade de um SR. Esses índices só são alcançados com a implantação de PGQ.

Burkhart [15] chama a atenção para um interessante detalhe quando um PGQ é bem implantado: a melhoria da qualidade da imagem acontece com todos os filmes. Isso significa que filmes oriundos de exames sem repetições tornam-se mais adequados ao diagnóstico. A FIG. 27 mostra esse acréscimo na qualidade.[15]

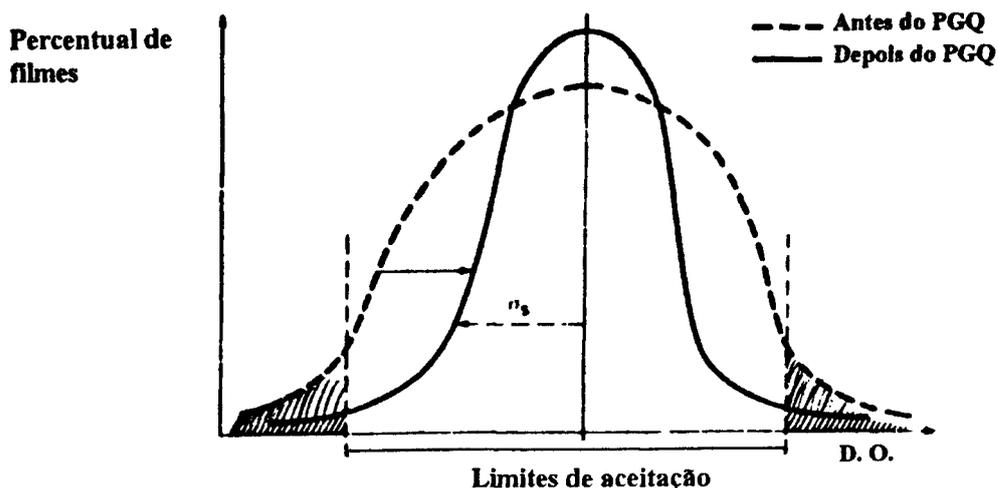


FIGURA 27 - Efeito da implantação de um PGQ

Nessa figura, idealizada, os eixos são em unidades arbitrárias. Ela relaciona um percentual de filmes com um dado índice de qualidade, que neste caso é medido pela DO, mas poderia ser qualquer outro. Existe um valor ótimo para este índice e todos os SR buscam atingi-lo. Alguns filmes são rejeitados por estarem muito claros ou muito escuros e vão cair na região hachurada, dependendo da avaliação do técnico, do radiologista ou do médico solicitante. Com a implantação de um PGQ a curva em questão muda de forma, aproximando cada vez mais a população de filmes ao índice ótimo de qualidade. A queda do número de filmes rejeitados é uma das conseqüências mensuráveis da implantação de um PGQ. A outra, que é o aumento da população de filmes com índice ótimo ou próximo dele, ainda não dispõe de um critério objetivo de avaliação.

Há um tema melindroso, porém fundamental, que não pode deixar de ser atacado por um PGQ. Trata-se da decisão de repetir uma radiografia, que deveria caber ao radiologista, mas na prática diária de um SR quase sempre cabe ao técnico. Essa decisão não pode basear-se em critérios estéticos. É necessário que a nova radiografia proporcione informação que não existia na chapa rejeitada, isso levanta a questão da necessidade de reciclagem dos conhecimentos dos técnicos em questões médicas, reciclagem esta obrigatoriamente levada a cabo por radiologistas experientes.

4 - 2 - Definição dos critérios de visualização de detalhes anatômicos

Com o intuito de restringir o caráter subjetivo do julgamento da qualidade da imagem radiográfica e também para tornar mensurável este parâmetro, optou-se por aplicar critérios qualidade específicos para alguns exames rotineiros de um SR.

Os critérios utilizados neste capítulo foram extraídos da ref. [43] e são apresentados na TAB. 29. Os números ao lado das duas últimas colunas referem-se ao resultado da aplicação dos critérios; seu significado está explicado no item 4-2-1.

TABELA 29 - Critérios de visualização de imagens para alguns exames radiográficos

1)Tórax

Projeção PA ou AP

| | Sim | Não |
|--|-----|-----|
| Executada em inspiração profunda? | (3) | (0) |
| Reprodução simétrica do tórax? | (3) | (0) |
| Reprodução de toda a caixa torácica situada acima do diafragma? | (3) | (0) |
| Reprodução do padrão vascular de todo o pulmão, em especial dos vasos periféricos? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da árvore brônquica? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa dos bordos cardíacos? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da aorta? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do diafragma? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa dos ângulos costofrênicos? | (3) | (0) |
| Visualização da porção retrocardíaca dos pulmões e mediastino? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

Projeção LAT/PER

| | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Executada em inspiração profunda? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do bordo cardíaco posterior? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da aorta? | (2) | (1) |
| Reprodução visualmente precisa do mediastino? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da traquéia? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do diafragma? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do esterno? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da coluna torácica? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (2) | (1) |

2) Coluna lombar

| Projeção AP | Sim | Não |
|--|-----|-----|
| Reprodução linear dos corpos dos discos vertebrais superior e inferior na área na qual se centra o feixe e visualização dos espaços intervertebrais? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa dos pedículos vertebrais? | (3) | (0) |
| Visualização das pequenas articulações vertebrais? | (3) | (0) |
| Reprodução das apófises espinhosas e transversas? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do córtex e das estruturas trabeculares? | (2) | (1) |
| Reprodução dos tecidos moles adjacentes? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (2) | (1) |

| Projeção LAT ou PER | Sim | Não |
|--|-----|-----|
| Reprodução linear dos corpos dos discos vertebrais superior e inferior na área na qual se centra o feixe e visualização dos espaços intervertebrais? | (3) | (0) |
| Sobreposição total das margens vertebrais posteriores? | (3) | (0) |
| Reprodução das raízes do arco oval? | (3) | (0) |
| Reprodução dos pedículos e dos orifícios intervertebrais? | (3) | (0) |
| Visualização das pequenas articulações vertebrais? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do córtex e das estruturas trabeculares típicas da região examinada? | (2) | (1) |
| Reprodução dos tecidos moles adjacentes? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem fraco, adequado ou forte? | (2) | (1) |

3) Coluna cervical

| Projeção coluna cervical | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Reprodução linear dos corpos dos discos vertebrais superior e inferior na área na qual se centra o feixe? | (3) | (0) |
| Visualização total dos espaços intervertebrais? | (3) | (0) |
| Sobreposição quase completa das extremidades lineares dorsais? | (3) | (0) |
| Definição das origens dos arcos ovais? | (3) | (0) |
| Foramens intervertebrais e pequenas junções vertebrais em cada região visíveis e demarcáveis? | (3) | (0) |
| Definição dos processos espinhosos? | (3) | (0) |
| Reprodução das apófises transversas e costotransversas? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do córtex típico da região e das estruturas trabeculares? | (3) | (0) |
| Reprodução dos tecidos moles adjacentes? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

4) Coluna torácica

| Projeção coluna torácica | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Reprodução linear dos corpos dos discos vertebrais superior e inferior na área na qual se centra o feixe? | (3) | (0) |
| Visualização total dos espaços intervertebrais? | (3) | (0) |
| Sobreposição quase completa das extremidades lineares dorsais? | (2) | (1) |
| Definição das origens dos arcos ovais? | (2) | (1) |
| Foramens intervertebrais e pequenas junções vertebrais em cada região visíveis e demarcáveis? | (3) | (0) |
| Definição dos processos espinhosos? | (2) | (1) |
| Reprodução das apófises transversas e costotransversas? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do córtex típico da região e das estruturas trabeculares? | (3) | (0) |
| Reprodução dos tecidos moles adjacentes? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (2) | (1) |

5) Trato urinário

| Projeção AP antes do contraste | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Reprodução de toda a área do trato urinário, desde o polo superior do rim até a base da bexiga? | (3) | (0) |
| Reprodução das silhuetas renais? | (3) | (0) |
| Visualização das silhuetas dos psoas? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa dos ossos? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

| Projeção AP após o contraste | Sim | Não |
|--|-----|-----|
| Aumento da densidade do parênquima (efeito nefrográfico)? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da pelvis e cálices renais (efeito pielográfico)? | (3) | (0) |
| Reprodução da junção pelvi-ureteral? | (3) | (0) |
| Visualização da área que habitualmente corresponde ao trajeto ureteral? | (3) | (0) |
| Reprodução de toda a bexiga? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

6) Crânio

| Projeção PA ou AP se não for possível PA | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Reprodução simétrica do crânio, em especial da abóbada craniana, das órbitas e das apófises rochosas? | (2) | (1) |
| Projeção do vértice da apófise rochosa do osso temporal no centro das órbitas? | (2) | (1) |
| Reprodução visualmente precisa do seio frontal? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa das células etmoides? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do vértice das apófises rochosas dos ossos temporais? | (2) | (1) |
| Reprodução visualmente precisa dos canais auditivos internos? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa das tábuas externa e interna da abóbada craniana? | (3) | (0) |
| Reprodução da lâmina externa? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

| Projeção LAT/PER | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Reprodução simétrica do crânio, em especial da abóbada craniana? | (3) | (0) |
| Reprodução simétrica do leito da sela turca? | (2) | (1) |
| Reprodução simétrica do ápice da apófise rochosa do osso temporal? | (3) | (0) |
| Sobreposição exata de contornos da fossa craneana frontal? | (1) | (2) |
| Sobreposição exata da pequena asa do osso esfenóide? | (1) | (2) |
| Sobreposição exata das apófises clinóides? | (1) | (2) |
| Sobreposição exata dos canais auditivos externos? | (1) | (2) |
| Reprodução visualmente precisa dos canais vasculares? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa do vértex do crânio? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa da estrutura trabecular da abóbada craneana? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

7) Urografia excretora

| Projeção AP após o contraste | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Aumento da densidade do parênquima (efeito nefrográfico)? | (2) | (1) |
| Pélvis e cálices renais são facilmente diferenciáveis? | (3) | (0) |
| Transporte da urina nos ureters é facilmente seguido? | (1) | (2) |
| Preenchimento da bexiga? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

8) Cólon

Projeção cólon

| | | |
|--|-----|-----|
| Boa limpeza do cólon? | (3) | (0) |
| Revelação de todas as regiões do cólon? | (2) | (1) |
| Densidade suficiente e uniformidade da massa do contraste? | (2) | (1) |
| Reprodução de cada região em diferentes projeções? | (2) | (0) |
| Reprodução precisa dos contornos e detalhes finos? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

9) Estômago

Projeção estômago

| | Sim | Não |
|---|-----|-----|
| Boa reprodução de todas as regiões do estômago em contraste duplo? | (3) | (0) |
| Densidade suficiente mas ainda com transparência da massa do contraste? | (3) | (0) |
| Reprodução visualmente precisa de cada região em diferentes projeções? | (3) | (0) |
| Reprodução precisa dos contornos e detalhes finos? | (3) | (0) |
| Enegrecimento da imagem adequado? | (3) | (0) |

Para a análise de radiografias baseadas nesses critérios foram escolhidas chapas aleatórias, originadas de qualquer uma das máquinas do SR, não necessariamente das três máquinas testadas. Dessa forma foi obtida uma análise representativa de todo o SR, o que é mais válido, se se pensa em obter uma visão geral da qualidade da imagem radiográfica ali produzida.

Com o propósito de tornar esta análise o mais próximo possível da realidade do SR, foram avaliados três exames de cada tipo escolhido, contando inclusive com a possibilidade de terem sido originados de máquinas diferentes. Não foram computados os dados das técnicas utilizadas para a obtenção das imagens e nem dados relativos às próprias imagens (D.O. e contraste).

