MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM PROCESSADOR ELETRÔNICO DE REGIMES RADIOLÓGICOS

por

Denis Xavier Barbieri

Dissertação para obtenção do Título de Mestre em Engenharia

Porto Alegre, Outubro de 1998

ESCOLA DE ENGENHARIA
BIBLIOTECA

DESENVOLVIMENTO DE UM PROCESSADOR ELETRÔNICO DE REGIMES RADIOLÓGICOS

por

Denis Xavier Barbieri
Engenheiro Eletricista

Dissertação submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Mestre em Engenharia.

Área de Concentração: Bioengenharia/PROMEC

Orientador: prof. Dr. Alwin Elbern

Aprovada por:

Prof. Dr. Milton A. Zaro

Prof. Dr. Volnei Borges

Prof.ª Dra. Elaine E. Streck

Prof. Dr. Paulo Schneider
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 20 de Outubro de 1998

DESENVOLVIMENTO DE UM PROCESSADOR ELETRÔNICO DE REGIMES RADIOLÓGICOS

RESUMO

A constatação do elevado índice de perdas dos serviços de radiologia, oriundas principalmente da falta de padronização dos sistemas de exposição, incentivou o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico para auxiliar o operador do equipamento de raios X na determinação dos parâmetros de exposição apropriados para cada tipo de exame.

Para se alcançar os objetivos propostos, analisou-se a contribuição das diversas variáveis envolvidas no processo de realização do exame radiográfico, abordando-se os conceitos fundamentais relacionados aos fenômenos das radiações ionizantes, com enfoque especial àqueles ligados a radiologia diagnóstica e a conseqüente formação da imagem. Ênfase especial foi dada ao estudo dos sistemas de exposição radiológica, os quais servem de base para a padronização de tabelas de exposição, núcleo em torno do qual gira o desenvolvimento do dispositivo eletrônico. Para o desenvolvimento do dispositivo foram considerados, além da avaliação dos principais sistemas de exposição radiológica existentes, a infra-estrutura, as características técnicas, os recursos humanos e o desempenho de dois serviços de radiologia de grande porte. O principal objetivo do uso de uma ferramenta de apoio na eleição dos parâmetros de exposição é contribuir para a melhoria da qualidade do processo de execução dos exames de raios X.

O dispositivo, denominado de *processador eletrônico de regimes radiológicos*, constitui-se basicamente em um banco de dados de regimes de exposição radiológica, indexados segundo as espessuras das regiões anatômicas do corpo humano normalmente submetidas a avaliações radiográficas. O aparelho fornece os parâmetros de alta-tensão, corrente e tempo para que o operador ajuste os controles do comando do gerador de raios X para a execução do exame.

O funcionamento do processador de regimes está centralizado no micro-controlador de 8 "bits" AT89C55, compatível com o 87C51FA da Intel. Os fatores de correção dos regimes radiológicos estão armazenados na memória interna do próprio controlador e as tabelas de exposição, em uma memória externa tipo E^2PROM. O regime desejado é acessado pelo operador através do teclado do dispositivo, sendo que os parâmetros de exposição são mostrados na tela de cristal líquido do aparelho. Também fazem parte do dispositivo um sistema ultra-sônico acessório para as medidas da distância foco/filme e da espessura da região a ser radiografada e ferramentas para alteração dos fatores de correção e atualização das tabelas de exposição.

A aplicação do dispositivo na rotina de uma instituição radiológica de grande porte conferiu maior segurança na definição do diagnóstico e uma redução de 40% no custo das perdas do serviço.

DEVELOPMENT OF AN ELECTRONIC PROCESSOR OF X RAY EXPOSURE PARAMETERS

ABSTRACT

The verification of high loss rates in many X ray departments, mainly due to the inexistence of exposure charts, guided the development of an electronic device intended to aid the X ray equipment operator in determining the appropriated exposure parameters indicated to each type of examination.

In this way, the contribution of all variables involved in the radiographic exam process were analyzed, and it was discussed the fundamental concepts related to X ray production and interaction with matter phenomena, with special attention to those related to diagnostic radiology and X ray image formation. Special emphasis was given to the study of radiographic exposure systems, which are the basis for the standardization of exposure charts, the nucleus for this electronic device development.

The device conception considers, in addition to the evaluation of the main exposure systems available in the market, the infra-structure, the technical characteristics, the staff and the performance of two local high throughput patient radiology departments. The main objective in using an exposure parameters setting tool is to contribute to the quality improvement of the X ray examination process.

The device, called *electronic processor of X ray exposure parameters*, is a radiographic exposure parameters data bank, organized according to the anatomic human body main parts which are usually submitted to radiographic examinations. It provides the high voltage, current and time parameters that the operator needs to set the X ray equipment controls to perform the examination.

The exposure parameters processor performance is based on 8 bits AT89C55 micro-controller, compatible with the Intel 87C51FA. The exposure parameters correction factors are stored into micro-controller internal memory and the exposure tables are stored into the external E^2PROM. The actual exposure parameters are accessed by the operator via the device keyboard and showed on the LCD display. The other device parts are the ultrasound system, intended to measure the source to image distance and the patient anatomic part thickness, and software tools, wich are for the correction factors modification and also for the exposure tables upgrades.

The use of this device in the normal routine of a high patient throughput X ray department had provided support for more precise diagnosis and an overall cost reduction of about 40%.

ÍNDICE

Página

1. Introdução 1
2. Formação da Imagem Radiológica 6
2.1. Considerações Iniciais 6
2.2. Geração e Principais Propriedades dos Raios X 6
2.3. Formação da Imagem e Interação dos Fótons com a Matéria 9
2.3.1. Efeito Fotoelétrico 10
2.3.2. Espalhamento Incoerente - Processo Compton 12
2.4. Produção da Radiografia 14
2.4.1. Filme Radiológico 14
2.4.2. Écran (Tela Intensificadora) 15
2.4.3. Formação da Imagem Latente 17
2.4.4. Curva Característica do Filme 18
2.4.5. Principais Características do Filme 21
2.5. Combinação Filme/Écran 21
2.6. Grades 23
2.7. Fatores Primários 25
2.7.1. Produto da Corrente pelo Tempo (Miliampère-segundo - mAs) 26
2.7.2. Alta-tensão (Quilovolts - kVp) 26
2.8. Distância 27
3. Sistemas de Exposição Radiológica 31
3.1. Introdução 31
3.2. Qualidade Radiográfica 31
3.3. Importância dos Sistemas de Exposição 34
3.4. Desenvolvimento e Seleção de Sistemas de Exposição 36
3.4.1. Sistema de Alta-tensão Fixa 37
3.4.2. Sistema de Alta-tensão Variável 39
3.4.3. Tabela de Exposição Siemens - Método por Pontos 41
3.4.4. Sistema de Pontos da Du Pont 44
3.4.5. Calculadora "Supertech" 47
3.4.6. Sistema Automático de Exposição 51

Página

3.4.7. Programação Anatômica 55
4. Desenvolvimento do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 58
4.1. Implantação das Tabelas de Exposição: Primeiro Passo para o Desenvolvimento do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 58
4.2. Requisitos Básicos do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 62
4.3. Programa de Funcionamento do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 64
4.3.1. Introdução 64
4.3.2. Descrição do Programa 65
4.3.3. Tabelas de Regimes 67
4.3.4. Medida da Distância Foco/Receptor de Imagem e da Espessura da Região Anatômica com Ultra-som 69
4.3.5. Ensaios Preliminares de Medida de Distância e Espessura com Ultra-som 72
4.3.6. Montagem do Transdutor de Ultra-som na Cúpula de Raios X; Subrotina de Medida de Distância e Espessura 74
4.3.7. Fatores de Correção Instituídos para a Adaptação do Processador Eletrônico de Regimes à Diferentes Instalações Radiológicas 77
4.3.8. Ferramentas para Atualização e Adaptação do Processador de Regimes Radiológicos 79
4.4. "Hardware" do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 80
4.4.1. Micro-controlador, Circuitos de Supervisão e de Comunicação 81
4.4.2. Módulo do Mostrador de Cristal Líquido 84
4.4.3. Módulo de Ultra-som Polaroid "6.500 Series" 85
5. Estudo de Caso 94
5.1. Considerações Iniciais 94
5.2. Perfil do Serviço de Radiologia Escolhido para Uso do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 97
5.3. Uso do Processador Eletrônico de Regimes na Rotina do Serviço de Radiologia 104
5.4. Avaliação do Sistema Ultra-sônico de Medida de Espessura do Paciente em Exames de Tórax 107
5.5. Avaliação do Uso do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos nos Exames de Tórax 111
6. Conclusões e Sugestões 113

Página

6.1. Sugestões 115

Referências Bibliográficas 117

Anexo I: Cartas de Exposição 119

Anexo II Fluxograma do Programa do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos 142

Anexo III Regiões Anatômicas 146

Anexo IV Princípio de Funcionamento do Sistema Ultra-sônico 6.500 151

LISTA DE SÍMBOLOS

a	Altura da grade	[mm]
Ag	Elemento químico prata	
b	Espaçamento entre as linhas da grade	[mm]
B	Luminosidade transmitida através do filme	[lux]
B_0	Luminosidade do negatoscópio	[lux]
Br	Elemento químico bromo	
d	Distância foco/filme	[cm]
D	Densidade óptica	
E	Energia	[J], [eV]
Es	Energia de ligação do elétron	[J], [eV]
GCF	Fator de conversão de grade	
h	Constante de Planck	[$6{,}63 \times 10^{-34}$ Js]
RS	Velocidade relativa do conjunto écran/filme	
X	Exposição	[R]
Z	Número atômico	
ϕ	Ângulo formado entre as direções de propagação do fóton incidente e a do elétron espalhado	
γ	Inclinação da região linear da curva característica do filme	
ν	Freqüência de oscilação da onda eletromagnética	[Hz]
θ	Ângulo formado entre as direções de propagação do fóton incidente e a do fóton espalhado	
τ	Coeficiente de atenuação linear do efeito fotoelétrico	[10^{-24} cm/átomo]

ÍNDICE DE FIGURAS

Página

Figura 2.1 Tubo de raios X de ânodo giratório 7
Figura 2.2 Principais interações dos elétrons com o ânodo 7
Figura 2.3 Espectro de um tubo de raios X diagnóstico excitado a diferentes tensões 8
Figura 2.4 Efeito da variação da corrente (mA) sobre o espectro de emissão de raios X 9
Figura 2.5 Componentes de um sistema de imagem radiológica 10
Figura 2.6 Transmissão de fótons monoenergéticos através do tecido mole 11
Figura 2.7 Variação dos coeficientes de atenuação linear do tecido mole e do osso, como função da energia 13
Figura 2.8 Secção reta de um filme de dupla emulsão 15
Figura 2.9 Secção reta de um écran radiográfico 16
Figura 2.10 Estrutura cristalina dos haletos de prata 18
Figura 2.11 Curva típica D log E 19
Figura 2.12 Curvas características de diferentes filmes radiológicos 20
Figura 2.13 Espectro de emissão do écran Agfa Curix Blue 200 HC e espectro de sensibilidade do filme Agfa Curix Blue HC-U 22
Figura 2.14 Espectro de emissão do écran Agfa Curi Ortho Regular e espectro de sensibilidade do filme Agfa Curix Ortho HT-U 22
Figura 2.15 Função da grade em absorver a radiação secundária 24
Figura 2.16 Formas de onda da alta-tensão 28
Figura 3.1 Régua para medida de região anatômica ("espessômetro") 38
Figura 3.2 Inserção de espessura na Carta A do sistema "Supertech" 48
Figura 3.3 Fatores de correção da Carta B do sistema "Supertech" 49
Figura 3.4 Carta C do sistema "Supertech", mostrando as possíveis combinações de parâmetro 50
Figura 3.5 Representação esquemática do funcionamento do sistema automático de exposição 51
Figura 3.6 Câmaras de medida de exposição 52
Figura 3.7 Pré-amplificador do sinal das câmaras de ionização 53
Figura 4.1 Diagrama em blocos da elaboração de uma carta de exposição 61

Página

Figura 4.2 Gráfico simplificado da relação entre exposição e espessura da região anatômica 62
Figura 4.3 Fluxograma simplificado do programa do processador de regimes 66
Figura 4.4 Fixação do dispositivo de ultra-som à cúpula ROT 350 (Philips) 75
Figura 4.5 Diagrama em blocos do mostrador DG-16080 84
Figura 4.6 Diagrama em bloco do sistema de ultra-som 86
Figura 4.7 Diagrama elétrico do sistema de ultra-som 87
Figura 4.8 Diagrama elétrico da unidade principal do processador eletrônico de regimes radiológicos 89
Figura 4.9 Diagrama elétrico da unidade de ultra-som 90
Figura 4.10 Caixa do processador eletrônico de regimes radiológicos 91
Figura 4.11 Instalação do processador eletrônico de regimes radiológicos junto à mesa de comando do aparelho de raios X 92
Figura 4.12 Uso do sistema de ultra-som durante exame em mesa "bucky" horizontal 92
Figura 4.13 Detalhe da fixação do sistema de ultra-som à cúpula de raios X 93
Figura 5.1 Gráfico das exposições relativas a tabela de regimes Du Pont para tórax 102
Figura 5.2 Gráfico das exposições registradas nos exames de tórax da sala 5 102
Figura 5.3 Gráfico das exposições relativas a tabela de regimes Du Pont para abdômen 103
Figura 5.4 Gráfico das exposições registradas nos exames de abdômen 104
Figura IV.1 Ciclos de eco singular e múltiplos 151
Figura IV.2 Lógica de controle de ganho 152
Figura IV.3 Resposta do ganho em função da freqüência 153
Figura IV.4 Gráficos da amplitude do sinal de transmissão e de recepção em função da freqüência e a distribuição dos lóbulos de transmissão 154

ÍNDICE DE TABELAS

Página

Tabela 2.1 Percentual de interação de fótons com tecidos moles para diferentes energias 13
Tabela 2.2 Fatores de conversão de grade 25
Tabela 2.3 Fatores de conversão para geradores 29
Tabela 3.1 Efeitos das principais propriedades sobre a qualidade da imagem radiográfica 32
Tabela 3.2 Fatores de influência da densidade e contraste 33
Tabela 3.3 Valores mais comuns de tensão para as principais regiões anatômicas 38
Tabela 4.1 Faixas de espessura média e a freqüência de ocorrência 70
Tabela 4.2 Medidas comparativas da distância foco-filme 73
Tabela 5.1- Indicadores de desempenho do serviço de radiologia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre 96
Tabela 5.2- Indicadores de desempenho do mês de março de 1998 do serviço de radiologia do Hospital São Lucas 99
Tabela 5.3- Carta experimental de alta-tensão fixa para tórax (AP)/(lateral) 106
Tabela 5.4- Medidas de espessuras de tórax (AP) 109
Tabela 5.5- Medidas de espessuras de tórax (lateral) 110
Tabela 5.6- Análise dos rejeitos nos exames de tórax 112
Tabela I.1 Carta de alta-tensão em função da espessura, desenvolvida pela Clínica Mayo 119
Tabela I.2 Carta de alta-tensão variável, desenvolvida pela Clínica Mayo 120
Tabela I.3 Carta de alta-tensão variável, desenvolvida pela Clínica Mayo 121
Tabela I.4 Razões de valores de "mAs" para regiões anatômicas 122
Tabelas I.5 Cartas radiográficas de tensão variável do Hospital de Clínicas de Porto Alegre 123
Tabela I.6 Valor de exposição normal em pontos 126
Tabela I.7 Correção de divergência da espessura normal 126
Tabela I.8 Valor dos fatores primários 127
Tabela I.9 Carta de Exposição Siemens 128
Tabela I.10 Carta de Exposição Siemens 129

Página

Tabela I.11 Carta básica de exposições para geradores Siemens de 12 pulsos e à conversor 130
Tabela I.12 Carta básica de exposições para geradores Siemens de 12 pulsos e à conversor 131
Tabela I.13 Carta de exposição para geradores CP da Philips 132
Tabela I.14 Carta de exposição Du Pont para coluna cervical 133
Tabela I.15 Carta de exposição Du Pont para coluna cervical 133
Tabelas de Pontos da Du Pont 134

1 INTRODUÇÃO

Não é por acaso que a Portaria n.º 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, publicada no Diário Oficial de dois de junho de 1998, preconiza que os serviços de radiodiagnóstico médico devem estabelecer e manter tabelas de exposição junto aos comandos dos equipamentos de raios X.

A referida portaria considera que "as exposições radiológicas para fins de saúde constituem a principal fonte de exposição da população a fontes artificiais de radiação ionizante" e que o Ministério da Saúde tem a responsabilidade de zelar pela "garantia da qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população". Estabelece, ainda, que há a "necessidade de padronizar, a nível nacional, os requisitos de proteção radiológica para o funcionamento dos estabelecimentos que operam com raios X". No item relativo aos requisitos de organização, a portaria estabelece que todo o serviço deve possuir um titular, denominado de responsável técnico (RT), que responde pelos procedimentos radiológicos desenvolvidos no âmbito do serviço. Consta na mesma portaria que ao responsável técnico compete a responsabilidade de "elaborar e revisar as tabelas de exposição (técnicas de exame) para cada equipamento de raios X do serviço, com o apoio do supervisor de proteção radiológica".

No capítulo 4, onde são tratados os requisitos específicos para o radiodiagnóstico médico, está colocado que "junto ao painel de controle de cada equipamento de raios X deve ser mantido um protocolo de técnicas radiográficas (tabela de exposição) especificando, para cada exame realizado no equipamento, as seguintes informações: a) tipo de exame (espessuras e partes anatômicas do paciente) e respectivos fatores de técnica radiográfica; b) quando aplicável, parâmetros para o controle automático de exposição; c) tamanho e tipo da combinação tela-filme; distância foco/filme...".

Os assentamentos desta portaria refletem o resultado das constatações relativas aos estabelecimentos radiológicos do nosso País, os quais são coordenados por médicos focalizados em interpretar radiografias realizadas por operadores muitas vezes desprovidos de treinamento formal. Como não faz parte do currículo das escolas de medicina o ensinamento dos conceitos fundamentais da produção da imagem radiológica e como a maioria dos operadores de equipamentos de raios X ascendem à função sem nenhum treinamento prévio, estabelece-se uma ampla diversidade de regimes radiológicos no seio dos serviços. Ou seja, somado ao aspecto de não haver uma preocupação com a formação dos recursos humanos, não se estabelece uma padronização de procedimentos dos exames radiológicos. Esse quadro é agravado pelo fato de que menos de 5% dos equipamentos instalados no Brasil dispõe de sistema automático de exposição, conforme informações colhidas junto aos fornecedores Siemens, Philips, General

Electric, Toshiba e VMI. Isso significa que a esmagadora maioria dos equipamentos são totalmente manuais, dependentes dos critérios adotados pelos operadores. Ciente disso, o Ministério da Saúde busca recuperar a figura da padronização das tabelas de exposição, que se constituem em importante ferramenta para o sucesso do programa de proteção radiológica dos serviços de raios X.