Os exames e respectivas projeções escolhidos para aplicação dos critérios são aqueles que aparecem na TAB. 29 e, para maior clareza, são repetidos a seguir:

TABELA 30 - Exames escolhidos para análise e respectivas projeções.

| Nº | Exame | Projeções |
|----|---------------------|---|
| 1 | Tórax | AP/PA e LAT |
| 2 | Coluna lombar | AP; LAT/PER |
| 3 | Coluna cervical | Coluna cervical |
| 4 | Coluna torácica | Coluna torácica |
| 5 | Trato urinário | AP antes do contraste e AP após o contraste |
| 6 | Crânio | PA ou AP se não for possível PA; LAT/PER |
| 7 | Urografia excretora | AP após o contraste |
| 8 | Cólon | Cólon |
| 9 | Estômago | Estômago |

Não foi possível constituir uma junta única de radiologistas, que analisasse todos os exames. Nem mesmo foi possível constituir uma junta para analisar os exames convencionais, devido à incompatibilidade de horários e turnos de trabalho dos vários radiologistas do HC. Por esta razão apenas uma médica de competência reconhecida analisou os exames convencionais, enquanto cinco outros médicos analisaram os exames contrastados.

4 - 2 - 1 - Análise dos resultados da aplicação dos critérios nos exames selecionados

O número junto às duas últimas colunas da TAB. 29 significa a frequência da resposta dos radiologistas àquele quesito. A soma desses números em cada linha deve ser igual a três, já que foram avaliados três exames de cada tipo.

Verifica-se que a qualidade da imagem que chega ao radiologista é boa. Mesmo as radiografias que apresentaram um enegrecimento inadequado, e que em consequência disso tiveram resposta negativa à visualização de alguns quesitos, ainda serviram para o diagnóstico. É preciso considerar que as radiografias que chegam ao radiologista já passaram pelo crivo do técnico que executou o exame. Isso implica numa pré seleção das imagens e eventual descarte daquelas sem valor ao diagnóstico. Esse fato remete a discussão de volta ao item 4-1, pág. 70, FIG. 27 e os dois parágrafos que a seguem. Vê-se que a implantação de um PGQ no HC teria seus melhores efeitos na melhoria da qualidade das imagens que chegam ao radiologista. A redução do índice de rejeição - único parâmetro atualmente mensurável, que já é baixo - seria pouco significativa ou, provavelmente, não sofreria alteração.

5 - A SENSITOMETRIA DAS MÁQUINAS DE REVELAÇÃO

Existe um processo de monitoração diária dos parâmetros de revelação que têm importância capital num PGQ. Trata-se da sensitometria. A sensitometria avalia diariamente as oscilações daqueles parâmetros e possibilita ações corretivas imediatas, de modo a não deixar que a imagem radiográfica se deteriore. Informações quanto as condições ótimas de revelação devem ser fornecidas pelo fabricante da reveladora e dos filmes e elas devem ser seguidas fielmente pelos SR's.

No ANEXO C apresenta-se um descrição dos processos químicos e físicos que ocorrem na revelação automática. As influências das oscilações desses processos na imagem radiográfica justificam a necessidade da sensitometria.

5 - 1 - O processo sensitométrico

Para a implantação da sensitometria deve ser utilizado um sensitômetro, aparelho que sensibiliza o filme em 21 regiões, com luz de intensidade constante em cada região, altamente reprodutível e devidamente filtrada para adaptar-se às cores azul ou verde, que são as mesmas cores da luz emitida pelos ecrans.

Com o sensitômetro, nome não muito adequado para esse aparelho, que na verdade deveria ser chamado de sensibilizador, é possível sensibilizar quantos filmes se queira, com a certeza de que eles foram sensibilizados exatamente pela mesma quantidade de luz. Quando se compara o escurecimento desses filmes, qualquer alteração observada nas respectivas DO's será devida à variação dos parâmetros de revelação. Isso se os filmes forem do mesmo fabricante, do mesmo tipo e da mesma emulsão. Essa condição é fundamental, pois pode haver diferenças de sensibilidade de emulsão para emulsão, para filmes de um mesmo tipo e fabricante.

Para medir as DO's das tiras sensitométricas obtidas com o sensitômetro, utiliza-se um densitômetro. A FIG. 28, copiada de [45], mostra a imagem da tira sensitométrica e a respectiva curva característica, obtida através de medidas de DO's dos vários degraus de escurecimento.

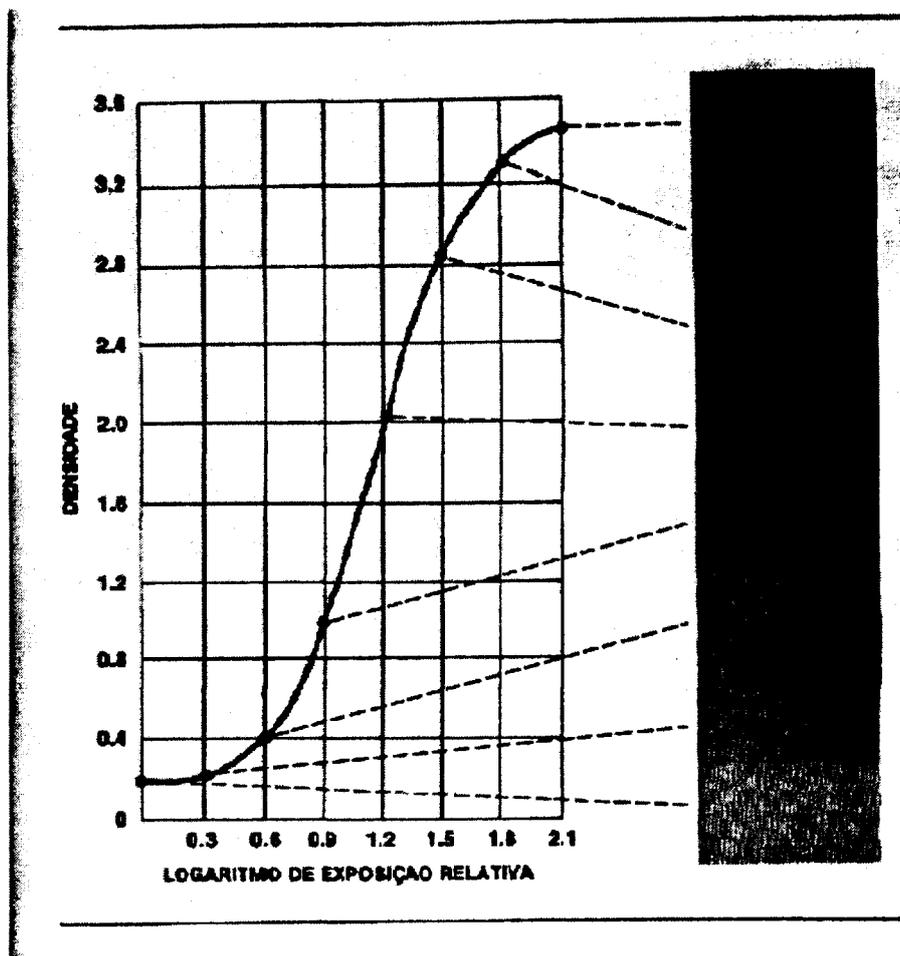


FIGURA 28 - Tira sensitométrica e curva característica de um filme radiográfico

Ao revelar o filme sensibilizado, obtém-se um tira sensitométrica composta por 21 regiões, chamadas de degraus, em completa analogia com os degraus obtidos de imagens de cunhas escalonadas, como as de cobre descritas em 2-3-6 (FIG.13-b). Esses degraus possuem diferentes DO's. O primeiro deles não é sequer atingido pela luz vinda do sensitômetro; a DO desse degrau, portanto, é a DO do filme radiográfico não sensibilizado, chamada de DO de base mais fog (B+F). O último deles, o 21º, foi totalmente sensibilizado pela luz e é o mais escuro.

Com a tira sensitométrica pode-se construir a curva característica do filme, também mostrada na FIG. 28, que é a maneira conveniente de estudar a resposta de um filme irradiado para uma dada condição de revelação. Dessa maneira é possível construir tantas curvas características quantos forem os filmes sensibilizados. Se os parâmetros da revelação não sofreram variação, as curvas serão idênticas, caso contrário, diferenças serão observadas. Essas diferenças podem ser quantificadas através de medidas de quatro parâmetros, que são descritos abaixo.

a - Base mais fog (B+F) - É o escurecimento natural do filme, ocasionado pela redução dos cristais de haleto de prata não irradiados e pela radiação natural.

b - Índice de sensibilidade (também chamado de velocidade do filme) - É uma medida da sensibilidade do filme. Um filme é dito mais sensível que outro quando requerer menos exposição para uma mesma resposta (mesma DO).

c - Índice de contraste - É a inclinação da parte linear da curva característica. Quanto maior a inclinação maior o contraste produzido pelo filme. O contraste está relacionado com a diferença de DO entre regiões do filme expostas a quantidades diferentes de luz. Note-se que, num filme cuja curva característica é muito inclinada, uma pequena variação na exposição vai provocar grande variação na DO.

d - Temperatura de revelação - A temperatura do revelador influencia na revelação, o que pode ser visto no ANEXO C.

No dia a dia de um PGQ não é necessário medir as DO's dos 21 degraus. Basta medir as DO's de 4 degraus, conforme [46]. Forsberg, [47], argumenta que é melhor construir a curva, pois sua forma ajuda na pesquisa das causas de anomalias. Os degraus sugeridos na ref. [46] são os seguintes:

Degrau 1 - É a DO de B+F. Mede o escurecimento natural do filme, devido a radiação natural ou qualquer outro evento responsável pelo escurecimento por inteiro do filme (luz de segurança da câmara escura, por exemplo).

Índice de sensibilidade (1 degrau) - É a DO da tira cujo valor mais se aproxima de 1,2 (cerca da metade do comprimento da parte linear da curva característica). O degrau associado a essa DO é chamado de degrau de sensibilidade

Índice de contraste (2 degraus) - É determinado pela diferença das DO's do ombro e do pé da curva. Ou ainda, é a diferença das DO's que delimitam a parte linear da curva característica. A DO da parte superior deve ser aquela mais próxima de, porém não maior que 2,20; a DO da parte inferior deve ser aquela mais próxima de, porém não superior a 0,45.

A sensitometria deve ser diária, feita sempre no mesmo horário, mas pelo menos 1 hora após o início dos trabalhos com a processadora. Goldman [48] recomenda uma frequência ainda maior, 2 vezes por dia (manhã e tarde). Os dados obtidos nos primeiros 5 dias da sensitometria devem ser usados para a formação dos índices iniciais, com os quais os valores futuros serão comparados. Assim, a média dos 5 primeiros valores de degrau 1 será o valor da DO de B+F com o qual serão comparados os valores futuros desse parâmetro. Repete-se o raciocínio para os demais parâmetros.

A temperatura do revelador também deve ser medida na mesma frequência e horário da sensibilização. Nunca deve ser usado termômetro à base de mercúrio, pois esse metal pode contaminar o banho [1] e [45].

Uma vez obtidos os dados do dia ou do turno, o responsável pelo PGQ deve plotar os valores medidos num gráfico de controle, como o mostrado na FIG. 29, extraída de [46].

Recursos Kodak para o Gerenciamento da Imagem Radiográfica

Gráfico de Registros para Monitoração da Processadora Kodak

Mês _____ Ano _____
Processadora (s) _____ Local _____
Nº da Série _____ Taxa de Reforço _____ Rev. ml _____ Fix. ml _____

DIA

Índice de Velocidade

Índice de Contraste

Véu Intrínseco

Temperatura do Revelador

FIGURA 29 - Gráficos de controle dos parâmetros da revelação

Desvios dos parâmetros ótimos, que são as médias determinadas nos 5 primeiros dias, são aceitáveis (considerados como variações normais do processo) se estiverem dentro da faixa de tolerância, definida pelos limites superior e inferior de controle, LSC e LIC respectivamente. Há discrepância quanto a esses limites. A ref. [1] é mais exigente que a [46]. Optou-se nesta dissertação pelos limites apresentados pela última, cujos valores são apresentados na TAB. 31

TABELA 31 - Limites de aceitabilidade das variações dos parâmetros de revelação
Obs. Os limites para temperatura são de [1], pois a ref. [46] não fornece limites para esse parâmetro.

| Parâmetro | Faixa |
|---|---------------------|
| Índice de contraste | $\pm 0,15$ |
| Índice de sensibilidade | $\pm 0,15$ |
| Temperatura do banho revelador (valor base é recomend. pelo fabricante) | $\pm 0,3^{\circ} C$ |
| Base mais fog (valor máximo aceitável = 0,25) | $\pm 0,03$ |

Se uma série de pontos consecutivos progredirem invariavelmente para cima ou para baixo, ou ainda se houver uma flutuação acentuada, o responsável pelo PGQ deve agir imediatamente, de modo a garantir as condições ótimas de revelação. A referência [48] dá exemplos muito úteis de ações a serem tomadas nesses casos.