Os fundamentos das técnicas de exposição radiográfica, embora pouco difundidos em nosso meio, remontam à década de 20, quando C. Jerman, conhecido como o pai da radiologia norte-americana, desenvolveu seu sistema de alta-tensão variável [Carlton e Adler, 1992]. Como naquela época os geradores não dispunham de grande potência (inferiores a 10 kW) que pudesse suportar regimes de tensões mais elevadas, Jerman procurou compensar os aumentos da espessura das regiões anatômicas com pequenos incrementos da alta-tensão. Mais tarde, na década de 40, Arthur W. Fuchs, no seu livro "Principles of Radiographic Exposure and Processing", lançou as bases para o sistema de alta-tensão fixa, quando apresentou as primeiras tabelas apoiadas em levantamentos demográficos [Fuchs, 1977].

Logo em seguida, as empresas fornecedoras de equipamentos e insumos radiológicos também desenvolveram suas próprias tabelas com o objetivo de propiciar o melhor rendimento possível aos seus produtos. Os resultados de tais estudos são disponibilizados aos clientes, que usam esses guias para o aperfeiçoamento dos seus próprios sistemas. Nesse campo destacam-se os trabalhos da Siemens, através da técnica de pontos por ela desenvolvida; da Philips, com o fornecimento das cartas de exposição para seus geradores; da Du Pont, também com o sistema de pontos para controle da densidade radiográfica.

Nesse campo, igualmente se destacam alguns especialistas formados em tecnologia radiológica, como Brice Kratzer, que criou o sistema "Supertech" de exposição [Kratzer, 1973] e, mais recentemente, Richard Carlton e Arlene Adler, através do seu livro "Principles of Radiographic Imaging" [Carlton e Adler, 1992].

Como se percebe, sistema de exposição radiológica é um assunto histórica e intimamente ligado à qualidade do processo de formação da imagem. Todavia, não se percebe interesse por parte da comunidade local em conhecer e difundir esses conceitos. Assim sendo, o presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico micro-controlado, que forneça ao operador os parâmetros de exposição que devem ser ajustados no painel de controle do aparelho de raios X, a partir da seleção do exame e da incidência desejada.

O desempenho do dispositivo depende da consistência das tabelas de exposição adotadas, as quais validam os parâmetros de exposição fornecidos pelo processador. Dessa maneira, para que se possa melhor compreender a natureza e a função de tais tabelas, considerou-

se importante retomar, inicialmente, alguns conceitos básicos pertinentes a formação da imagem radiológica. Assim, no capitulo 2 do presente trabalho, aborda-se os processos da interação da radiação com a matéria que são predominantes na radiologia diagnóstica. A impressão do filme radiográfico e os fatores que influenciam na densidade e no contraste da imagem complementam essa parte inicial da dissertação.

O desenvolvimento do estudo dos sistemas de exposição é realizado no capítulo 3, onde são apresentados os principais sistemas existentes, enfocando suas características, vantagens e desvantagens. Ênfase especial é dada a dificuldade operacional de alguns deles, que acaba por inviabilizar seu emprego na rotina dos serviços de radiologia, fato este que despertou o interesse para o desenvolvimento do processador eletrônico de regimes radiológicos, objetivo deste trabalho

A descrição detalhada do processador de regimes, compreendendo os aspectos eletrônicos e de programação, é apresentada no capítulo 4. São destacados os tópicos relacionados aos fatores de correção e ao sistema ultra-sônico de leitura da distância foco/filme e da espessura da região anatômica. Outro ponto importante dentro deste capítulo é a apresentação das ferramentas orientadas a adaptação do processador de regimes a qualquer tipo de instalação, o que deve ser feito facilmente pelo usuário sem a necessidade de recursos técnicos e humanos especiais.

A aplicação do processador eletrônico na rotina de um serviço de radiologia foi feita através do estudo do caso apresentado no capítulo 5. Para tanto foi traçado um perfil prévio do estabelecimento radiológico onde se desenvolveu o ensaio, identificando-se os indicadores de desempenho do serviço e avaliando-se as perdas como conseqüência da falta de uma padronização dos sistemas de exposição. O processador foi aplicado na rotina dos exame de tórax, que representam a grande demanda do serviço, perfazendo uma amostra de 78 pacientes. Após a avaliação das radiografias obtidas com o uso do processador de regimes, registrou-se uma diminuição das perdas financeiras na ordem de 40%.

Deve-se destacar, ainda, outro importante fator que motivou o desenvolvimento do presente trabalho. Trata-se da situação que vive a radiologia no atual momento. Como se sabe, após a descoberta dos raios X, por um grande período, poucas inovações foram introduzidas no campo da radiologia diagnóstica, a qual reinou absoluta no âmbito do diagnóstico por imagem durante muitos anos. Esse quadro permaneceu praticamente inalterado até o fim da década de 60 e início da de 70, quando se observou a eclosão quase que simultânea de diversas correntes tecnológicas. No campo da eletrônica, os computadores começaram a se tornar cada vez menores e mais poderosos, surgindo os primeiros "minicomputadores" destinados ao uso médico. No

âmbito do diagnóstico por imagem, consolidaram-se no mercado as câmaras de radiação gama, os ecógrafos bidimensionais e os tomógrafos computadorizados. Estes últimos, embora também baseados na captação de sinais gerados a partir de um tubo de raios X, determinaram um novo campo de trabalho no universo do diagnóstico por imagem, criando um espaço praticamente à parte da radiologia convencional.

O desenvolvimento dessas modalidades diagnósticas proporcionou a ocupação de nichos não cobertos, ou parcialmente atendidos pela radiologia convencional, tais como exames obstétricos, provas funcionais de órgãos, avaliação de tecidos moles, entre outros. A grande potencialidade diagnóstica dos novos métodos e a sua desconhecida ação danosa à saúde do paciente carrearam para si as atenções da indústria de equipamentos médicos. Mais recentemente, surgiu uma nova modalidade de imagem que vem polarizando os interesses do mundo médico: tomografia por ressonância nuclear magnética. Esta modalidade traz consigo a capacidade de distinguir, com ótima qualidade de contraste, tumores inseridos em vários tipos de órgãos, condição essa fundamental para as reconstruções tridimensionais. Por outro lado, este método ainda permite a discriminação de tecidos "moles", imagens relacionadas a fluxo, como as angiografias, e imagens funcionais dinâmicas.

Dessa maneira, o final da década de 70 representou um choque cultural profundo no diagnóstico por imagem, valorizando os procedimentos mais sofisticados, ou de "alto custo", em detrimento dos mais convencionais. Esse modelo, cultivado por escolas de referência, como a americana, alastrou-se por muitos países, mesmo àqueles de economia mais frágil ou em desenvolvimento, como o Brasil. Tal fato gerou reflexos sobre toda a estrutura da saúde internacional, que disponibilizou mecanismos de valorização dos recursos tecnológicos emergentes, colocando em segundo plano os procedimentos convencionais de diagnóstico. No Brasil, especificamente no âmbito do SUS, que é o maior cliente dos serviços médicos, a evolução dos acontecimentos levou ao estabelecimento de tabelas de remuneração de exames, as quais contemplam em R$ 400,00 uma tomografia computadorizada de crânio, enquanto pagam R$ 107,00 por um raios X de crânio complementado pelo dos seios da face. A avaliação desses dados permite compreender os motivos que levam os especialistas a migrar para os métodos mais sofisticados de diagnóstico.

Esse modelo, cujos principais aspectos foram aqui abordados, começou a ser questionado, notadamente nos países mais adiantados, onde se verificou que o setor mais inflacionado dentro da economia era justamente o da saúde. Nos Estados Unidos, por exemplo, a gestão Clinton [US News, 05/01/1997] está aplicando severo controle sobre os gastos da saúde, introduzindo critérios econômicos de produtividade para avaliar o desempenho das instituições

hospitalares. Os procedimentos de alto custo foram classificados dentro de uma hierarquia de prioridades, estabelecendo-se pré-requisitos para a autorização dos exames diferenciados. Tal enfoque permitiu a reabilitação de antigas rotinas de diagnóstico, que apesar do seu valor informativo, tinham sido colocadas em segundo plano com o advento de novas tecnologias.

No Brasil, também se sente uma mudança de postura, ditada pelo Ministério da Saúde e pelos convênios privados de saúde, que estão aplicando cerrada auditoria sobre a conduta médica, questionando e glosando exames sem o cumprimento de prévios procedimentos. Por outro lado, há a iniciativa de se promover o valor diagnóstico e a remuneração dos exames radiológicos convencionais que, além de serem mais baratos, podem dar claras informações sobre a natureza das patologias.

A radiologia convencional, precipitadamente condenada à obsolescência, toma um novo vigor, tornando-se importante instrumento na efetivação de uma nova organização das rotinas diagnósticas. Os fabricantes voltam seu olhar à implementação dos equipamentos de raios X, trazendo para a radiologia algumas das soluções adotadas em outras linhas de equipamentos. Nesse âmbito, deve-se destacar a digitalização da imagem radiológica, feita através da captação dos sinais de vídeo gerados por uma câmara conectada à saída do intensificador de imagem ou por meio da leitura das películas de fósforo sensibilizadas através de exposições diretas.

A revitalização da radiologia coloca-a no mesmo patamar dos outros procedimentos, onde há fortes exigências visando a melhoria da qualidade diagnóstica e a eficiência operacional com redução de custos. A antiga filosofia econômica que simplesmente transferia os custos ao cliente, cede lugar para o aprimoramento dos processos na conquista do mercado. É nesse escopo que novas ferramentas, como o processador eletrônico de regimes radiológicos, prestam importante contribuição.

2 FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOLÓGICA

2.1 Considerações Iniciais

Como expressado anteriormente, o objetivo do presente trabalho é o de desenvolver um dispositivo acessório à operação do equipamento de raios X, de modo a facilitar o uso de um sistema padronizado de exposição no serviço de radiologia. Em última análise é uma ferramenta que facilita a implantação e o uso de tabelas de regimes radiológicos.

Todavia, não se poderia falar sobre o uso de sistemas padronizados de exposição sem mencionar alguns tópicos inerentes à geração da imagem radiológica e a influência dos principais fatores na qualidade do produto final.

Efetivamente, não está no escopo deste trabalho o aprofundamento das bases teóricas concernentes à natureza, geração e características dos raios X; também não se pretende estudar detalhadamente a cadeia das funções integrantes do processo da produção da imagem.

Mas, para que se fale da implantação de cartas radiológicas é necessário o conhecimento dos seguintes aspectos:

- Quais as características do feixe de raios X que determinam a qualidade da imagem no domínio da radiologia diagnóstica;
- Quais os parâmetros que influenciam tais características;
- Como tais fatores devem ser considerados na elaboração de uma carta radiológica indexada por tipo de exame.

2.2 Geração e Principais Propriedades dos Raios X

Como se sabe, para que haja a produção de raios X, necessita-se de uma fonte de elétrons, um anteparo apropriado, um tubo de vácuo e um gerador de alta-tensão.

Os três primeiros itens acham-se concentrados no tubo ou ampola de raios X, enquanto que o quarto item é o aparelho de raios X (gerador). Na figura 2.1 está apresentado um tubo de raios X de ânodo giratório, com a identificação dos seus principais componentes.

O aquecimento do filamento (cátodo) produz uma nuvem termoiônica a qual é acelerada contra o ânodo no momento em que a alta tensão é aplicada. O ânodo é o lado positivo do tubo de raios X, onde os elétrons provenientes do cátodo são subitamente freiados, resultando na produção dos fótons de raios X. O ânodo deve ser fabricado de materiais que preencham três condições básicas: alto número atômico, alto ponto de fusão e boa condução térmica. O tungstênio preenche esses requisitos, sendo por isso largamente utilizado na fabricação de ampolas de raios X [Johns e Cunningham,1983].

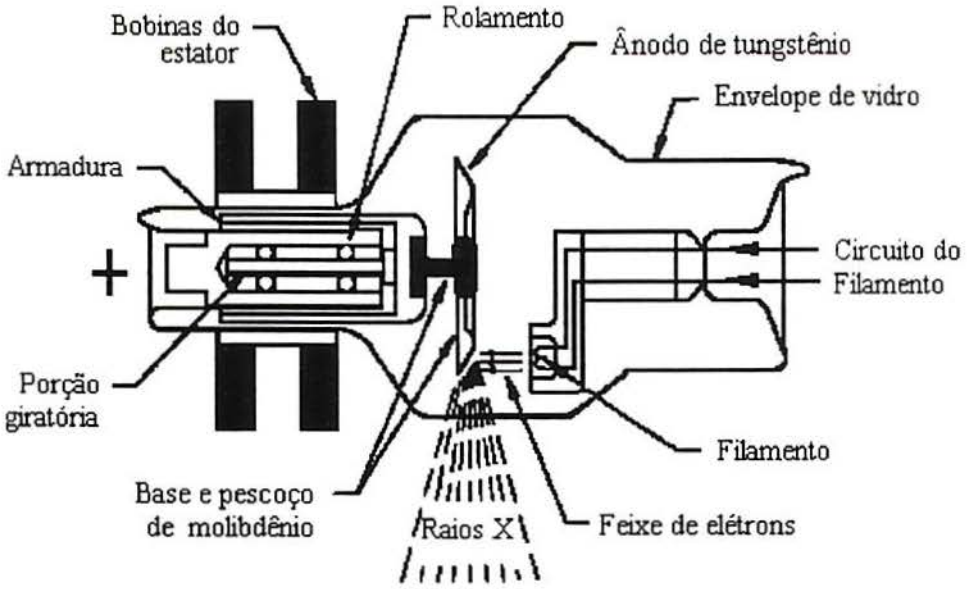


Figura 2.1 Tubo de raios X de ânodo giratório.

Muitos tipos de interações ocorrem quando elétrons em alta velocidade penetram na superfície do ânodo do tubo. A figura 2.2 mostra, esquematicamente, as principais.

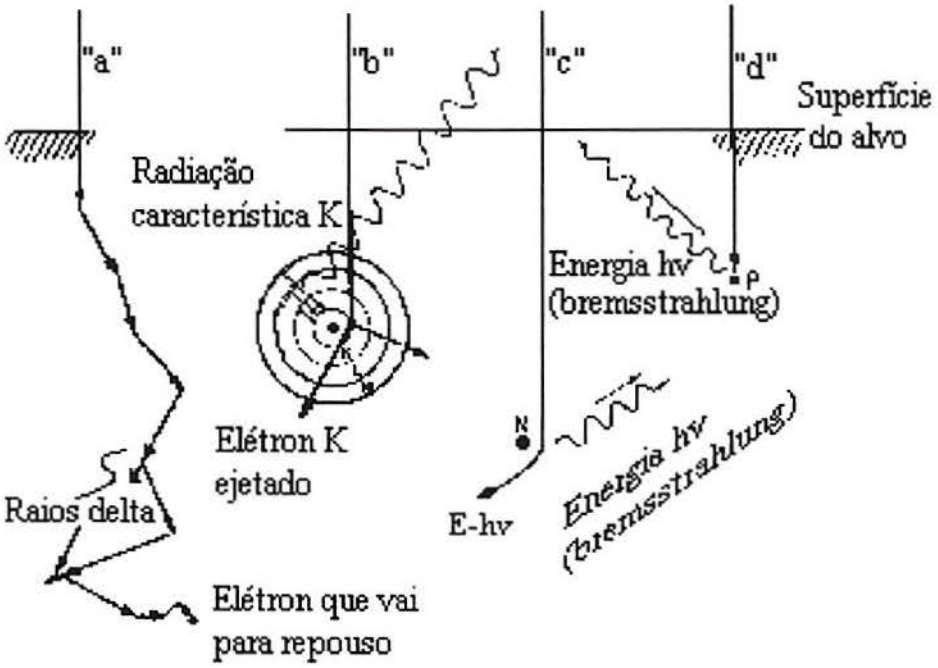


Figura 2.2 Principais interações dos elétrons com o ânodo.

O caminho "b" do elétron mostrado na figura 2.2 apresenta uma colisão do mesmo com um dos elétrons que ocupam a órbita *K* do átomo de tungstênio. Se o elétron incidente possui energia suficiente, pode ejetar o elétron do átomo do ânodo de tungstênio que

ocupa a camada *K*. Quando o buraco criado pela ejeção do elétron é ocupado por um elétron proveniente de uma camada mais externa, haverá a emissão de *radiação característica da camada K*.

Já o caminho "c" mostra um elétron que se aproxima do núcleo do átomo de tungstênio, orbitando parcialmente ao redor do mesmo. Isso ocorre devido à forte atração existente entre as cargas negativa do elétron e as positivas concentradas no interior do núcleo. O elétron emerge do átomo com energia reduzida (E - hν), onde E é a energia que o elétron possuía antes da interação e hν é a energia do fóton emitido. Esta radiação gerada a partir da súbita desaceleração do elétron é chamada de radiação de freiamento ou de *bremsstrahlung*.

Por fim, há a rara situação em que o elétron atinge frontalmente o núcleo do átomo, sendo completamente freiado numa única colisão, onde toda a sua energia é liberada. Nesta circunstância, há a máxima produção da radiação de *bremsstrahlung*, que corresponde ao limite superior do espectro de energia dos fótons emitidos.

Na banda do raios X diagnóstico, a maior parte dos fótons são produzidos por interações de freiamento, ou de *bremsstrahlung*. Nos tubos de raios X com ânodo de tungstênio, os fótons *característicos* somente *comporão o feixe de radiação quando a alta-tensão de pico (kVp) for superior a 70 kVp*. De uma maneira geral, pode-se dizer que no intervalo compreendido entre 80 e 100 kVp, aproximadamente 85% da radiação primária é produzida por interações de *bremsstrahlung*, enquanto que 15% são de natureza *característica*. Ambas as emissões compõem o espectro do feixe primário.