A sensitometria não deve ser considerada como um conjunto de medidas no qual alguém se baseia para modificar as condições de revelação. Pelo contrário, ela deve ser encarada com um conjunto de medidas destinadas a vigiar a constância da processadora, de modo a garantir que eventuais anomalias nas imagens radiográficas sejam imputadas a outras causas e não à revelação [49].

5 - 2- A sensitometria nas reveladoras do Hospital das Clínicas

O HC possui duas reveladoras automáticas Kodak X-Omat, localizadas nas alas A e B do SR. Nestas reveladoras são processados filmes de radiologia convencional, de tomografia computadorizada (CT), mamografia e, esporadicamente, de medicina nuclear. Ambas são bastante antigas e quase sempre uma delas está parada, aguardando manutenção. Já houve ocasião na qual as duas ficaram paradas, interrompendo totalmente o SR.

A sensitometria nestas duas máquinas foi bastante acidentada, como se infere dos parágrafos seguintes.

Os equipamentos utilizados foram:

- 1) sensitômetro
 - a - MRA de três degraus
 - b - RMI 2-334 de vinte e um degraus

- 2) densitômetro c - Macbeth TD 931
 d - Repromaster RM 21
 e - RMI 2-331
- 3) termômetro f - bulbo, digital
 g - ponta metálica, digital

A evolução cronológica de utilização dos equipamentos e ocorrências com as reveladoras são mostradas abaixo.

Ala A 13.09 a 15.12.94 - equip. "a", "c" e "f"(esse apenas entre 04 e 18.11).
 16.12 a 31.01.95 - funcionário encarregado não sensibilizou os filmes
 01.02 a 10.02.95 - equip. "a" e "d"
 11.02 a 19.02.95 - interrupção, defeito equip. "a"
 20.02 a 14.03.95 - equip. "a" e "d"
 15.03 a 04.05.95 - reveladora parada, com defeito.
 05.05 a 07.06.95 - equip. "b", "e" e "g"

Ala B 13.09 a 16.09.94 - equip. "a" e "c"
 17.09 a 22.09.94 - reveladora parada, incêndio na ala B.
 23.09 a 23.12.94 - equip. "a", "c" e "f"(esse apenas entre 04 e 18.11).
 24.12 a 31.03.95 - reveladora parada, com defeito.
 01.04 a 16.05.95 - equip. "b", "e", e "g" (esse a partir de 18.04)
 17.05 em diante - reveladora parada.

Os equipamentos "a" e "d" mostraram-se inadequados por não reproduzirem suas leituras/parâmetros; o equipamento "f" não é adequado para medidas de temperatura em banhos de revelação. O equipamento "c" não é portátil e, portanto, não foi levado ao HC., o que implicou na leitura tardia dos filmes da sensitometria. Os equipamentos "b", "e" e "g" mostraram-se os mais adequados e foram utilizados em conjunto nas reveladoras nos últimos períodos de medidas, respectivamente 05/05 a 07/06 (ala A) e 01/04 a 16/05 (ala B). Os resultados são apresentados nas FIG. 30 a, b, c e d para a ala A e FIG. 31 a, b, c e d para a ala B.

Os limites superior e inferior de controle para os quatro parâmetros apresentados nas FIG.'s 30 e 31 foram gerados a partir das respectivas médias, obtidas para os cinco primeiros dias de medida, conforme parágrafo anterior à TAB. 31. Para a Ala A o dia 11/05 foi expurgado do cálculo das médias, já que a temperatura naquele dia caiu excessivamente.

Ala A - Índice de contraste

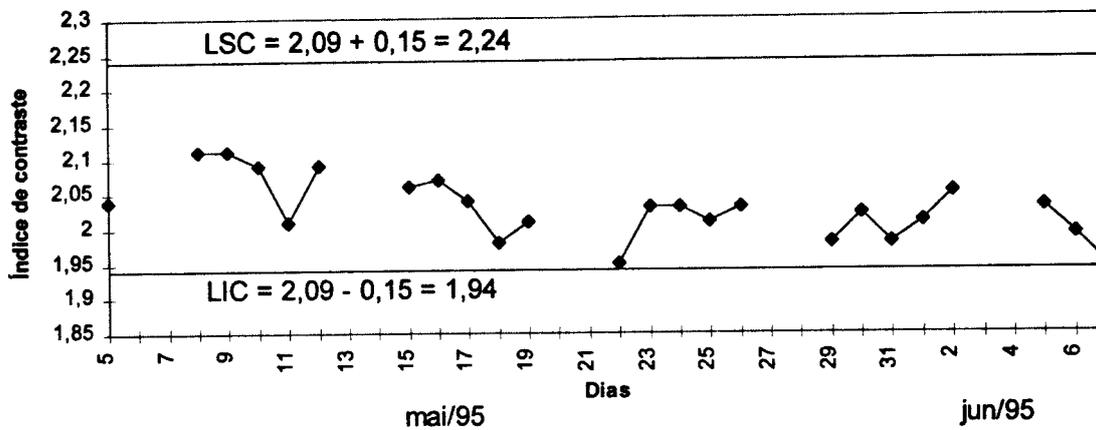


FIGURA 30 - a

Ala A - Índice de sensibilidade

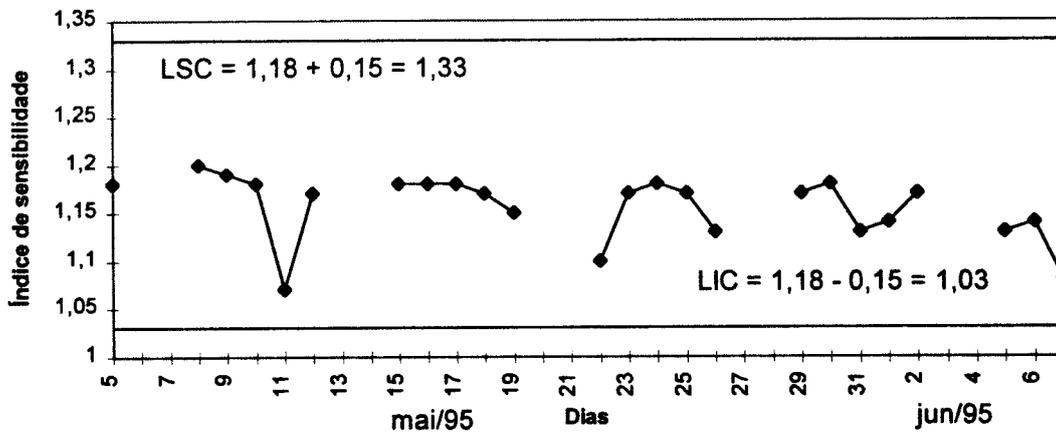


FIGURA 30 - b

Ala A - Temperatura do revelador

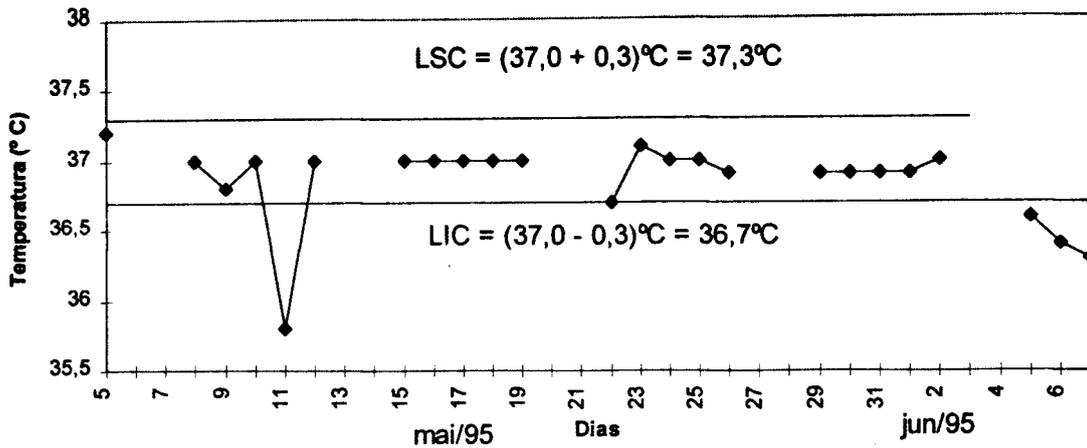


FIGURA 30 - c

Ala A - base + fog

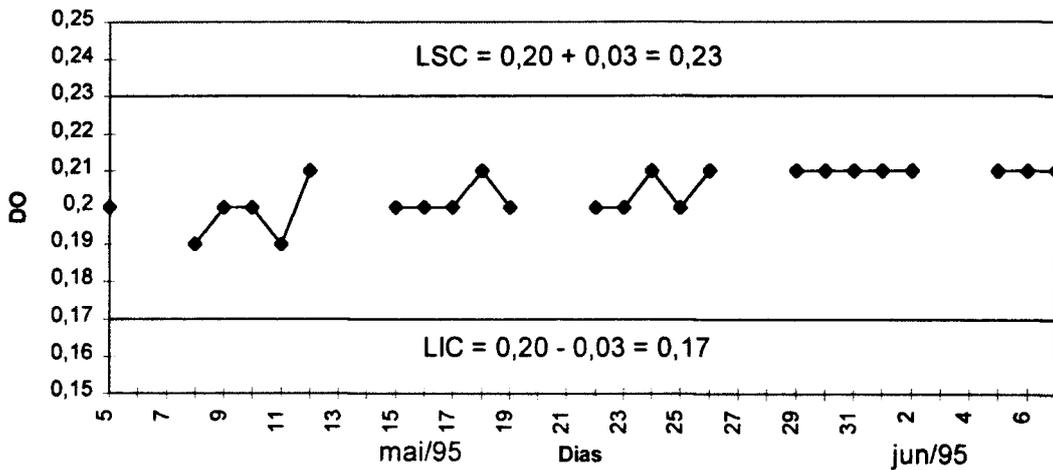


FIGURA 30 - d

Analisando os gráficos da ala A nota-se que os índices de contraste e de sensibilidade estiveram dentro dos limites aceitáveis. A temperatura apresentou variações fora dos limites recomendados. Observou-se também que a temperatura sempre esteve muito acima da faixa de valor recomendado pelo fabricante, que é de 33 a 35° C [51]. No dia 11/05 a temperatura caiu excessivamente e “puxou” os índices de contraste e de sensibilidade. O valor de B+F está dentro dos limites aceitáveis e apresenta um crescimento normal com o passar do tempo.

Apresenta-se agora as curvas para a ala B.