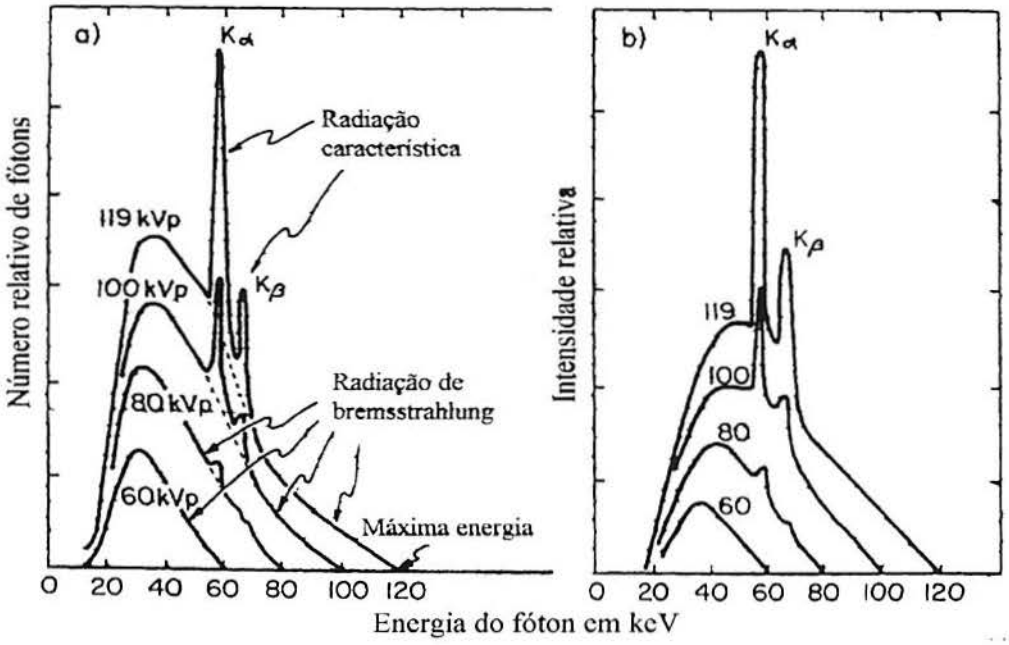


Figura 2.3 Espectro de um tubo de raios X diagnóstico excitado a diferentes tensões [Johns e Cunningham, 1983].

Através da observação da figura 2.3, percebe-se que a energia média do feixe primário de fótons, medida em keV, é cerca de 30 a 40% do valor do kVp.

Outra importante relação é a de que quando a corrente do tubo (mA), ou o tempo (s), ou ainda o produto da corrente pelo tempo (mAs), são alterados, modifica-se a amplitude da curva de emissão, conforme ilustrado na figura 2.4.

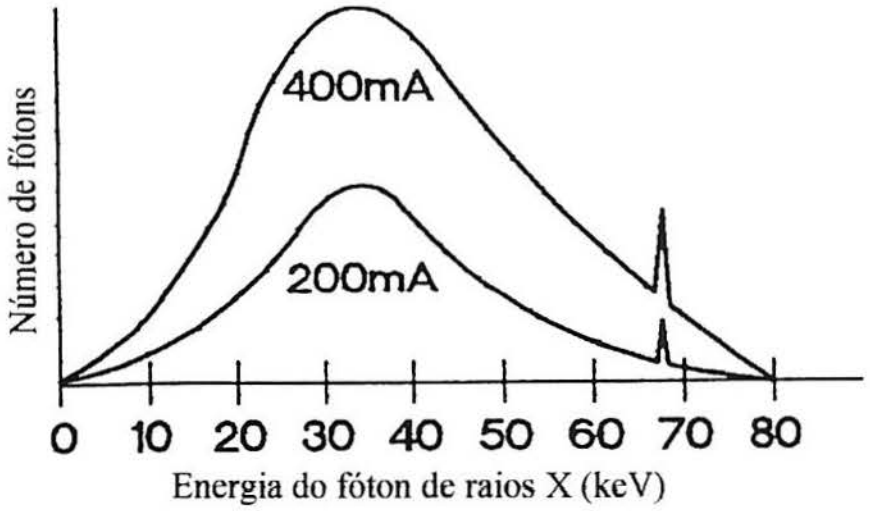


Figura 2.4 Efeito da variação da corrente (mA) sobre o espectro de emissão de raios X.

Deve-se chamar a atenção para um aspecto importante que é o da influência da alta-tensão sobre a quantidade e qualidade da radiação emitida pelo tubo. Ou seja, mudanças de alta-tensão (kVp) implicam na alteração do número de fótons de alta energia e, portanto, na variação da amplitude da curva de emissão. O aumento da amplitude representa mais fótons emitidos devido a maior energia dos elétrons que incidem sobre o ânodo. A amplitude da curva de emissão, tomada na saída da janela do tubo de raios X, também é afetada pela quantidade e composição do material pelo qual a radiação deve passar. Isso vem a ser a filtração, que diminui a intensidade do feixe (quantidade de radiação), mas ao mesmo tempo aumenta a energia média dos fótons.

2.3 Formação da Imagem e Interação dos Fótons com a Matéria

A imagem radiográfica é formada pelos fótons de raios X transmitidos através do paciente que interagem com um detetor. Pode-se dizer que a imagem radiográfica é uma projeção ou "sombra" das propriedades de atenuação dos tecidos ao longo do caminho do feixe primário de radiação. É uma projeção bidimensional da distribuição tridimensional das propriedades de

atenuação dos tecidos irradiados. Os fótons emitidos pelo tubo de raios X penetram no paciente, onde podem ser espalhados, absorvidos ou transmitidos sem sofrer interação. A imagem é formada pelos fótons primários que alcançam o detetor, sendo que os fótons espalhados (secundários) degradam a imagem, devendo ser removidos antes de atingirem o receptor. Um dispositivo empregado para impedir que os fótons de espalhamento atinjam o detetor de imagem é a grade oscilante ou "bucky", que é colocada entre o paciente e o receptor.

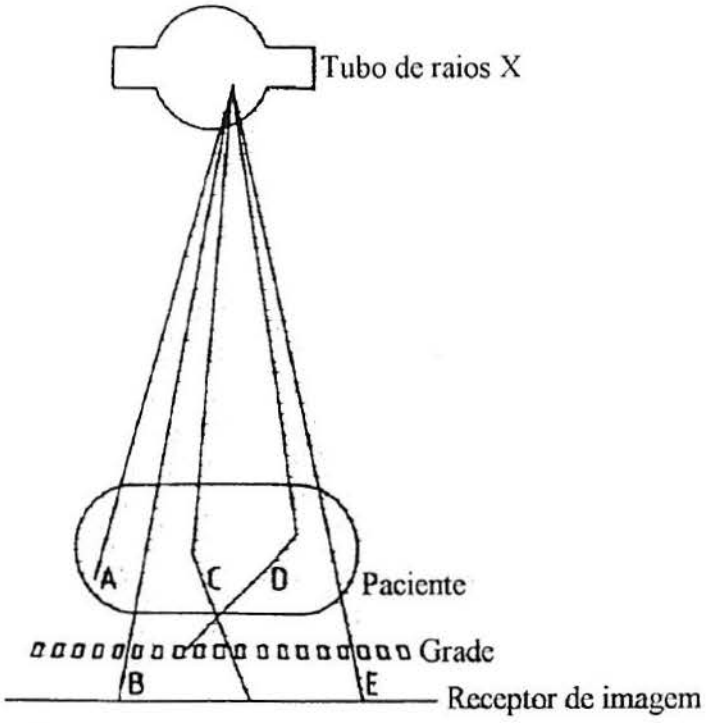


Figura 2.5 Componentes de um sistema de imagem radiológica.

2.3.1 Efeito Fotoelétrico

No processo fotoelétrico, um fóton de determinada energia $h\nu$ atinge o átomo, é totalmente absorvido e ejeta um dos elétrons das camadas K,L,M ou N deste átomo. O elétron ejetado denomina-se de fóto-elétron, e emerge com energia $h\nu$ -Es, onde Es é a energia de ligação da camada de onde saiu o elétron. O átomo fica instantaneamente em estado excitado, ou ionizado, devido a perda de um elétron de camada interna. Um elétron livre ou de uma camada vizinha mais externa preenche a lacuna. Como as transferências de elétrons de camadas mais externas para as internas se faz com liberação de energia, no fenômeno fotoelétrico há emissão de radiação característica por parte do tecido irradiado. Um ponto importante a salientar é de que o elétron que foi ejetado do átomo é absorvido pelos tecidos vizinhos, o que pode gerar efeitos ou alterações biológicas.

O coeficiente de atenuação linear do efeito fotoelétrico (representado por τ), para a água, varia exponencialmente com a energia do fóton incidente, em um gráfico mono-

logaritimico. Através da figura 2.6 percebe-se que o coeficiente de atenuação linear do efeito fotoelétrico, para a água, cai bastante acima de 100 keV.

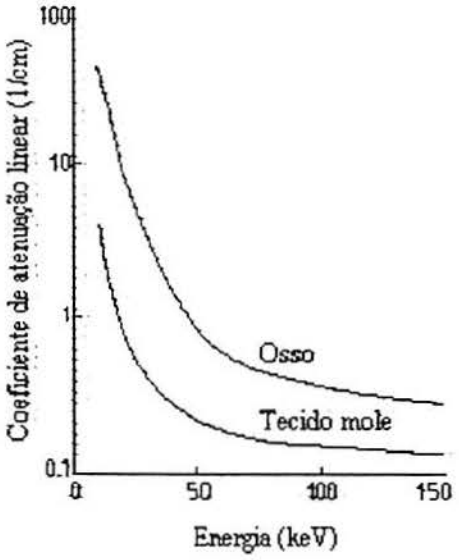


Figura 2.6 Variação dos coeficientes de atenuação linear do tecido mole e do osso, como função da energia.

O comportamento da variação do coeficiente linear para a água é muito importante, pois serve de referência para as avaliações no organismo humano, que é composto basicamente por esta substância. Em linhas gerais, pode-se resumir o efeito fotoelétrico nos seguintes pontos [Johns e Cunningham, 1983]:

- O processo envolve elétrons ligados aos átomos, ou das camadas mais internas.

- O fóton incidente deve possuir energia superior a de ligação dos elétrons das camadas mais internas.

- A probabilidade de ejeção é máxima se o fóton tem energia próxima a de ligação do elétron, o suficiente para deslocá-lo de sua camada.

- A seção reta fotoelétrica varia com a energia do fóton, aproximadamente na relação de $1/(h\nu)^3$.

- O coeficiente fotoelétrico por elétron ou por grama varia com o número atômico, na razão de Z^n, onde n é aproximadamente 3 para o tecido humano.

Esta última característica explica porque a radiografia é um excelente meio de diagnóstico das lesões ósseas, pois o osso tem número atômico maior que o do tecido mole, possibilitando muito maior ocorrência de interações fotoelétricas neste.

2.3.2 Espalhamento Incoerente – Processo Compton

Existe a circunstância em que o fóton incidente atinge um elétron livre. Este elétron desloca-se com uma energia E, segundo o ângulo ϕ, determinado pela sua direção de deslocamento em relação a de propagação do fóton incidente. Este elétron carrega parte da energia retirada do fóton, o qual se espalha com uma energia menor, $h\nu'$, segundo o ângulo θ, formado pela sua direção de espalhamento e a de propagação do fóton incidente. A equação da conservação da energia para o processo é dada por:

$$h\nu = h\nu' + E \tag{1}$$

No processo Compton, parte da energia do fóton é absorvida pelo elétron e parte é espalhada após a colisão. Deve-se observar que o efeito Compton assume que o elétron envolvido seja livre ou não ligado ao átomo, o que na realidade não ocorre, desde que todos os elétrons são ligados aos átomos. O termo elétron livre quer dizer que a sua energia de ligação é pequena se comparada à energia do fóton incidente.

Resumindo, pode-se dizer que o efeito Compton [Johns e Cunningham, 1983]:

- Envolve uma interação entre um fóton e um elétron;
- É pouco dependente do número atômico;
- Em cada colisão parte da energia é espalhada e parte, transferida ao elétron;
- Em tecidos moles, é mais importante que o efeito fotoelétrico na faixa de energias acima de 100 keV.

Resumindo, para a água, pode-se dizer que:

- Até 50 keV, o efeito fotoelétrico é predominante.
- De 60 keV até 90 keV, ambos os efeitos fotoelétrico e Compton são importantes.
- Acima de 100 keV, há predominância do processo Compton.

Os fótons espalhados em decorrência do efeito Compton são extremamente indesejáveis na radiologia, pois representam perigo ao operador e prejudicam a qualidade da imagem radiológica. Em relação ao operador, o perigo deve-se ao fato de que a radiação espalhada por efeito Compton pode possuir níveis de energia relativamente altos, com poder de penetração considerável. No que se refere à qualidade da imagem, a radiação secundária é extremamente prejudicial porque impressiona o filme segundo diversas direções, não mantendo relação com a anatomia do órgão radiografado.

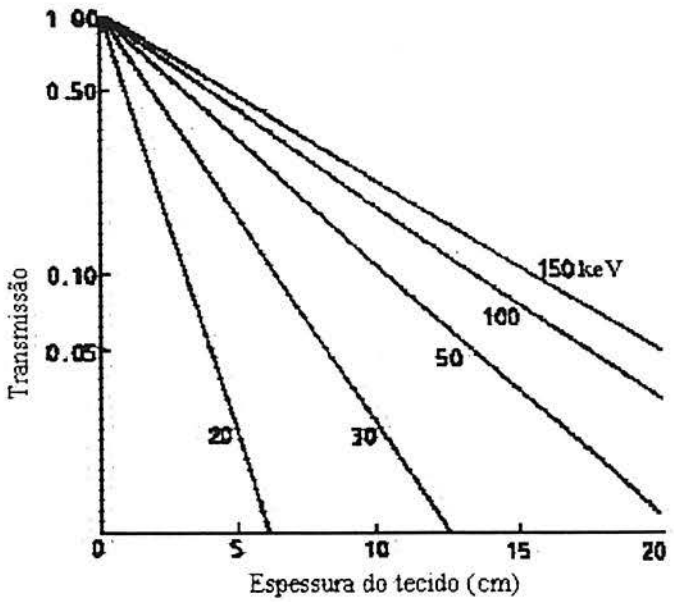


Figura 2.7 Transmissão de fótons monoenergéticos através de tecido mole [Webb, 1993].

A figura 2.7 mostra a transmissão de fótons monoenergéticos através do tecido humano, em função da energia do fóton e da espessura do tecido. Percebe-se que, para fótons de baixa energia, a transmissão é baixa, resultando numa grande dose absorvida pelo tecido. Por outro lado, se a transmissão é muito alta (próxima da unidade, por exemplo) há pouca diferença de atenuação nos tecidos com a conseqüente perda de contraste. Logo, a escolha da energia mais adequada para a realização de uma radiografia, repousa no compromisso entre dose e contraste. Na radiologia diagnóstica, a energia dos fótons está compreendida no intervalo de 17 keV a 150 keV, onde os fenômenos fotoelétrico e Compton prevalecem.

A tabela 2.1, mostrada a seguir, apresenta o percentual de interações de fótons em tecido mole, segundo diferentes níveis de energia.

Tabela 2.1 Percentual de interação de fótons com tecidos moles para diferentes energias [Carlton e Adler, 1992].

ALTA-TENSÃO (kVp)	50	80	130
% de interações por espalhamento Compton	49,55%	63,95%	75,22%
% de interações por efeito fotoelétrico	50,45%	36,05%	24,78%
% de atenuação dos fótons incidentes			
5 cm de tecido	91,45%	83,45%	76,34%
10 cm de tecido	99,27%	97,26%	94,40%
20 cm de tecido	99,99%	99,93%	99,69%

A figura 2.6 mostra o coeficiente de variação linear para tecido mole e osso. Conforme destacado acima, a diferença entre os coeficientes deve-se às caracteristicas do fenômeno fotoelétrico no osso e no tecido, que dependem da energia dos fótons e das densidades dos órgãos.

Resumindo, o regime radiográfico deve considerar a natureza das interações fotoelétrica e Compton, pois:

- A maioria do feixe incidente é absorvido pelo paciente;
- A medida que os kVp sobem, aumenta o número de fótons que são transmitidos através do paciente sem sofrerem interação;
- O percentual das interações fotoelétricas diminuem com o aumento dos kVp;
- O percentual das interações Compton aumenta com os kVp.

2.4 Produção da Radiografia

2.4.1 Filme Radiológico

No contexto da radiologia convencional, o meio empregado para o registro da imagem é, em geral, o filme radiológico de dupla emulsão. Viu-se até agora como a radiação é produzida no tubo de raios X e quais as características físicas mais importantes dos fótons assim gerados. Sabe-se também, que o feixe produzido é dirigido sobre o paciente, onde ocorrem uma série de interações que dependem de diversos fatores, tais como a energia dos fótons incidentes e o coeficiente de atenuação das estruturas anatômicas do paciente. Dessa maneira, a radiação transmitida através do paciente carrega uma série de informações as quais são transferidas para o filme, produzindo sobre o mesmo uma distribuição bidimensional de densidades, cujas variações permitem ao radiologista uma percepção ("interpretação") da anatomia interna do paciente. Nesse aspecto, a maioria dos fenômenos radiográficos assemelham-se aos fotográficos. Torna-se, então, importante a introdução do conceito de imagem latente, que vem a ser uma imagem invisível produzida através de efeitos físicos (notadamente de transferência de energia) de uma onda eletromagnética sobre certos membros da família dos halogenos, que são os detectores fotossensíveis que cobrem a película radiológica. A imagem latente vai tornar-se visível somente após o processamento químico do filme que foi impressionado pela radiação.

O filme radiológico é composto por uma base transparente coberta nos dois lados com uma emulsão contendo cristais fotosensíveis. Mais especificamente, o filme é constituído por uma base, uma substância adesiva, emulsão com cristais (halogêneos ou sais de prata) depositada sobre os dois lados da base e uma cobertura transparente de proteção. A figura 2.8 apresenta um corte seccional de um filme radiológico.

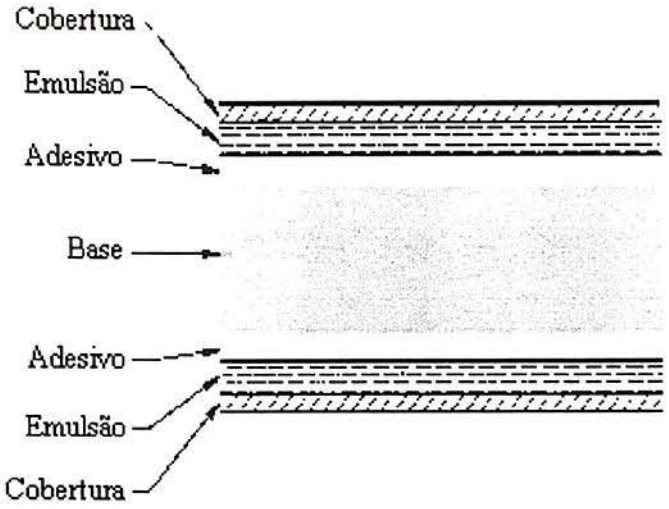


Figura 2.8 Secção reta de um filme de dupla emulsão.

Atualmente, a *base* do filme é feita de poliester, devido às suas qualidades de transparência, impermeabilidade e estabilidade dimensional. O *adesivo* é aplicado sobre a base para fixar a emulsão ao poliéster. A *emulsão* é composta de uma gelatina na qual haletos de cristais de prata fotossensitivos estão em suspensão. O halogeno mais usado é o bromo, que se combina facilmente com a prata, formando o brometo de prata (AgBr). Este haleto de prata é provavelmente o sal de prata mais empregado na composição das emulsões de filmes, muito embora constate-se a presença de outros sais de prata como os de iodo e cloro. A estrutura dos cristais de brometo de prata pode ser explicada simplesmente como uma combinação de íons positivos de prata e íons negativos de bromo.

A *gelatina* é espalhada segundo uma fina camada, cuja finalidade é agir como um meio neutro que garanta a distribuição dos cristais de prata, mantendo-os separados para permitir o seu processamento que se segue à sensibilização. A *cobertura de proteção* evita danos físicos ou químicos que possam afetar a emulsão.

2.4.2 Écran (Tela Intensificadora)

A formação da imagem latente, na prática, não se deve à interação dos fótons do feixe de raios X diretamente com a emulsão do filme radiológico. Esta interação apresenta baixa eficiência, que acaba levando a necessidade de elevadas doses para a produção de radiografias de qualidade aceitável. A solução adotada é a da colocação do filme de raios X dentro de um cassete, onde permanece comprimido entre dois écrans, que ficam em contato direto com a película para impedir qualquer distorção na transmissão da luz sobre a emulsão. As telas

intensificadoras produzem grandes quantidades de fótons de luz visível quando atingidas pelos raios X, de sorte que cerca de 99% da imagem latente é formada pela emissão dessa luz.

Os écrans são confeccionados de material plástico, coberto por uma película de fósforo que emite luz quando atingida pela radiação X. Um corte transversal de uma tela intensificadora é mostrada na figura 2.9, onde aparecem identificados os seus componentes.

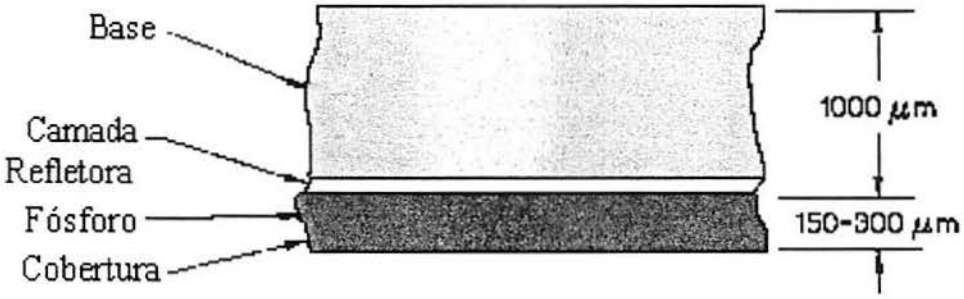


Figura 2.9 Secção reta de um écran radiográfico.

O fósforo puro é uma substância que emite luz quando energizado, enquanto que o fósforo impuro só emite luz se for dopado com ativadores (impurezas) específicos. Os ativadores são responsáveis por três funções importantes: eficiência luminescente, cor da emissão, remanência da emissão. Por exemplo, o fósforo puro ZnS emite uma luz azul fraca, mas quando contaminado com traços de prata, aumenta sua eficiência de emissão. Já com a adição de cobre, o espectro de emissão desloca-se para o verde.

Os principais requisitos do fósforo usado em écrans são os seguintes:

- Alta eficiência de absorção de raios X;
- Alta eficiência de conversão de raios X em luz;
- Espectro de emissão casado com a sensibilidade espectral do filme;
- Não apresentar comportamento remanescente;
- Distribuição uniforme da cobertura de fósforo sobre a base.

As características do écran dependem de vários fatores, tais como o tipo de fósforo utilizado, tamanho das partículas de fósforo, espessura e estrutura da camada de fósforo.

Tais características podem ser sintetizadas em: *velocidade* (expressada em termos da quantidade de emissão excitada por uma dada exposição de raios X); *resolução* (dada em pares de linhas por milímetro); *contraste* (que depende basicamente da alta tensão - kVp).

Atualmente, divide-se os écrans em dois tipos: convencionais e de alta velocidade. Os convencionais são geralmente constituídos de tungstato de cálcio, ou sulfito de prata-zinco, ou sulfato de chumbo-bário. Os écrans convencionais podem ser subdivididos em quatro tipos: rápidos, rápidos de uso geral, universais e alta definição. A eficiência de conversão de raios X em luz nos écrans convencionais fica em torno de 5%, sendo que apresentam uma velocidade relativa ao redor de 1 a 1,5.

Os écrans de alta velocidade são derivados de *terras raras*, que são os elementos localizados na série de 57 a 71 da tabela periódica, mais o escândio e do ítrio. Os elementos de terras raras mais empregados atualmente são o gadolínio, o ítrio e o lântano. A eficiência de conversão desses écrans fica em torno de 15% a 20%. Os écrans de terras raras estão ganhando enorme aceitação junto aos usuários devido ao aumento de velocidade que apresentam, sem contudo perder em resolução. Os maiores beneficiados são os pacientes e os equipamentos, pois as exposições são diminuídas enormemente com o uso desses écrans.

2.4.3 Formação da Imagem Latente

A formação da imagem latente na emulsão do filme resulta da ação da energia transmitida (feixe primário) e da produzida pelo paciente (radiação secundária) sobre o écran e, por extensão, sobre os grãos de brometo de prata. Quando a imagem latente é revelada, tem-se a imagem real. Os fótons de luz visível produzidos no écran atingem os grãos de brometo de prata da emulsão do filme, causando a separação dos íons positivos de prata (Ag+) dos íons negativos de bromo (Br-). Pode-se representar esta reação da seguinte forma:

$$\text{Luz} + \text{AgBr} \rightarrow \text{Ag} + \text{Br (gás)}\uparrow$$

A formação da imagem latente contém muitos aspectos desconhecidos até hoje, mas se aceita a teoria desenvolvida por Gurney e Mott, em 1938, que aponta a existência de manchas sensitivas na estrutura dos grãos, cuja existência é fundamental no processo de formação da imagem. A figura 2.10 mostra uma distribuição esquemática da estrutura cristalina dos grãos. Quando um fóton de luz (ou de raios X) interage com um dos haletos, o elétron ejetado pode ser atraído por uma mancha sensitiva, conferindo-lhe uma carga negativa. Esta mancha atrai íon livre de prata, que a neutraliza.

Quando o filme é revelado, os íons se transformam em prata metálica, que é preta. O número de elétrons coletados nesses pontos ou manchas determinam o número de íons de prata atraídos para esses pontos, e por conseguinte, o enegrecimento da película.

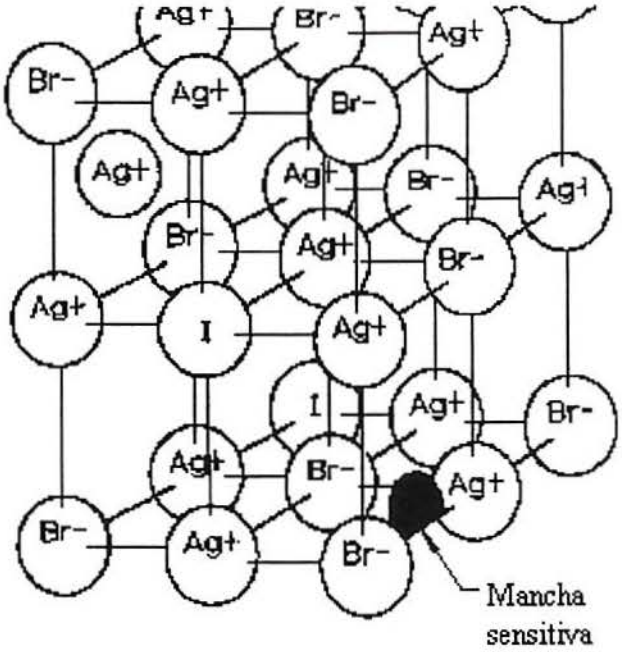


Figura 2.10 Estrutura cristalina dos haletos de prata.

2.4.4 Curva Característica do Filme

O enegrecimento do filme é determinado pela *densidade*, que se constitui na relação entre o brilho da fonte luminosa do negatoscópio e a quantidade de luz transmitida através do filme. A densidade D é, então, definida como:

$$D = \log_{10} (B_0 / B) \qquad (2)$$

onde: B_0 é a luminosidade do negatoscópio

B é a luminosidade transmitida através do filme.

Observe-se que, quando o filme transmite 1/10 do feixe luminoso incidente, ou seja, quando $B_0/B=10$, a sua densidade é igual a 1. Por conseguinte, quando $B_0/B=100$, a densidade é igual a 2. É importante salientar que a densidade é proporcional a quantidade de prata revelada sobre o filme.

As principais propriedades de um filme estão condensadas na sua *curva característica*, que estabelece a relação entre densidade e o logaritmo da exposição. A curva característica é também denominada de *curva D/E* ou *H/D*, em homenagem aos fotógrafos Hurter

e Driffield, que a definiram pela primeira vez em 1890. Uma típica curva característica é mostrada na figura 2.11, onde se observa cinco regiões bastante definidas, identificadas pelas letras de A a E.

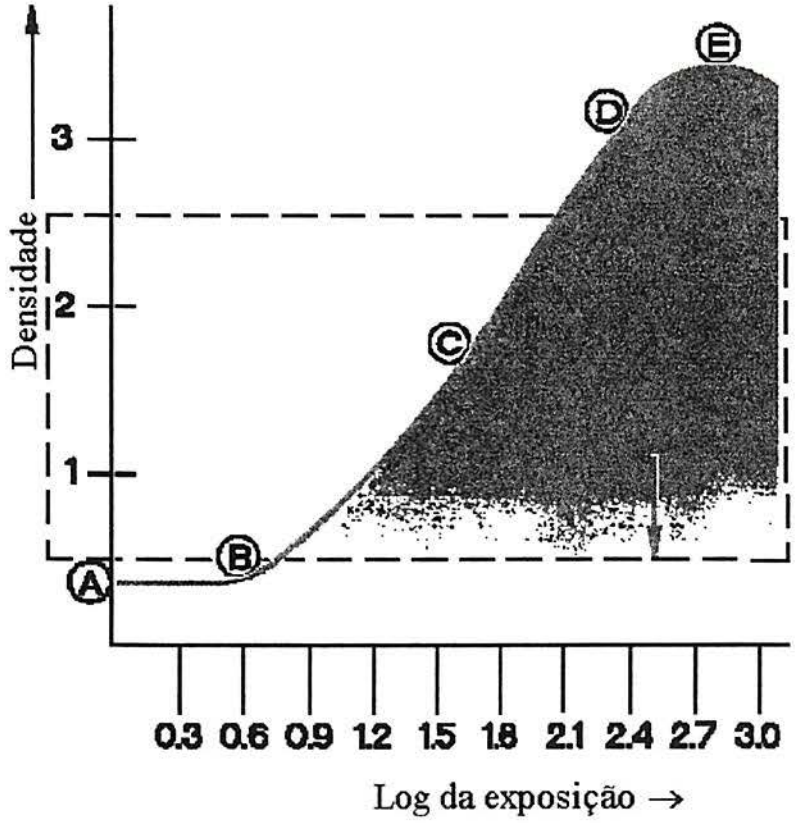


Fig 2.11 Curva típica D log E

A região A mostra a densidade que o filme apresenta, mesmo sem ser exposto. É também conhecida como a densidade da base do filme mais a de névoa ("fog"). Filmes radiológicos de dupla emulsão apresentam densidade de base mais névoa entre 0,10 e 0,22. Níveis altos de névoa prejudicam a qualidade da imagem, sendo geralmente conseqüência do armazenamento do filme em temperaturas ambiente altas ou próximo a fontes de radiação, ou ainda, devido a sobre-aquecimento do revelador. A região B é denominada pé da curva, onde a densidade aumenta rapidamente com a exposição. A porção reta da curva, indicada como a região C, é aquela onde o filme responde linearmente com a exposição. É também conhecida como a região de diagnóstico, estando compreendida entre as densidades de 0,20-0,50 e 2,0-3,0. As porções D e E, denominadas de umbral e saturação, respectivamente, mostram a máxima densidade do filme.

As exposições radiológicas realizadas devem ter todas as suas densidades compreendidas no intervalo linear da curva característica, para que se possa estabelecer uma correlação adequada entre exposição radiológica e enegrecimento da película. Os detalhes dos tecidos expostos só podem ser visualizados quando um tom se destaca em relação ao adjacente. As mínimas diferenças de exposição que podem ser discernidas dependem da inclinação da curva característica. A inclinação da região linear da curva é denominada de *gama do filme*.

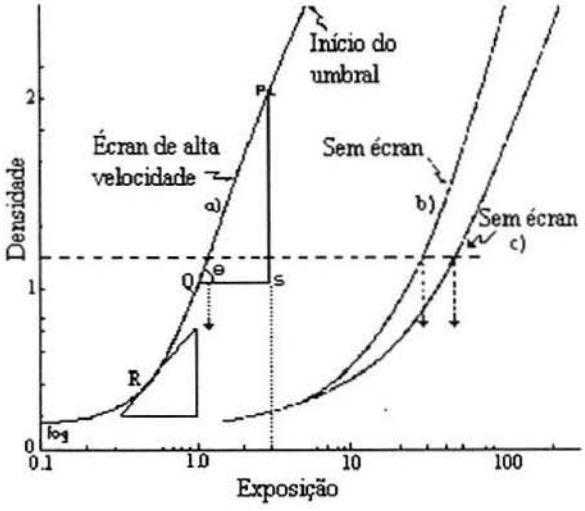


Figura 2.12 Curvas características de diferentes filmes radiológicos

Se na curva característica mostrada na figura 2.12, considerar-se os pontos Q e P, tem-se que:

$$\gamma = \frac{D_2 - D_1}{\log_{10} X_2 - \log_{10} X_1} \qquad (3)$$

onde: D_1 e X_1 são a densidade e exposição no ponto Q

D_2 e X_2 são a densidade e exposição no ponto P

Se a curva característica for traçada de tal maneira que a distância entre as densidades 1,0 e 2,0 for a mesma de um ciclo da escala do logaritmo da exposição, tem-se que o gama da curva é igual a tan θ.

2.4.5 Principais Características do Filme

As principais caracteristicas do filme são resolução, velocidade, contraste e latitude. *Resolução* é a capacidade que o filme tem de discernir pares de linhas, sendo geralmente expressa em pares de linhas por milímetro. É função das dimensões dos cristais de prata. A *velocidade*, ou *sensitividade*, é dada pela relação entre o enegrecimento e a exposição necessária para produzi-lo. Geralmente é determinada pela exposição necessária para produzir uma densidade de 1,0 mais a densidade da base e da névoa. *Contraste* é a diferença entre densidades adjacentes. Se o aumento do número de fótons que atingem o filme causar diferenças visíveis de densidade, então há um maior contraste. Entretanto, o contraste deve existir no intervalo de diagnóstico, sendo definido pela inclinação da porção linear da curva característica do filme. *Latitude* do filme é o intervalo de exposições no qual as densidades vão cair na região de diagnóstico, ou na porção linear da curva característica. Este conceito é importante, pois implica na necessidade de que todas as densidades presentes na radiografia estejam sobre a região linear, garantindo-se o mesmo contraste para as mesmas. Observe-se que latitude e contraste relacionam-se inversamente, pois à medida que o contraste aumenta, a latitude tende a diminuir.

2.5 Combinação Filme/Écran

Considerando que a imagem radiológica é formada basicamente pela sensibilização do filme a partir da luz produzida pela interação da radiação com o écran, torna-se fundamental entender o sistema filme/écran como um par casado, cujo desempenho só pode ser analisado quando a combinação indicada for respeitada.

Como visto anteriormente, écrans convencionais diferem dos de alta velocidade no que tange a eficiência de absorção e de emissão, e também quanto a característica de emissão espectral. O espectro de emissão da luz produzida pelo écran deve casar com o espectro de sensibilidade do filme usado, pois qualquer falha neste aspecto, resulta em perda de velocidade e de transferência de informação do sistema. A figura 2.13 mostra o espectro de emissão de um écran de tungstato de cálcio juntamente com o espectro de sensibilidade do filme correspondente e a figura 2.14, de um écran de terras raras (gadolínio) com seu respectivo filme.

O fator mais importante a considerar na análise do conjunto filme/écran é a *velocidade relativa*. A velocidade relativa é um valor atribuído a uma combinação filme/écran, em relação ao valor de controle 100, atribuído aos écrans de tungstato de cálcio usados em combinação com filme de médio contraste e latitude, sensível ao azul.

Os números de velocidade relativa são precisos o suficiente para serem usados pelos radiologista para converter fatores de técnicas de exposição de uma situação para outra.