Ala B - Índice de contraste

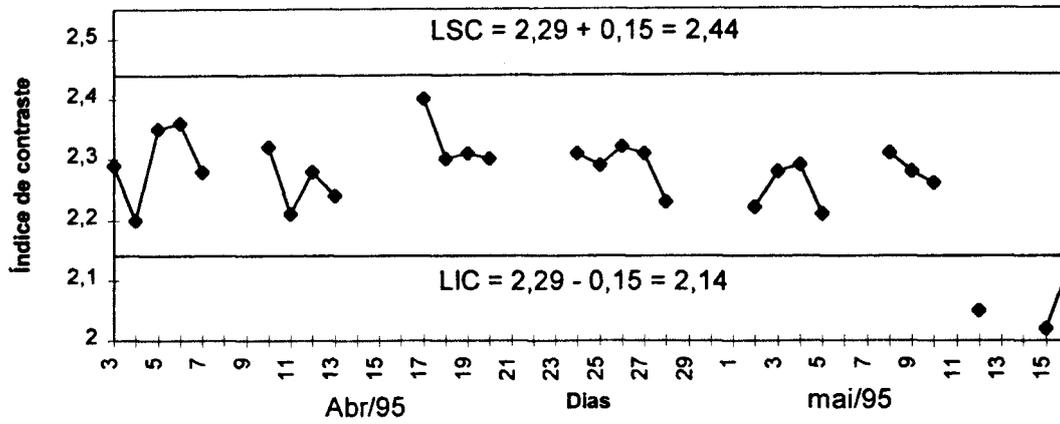


FIGURA 31 - a

Ala B - Índice de sensibilidade

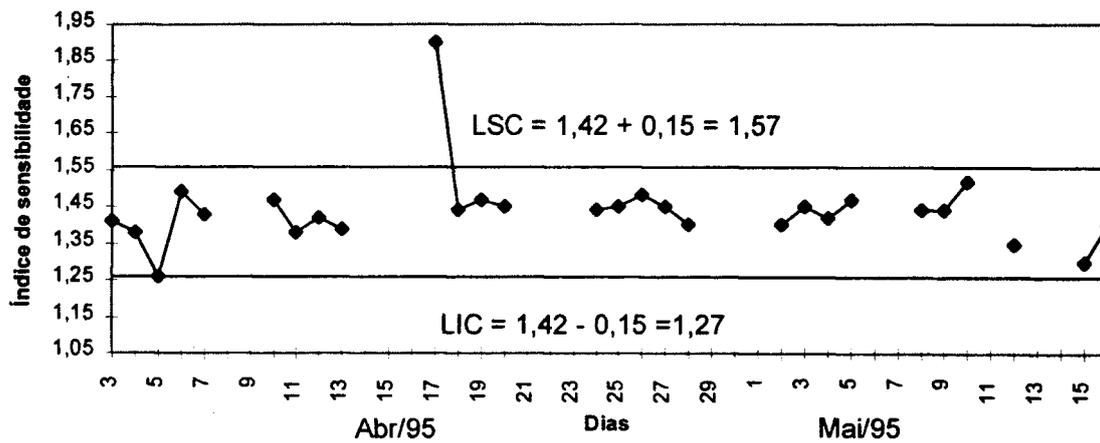


FIGURA 31 - b

Ala B - Temperatura do revelador

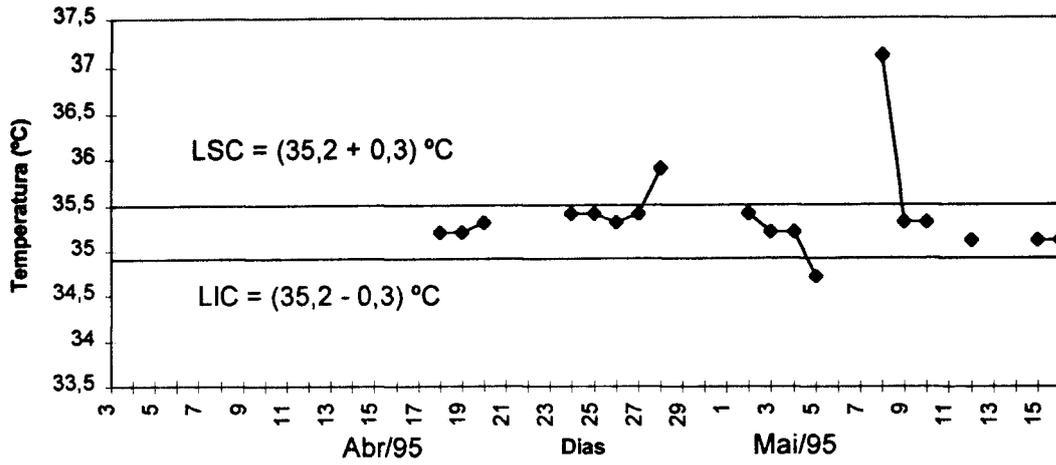


FIGURA 31 - c

Ala B - Base + fog

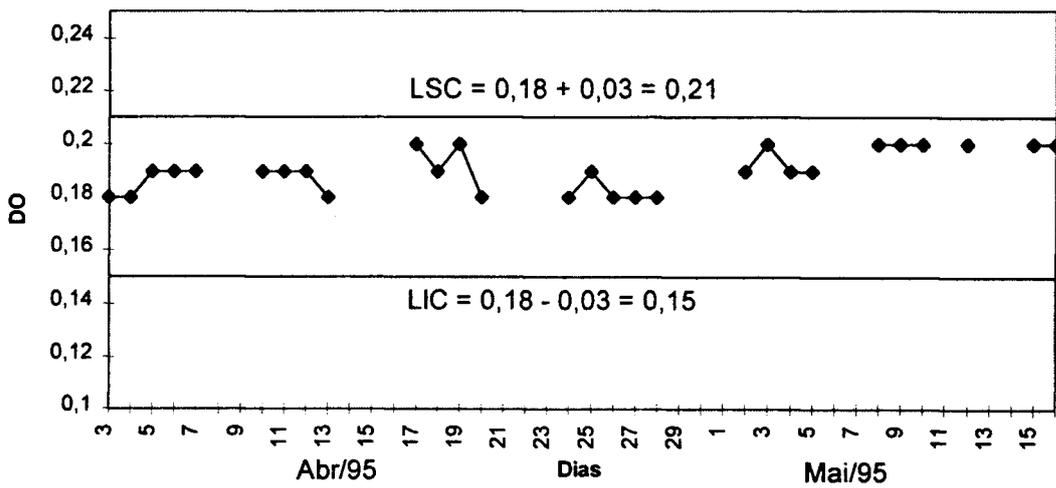


FIGURA 31 - d

Os índices de contraste e sensibilidade estiveram dentro dos valores aceitáveis até o dia 17/04, quando um pico no índice de sensibilidade extrapolou o limite superior de controle. Tal pico pode ter sido originado por excesso de revelador ou variação na temperatura. Até aquela data a temperatura não era medida e, portanto, não havia informação sobre esse parâmetro. O mais provável é que o banho de revelação naquele dia estivesse com excesso de revelador, pois a oscilação do índice de contraste nos dias anteriores demonstra grandes flutuações e isso pode ser provocado ora por falta e ora por excesso de revelador. Entre os dias 12 a 16/05, o índice de contraste caiu excessivamente, extrapolando o limite inferior de controle; o índice de sensibilidade acompanhou a queda, mantendo-se, porém, dentro da faixa de tolerância. Isso foi provocado provavelmente pela escassez de revelador. Nos dias 28/04 e 08/05 houve um grande acréscimo no valor da temperatura, extrapolando o limite superior de controle. No dia 16/05 a reveladora apresentou defeito e foi desligada.

6 - AÇÕES COMPLEMENTARES NUM PGQ

Um programa de garantia da qualidade exige ações paralelas que convergem para um mesmo objetivo, qual seja, proporcionar ao radiologista uma imagem de boa qualidade com o mínimo de desconforto e dano ao paciente.

Os testes descritos nesta dissertação fazem parte de uma dessas ações. Descreve-se agora, brevemente, mais dois importantes acessórios de um SR que devem ser periodicamente inspecionados e outras ações que completam um bom PGQ.

6 -1 - A câmara escura

A sensibilidade dos filmes de raios X exige a limpeza da câmara escura. A câmara e tudo o que nela estiver devem ser mantidos impecáveis. Ao manusear os filmes, as mãos devem estar limpas, secas e livres de substâncias químicas e medicamentos. O fornecimento de ar deve ser suficiente para manter temperatura e umidade adequadas para os filmes e para a remoção de vapores tais como os provenientes dos banhos químicos.

A preocupação se estende à reveladora. Para mantê-la em bom funcionamento é necessário limpeza interna e manutenção periódica, conforme instruções do fabricante. Ao se remover ou instalar os bastidores deve-se usar cobertura de proteção contra respingos e bandeja de gotas. Os derramamentos e respingos podem não somente danificar os filmes e as telas, mas também tornam o piso escorregadio. Se secarem no piso, o pó químico gerado pode cair nos filmes e telas e causar defeitos nas radiografias. Nickoloff, [50], demonstra que uma contaminação de 10 ml de fixador no revelador é suficiente para provocar uma variação mensurável no índice de sensibilidade. Contaminação de 50 ml provoca um acréscimo de cerca de 45% naquele índice.

A luz de segurança é de fundamental importância, pois, se inadequada, pode produzir um acréscimo na DO de B+F que prejudica o contraste. Além disso ela deve ser compatível com a sensibilidade do filme (verde ou azul). Dever ser realçado que o termo “luz de segurança” tem significado relativo, uma vez que os filmes têm alguma sensibilidade até mesmo para as cores que passam pelos filtros. Portanto, a intensidade de iluminação e o tempo de exposição do filme à luz devem ser reduzidos ao mínimo necessário. Os filtros devem ser instalados de tal forma que seja fácil sua identificação. Filtro inadequado pode ter sua camada de corante rachado (permitindo a passagem de luz branca). Esse efeito também pode ser causado por lâmpada de potência superior à recomendada, quando calor em excesso é gerado, além de aumentar desnecessariamente a intensidade.

Testes periódicos devem ser realizados com o intuito de se verificar as condições de vedação de luz no interior da câmara escura. Deve-se enfatizar que os filmes radiográficos são muito mais sensíveis à luz no intervalo de tempo entre a exposição e a revelação. Pequenas entradas de luz no interior da câmara podem aumentar significativamente o valor de B+F. Um

teste simples pode ser feito deixando-se por um certo tempo algum objeto opaco sobre um filme dentro da câmara. Após a revelação, se a imagem do objeto aparecer na radiografia, é conveniente inspecionar as vedações.

6 - 2 - O negatoscópio

Muitas das informações contidas na imagem radiográfica podem se perder se não forem observadas num negatoscópio adequado. A leitura do filme deve ser feita sob condições que forneçam boa visibilidade, sejam confortáveis e que diminuam o cansaço. A superfície do negatoscópio deve fornecer luz difusa de brilho uniforme. A sensibilidade do olho ao contraste é maior quando áreas adjacentes tenham aproximadamente o mesmo brilho que a área de interesse. Assim, para se notar detalhes em uma radiografia, é importante evitar reflexões de superfície, reduzindo o nível de luz ambiental a um nível aproximadamente igual ao que o olho percebe na radiografia. Os reflexos podem ser reduzidos instalando-se os negatoscópios longe de áreas claras e desligando-se as luzes de negatoscópios vizinhos, quando fora de utilização.

6 - 3 - Demais ações complementares num PGQ

a) Treinamento de técnicos em radiologia - É necessário reciclar periodicamente os conhecimentos dos técnicos. Essa reciclagem deve englobar não somente os dados anatômicos e as técnicas radiográficas usuais, mas também conhecimentos de proteção radiológica, de ética e de trato com os pacientes. Deve ser mostrado a eles a razão de ser de um PGQ, a importância dos técnicos nesse programa e sua atuação como principais agentes do sucesso de sua implantação.

b) Treinamento do pessoal administrativo - Os funcionários de um SR que lidam diretamente com o público devem ser periodicamente despertados para o seu papel de agentes formadores da imagem da instituição. Faz parte do conforto físico e psíquico do paciente ser bem atendido, desde a marcação do exame, ocasião em que ocorre o primeiro contato com o SR, até a entrega do laudo, etapa final. A pontualidade dos compromissos marcados com os pacientes deve ser uma busca constante do SR.

c) Interação com médicos solicitantes - Um dos problemas cruciais quando se pretende aplicar os princípios que norteiam um PGQ surge quando se analisa a relação entre o SR e o médico solicitante (não radiologista). Nesse sentido o parágrafo que se segue, extraído da ref. [41], é bastante ilustrativo.

“O médico solicitante deve ter em mente que o emprego de radiações ionizantes em medicina implica sempre num risco potencial, como acontece também em qualquer outro procedimento não radiológico. Por conseguinte, antes de solicitar um exame radiológico, o médico deve estar convencido de que o benefício potencial ao paciente deve exceder os possíveis riscos e que o exame solicitado é provavelmente o mais adequado. Nos encontros médicos e cursos de pós graduação deve-se estimular a apresentação dessas considerações e da filosofia na

qual se apoiam, de forma que o médico solicitante tenha consciência de suas próprias responsabilidades na proteção do paciente.”