ESCOLA DE ENGENHARIA
BIBLIOTECA

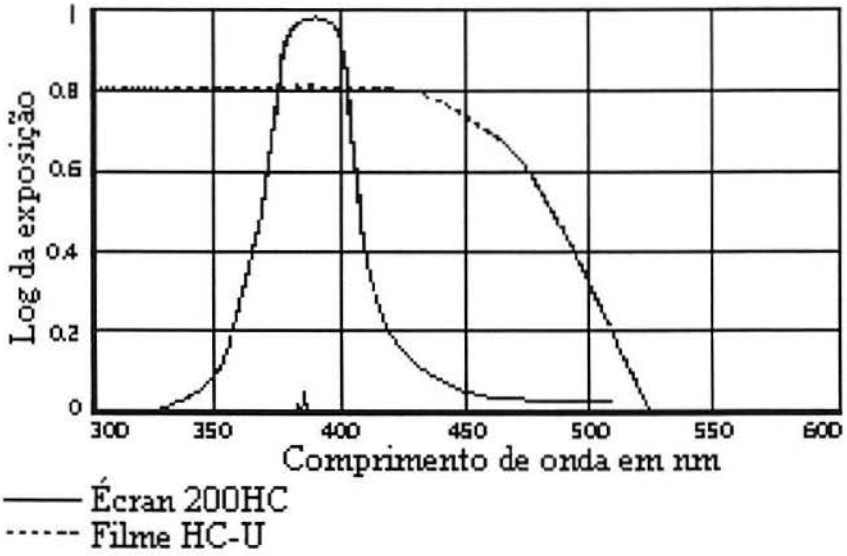


Figura 2.13 Espectro de emissão do écran Agfa Curix Blue 200 HC e espectro de sensibilidade do filme Agfa Curix Blue HC-U (Catálogo Técnico da Agfa "Intensifying Screens - A Vademecum for the Radiology Department")

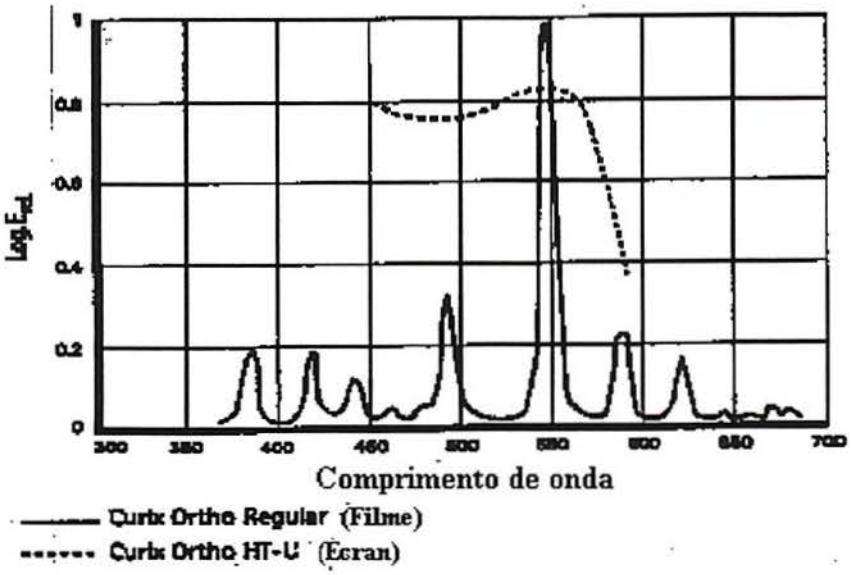


Figura 2.14 Espectro de emissão do écran Agfa Curix Ortho Regular e espectro de sensibilidade do filme Agfa Curix Ortho HT-U (Catálogo Técnico da Agfa "Intensifying Screens - A Vademecum for the Radiology Department")

A fórmula para converter o produto da corrente pelo tempo ("mAs") de uma velocidade relativa para outra é:

$$\frac{mAs_1}{mAs_2} = \frac{RS_2}{RS_1} \qquad (4)$$

onde mAs_1 = valor original do produto da corrente pelo tempo

mAs_2 = novo valor do produto da corrente pelo tempo

RS_1 = velocidade relativa original

RS_2 = nova velocidade relativa

2.6 Grades

Quando o feixe de radiação passa através do paciente, três fenômenos podem acontecer: a radiação passa através do corpo, sem interagir; a radiação é absorvida pelo corpo (efeito fotoelétrico); a radiação interage e muda de direção (efeito Compton). A informação diagnóstica está contida no feixe primário atenuado que, ao atingir o filme, lhe empresta as relações de contraste resultantes das interações ocorridas no seu percurso.

As radiações decorrentes das interações Compton não estão alinhadas com o feixe primário e não contribuem para a formação da imagem diagnóstica, pois não estão relacionadas com a anatomia do paciente.

Em que situações a radiação espalhada está mais presente? Em linhas gerais, pode-se dizer que a radiação espalhada aumenta com a espessura do paciente, com a densidade dos tecidos, com o tamanho do campo radiológico e com o aumento da alta-tensão (efeito Compton). Ou seja, os efeitos indesejáveis da radiação espalhada na formação da imagem, estão presentes na maioria dos exames.

Para remover a radiação espalhada emprega-se uma grade confeccionada de material radiopaco, montada no espaço compreendido entre o paciente e o filme. A construção da grade é ilustrada na figura 2.15.

A grade consiste de uma série de tiras de chumbo de altura *a* e espessura *e*, separadas por espaçadores de material radiotransparente de largura *b*. Numa grade típica, as tiras têm espessura de 0,05 mm, altura de 2,5 mm, separadas a uma distância de 0,35 mm. A habilidade da grade em discriminar a radiação espalhada é dada pela *razão da grade*, definida como:

$$\text{Razão da Grade} = a/b \qquad (5)$$

Existem diversos tipos de grade, tais como paralelas, focalizadas, cruzadas, estacionárias e móveis. A colocação da grade no caminho da radiação reduz a densidade do filme, pois a mesma remove fótons do feixe incidente.

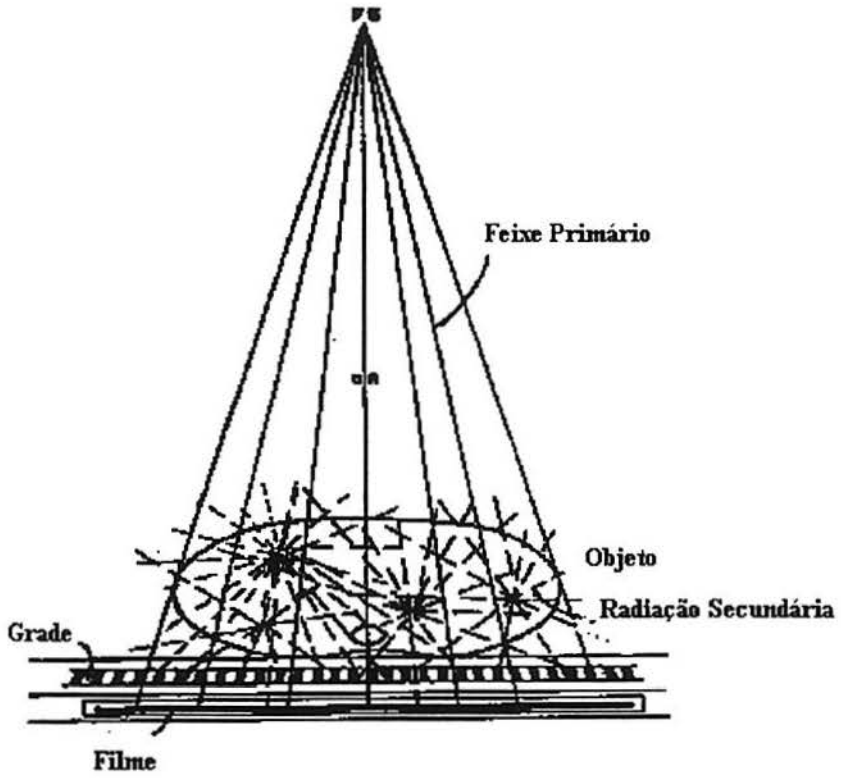


Figura 2.15 Função da grade em absorver a radiação secundária.

Na prática, isso é compensado através do aumento da corrente ("mA") ou do produto da corrente pelo tempo ("mAs"), conforme o tipo de grade. Dessa maneira, define-se um fator de compensação do produto da corrente pelo tempo, que é denominado de fator de grade, que é definido como:

$$\text{Fator de conversão de grade (GCF)} = \frac{\text{corrente vezes o tempo com a grade}}{\text{corrente vezes o tempo sem a grade}} \qquad (6)$$

O fator de conversão de grade depende não só da razão da grade, como também da energia do feixe incidente. A tabela 2.2 apresenta alguns fatores para as grades mais comuns.

As grades existentes nos dispositivos Potter-Bucky geralmente são definidas por ocasião da compra do equipamento, permanecendo nos mesmos por longo período. Dificilmente são trocadas, a não ser nos casos de dano, geralmente causados por choque mecânico ou contaminação por umidade.

Tabela 2.2 Fatores de conversão de grade [Carlton e Adler, 1992].

FATORES DE CONVERSÃO DE GRADE			
RAZÃO DA GRADE	60 kVp	85 kVp	110 kVp
Sem grade	1	1	1
5:1	3	3	3
8:1	3,75	4	4,25
12:1	4,75	5,5	6,25
16:1	5,75	6,75	8

2.7 Fatores Primários

Nos itens anteriores abordou-se a natureza e a geração dos raios X; os tipos de interação da radiação com a matéria, sob o ponto-de-vista da radiologia diagnóstica; e a maneira de como a imagem é formada no filme. Essas informações são de extrema importância, pois fornecem subsídios para a compreensão dos fenômenos que ocorrem quando um exame radiológico é realizado.

O operador ou técnico de raios X, quando manuseia o equipamento, na prática, controla no máximo três fatores pertinentes à exposição radiológica: a alta-tensão aplicada ao tubo ("kVp"); o produto da corrente que circula entre cátodo e ânodo do tubo pelo tempo de exposição, dado em miliampères-segundo ("mAs"); a distância entre o tubo e o paciente. Estes três fatores são denominados de *fatores primários*.

O feixe de radiação pode ser descrito em termos de sua *qualidade* e *quantidade*. A quantidade de raios X é medida pelo número de fótons presentes no feixe, sendo também denominada de exposição ou intensidade de raios X. A quantidade de fótons é afetada pelo produto da corrente pelo tempo ("mAs"), pela alta-tensão ("kVp"), pela distância e pela filtração. A qualidade dos raios X está relacionada a sua capacidade de penetração no objeto radiografado. Fótons de alta energia têm maior poder de penetração que os de baixa. Raios X de alta penetração são denominados no meio radiológico de radiações "duras", enquanto que os de baixa

energia, de "moles". Os fatores que afetam diretamente a qualidade da radiação são a filtração e a alta-tensão. Dos fatores mencionados, somente a filtração não é comumente controlada pelo operador, pois depende das características construtivas do equipamento (filtração inerente) ou apresenta difícil acesso ao dispositivo de troca de filtros adicionais, localizados na porção superior do colimador.

2.7.1 Produto da Corrente pelo Tempo (Miliampère-segundo - mAs)

O fator corrente (miliampère) corresponde a medida da corrente que circula pelo tubo de raios X, que se constitui no número de elétrons por segundo que atingem o ânodo do tubo. Quando o operador aumenta o controle de corrente do gerador, está aumentando o número de elétrons que atravessam o tubo e que vão atingir o alvo do ânodo. Outra maneira de aumentar o número de elétrons que circulam pelo tubo é através do incremento do tempo de exposição, que é medido em segundos. Resumindo, pode-se dizer que a quantidade de fótons produzidos é resultante do produto do número de elétrons que atravessam o tubo pelo tempo em que os mesmos são acelerados. Este produto é simbolizado pelos "mAs", que é controlado diretamente pelo operador do equipamento.

Sabe-se que, quanto maior o número de fótons que excitam o écran, maior é a quantidade de prata metálica (que é preta) fixada sobre o filme, causando um aumento de enegrecimento. O enegrecimento do filme de raios X é denominado de *densidade*. Ou seja, o fator corrente pelo tempo ("mAs") é o controlador primário da densidade da película. Dessa maneira, o valor apropriado do produto corrente pelo tempo deve ser selecionado pelo técnico para que se produza uma radiografia de enegrecimento aceitável.

2.7.2 Alta-tensão (Quilovolts - kVp)

A alta-tensão ou, como denominam popularmente "os quilovolts" (kVp), tem influência sobre a qualidade e a quantidade do feixe de radiação X emitido pelo tubo. O operador do equipamento de raios X, ao aumentar a alta-tensão aplicada sobre o tubo, provoca um aumento da velocidade e da energia da corrente de elétrons que circula entre o cátodo e o ânodo do tubo. Se a velocidade dos elétrons que saem do cátodo é aumentada, significa que mais elétrons atingirão o ânodo por unidade de tempo. Por outro lado, quanto maior a energia dos elétrons que atingem o ânodo de tungstênio, maior é o gradiente de energia provocado pelo freiamento (*bremsstrahlung*).

Conforme descrito acima, observa-se que variações de tensão ("kVp") exercem enorme influência sobre o padrão da radiografia, pois a alta-tensão aplicada ao tubo afeta

quantitativa e qualitativamente o feixe de radiação produzido. Alterações da qualidade (entenda-se energia) do feixe incidente provocam diferenças no grau de penetração da radiação no tecido. Em outras palavras, a alta-tensão influencia diretamente no contraste da imagem radiológica, que se constitui na capacidade de discernimento dos diferentes níveis de densidades presentes nos tecidos expostos. No aspecto quantitativo, o meio radiológico emprega uma regra prática que relaciona a intensidade da radiação ao quadrado da razão de variação da tensão ("kVp"). Assim, se a alta-tensão é duplicada, a quantidade de radiação é multiplicada por quatro. Uma variante desta regra é a regra dos 15 %, que estabelece que um aumento de 15% na alta-tensão causa o mesmo efeito da duplicação da corrente ou do tempo de exposição. Percebe-se daí que o uso do parâmetro alta-tensão para controle da densidade radiográfica constitui-se em tarefa árdua, de difícil operacionalização, sendo por isso substituído pelo controle do parâmetro corrente vezes tempo ("mAs").

Um aspecto que passa desapercebido na maioria das vezes diz respeito ao tipo de gerador de alta tensão existente no equipamento. Assim sendo, geradores monofásicos apresentam uma forma de onda com grande ondulação ("ripple" de 100%), o que se reflete na qualidade da radiação produzida, reduzindo a energia média dos fótons. Já os geradores trifásicos de retificação a doze pulsos, ou aqueles do tipo a conversor de alta freqüência, apresentam formas de onda com "ripple" inferior a 10% (vide figura 2.16).

O tipo de gerador é decidido por ocasião da compra, permanecendo inalterado por toda a vida útil do equipamento, pois dificilmente substitui-se a unidade de alta tensão de um aparelho de raios X. Existe uma grade de fatores de conversão para compensar os efeitos da densidade da imagem em função do tipo de gerador de raios X, conforme apresentada na tabela 2.3.

2.8 Distância

Similarmente ao estabelecido pelas leis da óptica, a intensidade dos raios X varia inversamente com o quadrado da distância, diminuindo à medida que se afasta do ânodo do tubo. Isso se deve à divergência do feixe, que é bastante concentrado próximo ao tubo, espalhando-se quando se distancia da fonte emissora. De uma maneira mais precisa, tem-se que o número de fótons produzidos em uma determinada exposição é o mesmo, independente da distância em que se encontra do tubo. Como a radiação se espalha segundo um "cone" de emissão, tem-se que o número de fótons por unidade de área diminui com a distância. Aplica-se assim a lei do inverso do quadrado que estabelece que a intensidade da radiação em um determinado ponto é inversamente proporcional ao quadrado da distância deste ponto à fonte emissora.

Matematicamente pode-se escrever que:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \tag{7}$$

onde: I_1 é a intensidade original

I_2 é a nova intensidade

d_1 é a distância original

d_2 é a nova distância

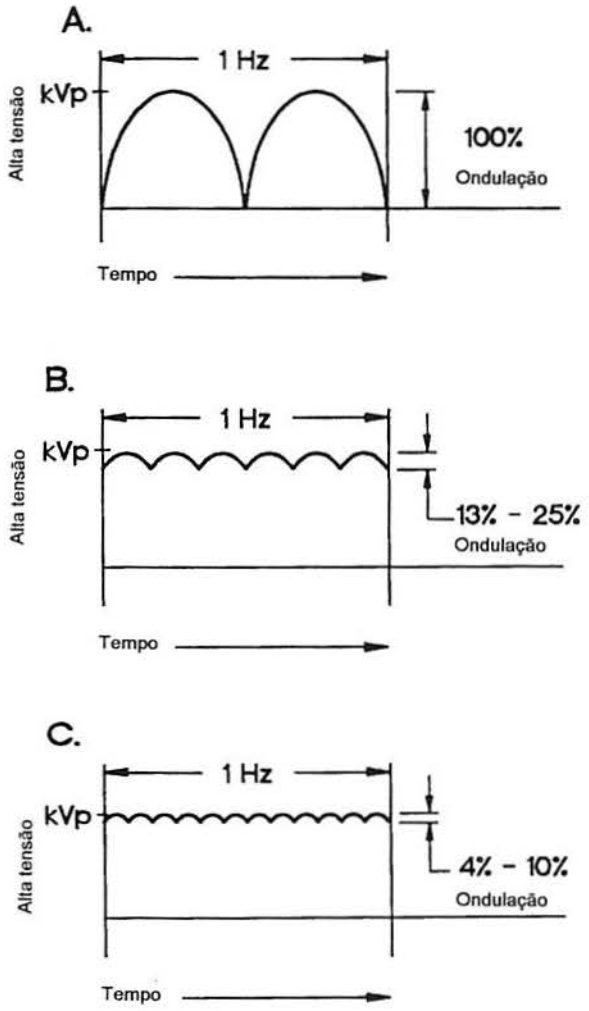


Figura 2.16 Formas de onda da alta-tensão: (A) monofásica, com retificação de onda completa de pulsos; (B) trifásica, com retificação de 6 pulsos; (C) trifásica, com retificação de 12 pulsos [Carlton e Adler, 1992].

Como visto anteriormente, a quantidade de radiação (intensidade) determina o enegrecimento (densidade) do filme radiológico. O operador controla a intensidade da radiação através do ajuste do produto da corrente pelo tempo ("mAs"), que pode ser realizado diretamente nesta forma, ou através do controle independente da corrente de tubo (mA) e do tempo de exposição (s). Percebe-se que o operador deve estar atento às correções de intensidade que se fazem necessárias em função das diferentes distâncias entre o paciente e o tubo de raios X.

Tabela 2.3 Fatores de conversão para geradores [Carlton e Adler, 1992].

FATORES DE CONVERSÃO RELATIVOS AO EFEITO DO TIPO GERADOR NA DENSIDADE DO FILME		
CONVERSÃO DA FASE DO GERADOR		FATOR DE MULTIPLICAÇÃO DOS "mAs" PARA MANTER A MESMA DENSIDADE
De	Para	
1Φ2P	3Φ6P	0,6
1Φ2P	3Φ12P	0,5
3Φ6P	1Φ2P	1,6
3Φ6P	3Φ12P	0,8
3Φ12P	1Φ2P	2,0
3Φ12P	3Φ6P	1,2

A partir da relação quadrática entre distância e intensidade, e considerando que mAs é o controlador primário da intensidade dos raios X e da densidade radiográfica, pode-se escrever a fórmula da manutenção da densidade:

$$\frac{mAs_1}{mAs_2} = \frac{d_1^2}{d_2^2} \qquad (8)$$

onde: mAs_1 é o valor original do produto da corrente pelo tempo

mAs_2 é o novo valor do produto da corrente pelo tempo

d_1 é a distância original

d_2 é a nova distância

SUMÁRIO DO CAPÍTULO 2

- No domínio da radiologia diagnóstica, os processos de interação da radiação com a matéria mais predominantes são os efeitos *fotoelétrico* e *Compton*.
- O *efeito fotoelétrico* predomina nas interações de baixa energia e nos tecidos de número atômico maior. É extremamente importante nos exames de extremidades.
- O *efeito Compton* destaca-se nas interações de alta energia e nos tecidos moles. Aplica-se para exames de tórax e abdômen.
- O filme radiográfico é impressionado por *luz visível* produzida pela interação dos raios X com o *écran* (fosforescência).
- O conjunto *filme/écran* forma um par casado, cuja resposta à exposição depende da sua *velocidade relativa*.
- Fatores que influenciam na densidade do filme: *alta-tensão (kVp), corrente (mA), tempo (t), distância foco/filme, grade, tipo de gerador*.
- A *alta-tensão* afeta *qualitativa e quantitativamente* a radiação produzida no tubo de raios X.
- A *corrente* afeta a *quantidade* de radiação gerada no tubo.