Vê-se que esse é um problema que não pode deixar de ser atacado num PGQ. Há que se estimular a interação entre o SR e os médicos solicitantes, de modo a evitar exames desnecessários ou de pouco valor ao diagnóstico. A ref. [41] dedica todo um capítulo a esse tema.

d) Formação de um comitê de segurança radiológica - Um tal comitê tem a função de coordenar todas as ações técnicas ou administrativas no âmbito do SR, com vistas à implantação e ao gerenciamento de um PGQ. Sua atuação é importante pois demonstra a preocupação do SR com a segurança e qualidade dos serviços ali realizados. Esse comitê deve necessariamente ser composto por representante dos radiologistas, dos técnicos e do pessoal administrativo, bem como de um especialista em física radiológica. A direção do SR deve delegar a esse comitê poderes para criar regulamentos/procedimentos de modo a atingir os objetivos traçados. Uma atribuição importante é a interação com as empresas que prestam serviço de manutenção no SR (manutenção nos aparelhos de raios X, nas reveladoras, na limpeza, etc.). Deve-se cuidar também para que as instalações físicas do SR sejam adequadas aos objetivos de segurança, conforto e qualidade da imagem radiográfica.

7 - CONCLUSÃO

A TAB. 32 resume os resultados dos testes, de modo a tornar mais fácil a análise que se segue. A ordenação dos testes segue a seqüência na qual foram apresentados. Para maior clareza, os títulos dos testes estão relacionados na próxima página.

TABELA 32 - Resumo dos resultados dos testes aplicados às máquinas de raios X

| Teste | PHILIPS DR3-500 sala 1 | SIEMENS KLINOGRAPH 2B sala 6 | SIEMENS HELIOPHOS 4E sala 8 |
|-------|--|--|--|
| 1 | Diferenças observadas estão dentro dos limites de tolerância. Resultado satisfatório. | Diferenças observadas estão dentro dos limites de tolerância. Resultado satisfatório. | Diferenças observadas estão dentro dos limites de tolerância. Resultado satisfatório. |
| 2 | Desvio: 1,8° Resultado satisfatório. | Desvio < 0,2° Resultado satisfatório. | Desvio: 2,3° Resultado não satisfatório. |
| 3 | Presença de grãos em três chassis, corrigido. Resultado satisfatório. | Presença de grãos em oito chassis, corrigido. Resultado satisfatório. | Chassis da sala 6 foram testados juntos com os da sala 8. |
| 4 | Foco fino: 1,4 mm. Foco grosso: 2,0 mm. | Foco fino: 1,4 mm. Foco grosso: 2,0 mm. | Foco fino: não há. Foco grosso: 2,0 mm. |
| 5 | Grandes variações para tempo curtos. Faixa testada: 30 a 320 ms Resultado não satisfatório | Tempo indicado bem consistente com tempo medido. Faixa testada: 16 a 200 ms Resultado satisfatório | Grandes variações p/ tempos curtos, médios ou longos, tempos variam c/ corr. Faixa testada: 25 a 800 ms Resultado não satisfatório. |
| 6 | Grandes diferenças . Faixa testada: 52 a 102kV _p . Resultado não satisfatório. | Razoável concordância, conf. limites do fabricante. Faixa testada: 50 a 102kV _p . Resultado satisfatório. | Razoável concordância, conf. limites do fabricante. Faixa testada: 55 a 90kV _p . Resultado satisfatório. |
| 7 | Grandes variações; forte dependência c/ a corrente. Resultado não satisfatório. | Bastante consistente. Resultado satisfatório. | Grandes variações para corrente de 320 mA. Resultado não satisfatório. |
| 8 | Reciprocidade tempo x corrente não se verifica. Resultado não satisfatório. | Há reciprocidade entre corrente e tempo. Corrente de 625 mA apresenta problemas. Resultado satisfatório. | Grandes variações na reciprocidade para corrente de 320 mA. Resultado não satisfatório. |
| 9 | 1,4 mmAl para 60 kV 1,8 mmAl para 80 kV. | 1,9 mmAl para 50 kV; 2,7 mmAl para 70 kV; 3,4 mmAl para 90 kV. | 2,0 mmAl para 50 kV; 2,8 mmAl para 70 kV; 3,2 mmAl para 90 kV. |
| 10 | Filtração total = 1,5 mmAl Valor inadequado. | Filtração total = 3,3 mmAl Valor adequado. | Filtração total > 3,0 mmAl Valor adequado. |

Títulos dos testes

- 1 - Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação;
- 2 - Verificação da verticalidade do feixe;
- 3 - Verificação dos estados do chassis (cassetes) e contatos tela intensificadora-filme;
- 4 - Determinação dos tamanhos focais efetivos;
- 5 - Medidas dos tempos de irradiação;
- 3 - Medidas dos valores de tensão de pico;
- 7 - Determinação do rendimento;
- 8 - Verificação da Linearidade;
- 9 - Medida da camada semi redutora (CSR);
- 10 - Determinação da filtração total

A máquina PHILIPS DR3-500 necessita de uma completa revisão. Com exceção dos quatro primeiros testes, que embora importantes, são menos relevantes que os seis últimos, todos foram não satisfatórios. Isso implica que os parâmetros medidos apresentam valores fora dos limites recomendados. A máquina SIEMENS KLINOGRAPH 2B apresentou condição satisfatória para todos os testes; isso provavelmente é reflexo de sua pouca idade, cerca de 6 meses, e a conseqüente utilização de tecnologia mais moderna. A máquina SIEMENS HELIOPHOS 4E apresenta problemas no gerador, pois há forte dependência do tempo de exposição, do rendimento e da linearidade com a corrente no tubo. É necessário, pois, contactar o engenheiro responsável pela manutenção e solicitar a correção das anomalias verificadas. É importante ressaltar que mesmo os itens que apresentaram resultados satisfatórios podem ser melhorados ainda mais. Esse é o caso, por exemplo, do teste nº 1, cujos desvios apresentados podem ser literalmente “zerados”, bastando para isso um simples ajuste no espelho refletor, localizado dentro do sistema de colimação.

Os testes demonstraram que é necessário reparar e manter dentro dos padrões os diversos parâmetros medidos. A busca pela qualidade da imagem com menor custo ao hospital e menor dose ao paciente exige que estes problemas sejam sanados, principalmente a máquina PHILIPS, que sem dúvida gera imagens de baixa qualidade com grandes doses de radiação nos pacientes.

A sensitometria demonstra a necessidade de um controle mais rígido das reveladoras. A temperatura do revelador, por ter uma faixa de variação mais estreita, exige maior atenção. É recomendável, embora a situação financeira certamente não o permita, que pelo menos uma das reveladoras (a da ala A, mais usada) tivesse seu uso restrito apenas aos filmes de dupla emulsão, excluindo-se, portanto, os filmes de CT, mamografia e medicina nuclear.

A análise dos filmes rejeitados demonstra que é possível obter-se maior uniformidade no escurecimento e contraste dos filmes. Como foi visto no Cap. 4, filmes muito claros ou muito escuros formam a maioria da população de filmes imprestáveis ao diagnóstico. As ações corretivas nas máquinas de raios X, nas reveladoras e treinamento de pessoal são atitudes que, sem dúvida, terão como consequência a redução do índice de rejeição (que já é muito baixo), a redução na dose nos pacientes e a melhoria da qualidade das imagens.

A aplicação de critérios de visualização de detalhes anatômicos a um grupo de exames mostra que, não obstante as falhas já detectadas, a qualidade da imagem produzida no SR/HC é boa. Com a aplicação de um PGQ ela pode melhorar ainda mais, aumentando o número de filmes próximos da qualidade ótima.

ANEXO A

RELAÇÃO ENTRE TAMANHO DO FOCO, MAGNIFICAÇÃO DA IMAGEM E FREQUÊNCIA ESPACIAL DE UM OBJETO TESTE Baseado em Morgan [52] e Coltman [53]

Seja um objeto teste constituído por um grupo de fendas que, quando radiografado, gere no filme imagens cujas densidades ópticas (DO's) oscilem entre valores máximos e mínimos, correspondendo às imagens das fendas e dos espaços entre elas respectivamente. Assim, as DO's exibem uma periodicidade que pode ser caracterizada pelo número de ciclos ou linhas por unidade de comprimento. Essa característica recebe o nome de frequência espacial.

Quando as fendas são grossas, o filme usualmente registra bem suas imagens, resultando num bom contraste entre as imagens das fendas e dos espaços entre elas. Essa situação corresponde a uma frequência espacial pequena. Quando a frequência espacial aumenta, ou seja, a sucessão espaço/fenda vai se tornando mais e mais concentrada, a diferença de DO vai diminuindo até chegar numa situação na qual ela vale zero, o que significa que não há mais contraste. Isso implica que já não se distingue mais, no filme, as imagens das fendas e do espaço entre elas.

A razão entre o contraste, para uma dada frequência espacial, e o contraste máximo observado em qualquer outra frequência é uma medida da resposta do filme em relação ao objeto teste que contém as fendas. Quando estas razões são plotadas em função da frequência espacial, tem-se uma relação entre a resposta do filme e a frequência espacial do objeto teste. A esta relação dá-se o nome de função de transferência de modulação, abreviadamente FTM.

A FIG. A-1 ilustra uma função desse tipo

Resposta (%)

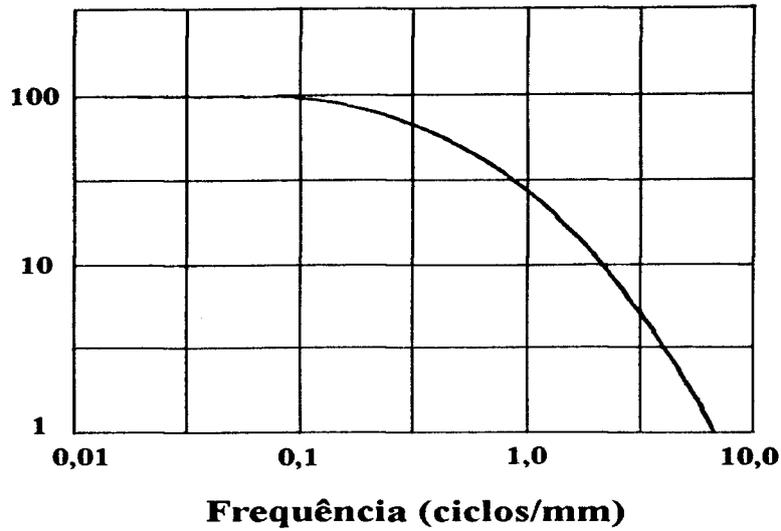
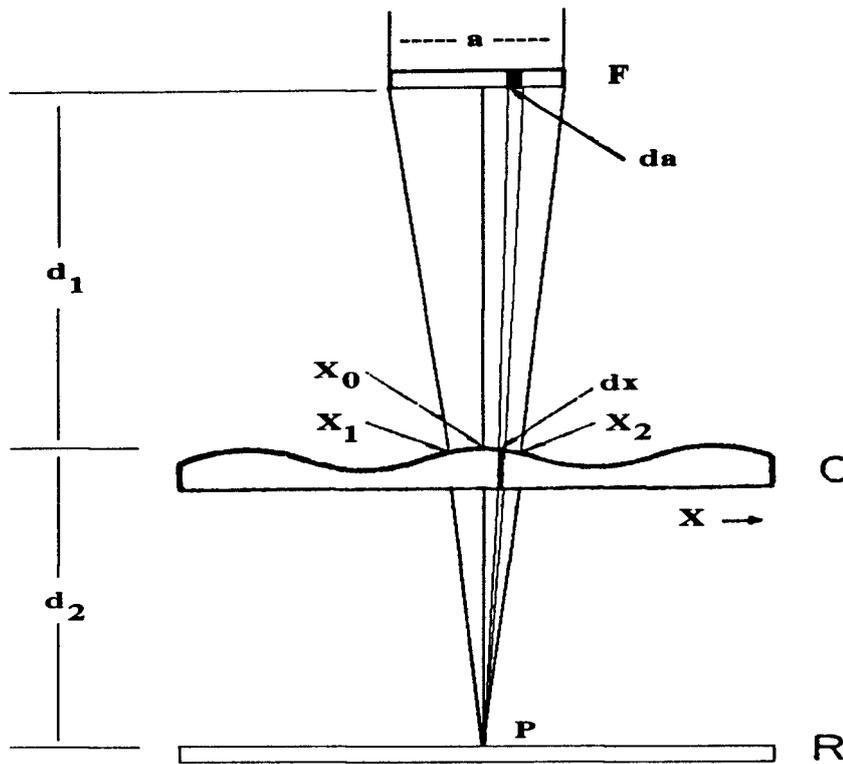


FIGURA A-1 - FTM para um sistema típico de tela fluoroscópica [52]

De uma maneira geral a FTM deveria ser medida usando-se um objeto teste cuja imagem gerasse DO's que variassem de forma senoidal entre seus valores máximo e mínimo. A construção de tal objeto é de difícil execução e, portanto, opta-se pelos objetos teste constituídos por grupos de espaços/fendas, tal como o mostrado na FIG. 11, item 2-3-4 dessa dissertação. Assim, a imagem gerada tem perfil de onda quadrada e não senoidal. A diferença entre as FTM's obtidas de objeto teste que gera imagens de perfil quadrado e objeto teste que gera imagens de perfil senoidal não é grande, como se pode ver pela FIG. A-3 e equação 17 adiante.