3 SISTEMAS DE EXPOSIÇÃO RADIOLÓGICA

3.1 Introdução

Os sistemas de exposição radiológica foram desenvolvidos com o objetivo de propiciar a obtenção de radiografias de qualidade consistente, segundo o padrão pré-estabelecido pelo próprio serviço de radiologia. Esse recurso evita a introdução de inovações a cada novo paciente submetido a exame e desvincula o processo de aspectos subjetivos e pessoais. A adoção de sistemas de exposição é tão importante, que a Portaria n.° 453 da Secretaria da Vigilância Sanitária exige a afixação do protocolo de técnicas radiográficas junto ao painel de controle de cada aparelho de raios X. A idéia básica dos sistemas de exposição reside no fato de se permitir a variação de somente um parâmetro de exposição, enquanto se mantém fixo os demais.

No presente capítulo são apresentados os principais sistemas de exposição existentes, abordando-se as vantagens e desvantagens técnicas e operacionais de cada um. Nos itens 3.4.1 e 3.4.2 são estudados os sistemas de alta-tensão fixa e variável; nos itens 3.4.3 e 3.4.4, o método por pontos da Siemens e da Du Pont; a calculadora Supertech é apresentada no item 3.4.5; o sistema de exposição automática e a programação anatômica, respectivamente nos itens 3.4.6 e 3.4.7. Através da abordagem realizada neste capítulo, pode-se constatar as razões que conduziram ao abandono a maioria desses sistemas, em que pese a sua extrema importância, a ponto de muitos serem totalmente ignorados pela maioria dos operadores de equipamentos radiológicos.

Essas análises são fundamentais para o posterior desenvolvimento do processador eletrônico de regimes, que por um lado aproveita a idéia da padronização dos sistemas de exposição e, por outro, utiliza os benefícios da tecnologia dos micro-controladores, que propiciam a fácil operacionalização desses sistemas.

O capítulo finaliza com a discussão do sistema de programação anatômica que, dentre todas as modalidades avaliadas, mostra-se como a mais competente na manutenção do padrão radiológico. Devido ao seu custo, acaba sendo descartada na hora da contratação do equipamento mas que, a longo prazo, demonstra ser um investimento de grande retorno.

3.2 Qualidade Radiográfica

A produção da imagem radiológica compreende diversos passos, cada um exercendo grande influência na qualidade do produto final. Para alcançar e manter o nível de qualidade desejada, faz-se mister conhecer as propriedades que afetam a qualidade da imagem, de modo a examinar os fatores que as controlam e influenciam. Essas propriedades podem ser resumidas em *densidade*, *contraste*, *resolução* e *distorção*. Para se ter uma idéia concisa do

efeito de cada uma dessas propriedades sobre a qualidade final da imagem, elaborou-se a tabela 3.1, a seguir apresentada. Dessas quatro propriedades, *densidade* e *contraste* estão intimamente relacionadas com os parâmetros de exposição selecionados. Assim, da tabela 3.1 pode-se destacar a densidade e o contraste, concentrando a atenção sobre os fatores que as influenciam e que são apresentados na tabela 3.2.

Tabela 3.1 Efeitos das principais variáveis da cadeia de produção da imagem radiológica sobre a qualidade da radiografia [Carlton e Adler, 1992].

VARIÁVEL	EFEITO SOBRE			
	DENSIDADE	**CONTRASTE**	**RESOLUÇÃO**	**DISTORÇÃO**
EQUIPAMENTO				
Fases do gerador	Direto	Inverso	Nulo	Nulo
kVp	Direto	Inverso	Nulo	Nulo
mAs	Direto	Nulo	Nulo	Nulo
Dist. foco/filme	Inverso	Nulo	Direto	Inverso
TUBO				
Ponto focal	Nulo	Nulo	Inverso	Direto
Filtração	Inverso	Inverso	Nulo	Nulo
PACIENTE				
Espessura	Inverso	Inverso	Inverso	Direto
Tipo de tecido	Inverso	Inverso	Nulo	Nulo
RECEPTOR				
Razão de grade	Inverso	Direto	Nulo	Nulo
Velocidade relativa do écran/filme	Direto	Nulo	Inverso	Nulo
Tempo de revelação	Direto	Inverso	Nulo	Nulo
Temp. do revelador	Direto	Inverso	Nulo	Nulo

Na rotina diária, o radiologista não está interessado na produção de radiografias ocasionalmente espetaculares, mas sim na uniformidade da qualidade das imagens realizadas. De uma maneira geral, os critérios considerados pelos radiologistas na avaliação da qualidade da imagem, podem ser resumidos nos seguintes tópicos [Fuchs, 1997]:

a) Todas as densidades da imagem radiológica devem ser translúcidas quando examinadas ao negatoscópio.

b) Todas as porções da imagem devem possuir depósitos de prata. Ausência ou excesso de depósitos não contribuem para o diagnóstico.

c) O órgão examinado deve estar exposto completamente.

d) O contraste deve ser tal que se perceba claramente os detalhes e a diferenciação entre densidades.

e) Os detalhes não podem estar obscurecidos por efeitos de radiação secundária ou por excessivo véu de base.

f) A imagem deve ter a máxima definição possível e os órgãos radiografados devem apresentar forma consistente com as necessidades clínicas do exame.

Tabela 3.2 Fatores de influência da densidade e contraste [Carlton e Adler, 1992].

PROPRIEDADES DA IMAGEM		
	DENSIDADE	CONTRASTE
FATORES DE CONTROLE	"mAs"	"kVp" Tipo de gerador
FATORES DE INFLUÊNCIA	"kVp" Tipo de gerador Distância Filtração Colimação Grade Combinação filme/écran Espessura do paciente Processamento	Filtração Colimação Espessura do paciente Grade Processamento

No momento em que estiver interpretando, o radiologista deve ter confiança de que a imagem representa a situação anatômica real. A imagem deve ser composta por uma ampla gama de tons de cinza, que possibilite a diferenciação dos detalhes. Por outro lado, a escala de contraste não deve ser excessivamente estendida o que tende a dificultar a diferenciação de densidades. Em outras palavras, deve haver um balanço de densidades para satisfazer os requisitos diagnósticos.

Na distinção dos detalhes, contraste e resolução constituem-se nos fatores fundamentais. É desejável conseguir-se registrar com suficiente contraste pequenas variações de densidade de todos os detalhes no órgão examinado e mostrar diferenças sobre uma larga gama de espessura de tecidos na mesma exposição. Se todas as densidades radiográficas são translúcidas, então há representação de todos os detalhes do tecido porque os elementos constituintes do órgão foram adequadamente expostos.

3.3 Importância dos Sistemas de Exposição

Segundo observação pessoal, são raras as clínicas e serviços hospitalares de radiologia que se preocupam em estabelecer padrões de qualidade e os respectivos mecanismos para sua manutenção. Como a cadeia dos processos envolvidos na obtenção da imagem radiológica é complexa, onde a alteração de cada elemento repercute de maneira importante no produto final, torna-se aparentemente mais fácil adotar-se uma postura de "tentativa e erro" em detrimento de uma análise sistemática dos processos. Um dos reflexos dessa situação é de que os procedimentos técnicos tornam-se extremamente subjetivos e pessoais, dependendo fundamentalmente dos profissionais envolvidos.

Dessa maneira, constata-se seguidamente enormes diferenças de padrão radiológico de um turno para o outro num mesmo serviço de radiologia, em virtude da aplicação de técnicas totalmente desassociadas, desenvolvidas segundo critérios pessoais de cada operador. Esse aspecto fica ainda mais evidente quando um novo funcionário é admitido no grupo, egresso de outro serviço radiológico. Este profissional traz consigo toda a bagagem adquirida ao longo de sua experiência e, na ausência de procedimentos padronizados no seu novo emprego, acaba adotando os seus próprios critérios. Ou seja, permite-se o estabelecimento de uma grande variedade de técnicas radiológicas em virtude da omissão do serviço ou departamento em definir seus procedimentos operacionais.

Por outro lado, essa multipluralidade de técnicas facilita o encobrimento de eventuais defeitos em componentes do processo, não permitindo a constatação prematura de problemas localizados que terminam por gerar severas repercussões quando evidenciados. Um exemplo comum é o da variação da temperatura no tanque do revelador da processadora de filme, que provoca alterações na densidade das radiografias. Em um departamento de radiologia onde não há padronização de procedimentos, a tendência natural dos técnicos é de corrigir tais variações com mudanças no regime das exposições.

Qualquer departamento de radiologia deve concentrar seus esforços em três importantes objetivos, inerentes ao processo de produção de radiografias, a saber [Carlton e Adler, 1992]:

- Exames de qualidade diagnóstica consistente
- Emprego da menor exposição possivel para obtenção das imagens radiológicas
- Redução dos custos desnecessários, através do emprego de boas técnicas.

A boa qualidade de um departamento de radiologia só pode ser configurada se esses três objetivos forem alcançados simultaneamente. É irresponsável aquele radiologista que apresenta imagens de boa qualidade, obtidas com o auxílio de doses elevadas ou mediante inúmeras tentativas de exposição. Por outro lado, os custos do processo devem ser considerados, notadamente nas circunstâncias atuais, onde as margens de lucro estão pressionadas pelo mercado a níveis muito baixos, comprometendo a sobrevivência dos serviços de radiodiagnóstico.

A adoção de um conjunto de medidas são recomendadas aos serviços de radiologia, com o objetivo de fazer frente a nova realidade do mercado do diagnóstico por imagem. Tais medidas abrangem todos os segmentos envolvidos na dinâmica do serviço, compreendendo aqueles relacionados com a área técnica fim, relativa à obtenção das imagens e emissão de laudos; os pertinentes às áreas administrativa, financeira e gerencial; e às rotinas da garantia e controle da qualidade dos processos.

No que tange à área técnica, a chave fundamental do processo de obtenção e manutenção da garantia da qualidade da imagem constitui-se na padronização das técnicas radiológicas. Esta padronização compreende dois aspectos: aqueles voltados ao posicionamento do paciente, específico de cada órgão ou incidência; e os relacionados aos regimes radiológicos. Os primeiros sempre foram objeto da preocupação dos médicos radiologistas, estando perfeitamente alicerçados por ampla literatura e consagrados na rotina dos serviços. Aqueles pertinentes à padronização de regimes de exposição não encontram a mesma divulgação, sendo em muitos casos completamente ignorados entre os radiologistas.

Esse fato é em parte explicado pela aridez que os conceitos da fisica das radiações representam para o médico radiologista, que deles geralmente alimenta profunda aversão. Esses aspectos ficam, então, relegados a um segundo plano dentro da relação das prioridades do serviço, propiciando a proliferação de diversos "modismos" na determinação de regimes radiológicos. Apesar dos princípios das técnicas de exposição radiológicas remontarem à década de 20, quando Jerman desenvolveu nos Estados Unidos os primeiros protocolos, no nosso meio ainda são bastantes desconhecidas.

O Ministério da Saúde, através da Portaria n.° 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária, aborda o estabelecimento de padrões de exposição como parcela importante do programa de controle da qualidade dos serviços de radiologia em nosso País. Na referida portaria, o Ministério da Saúde considera que as exposições radiológicas constituem a principal fonte de exposição da população a fontes de radiação ionizante e que as práticas radiológicas devem ser realizadas em condições otimizadas de proteção. Considera, ainda, que há a necessidade de garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à comunidade e padronizar os requisitos para o funcionamento dos estabelecimentos que operam com raios X diagnósticos.

O item 3.27 da mencionada portaria responsabiliza o RT (responsável técnico) do serviço pelos procedimentos a que são submetidos os pacientes, estabelecendo que as exposições sejam as mínimas necessárias para a efetivação do exame. Estipula, ainda, que o RT deve elaborar e revisar as *tabelas de exposição para cada equipamento de raios X do serviço*. E, mais adiante, no item 4.4, está exigido que junto ao painel de controle de cada aparelho deve ser mantido um protocolo de técnicas radiográficas (tabela de exposição), especificando: tipo de exame (espessuras e partes anatômicas do paciente) e respectivos parâmetros radiográficos; parâmetros para o controle automático de exposição; tamanho e tipo da combinação écran/filme; distância foco-filme.

Assim sendo, o mesmo grau de importância que os radiologistas creditam às técnicas de posicionamento e de incidência deve ser dado ao estabelecimento de um sistema padronizado de regimes. Embora possam ser um pouco penosos o estudo preliminar e o desenvolvimento dos padrões de exposição, esses se mostram extremamente úteis para a rotina após sua implantação.

3.4 Desenvolvimento e Seleção de Sistemas de Exposição

O processo de exposição radiológica é bastante complexo, envolvendo diversas variáveis. Uma regra prática de desenvolvimento de técnicas ou cartas de exposição preconiza fixar o maior número possível de fatores, permitindo a variação de somente um. O objetivo principal dos sistemas de exposição é a consistência da qualidade da imagem radiológica. Uma vez estabelecidos, devem ser obrigatoriamente consultados pelo técnico radiologista antes da realização de cada exame. Na prática, cada sala de exame acaba tendo sua carta de exposição específica, a qual depende das características da instalação.

Ao se desenvolver e implantar sistemas de exposição, torna-se evidente que cada método tem suas vantagens e desvantagens, cabendo ao profissional avaliar tais aspectos no momento de optar por um. Entretanto, ao se escolher um sistema, este deve ser adotado

indiscriminadamente por todos os técnicos do serviço de radiologia, sob pena de não se alcançar os resultados esperados.

Os sistemas de exposição mais conhecidos são: alta-tensão fixa ("quilovolt fixo"), alta-tensão variável ("quilovolt variável"), método por pontos da Siemens, método por pontos da Du Pont ("Du Pont Bit"), calculadora Supertech, sistema de exposição automática ("exposímetro" automático) e programação anatômica. Cada sistema é abordado com maiores detalhes no presente trabalho, dando-se ênfase àqueles que podem ser integrados ao dispositivo eletrônico de regimes radiológicos, principal objetivo deste estudo.

3.4.1 Sistema de Alta-tensão Fixa

Conforme mencionado anteriormente, devido ao grande número de fatores que contribuem para a qualidade final da imagem, torna-se extremamente prático quando todas as variáveis são mantidas constantes com exceção de uma. Sobre esta idéia repousa o princípio do sistema de alta-tensão fixa, onde o parâmetro alta-tensão ("kVp") é mantido constante para um determinado tipo de exame e o parâmetro corrente vezes tempo ("mAs") é variado para se obter a densidade apropriada. Como visto nas seções anteriores, a alta-tensão exerce enorme influência sobre diversos fatores radiográficos como contraste, densidade, tipo de interação entre a radiação e o paciente, energia média dos fótons, etc. Por outro lado, a sua seleção depende do gerador (monofásico, trifásico, a conversor), do tipo de combinação écran/filme, da filtração inerente e externa, etc.

Assim sendo, um sistema que mantém a alta-tensão fixa para um determinado tipo de exame, elimina os efeitos dos fatores decorrentes de sua variação. O objetivo é selecionar o valor de alta-tensão mais alto aceitável para um determinado tipo de exame e faixa de espessura de paciente. A escolha desse valor depende dos níveis de tensão que garantam suficiente penetração e ao contraste necessário para a identificação de detalhes.

Para o estabelecimento de uma carta de alta-tensão fixa recomenda-se a realização de exposições experimentais com simuladores de pacientes ("fantoma"), para se determinar a melhor imagem com a tensão mais alta possível. Os valores mais comuns de tensão para as principais regiões do corpo humano são fornecidos na tabela 3.3.

Encontrados os valores ótimos de alta-tensão, são estabelecidas as faixas de corrente vezes tempo ("mAs"), que vem a ser a única variável deste sistema de exposição. Assim sendo, se 80 kVp for escolhido como o valor fixo para exames de abdômen, a única variável será o produto corrente vezes o tempo ("mAs"), que depende da espessura do paciente, a qual é medida com o auxílio de uma régua apropriada, popularmente denominada de "espessômetro",

conforme mostrado na figura 3.1. Usando os regimes escolhidos para as radiografias com simuladores, através de uma extrapolação, pode-se estabelecer os valores iniciais para as demais regiões do corpo. Após esse procedimento, o ajuste final da tabela é realizado em exames com paciente, podendo esse processo ser mantido com melhorias contínuas.

Como principais vantagens do sistema de alta-tensão fixa podem ser apontadas a redução da dose do paciente, pois a tensão é sempre mantida mais alta possível; maior uniformidade de contraste nas radiografias, o que confere segurança ao radiologista; aumento da latitude de exposições; redução do desgaste do tubo de raios X em função da redução dos tempos de exposição.

Tabela 3.3 Valores mais comuns de tensão para as principais regiões anatômicas [Fuchs, 1977].

REGIÃO DO CORPO	FAIXA DE "kVp" MAIS COMUM
Pequenas extremidades	50 – 60
Grandes extremidades	70
Crânio	80
Abdômen e costelas	80
Coluna vertebral AP	80
Coluna vertebral lateral	90
Tórax	120

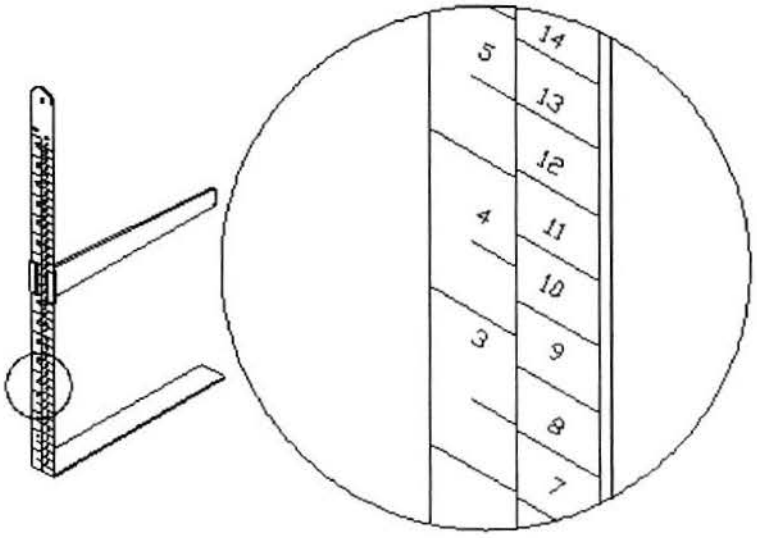


Figura 3.1 Régua para medida de região anatômica ("espessômetro").

Em relação as desvantagens, destacam-se o aumento da radiação espalhada devido a se trabalhar com tensão mais alta, em média, e a diminuição do contraste, motivada pela radiação espalhada.