Deduz-se a seguir uma expressão para a FTM de um objeto teste como o mostrado na FIG. A-2, ou seja, com perfil de onda senoidal.



- a = tamanho focal
- da = elemento de tamanho focal
- F = tubo de raios X
- O = objeto teste
- d₁ = distância foco-objeto
- d₂ = distância objeto-filme
- R = filme radiográfico

FIGURA A-2 - Arranjo radiográfico para a determinação da FTM

A transmissão dos raios X através do objeto "O" é governada pela seguinte relação:

$$T = T_0 (1 - \text{sen}^2 \pi f_0 x) + T_1 \quad (1)$$

onde T = transmissão

T₀ e T₁ são constantes tais que $2T_0 + T_1 \leq 1$

f₀ é a frequência espacial do objeto teste

x é a coordenada do ponto do objeto teste onde T é medida

A intensidade (G) da radiação que chega em P é proporcional à transmissão. A constante de proporcionalidade (G_a na equação abaixo) é o valor da intensidade que chegaria a P caso não houvesse nenhum objeto interposto entre o foco e o filme

$$G = G_a T \quad (2)$$

O acréscimo infinitesimal “dG” devido ao acréscimo de um elemento de tamanho focal “da” é, portanto,

$$dG = G_a T da \quad (3)$$

Da FIG. A-2 deduz-se que

$$da = [(d_1 + d_2)/d_2] dx \quad (4)$$

Substituindo as equações (1) e (4) em (3) obtém-se:

$$dG = G_a [(d_1 + d_2)/d_2] \cdot [T_0(1 - \text{sen}2\pi f_0 x) + T_1] dx \quad (5)$$

Integrando esta equação sobre o intervalo x_1 até x_2 obtém-se a intensidade de radiação que chega em P devido à toda a extensão do foco. O resultado é:

$$G = [G_a T_0 / 2\pi f_0] \cdot [(d_1 + d_2)/d_2] \cdot (\cos 2\pi f_0 x_1 - \cos 2\pi f_0 x_2) + G_a \cdot [(d_1 + d_2)/d_2] \cdot (T_0 + T_1) \cdot (x_2 - x_1) \quad (6)$$

Voltando uma vez mais à FIG. A-2, pode-se obter as seguintes relações:

$$(d_1 + d_2)/d_2 = a/(x_2 - x_1) \quad (7)$$

$$x_1 + x_2 = 2 x_0 \quad (8)$$

x_0 é o ponto do objeto teste atravessado pela reta que une o ponto central do foco ao ponto P no filme. Examinando os termos trigonométricos da equação (6), nota-se que:

$$\cos 2\pi f_0 x_1 - \cos 2\pi f_0 x_2 = 2 \text{sen } \pi f_0 (x_1 + x_2) \cdot \text{sen } \pi f_0 (x_2 - x_1) \quad (9)$$

Levando as equações (7), (8) e (9) em (6) obtém-se:

$$G = [G_a T_0 a / \pi f_0 (x_2 - x_1)] \cdot \text{sen} 2\pi f_0 x_0 \cdot \text{sen} \pi f_0 (x_2 - x_1) + G_a a (T_0 + T_1) \quad (10)$$

Nota-se que a intensidade da radiação que chega no filme varia senoidalmente de ponto para ponto.

Os valores máximo e mínimo de G são, respectivamente:

$$G_a a (T_0 + T_1) + [G_a T_0 a / \pi f_0 (x_2 - x_1)] \cdot \text{sen} \pi f_0 (x_2 - x_1) \quad (11)$$

$$G_a a (T_0 + T_1) - [G_a T_0 a / \pi f_0 (x_2 - x_1)] \cdot \text{sen} \pi f_0 (x_2 - x_1) \quad (12)$$

O contraste obtido no filme, para as situações de intensidade máxima e mínima de radiação é deduzido através de simples subtração entre as equações (11) e (12):

$$C = [2G_a T_0 a / \pi f_0 (x_2 - x_1)] \cdot \text{sen} \pi f_0 (x_2 - x_1) \quad (13)$$

A equação (13) mostra que o contraste é função da frequência espacial do objeto teste. Vê-se que quando a frequência tende para zero (fendas grossas), o contraste tende para seu valor máximo, que é dado por:

$$C_m = 2G_a T_0 a \quad (14)$$

A razão entre as equações (13) e (14) é, conforme o terceiro parágrafo deste anexo, a FTM de um sistema radiográfico de tamanho focal "a", como o mostrado na FIG. A-2. Nota-se que a FTM é função da frequência espacial. Na equação a seguir usa-se a simbologia S(f) para a FTM de objeto teste senoidal e generaliza-se a notação, substituindo f_0 por f.

$$S(f) = [\text{sen} \pi f (x_2 - x_1)] / \pi f (x_2 - x_1) = (\text{sen } \theta) / \theta \quad (15)$$

Usando a relação (7) tem-se:

$$S(f) = [\text{sen} \pi f a d_2 / (d_1 + d_2)] / \pi f a d_2 / (d_1 + d_2) \quad (16)$$

A equação (16) foi obtida para o caso ideal de objeto teste construído de forma senoidal. Para um objeto teste consistindo de grupos de fendas, a imagem gerada tem perfil de onda quadrada. Coltmam [53] mostrou que a FTM para o caso de perfil de onda quadrada pode ser escrita em termos da FTM para o caso senoidal:

$$Q(f) = 4/\pi [S(f) - S(3f)/3 + S(5f)/5 - S(7f)/7 + S(9f)/9 - \dots] \quad (17)$$

A FIG. A-3 mostra graficamente o comportamento das duas funções representadas pelas equações (16) e (17).

Fator de resposta

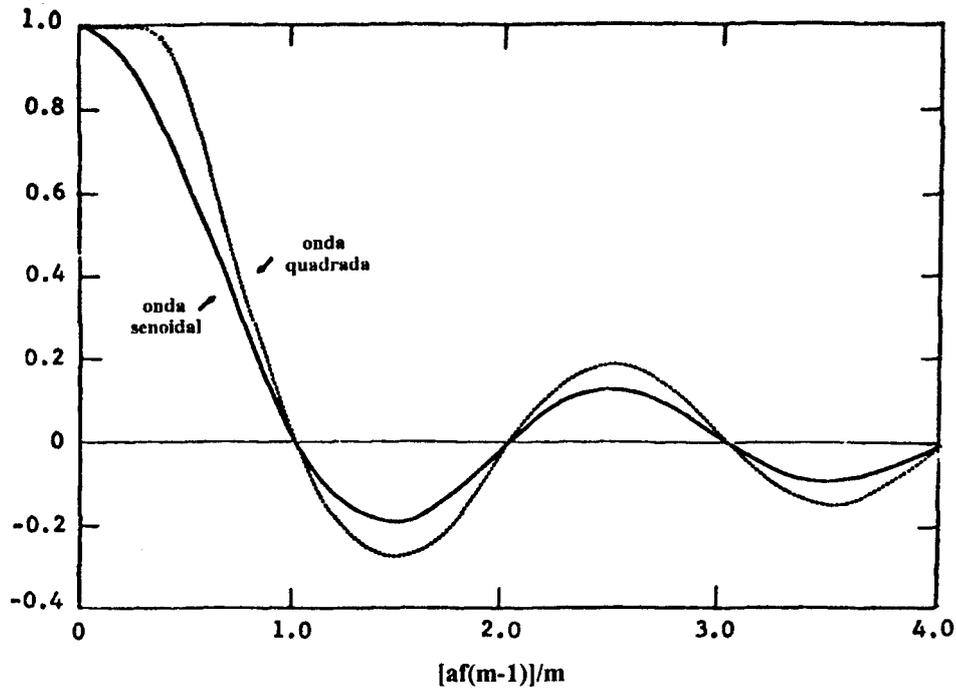


FIGURA A-3 - Representação das FTM para formas de onda quadrada e senoidal [52]

O eixo horizontal do gráfico representa, a menos do número π , o argumento da função seno. Assim, sempre que o valor da expressão representada naquele eixo for um número inteiro, as funções $S(f)$ e $Q(f)$ serão nulas.

Lembrando que a magnificação da imagem radiográfica é dada pela relação

$$m = (d_1 + d_2) / d_1 \quad (18)$$

pode-se escrever uma expressão para o argumento da função seno (a menos do número π) em função da magnificação da imagem radiográfica:

$$afd_2 / (d_1 + d_2) = af(m - 1) / m \quad (19)$$

Para que as funções $S(f)$ e $Q(f)$ se anulem, o que significa que não há contraste na imagem do grupo de fendas, a igualdade (19) deve ter o valor 1, 2, 3, Então:

$$af(m - 1) / m = 1 \quad (20)$$

ou

$$a = m/f(m - 1) \quad (21)$$

A expressão (21) é a utilizada para a construção da TAB. 4 no texto principal.

Com este estudo justifica-se a regra utilizada para a determinação do tamanho focal, qual seja, deve-se determinar aquele par de grupo de fendas cuja imagem já não pode mais ser resolvida. (Veja parágrafo imediatamente após a TAB. 4). Esse grupo de fendas tem frequência espacial tal que torna igual a 1 a expressão (21).

O fenômeno da resolução espúria, citado no 4º parágrafo da pág. 25, pode agora ser entendido com base na FIG. A-3. O valor zero da FTM corresponde à situação de ausência de contraste entre as imagens da fenda e do espaço opaco entre elas; a parte negativa da FTM corresponde à situação de inversão da imagem fenda/espaço do objeto teste. O processo vai se alternando indefinidamente.

ANEXO B

APRESENTAÇÃO DAS DIVERGÊNCIAS ENTRE DIVERSAS PUBLICAÇÕES A RESPEITO DO TAMANHO FOCAL

Apresenta-se as tabelas que relacionam a frequência espacial com o tamanho do foco para uma dada magnificação e as respectivas publicações.

TABELA B.1 - Valores da maior dimensão do foco, segundo [20], [28] e [25]
Magnificação = 4/3

| Frequência espacial (linhas/mm) | Maior dimensão do foco (mm) | | |
|---------------------------------|-----------------------------|-----------|------------|
| | Ref. [20] | Ref. [28] | Ref. [25]* |
| 0,84 | 2,4 | 4,3 | 4,8 |
| 1,00 | 2,0 | 3,7 | 4,0 |
| 1,19 | 1,7 | 3,1 | 3,4 |
| 1,41 | 1,4 | 2,6 | 2,8 |
| 1,68 | 1,2 | 2,2 | 2,4 |
| 2,00 | 1,0 | 1,8 | 2,0 |
| 2,38 | 0,8 | 1,5 | 1,6 |
| 2,83 | 0,7 | 1,3 | 1,4 |
| 3,36 | 0,6 | 1,1 | 1,2 |
| 4,00 | 0,5 | 0,9 | 1,0 |
| 4,76 | 0,4 | 0,8 | 0,8 |
| 5,66 | 0,3 | 0,7 | - |

* - A ref. [25] não apresenta a tabela; ela apresenta uma equação e um gráfico (FIG. 10 e equação que a segue, no texto principal). A tabela associada à ref. [25] foi montada para uso nos testes (TAB. 4 no texto principal).

A TAB. B.2 mostra os dados de Lamel [49]. Como esse autor usa outros valores da frequência espacial, a tabela apresentada está separada das demais.

TABELA B.2 - Valores da maior dimensão do foco, segundo Lamel [49]
Magnificação = 4/3

| Frequência espacial (linhas/mm) | Maior dimensão do foco (mm) | Frequência espacial (linhas/mm) | Maior dimensão do foco (mm) |
|---------------------------------|-----------------------------|---------------------------------|-----------------------------|
| 0,6 | < 2,0 | 1,7 | < 1,3 |
| 0,7 | < 2,0 | 2,0 | < 1,0 |
| 0,85 | < 2,0 | 2,5 | < 0,8 |
| 1,0 | < 2,0 | 2,8 | < 0,6 |
| 1,15 | < 1,8 | 3,35 | < 0,5 |
| 1,4 | < 1,5 | - | - |

Para fins de comparação mostra-se a diferença percentual entre os valores apresentados na TAB. B.1

TABELA B.3 - Diferença percentual entre os valores da TAB. B.1

| Frequência espacial (linhas/mm) | Entre [20] e [28] (%) | Entre [20] e [25] (%) | Entre [28] e [25] (%) |
|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 0,84 | +79 | +100 | +12 |
| 1,00 | +85 | +100 | +8 |
| 1,19 | +82 | +100 | +10 |
| 1,41 | +86 | +100 | +8 |
| 1,68 | +83 | +100 | +9 |
| 2,00 | +80 | +100 | +11 |
| 2,38 | +87 | +100 | +7 |
| 2,83 | +86 | +100 | +8 |
| 3,36 | +83 | +100 | +9 |
| 4,00 | +80 | +100 | +11 |
| 4,76 | +100 | +100 | 0 |
| 5,66 | +133 | - | - |

Se se ignora o símbolo lógico “menor que” na TAB. B.2, é possível comparar alguns de seus dados com os dados dos outros três autores. Por exemplo, as frequências espaciais de 1 linha/mm e 2 linhas/mm estão presentes nas quatro tabelas; outras, como 0,85 , 1,4 , 1,7 e 3,35 são semelhantes às frequências de 0,84 , 1,41 , 1,68 e 3,36 respectivamente. A TAB. B.4 apresenta a diferença entre as quatro publicações, para as frequências espaciais que são comuns a todas elas.

TABELA B.4 - Diferença percentual entre os valores de tamanho focal

| Frequência espacial (lin./mm) | Entre [20] e [28] (%) | Entre [20] e [25] (%) | Entre [20] e [49] (%) | Entre [28] e [25] (%) | Entre [28] e [49] (%) | Entre [25] e [49] (%) |
|----------------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 0,84 | +79 | +100 | -17 | +12 | -47 | -58 |
| 1,0 | +85 | +100 | 0 | +8 | -54 | -50 |
| 1,41 | +86 | +100 | +7 | +8 | -58 | -46 |
| 1,68 | +83 | +100 | +8 | +9 | -59 | -46 |
| 2,0 | +80 | +100 | 0 | +11 | -56 | -50 |
| 3,36 | +83 | +100 | -17 | +9 | -45 | -58 |

Nota-se que a ref. [49] apresenta valores de tamanho do foco mais próximos daqueles apresentados pela ref. [20]. Já os valores apresentados pela ref. [28] e os obtidos da ref. [25] aproximam-se mais uns dos outros. Os dois últimos diferem muito dos dois primeiros.

Como todos os valores são oriundos de uma mesma teoria matemática, parcialmente mostrada no ANEXO A, não se conseguiu descobrir a razão para as diferenças observadas.

ANEXO C

A REVELADORA AUTOMÁTICA E OS PROCESSOS QUÍMICOS E FÍSICOS DA REVELAÇÃO

Uma questão fundamental para a qualidade da imagem radiográfica é a revelação dos filmes. As fórmulas químicas dos banhos usados, a maneira como esses banhos são misturados e reforçados, suas temperaturas, o grau de agitação, o tempo de imersão do filme e as condições de lavagem e secagem interferem na qualidade da imagem. As condições de revelação, portanto, têm papel primordial num PGQ.

A máquina reveladora automática é a mais comum em utilização nos SR's. Descreve-se seus principais componentes e respectivas funções. Tudo o que se segue neste item é baseado em [45].

a) Sistema de transporte

Transporta o filme por entre os tanques de revelação, de fixação, de lavagem e para a seção de secagem. Em cada uma dessas passagens o filme deve transitar durante um tempo exato, predefinido. No último ciclo o filme é liberado seco, pronto para ser examinado. Esse sistema é constituído por rolos que cumprem a função de guiar o filme ao mesmo tempo que agitam uniformemente os banhos na superfície do mesmo, contribuindo para a uniformidade do processo. Outra função igualmente importante é desempenhada pelos últimos rolos de cada seção: eles espremem o filme, removendo agentes químicos e impedindo que contaminem o próximo banho. Isso prolonga a vida do fixador e aumenta a eficiência da lavagem e da secagem.

b) Sistema de água

Tem duas funções: lavar os filmes e ajudar a estabilizar a temperatura dos banhos de revelação e fixação.

c) Sistema de recirculação

A recirculação das soluções do revelador e fixador desempenha a função de misturar uniformemente as soluções e seu respectivo reforço, ajudando a manter adequadas a temperatura e a atividade química. Também proporciona agitação e constante contato das soluções com o filme.

A solução de revelação, bombeada desde os tanques de revelação, passa por dispositivos reguladores de temperatura e depois retorna sob pressão aos tanques para ser recirculada. A pressão força as soluções para cima e para baixo, para dentro e em volta dos conjuntos do sistema de transporte. A recirculação da solução do fixador é semelhante à do revelador, com a diferença de que a temperatura do fixador pode ser controlada pela temperatura do revelador, em vez de um outro regulador separado.

d) Sistema de reforço

O adequado reforço das soluções de revelador e fixador é extremamente importante tanto para a revelação automática quanto para a manual. Sem o reforço a atividade química da solução de revelação diminuiria com o uso. O reforço exato é essencial para a revelação adequada do filme e para prolongar a vida da solução de revelação. Além disso, em uma processadora automática, se as soluções não forem devidamente reforçadas, o filme pode não secar e nem ser transportado corretamente.

Geralmente, quando um filme é colocado na processadora, as bombas são ativadas para levar o reforço desde os tanques de armazenagem até os tanques de processamento. A quantidade de reforço adicionado está relacionada com o tamanho e a exposição do filme. O reforço é misturado nas soluções da processadora através de bombas de recirculação. O excesso das soluções flui sobre uma barragem na parte superior dos recipientes para o dreno.

As quantidades de reforço devem ser corretamente ajustadas e verificadas periodicamente. As conseqüências do excesso ou falta de reforço nos banhos são:

No revelador - O reforço excessivo do revelador pode resultar em baixo contraste e menor densidade máxima; o reforço insuficiente resulta em ganho de velocidade e contraste, mas muita escassez resulta em perda dos dois. O reforço severamente escasso do revelador pode causar não somente a perda da densidade e do contraste, mas também pode fazer com que o filme não seja transportado e se detenha em qualquer ponto do sistema de transporte.

No fixador - O reforço excessivo do fixador não afeta seu bom funcionamento, mas é um desperdício. Por outro lado, o reforço insuficiente resulta em fixação deficiente, endurecimento insuficiente, lavagem e secagem inadequadas e possivelmente detenção do filme no bastidor do fixador ou em qualquer ponto subsequente. A fixação deficiente pode também causar manchas ou falta de estabilidade da imagem.

A quantidade de reforço necessário para manter a atividade adequada da solução depende da quantidade de haleto de prata convertida em prata metálica. Assim, as quantidades de agentes de revelação e fixação consumidas estão relacionadas com a área e com o nível de exposição do filme revelado. Quanto maior a área o nível de exposição, maior quantidade de agente de revelação é consumida e maior quantidade de reforço do revelador é necessária para se manter a atividade adequada. Se a área aumenta e a exposição diminui, maior quantidade de agente fixador

é utilizada para dissolver o haleto de prata não exposto, o que exige maior quantidade de reforço no fixador.

Normalmente o fabricante das substâncias químicas de revelação ou da processadora fornece recomendações para as proporções de reforço, baseado no formato dos filmes e no ritmo de uso (quantidade de filmes por 24 horas de uso da reveladora). Para isso supõe-se que haja um nível de densidade média entre os diversos exames efetuados. Entretanto, em alguns casos, uma processadora pode ser usada exclusivamente para um determinado exame, o que exige uma reconsideração das recomendações normais. Por exemplo, no caso de medicina nuclear ou da tomografia computadorizada, onde imagens pequenas são limitadas por grandes áreas do filme não expostas. Ou ainda se o ritmo de uso de tais processadoras for tão baixo que resulte em mudanças na atividade da solução durante os longos períodos sem revelação alguma. Em tal situação deve-se ajustar as recomendações de reforço normal e pode ser preferível utilizar um procedimento de reforço a intervalos regulares.

As soluções de reforço podem se deteriorar se forem armazenadas em temperaturas bastante altas ou por um longo período de tempo, ou ainda se forem constantemente expostas ao ar. Portanto, o reforço deve ser armazenado em local que não exceda as temperaturas recomendadas. A quantidade de reforço preparada deve ser usada dentro dos limites de tempo estabelecidos pelo fabricante. Os tanques de reforço devem ser cobertos para retardar a oxidação produzida pelo ar e para evitar a contaminação das soluções.

e) Sistema de secagem

A rápida secagem da radiografia revelada depende do adequado condicionamento do filme nas soluções de revelação, da remoção eficiente da umidade da superfície pelos rolos espremedores e do bom fornecimento do ar morno que atinge ambas as superfícies da radiografia.

O ar quente é fornecido à seção do secador através de um compressor. A maior parte do ar quente é recirculado, o restante é exaurido para evitar a acumulação de umidade no secador. Ar novo é aspirado para dentro do sistema para substituição. A temperatura do secador deve ser a mais baixa possível, consistente com a boa secagem e não deve exceder a temperatura recomendada.

f) Química da revelação automática

A revelação automática não é simplesmente a mecanização da revelação manual, mas sim um processo que depende da relação entre a mecânica, as substâncias químicas e o filme. Para responder às necessidades e condições específicas das revelação automática foram desenvolvidas substâncias químicas especiais. Isso foi necessário por diversas razões. Com a finalidade de compreender melhor os processos químicos que ocorrem na revelação automática, apresenta-se a seguir, de uma forma bastante resumida, as principais alterações que ocorrem num filme radiográfico no decorrer de um processo de revelação manual.

Na revelação manual, quando um filme radiográfico é imerso na solução do revelador, os grãos de haleto de prata são convertidos em prata metálica e ao mesmo tempo a camada da emulsão do filme se dilata, se amacia e se torna pegajosa. A solução do fixador remove os grãos de haleto não revelados, contrai e endurece a camada da emulsão; a lavagem retira os últimos traços das substâncias de revelação, a secagem faz com que a emulsão se contraia ainda mais e perca toda a sua pegajosidade. Desta forma a emulsão varia em espessura e em pegajosidade enquanto o filme é transportado de uma etapa para outra na revelação. Na revelação manual estas variações não são importantes porque os filmes são tratados independentemente e não entram em contato com outros filmes ou outras superfícies.

A revelação automática impõe requisitos bem diferentes para as substâncias químicas. Além de revelar e fixar a imagem rapidamente, as substâncias químicas de revelação devem evitar a excessiva dilatação, resvalamento ou pegajosidade da emulsão e devem permitir que o filme seja lavado e secado rapidamente.