3.4.2 Sistema de Alta-tensão Variável

Como diz o nome da técnica, nesse sistema a tensão empregada para uma incidência específica varia em função da densidade do paciente. O parâmetro corrente vezes tempo ("mAs") é mantido constante para cada parte do corpo radiografada. Esse sistema remonta ao antigo princípio que estabelece uma alteração de 2 kVp a cada centímetro de variação da espessura da região radiografada. A essa proporção, uma constante K é adicionada para fornecer o valor final de tensão adequado para a incidência em questão. Esta constante, às vezes denominada de constante de sala ou de incidência, tem valores típicos entre 20 e 50 kVp.

De uma maneira geral, pode-se sintetizar esse sistema através da seguinte relação:

$$\textit{Alta-tensão} = 2kVp \times \textit{espessura (cm)} + K$$

Por exemplo, para um paciente de 20 cm de espessura de abdômen, considerada uma constante K= 30 kVp, o valor da alta-tensão a ser selecionado é de 70 kVp.

Os valores de corrente vezes tempo ("mAs") podem ser encontrados através de tentativa e erro e, uma vez achados, são mantidos fixos para cada região anatômica do corpo, cuja alta-tensão varia com a espessura. Um aspecto constatado na prática é de que variações uniformes de 2 kVp por centímetro de espessura não funcionam satisfatoriamente sobre uma larga faixa de espessuras.

Uma das maneiras de contornar essa limitação é criar mais de uma escala de alta-tensão, de sorte que para cada espessura exista mais de um valor de tensão que possa ser escolhido. O segredo está em que a diferença de alta-tensão entre uma escala e a próxima, para uma dada espessura, corresponde a duplicação ou redução à metade do produto da corrente pelo tempo ("mAs"). Esse sistema foi implantado na Clínica Mayo dos Estados Unidos, de onde foram geradas as tabelas I.1, I.2 e I.3 mostradas no Anexo I.

Para melhor compreensão, tome-se um exemplo, orientado a partir da tabela I.1. Seja a espessura de 21 cm, que na coluna "Scale 1" corresponde a 72 kVp. Um deslocamento para a coluna "Scale 1/2" fornece para a mesma espessura o valor de 80 kVp, o que implica na redução de 50% no valor da corrente vezes tempo ("mAs"). Ou seja, a radiografia realizada com 80 kVp e metade da corrente vezes tempo ("mAs") em relação à de 72 kVp produzirá uma exposição similar, mas com resposta de contraste diferente.

A confecção de cartas de exposição de alta-tensão variável pode ser realizada com o auxílio de simuladores de regiões anatômicas, obtendo-se a partir daí os valores do produto da corrente pelo tempo ("mAs") ou corrente ("mA") e tempo para cada técnica ou incidência. Os testes com simuladores devem ser seguidos de exames clínicos para o perfeito ajuste da técnica. Frank, Winkler e Runge, na década de 80, desenvolveram a técnica das "razões de mAs". Estabeleceram como referência o valor do produto da corrente pelo tempo ("mAs") do exame AP de coluna lombar, em relação ao qual foram derivados os valores do produto da corrente pelo tempo das demais regiões do corpo. As razões dos valores dos produtos da corrente pelo tempo desenvolvidas por Runge estão mostradas na tabela I.4, do Anexo I, onde se destaca o exame de coluna lombar como referencial.

A técnica resultante da combinação das "razões de valores do produto da corrente pelo tempo" com alta-tensão variável em função da espessura pode ser classificada como alta-tensão variável dentro de uma faixa ótima. E outras palavras isso significa dizer que, como a grande maioria dos indivíduos situa-se dentro de uma faixa antropométrica relativamente estreita, a técnica de alta-tensão variável pode aplicar-se perfeitamente bem pois as variações de tensão são pequenas. Costuma-se dizer que nesses casos, consegue-se combinar as vantagens da técnica da alta-tensão variável (pequenas mudanças incrementais) com a de fixo (ótimo contraste).

A principal vantagem do sistema de alta-tensão variável é de permitir pequenas variações incrementais na exposição para compensar mudanças de espessura. Isso já não acontece na técnica de tensão fixa, onde as variações dos valores do produto da corrente pelo tempo dependem das características do comando do aparelho, cujos passos não são pequenos, nem lineares.

Uma potencial desvantagem no uso de tensão variável repousa no fato de que variações de tensão alteram o contraste da radiografia. Uma redução de contraste pode prejudicar a habilidade do radiologista em ver pequenos detalhes na imagem. Por outro lado, tensões baixas aumentam a dose do paciente, o que deve ser fortemente evitado.

Recentemente, o Hospital de Clínicas de Porto Alegre implantou o sistema de alta-tensão variável, com algumas adaptações, na sua rotina. A coordenação do serviço de radiologia daquele hospital, ao constatar o alto índice de rejeitos, buscou auxílio junto ao departamento de Física Médica do HCPA para reduzir as perdas e melhorar a qualidade radiográfica. Iniciou a tarefa pela implantação de uma metodologia de controle dos fatores concorrentes na formação da imagem, tais como tipo de combinação filme/écran, calibração dos geradores e das processadoras de filmes, complementada pelo treinamento dos profissionais envolvidos. Uma vez mantido o controle das principais variáveis, o passo seguinte foi o de diminuir os erros provocados por falha

humana, através da implantação das tabelas de regimes e do uso da régua de medida de região anatômica. Optaram pelo sistema da alta-tensão variável, empregando a fórmula clássica da variação de 2 kVp para cada centímetro de espessura. Para tanto estabeleceram tabelas para os principais exames, confeccionadas em função da espessura da região radiografada, as quais foram aplicadas em três salas de exames. Juntamente com as tabelas de alta-tensão variável, foi colocada à disposição dos operadores a tabela de pontos da Siemens (vide item 3.4.3) para facultar compensações simultâneas de tensão e corrente, sem prejudicar a manutenção do padrão de enegrecimento. Na prática, trata-se do sistema de alta-tensão variável, apoiado pela tabela de pontos da Siemens que é usada naqueles casos em que o sistema não apresenta boa resposta. Com essa iniciativa reduziram o percentual de rejeitos e implantaram um padrão radiográfico para todos os exames. Para fins de ilustração, algumas tabelas empregadas no HCPA estão transcritas no Anexo I.

Concluindo, sabe-se que a faixa de espessuras das regiões anatômicas dos indivíduos é relativamente pequena quando se trata do crânio, joelho ou ombros. Nesses casos a técnica de tensão variável aplica-se com grande êxito. Entretanto, para exames abdominais, onde a espessura pode variar enormemente de indivíduo para indivíduo, deve ser adotada uma compensação tal que se evite valores de alta-tensão muito altos em paciente obesos ou muito baixos em pacientes magros. Essas compensações devem ser acompanhadas de variações dos valores de "mAs" para se alcançar a densidade ótima de cada radiografia.

3.4.3 Tabela de Exposição da Siemens – Método por Pontos

A tabela de exposições da Siemens baseia-se em dados experimentais, cuja eficácia depende, como em qualquer outra técnica, de fatores locais, tais como qualidade da rede elétrica, material radiológico, condições de processamento, etc. Portanto, deve ser vista como uma orientação geral que depende de correções para sua adequada aplicação.

O recurso auxiliar provido pelo sistema de exposições da Siemens é a adaptação dos dados radiográficos através do método de pontos. Como linha geral, baseia-se nas doses radiográficas para cada tipo de órgão com o objetivo de se obter as mesmas condições radiográficas e sempre o enegrecimento ideal. Para tanto, são definidas determinadas condições de partida que compreendem a definição dos seguintes parâmetros:

- Espessura normal da região anatômica
- Distância foco-filme de 115 cm
- Écran universal "Saphir" da Siemens

ESCOLA DE ENGENHARIA
BIBLIOTECA

- Filme radiográfico de "alta sensibilidade"
- Nenhuma grade anti-difusora
- Gerador de raios X monofásico.

No Anexo I estão apresentados os quadros de A a J (tabelas I.7 a I.10), onde constam os fatores de correção, dados em pontos, e as tabelas de exposição confeccionadas para cada região anatômica, conforme veiculadas pela Siemens nas décadas de 70 e 80.

As colunas 2 das tabelas de exposição mostram o *valor de exposição de partida* para espessuras médias. Já as colunas 7 das tabelas mostram a pontuação para *exposições normais*, ou seja, aquelas realizadas sob condições normalmente empregadas nos exames. Dessa maneira, para um exame de seios da face (paranasais), realizado em um paciente de crânio de 22 cm de espessura antero-posterior, com distância tubo/filme de 115 cm, empregando écran Saphir e "bucky" com grade de razão 8/40, o valor normal de exposição é de 36 pontos. O regime recomendado pela tabela é de 73kVp (73 kVp = 14 pontos) e 160 mAs (160 mAs = 22 pontos), o que perfaz 36 pontos. Ou seja, para um exame em que sejam adotadas condições idênticas às recomendadas, não se fazem necessárias alterações.

Se forem adotadas condições diferentes das utilizadas nas tabelas, o radiologista deve se valer dos quadros numerados de A a J, para estabelecer seus próprios *valores de exposições individuais*. Nesses quadros estão quantificadas a influência das variáveis concorrentes na determinação do regime, tais como tensão (kVp), corrente (mA), tempo (t), produto corrente pelo tempo (mAs), espessura do paciente, distância tubo/filme, etc.

De uma maneira geral, pode-se escrever que:

Valor de exposição normal ± pontos de correção = valor de exposição individual

Dado o tipo de exame, uma recomendação prática para se obter o regime de exposição é tomar-se os pontos correspondentes a alta-tensão indicada na tabela Siemens para aquele exame, subtrair este valor dos pontos totais do valor de exposição individual, obtendo-se assim os pontos que indicarão o valor da corrente vezes o tempo ("mAs") encontrado a partir do quadro G.

Como mencionado anteriormente, os parâmetros de tensão e corrente pelo tempo ("mAs") obtidos através das tabelas da Siemens provavelmente não produzirão radiografias ideais num primeiro momento. Entretanto, servem de guia prático que, adequadamente adaptado às condições de um serviço de radiologia, auxiliam na padronização das técnicas radiográficas.

Para que o método de pontos da Siemens seja melhor entendido, a seguir estão apresentados mais alguns exemplos.

Exemplo 1: Radiografia da vesícula biliar postero-anterior.

Dados gerais: espessura do paciente de 19 cm

grade anti-difusora Pb 8/40

gerador monofásico

écran Saphir

distância tubo/filme de 115 cm

valor normal de exposição de 33 pontos.

Tomando os 66 kVp, conforme indicado na tabela, tem-se 12 pontos (quadro F). Subtraindo-se 12 pontos de 33 pontos, obtém-se 21 pontos, que implicam em 125 mAs (quadro G).

Exemplo 2: Mesmo exame do exemplo anterior, com tensão do tubo de 70 kVp.

Através do quadro F, obtém-se 13 pontos para uma tensão de 70 kVp. Para o valor de mAs, restam 33 pontos - 13 pontos = 20 pontos. Entrando com esse valor no quadro G, obtém-se 100 mAs. Portanto o novo regime é de 70 kVp e 100 mAs.

Exemplo 3: Mesmas condições do exemplo 1, só que se empregando um gerador trifásico de 6 pulsações no lugar de um monofásico.

Como o gerador trifásico apresenta tensão eficaz superior ao monofásico, ou seja, maior quantidade de radiação por unidade de tempo, recomenda-se reduzir 2 pontos do valor de exposição normal. Dessa maneira, o valor de exposição individual passa a ser de 33 pontos – 2 pontos = 31 pontos. Partindo-se da mesma tensão do valor de exposição normal, 66 kVp, faz-se o cálculo do valor de mAs. Sendo 31 pontos – 12 pontos = 19 pontos, retira-se do quadro G o valor de 80 mAs. Logo o novo regime passa a ser de 66 kVp e 80 mAs.

Atualmente, a maioria dos fabricantes internacionais produz geradores do tipo a conversor de alta freqüência, os quais apresentam a grande vantagem de alimentar o tubo de raios X com uma tensão praticamente constante. Essa tecnologia traz como resultados maior rendimento na geração de raios X e melhor qualidade da radiação produzida. A Siemens também vem incorporando essa nova tecnologia em sua linha de produtos, fornecendo geradores a conversor de freqüência com alto rendimento. Como resultado dessa evolução, tornou-se necessário readequar as tabelas de exposição existentes, com a introdução das devidas compensações. As tabelas I.11 e I.12 são fornecidas pela Siemens juntamente com os novos geradores de 12 pulsos e multipulsos, que são atualmente comercializados por aquela empresa. Essas tabelas computam, além da tecnologia dos geradores multipulsados, novos tipos de combinação écran/filme, que apresentam maior velocidade sem perda expressiva de resolução.

Similarmente à Siemens, a maioria dos grandes fabricantes de equipamentos radiológicos preocupa-se em dar suporte ao usuário, com o objetivo de garantir o bom uso dos aparelhos e a obtenção do máximo rendimento dos mesmos. Talvez não com o mesmo grau de detalhamento que a Siemens propicia com sua técnica por pontos, uma concorrente sua, a Philips, também apresenta suas tabelas de exposição, caracterizadas para cada família de geradores de sua linha de produtos.

Como exemplo, está apresentada no Anexo I a tabela I.13 de exposição para os geradores da família CP, que a Philips lançou no mercado no final da década de 80. A tabela é bastante simplificada e generaliza a aplicação de suas técnicas a partir da consideração de que as mesmas foram desenvolvidas tomando como referência um paciente de 1,75 m de altura e 75 kg de peso. Cabe aí uma crítica, pois o fator que determina a variação do regime radiológico não é o peso do paciente, mas sim a espessura da região anatômica considerada. O operador deve estar atento para tal aspecto, e proceder as devidas correções ao adaptar a tabela às condições de sua infra-estrutura.

3.4.4 Sistema de Pontos da Du Pont

A Du Pont, hoje pertencente ao grupo americano Sterling, possui uma divisão que atende o mercado de filmes, écrans, receptores digitais de imagem, produtos químicos e processadoras de filmes radiológicos. Como parte de sua estratégia de comercialização, oferece suporte técnico ao cliente, baseado em diversas publicações, entre as quais o "Guia de Posicionamento e Exposição para Radiologia Geral". Este manual fornece uma visão dos princípios da radiologia geral, sugestões de procedimentos, orientações de exposições, técnicas de alta-tensão fixa e variável, com o objetivo auxiliar o usuário na busca da máxima eficiência. Este guia é complementado por outra publicação, denominada de "Sistema de Pontos para Gerenciamento de Técnicas", que se constitui em uma ferramenta para alteração de técnicas radiológicas, avaliação de exposição na pele do paciente, criação de novos regimes radiológicos e condições de processamento.

Logicamente, todo o desenvolvimento do sistema baseia-se no emprego dos produtos da Du Pont, que ocupam posição de destaque no mercado internacional e cujas características técnicas equivalem aos dos maiores concorrentes do setor (Kodak, Fuji, Agfa, 3M). Como disposições gerais relativas a adoção de seus produtos e orientações técnicas, a Du Pont ressalta a importância do controle alguns fatores, tais como, radiação produzida pelo equipamento, filtração, colimação, medida da espessura do paciente e processamento.

No que se refere à filtração, o fabricante recomenda o uso do filtro de alumínio de 2,5 mm de espessura, com o objetivo de melhorar o contraste da radiografia através da remoção das radiações "moles", as quais também aumentam a dose do paciente.

A colimação deve restringir o feixe primário à área de interesse específica, com a finalidade de melhorar o contraste, através da diminuição dos efeitos indesejados da radiação espalhada, e reduzir a exposição do paciente.

A medida da espessura da região anatômica é considerada um pré-requisito para se obter boas radiografias e sobre a qual repousa toda a estrutura das tabelas de técnicas radiológicas.

O atendimento às recomendações fornecidas para o preparo dos produtos químicos e processamento do filme também são fundamentais para a obtenção de bons resultados.

O "Guia de Posicionamento e Exposição para Radiologia Geral" compreende seis regiões anatômicas: dorso superior, dorso inferior, coluna, extremidades superiores, extremidades inferiores e cabeça. Para cada região estão contempladas as incidências mais comuns, com seus respectivos regimes de exposição nas técnicas de tensão fixa e variável. Como exemplo, foram extraídas do guia da Du Pont as técnicas para exame de coluna cervical, conforme mostradas nas tabelas I.14 e I.15 do Anexo I.

Para se utilizar o guia, o operador deve tomar a espessura do paciente e procurar na tabela específica os valores de tensão e do produto corrente pelo tempo ("mAs"), lendo tais valores na coluna correspondente ao écran utilizado no exame. Caso não esteja tabelado o regime para o écran empregado no exame, deve-se tomar como referência o valor da corrente vezes o tempo ("mAs") indicado para o écran de velocidade 400 e a partir dele calcular o novo valor. Se, por exemplo, estiver sendo usado um écran de velocidade 800, o valor do produto da corrente pelo tempo a ser ajustado no console do gerador deve ser a metade do indicado na coluna do écran de 400. Da mesma maneira, se for um usado écran de velocidade 100, deve-se multiplicar por quatro o valor do produto da corrente vezes o tempo lido na coluna do écran de 400.

Observe-se que nas tabelas da Du Pont existem duas colunas em branco, onde o operador coloca os valores do tempo e da corrente selecionados no painel de comando do aparelho de raios X, os quais resultarão nos produtos da corrente pelo tempo ("mAs") indicados nas tabelas indexadas pelas espessuras.

Logicamente, os regimes indicados nas cartas da Du Pont têm caráter orientativo. O operador deve analisar os resultados obtidos e realizar as correções necessárias nos espaços em branco existentes na própria tabela.

Conforme mencionado anteriormente, a Du Pont possui outra ferramenta para auxiliar o radiologista no estabelecimento de suas técnicas radiológicas: o "Sistema de Pontos para Gerenciamento de Técnicas". Este sistema assemelha-se muito ao método de pontos da Siemens, possuindo todavia, maior abrangência de variáveis. Conforme destaca o próprio manual da Du Pont, as cartas de exposição adotadas pelos radiologistas podem necessitar de alterações em função de preferências individuais, troca de equipamento, filme, écran, condições de processamento, entre outras.

O sistema de pontos da Du Pont compreende o gerenciamento de regimes em função de alterações do tipo:

- Troca do conjunto écran/filme, para outro de velocidade diferente;
- Aumento da tensão para reduzir tempos de exposição;
- Aumento da distância para diminuir a penumbra, com o correspondente aumento da alta-tensão;
- Diminuição da temperatura do revelador e aumento do valor de mAs para reduzir o ruído na imagem;
- Mudança de regime em função da patologia e idade do paciente;
- Variação da espessura dos filtros de alumínio.

Os pontos são unidades de exposição relativa, calculados para os diversos fatores que afetam a densidade do filme. Se os parâmetros de uma exposição tomada como ideal são conhecidos, então é possível calcular o valor total de pontos desta técnica. Assim, qualquer alteração pode ser realizada, desde que a soma final de pontos permaneça inalterada. O valor total dos pontos da exposição ideal ou correta consiste na soma dos pontos de alta-tensão, produto corrente por tempo ("mAs"), combinação écran/filme, grade, distância foco/filme e espessura anatômica.