Em processadoras automáticas, se um filme se torna escorregadio, ele pode atrasar-se no sistema de transporte de modo que os filmes que o seguem podem alcançá-lo e sobrepor-se a ele. Pode ainda tornar-se tão pegajoso que fica grudado ou até mesmo enrolado num dos rolos. Se a emulsão se tornar muito macia, ela pode ser danificada pelos rolos. A melhor maneira de se controlar a variação das propriedades físicas do filme é através de substâncias químicas especiais.

As substâncias químicas usadas na revelação manual não podem controlar as propriedades físicas da emulsão dentro das margens de tolerância requeridas pela revelação automática. Assim, formulam-se substâncias químicas com um agente endurecedor no revelador e no fixador, para manter a espessura e a variação de pegajosidade dentro dos limites necessários para um bom transporte. Mas isso não é suficiente. A revelação deve ainda ser rápida.

Pode-se reduzir o tempo de revelação se a solução for morna. Uma solução de revelador-endurecedor revela a imagem latente com maior rapidez se ela for mantida na temperatura adequada. O revelador-endurecedor é cuidadoso e quimicamente balanceado, de modo a permitir que a revelação se realize no tempo exato para o endurecedor agir e endurecer a emulsão. Para se manter esse balanço, a solução do revelador deve ser reforçada na proporção recomendada.

Uma vez que a fixação, lavagem, secagem e conservação do filme estão relacionados com a atividade do agente de fixação, é necessário contar com um fixador eficiente. Para se remover rapidamente os grãos de haleto de prata não revelados da emulsão, usa-se um composto químico. Por sua vez, o fixador é removido prontamente da emulsão, de maneira que a lavagem adequada da radiografia requer somente alguns segundos. Um agente endurecedor adicionado à solução do fixador trabalha para condicionar o filme para a lavagem rápida e secagem, sem o perigo de danos físicos à emulsão. Assim, tanto para o revelador quanto para o fixador, é essencial que as soluções sejam devidamente formuladas e cuidadosamente preparadas.

A vida das soluções de revelação é afetada pelo ritmo de consumo e pelas condições de armazenagem, tais como temperatura e exposição ao ar. Geralmente a vida das soluções é maior

nas reveladoras automáticas que processam grande quantidade de filme diariamente. Nessas condições as soluções podem ser usadas até por três meses ou para revelação de até cinquenta mil filmes de variados tamanhos, quando então os tanques devem ser esvaziados, limpos e enchidos com novas soluções. Para garantir bons resultados, deve-se seguir as recomendações do fabricante para a troca de soluções baseada no ritmo de uso.

Referências bibliográficas

- [1] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Bethesda, MD: 1988. (NCRP 99).
- [2] Dr. Sérgio Ribeiro de Andrade/ Dr. Renato Macedo Rosa. Serviço de Radiologia da Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte. Comunicação pessoal.
- [3] ARDRAN, G. M., CROOKS, H. E. Checking diagnostic X-ray beam quality. Br. J. Radiology, v. 41, p. 193-198, Mai 1968.
- [4] WORKSHOP ON QUALITY CONTROL AND RADIATION PROTECTION OF THE PATIENT IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY, Grado, 29 Sep - 1 Oct 1993. Proceedings... Kent, TN: Nuclear Technology Publishing, 1995. (Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.1-4, 1995).
- [5] GHILARDI NETO, T., CAMERON, J. R. Segurança de qualidade em radiodiagnóstico. São Paulo: USP, s. d.
- [6] CÔRTE, R. E. F. Implantação de um programa de controle de qualidade de imagens radiográficas em um hospital de grande porte. São Paulo: USP, s. d. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- [7] ARGUIRÓPULO, A. Y. Programa de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ, 1995. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1994
- [8] PESSI, A. et al. Standarts determination of examinations for each X-ray room in sector of diagnostic radiology in a hospital at Porto Alegre. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, 21-26 Aug 1994. Abstracts...Redcliffe Way, Bristol: IOP Publishing, 1994. p.337.
- [9] CARRIERI, F. C. D., DIMENSTEIN, R., FORNI, S. S. A proposition to quality assurance in mamography. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, 21-26 Aug 1994. Abstracts...Redcliffe Way, Bristol: IOP Publishing, 1994. p.326.
- [10] HOFF, G. X-rays waste film characterization. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, 21-26 Aug 1994. Abstracts...Redcliffe Way, Bristol: IOP Publishing, 1994. p.338.

- [11] DIMENSTEIN, R. et al. The importance of X-ray diagnostic quality control. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, 21-26 Aug 1994. Abstracts...Redcliffe Way, Bristol: IOP Publishing, 1994. p.336.
- [12] BACCELAR, A. et al. The cost of no quality in diagnostic radiology. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, 21-26 Aug 1994. Abstracts...Redcliffe Way, Bristol: IOP Publishing, 1994. p.327.
- [13] BARBIERI, D. X., STAEVIE, G. L., WAGNER, R. V. Influence of high values of base plus fog in the quality of radiological image. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, 21-26 Aug 1994. Abstracts...Redcliffe Way, Bristol: IOP Publishing, 1994. p.336.
- [14] UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION. Sources and effects of ionizing radiation. 1993 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. New York, 1993.
- [15] BURKHART, R. L. Quality assurance programs for diagnostic radiology facilities. Rockville, MD; Department of Health, Education and Welfare, Food and Drug Administration, 1980. (FDA-80-8110) (PB-80-183338).
- [16] ORGANIZACION PANAMERICANA DE LA SALUD. Garantia de la calidad en radiodiagnóstico. Washington, DC: 1984. (Publicacion Cientifica n° 469).
- [17] M.R.A. - INDÚSTRIA DE EQUIPAMENTOS ELETRÔNICOS LTDA. Controle de qualidade em imagem radiológica; produtos. Ribeirão Preto, 1990.
- [18] BURKHART, R. L. A basic quality assurance program for small diagnostic radiology facility. Rockville, MA: Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 1983. (FDA-83-8218) (PB-84-119098).
- [19] PEIXOTO, J. E. Curso de fiscalização em radiologia. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1993
- [20] GHILLARDI NETO, T., CAMERON, J. R. Garantia de qualidade em radiodiagnóstico. São Paulo: USP, 1979.
- [21] ROBINSON, A., GRIMSHAW, G. M. Measurement of the focal spot size of diagnostic X-rays tubes - a comparison of pinhole and resolution methods. British Journal of Radiology. v.48, p.572-580, 1975.
- [22] FRIEDMAN, P. J., GREENSPAN, R. H. Observations on magnification radiography. Radiology, v.92, p.549-557, Mar 1969.

- [23] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standart test method for measurement of focal spots of industrial X-ray tubes by pinhole imaging. In: 1993 ANNUAL BOOK OF ASTM STANDARTS. Philadelphia, PA, 1993. Sect.3, v.3.03, p.530-535.
- [24] TAKENAKA, E., KINOSHITA, K., NAKAJIMA, R. Modulation transfer function of the intensity distribution of the roentgen focal spot. Acta Radiologica. Therapy. v.7, p.263-272, Aug 1968
- [25] RAO, G. U. V. A new method to determine the focal spot size of X-ray tubes. American Journal of Roentgenology, v.111, n.3, p.628-633, Mar 1971.
- [26] WATERS, G. Focal spot size. British Journal of Radiology, v.49, p.477, May 1976.
- [27] Engº Sandro Carvalho de Moraes. VMI Indústria e Comércio Ltda. Comunicação pessoal.
- [28] RMI - RADIATION MEASUREMENTS, INC. Quality assurance handbook. Middleton, WI, s.d.
- [29] RADCAL CORPORATION. Instruction manual model 3036 dosimeter - ratemeter - timer. Monrovia, CA, 1988
- [30] STANTON, L., LIGHTFOOT, D. A., MANN, S. A penetrameter method for field kV calibration of diagnostic X-ray machines. Radiology, v.87, p.87-98, Jul 1966
- [31] JACOBSON, A. F. et al. Test cassette for measuring peak tube potential of diagnostic X-ray machines. Medical Physics, v.3, n.1, p.19-25, Jan/Feb. 1976.
- [32] JACKSON, W. Measurement of kilovoltage by the penetrameter - Theoretical aspects. Physics in Medicine and Biology, v.20, n.2, p.268-281, 1975
- [33] REEKIE, D., DAVISON, M. The effect of diagnostic X-ray tube waveforms on the performance of a film penetrameter. British Journal of Radiology, v.44, p.535-539, Jul 1971.
- [34] ARDRAN, G. M., CROOKS, H. E. Ardran/Crooks penetrameter cassette - necessity for re-calibration. British Journal of Radiology, v.49, p.477, May 1976.
- [35] BUSHBERG, J. T. et al. The essential physics of medical imaging. Baltimore, MA: Williams & Wilkins, 1994.
- [36] ARDRAN, G. M., CROOKS, H. E. The measurement of inherent filtration in diagnostic X-ray tubes and the effect of target angle on X-ray quality. British Journal of Radiology, v.45, p. 599-602, Aug 1972.

- [37] McCULLOUGH, E. C., CAMERON, J. R. Exposure rates from diagnostic X-ray units. British Journal of Radiology, v.43, p.488-451, Jul 1970.
- [38] KRAMERS, H. A. On the theory of X-ray absorption and of the continuous X-ray spectrum. The London, Edinburg, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science, v.46, p.836- , Nov. 1923.
- [39] TAYLOR, L. S., SINGER, G., STONEBURNER, C. F. A basis for the comparison of roentgen rays generated by voltages of different wave form. American Journal of Roentgenology, v.30, n.3, p. 368-379, Sep 1933.
- [40] GROSS, M. J., ATLEE, Z. J. Roentgen-ray output comparisons of therapy circuits and tubes. American Journal of Roentgenology, vol.30, n.2, p. 229-233, Aug 1933.
- [41] ORGANIZACION PANAMERICANA DE LA SALUD. Proteccion del paciente en radiodiagnostico. Washington, DC, 1987. (Cuaderno Técnico nº 3).
- [42] TROUT, E. D. et al. Analysis of the rejection rate of chest radiographs obtained during the Coal Mine "Black Lung" Program. Radiology, v. 109, p. 25-28, Oct 1973.
- [43] DIN - DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. Catalogue of diagnostic quality criteria, imaging criteria, and physical parameters of the imaging for X-ray examinations. In: _____. Guidelines for quality assurance in roentgen diagnostics. Köln: DIN, 1989. 34 p. p. 11 - 34.
- [44] MAZZAFERRO, R. J., BALTER, S. The incidence and causes of repeated radiographic examinations in a community hospital. Radiology, v.112, p. 71-72, Jul 1974.
- [45] EASTMAN KODAK COMPANY. Fundamentos de radiografía. s.l., 1980.
- [46] EASTMAN KODAK COMPANY. Procedimento de controle de processo para processadoras radiográficas. s.l., s.d.
- [47] FORSBERG, H. Sensitometric control of roentgen film processors. Acta Radiologica, v.28, n.3, p.339-343, 1987.
- [48] GOLDMAN, L. W. Radiographic film processing quality assurance: a self teaching workbook. Rockville, MD: Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 1981. (FDA-81-8146) (PB-81-163397).
- [49] LAMEL, D. A. The correlated lecture laboratory series in diagnostic radiological physics. Rockville, MD: Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 1981.

- [50] NICKOLOFF, E. L., LEO, F., REESE, R. T. A comparisson of five methods for monitoring the presicion of automated X-ray film processors. Radiology, v.129, p.509-514, Nov 1978.
- [51] Agenor Torres de Oliveira. Bel Médica do Brasil Ltda. Comunicação pessoal.
- [52] MORGAN, R. H. The frequency response function. A valuable means of expressing the informational recording capability of diagnostic X-ray systems. American Journal of Roentgenology, v.88, n.1, p. 175-186, Jul 1962.
- [53] COLTMAN, J. W. Specification of imaging properties by response to sine-wave input. J. Optic Soc. America, v.44, p.468-471, 1954