Já para o sistema de processamento, a Du Pont define como ideal o valor total de 15 pontos, resultante da soma dos pontos referentes ao tempo em que a película permanece no revelador, à temperatura e à atividade do revelador.

As tabelas da Du Pont, montadas em um pequeno manual, conforme apresentado no Anexo I, são impressas segundo critério de igual espaçamento dimensional, de sorte que uma dada mudança tem efeito de exposição equivalente sobre todas as demais tabelas. A mudança de $\pm$ 1,0 ponto corresponde a duplicação ou redução à metade da exposição; já 0,2 ponto representa uma diferença de 15% na exposição. Lembre-se que, diferenças de densidade iguais ou inferiores a 15%, passam praticamente desapercebidas ao olho do radiologista.

Deve-se uma vez mais ressaltar que o emprego de tabelas de conversão, como a da Du Pont, subentendem condições normais de funcionamento de todos os elementos componentes da cadeia radiológica. Alterações localizadas, como descalibração de geradores, mudança da temperatura do revelador, envelhecimento dos tubos de raios X, podem comprometer o uso de tais tipos de tabela.

Existem diversas maneiras de se utilizar as tabelas da Du Pont. Por exemplo, se for desejado aumentar de 64 para 85 o valor da alta-tensão de uma dada radiografia, com o objetivo de reduzir o tempo de exposição inicial de 2/5 s para um tempo menor, existem as seguintes maneiras para se encontrar o novo tempo de exposição:

Maneira 1: toma-se a régua "Cut Here" existente na própria tabela e marca-se a distância entre 64 kVp e 85 kVp, na tabela G. Transporta-se esta diferença para a escala de tempos, tabela D, encontrando-se a partir de 2/5 s o tempo da nova exposição que é 1/10 s.

Maneira 2: pela tabela G, de kVp, conta-se os passos entre 64 kVp e 85 kVp, que são 10. Transporta-se essa diferença para a tabela D, de tempos, e diminui-se 10 passos a partir de 2/5 s, obtendo-se o novo tempo de exposição, que é de 1/10 s.

Maneira 3: soma-se os pontos da exposição original. Para 64 kVp tem-se 6,4 pontos e para 2/5 s, tem-se 11,0 pontos. O total da exposição é de 17,4 pontos. Deste valor, diminui-se 8,4 pontos correspondente a 85 kVp. A diferença 17,4 pontos - 8,4 pontos resulta em 9,0 pontos, que corresponde a 1/10 s na tabela de tempos de exposição.

Concluindo, o sistema da Du Pont compreende um conjunto de cartas de exposição sugestivas para as principais regiões anatômicas do corpo, complementadas por um método manual de mudanças de parâmetros baseado em operações de soma e subtração de pontos.

3.4.5 Calculadora "Supertech"

A calculadora "Supertech" foi desenvolvida na década de 70 pelo técnico radiologista norte-americano Brice Kratzer, durante sua residência em tecnologia radiológica. Trata-se de um sistema semelhante a uma régua de cálculo, que permite adequações de regimes radiológicos em função do tipo de equipamento de raios X; características do paciente, como peso e idade; distância foco/filme; tipo de grade; etc. A calculadora possibilita até 200 combinações de tensão, corrente e tempo para qualquer região anatômica a ser radiografada.

O sistema "Supertech" é composto de três cartas, denominadas A, B e C, que são operadas na seqüência abaixo descrita.

A *carta A* determina os parâmetros de exposição, baseados no tamanho e idade do paciente. O operador deve inicialmente medir a espessura do paciente, na posição central do feixe incidente. O passo seguinte é localizar na carta a linha que mostra a região a radiografar e a respectiva incidência. Feito isso, o operador deve correr um cursor até colocar em uma janela a espessura do paciente. Ver figura 3.2, onde está mostrada a localização de uma espessura de 14 cm para um exame de ombros.

A *carta B* tem como finalidade corrigir as técnicas em função das diferentes combinações das variáveis que atuam sobre o processo de formação da imagem. O sistema "Supertech" fornece técnicas de exposição, considerando o uso de écrans de alta velocidade, grades de relação 12:1 e distância foco/filme de 100 cm. A carta B permite, então, fazer correções para diferentes grades, filtros, distância, etc.

Outra função interessante desta carta é a de realizar correções para equipamentos radiológicos descalibrados. Os fatores de correção estão identificados na própria carta, como por exemplo: variação de distância de 100 cm para 120 cm, fator +1; uso de écran tipo "Hi-Plus", -1/2; exposição fora do Bucky, -4. Se há a incidência de mais de um fator de correção, deve-se aplicar a resultante da soma de todos eles.

A calculadora "Supertech" é acompanhada por um conjunto de acessórios para a determinação do fator de correção do gerador. Este fator compensa as eventuais diferenças entre equipamentos ou a descalibração de algum parâmetro inerente ao aparelho de raios X.

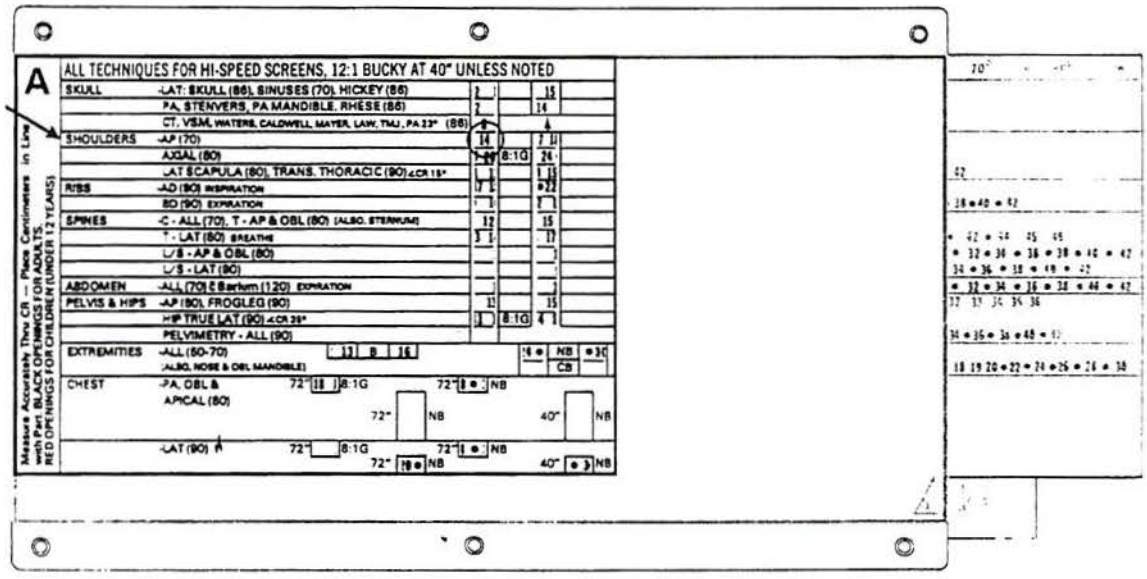


Figura 3.2 Inserção de espessura na Carta A do Sistema "Supertech".

Para tanto, um simulador ("penetrômetro") de acrílico, fornecido como acessório da calculadora, deve ser radiografado com o regime de 50 kVp e 30 mAs, utilizando-se um écran de alta velocidade, e uma distância foco/filme de 100 cm. A radiografia desse simulador é processada, resultando em um círculo cinza do diâmetro do simulador. A densidade deste círculo é comparada, com a ajuda do negatoscópio, com um filme padrão, também fornecido com a calculadora. Este filme padrão possui diversos círculos de diferentes densidades, cada um identificado com seu fator de correção.

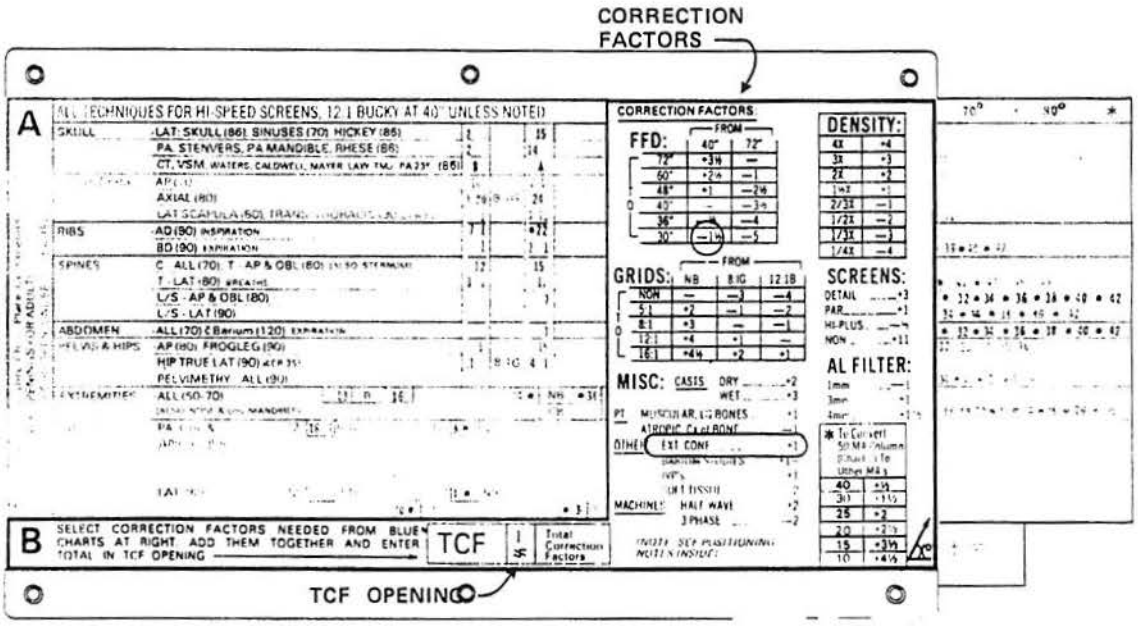


Figura 3.3 Fatores de correção da Carta B do sistema "Supertech".

Deve-se, então, localizar o círculo que possui a densidade mais próxima da radiografia do simulador, para se obter o fator de correção do gerador. A figura 3.3 mostra os fatores de correção existentes.

A *carta C* fornece dezenas de combinações de alta-tensão, corrente e tempo para cada incidência, de onde o operador seleciona a mais apropriada. Deve, tão somente, cuidar para não sobrecarregar o conjunto gerador/tubo e, ao mesmo tempo, empregar tensão suficiente para garantir penetração adequada. A figura 3.4 mostra a carta C, onde a coluna da esquerda apresenta a faixa de alta-tensão disponível, sete colunas centrais de corrente e tempo (mA/tempo) e, à direita, a coluna do produto de corrente por tempo ("mAs").

As opões de corrente (50, 100, 200, 300, 500, 700, 1000) são as mais comuns disponíveis para seleção nos consoles dos geradores de raios X. Observe-se que, para cada valor

de mAs, existem sete combinações possíveis. Por exemplo, na linha de 100 mAs, as alternativas são 50 x 2, 100 x 1, 200 x 1/2, 300 x 0,36, 500 x 1/5, 700 x 3/20, 1000 x 1/10.

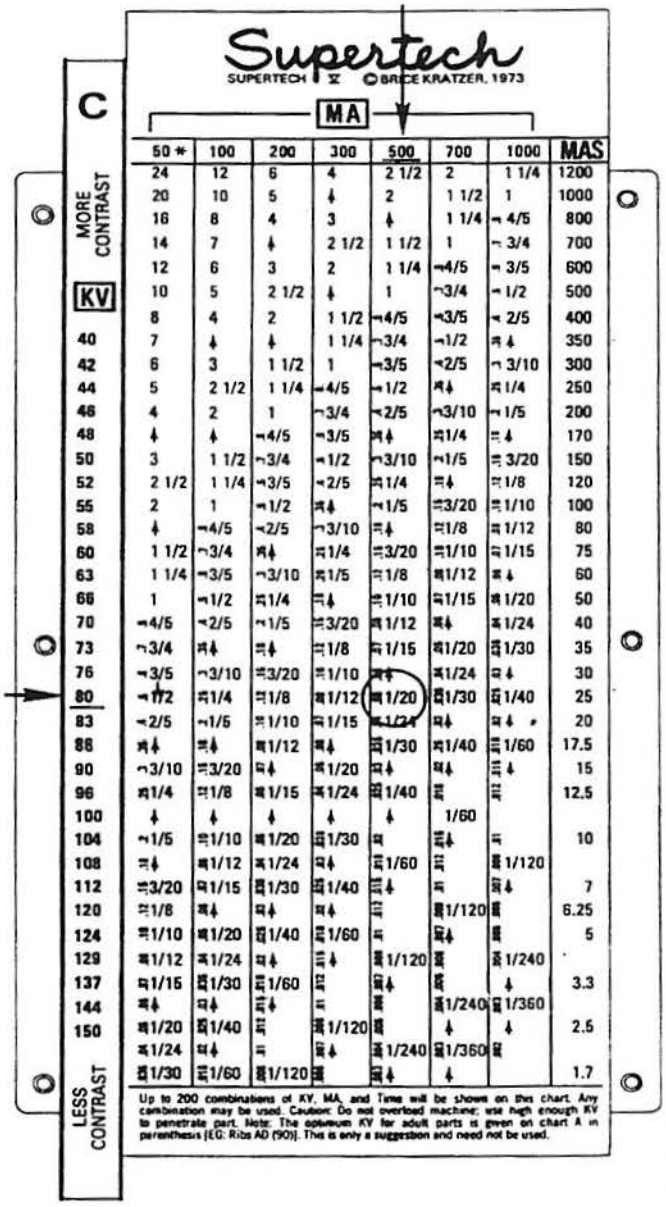


Figura 3.4 Carta C do sistema "Supertech", mostrando as combinações de parâmetros possíveis.

O deslocamento relativo entre as tabelas de tensão e de corrente da carta C depende dos fatores ajustados nas cartas A e B, que estão na face oposta à carta C. A figura anterior mostra que os ajustes das cartas A e B levaram ao alinhamento de 80 kVp com 25 mAs, 70 kVp com 40 mAs, e assim por diante. Para realizar a escolha dos valores de tensão e de corrente vezes tempo ("mAs") dentre os oferecidos pela carta C, o operador considera aspectos como o menor tempo possível de exposição, contraste desejado, a existência dos parâmetros de tempo e de corrente disponíveis no comando do seu aparelho de raios X.

3.4.6 Sistema Automático de Exposição

Quando se usa sistema automático de exposição, o operador fica liberado da seleção do tempo de exposição radiológica. Em alguns aparelhos, além do tempo de exposição, o operador também não necessita determinar a corrente. Neste último caso, limita-se a estimar o valor da alta-tensão em função da região anatômica a ser examinada.

O sistema de exposição automática repousa sobre os seguintes princípios:

- O valor da densidade (enegrecimento) das radiografias deve ser o mesmo para diferentes objetos (pacientes);

- Para toda radiografia há uma zona dominante, na qual o enegrecimento é determinante para se obter uma imagem ótima;

- A um dado enegrecimento corresponde uma dose determinada.

A função do sistema automático é medir a dose na zona dominante da radiografia e interromper a exposição quando o valor da dose pré-determinada é alcançada. Para tanto, na maioria dos equipamentos, coloca-se entre a grade e o chassis um dispositivo de medida, que pode ser uma câmara de ionização ou um écran luminescente opticamente acoplado a uma célula fotomultiplicadora. A intensidade da ionização no interior da câmara, ou da corrente da fotomultiplicadora, é utilizada para cortar a alimentação do tubo de raios X. Em alguns aparelhos, o sensor de dose é instalado atrás do chassis.

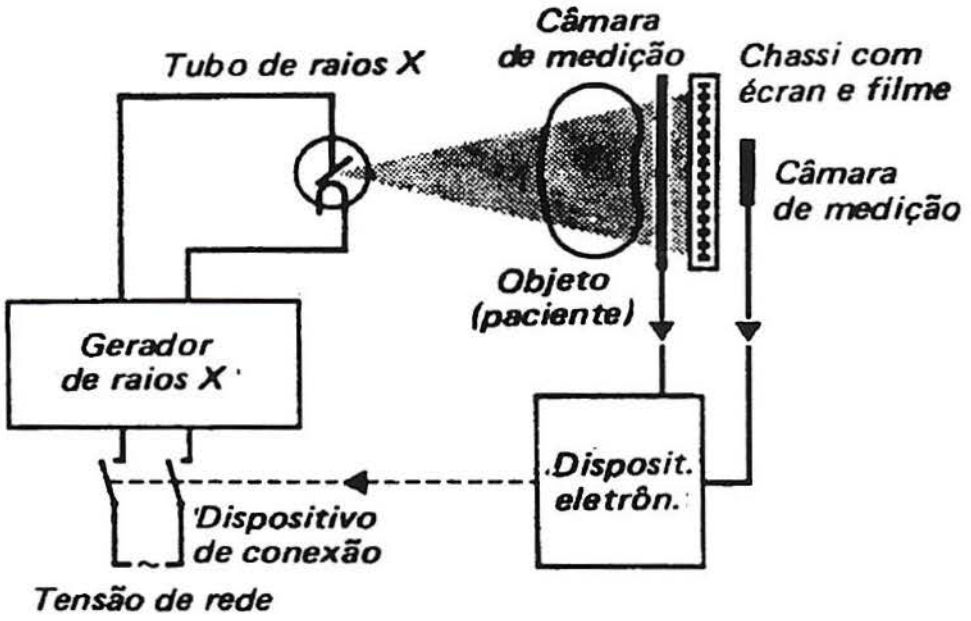


Figura 3.5 Representação esquemática do funcionamento do sistema automático de exposição.

Neste caso, não se pode empregar chassis com revestimento de chumbo, pois atenuaria drasticamente a exposição do sensor. De uma maneira simplificada, pode-se representar esquematicamente o circuito do sistema automático conforme mostrado na figura 3.5.

Como o sensor de dose é colocado junto ao receptor de imagem, todas as influências que atuam sobre o feixe incidente são percebidas e detectadas pelo dispositivo. Dessa maneira, o sistema tende a compensar todas essas influências, tais como variações da rede de alimentação, mudanças de filtros, distância foco/filme, espessura do paciente, tipo de grade anti-difusora, etc.

A maioria dos sistemas automáticos de exposição oferece até três campos de medida, ou áreas dominantes. São denominadas de esquerda, direita e central. O operador deve escolher quais os campos de medida são utilizados em função do exame que está em curso. Assim, para órgãos simétricos, como pulmões e rins, elege-se duas câmaras simultâneas (esquerda e direita); já para órgãos únicos, como estômago, coluna e cabeça, determina-se o uso do campo central. Em estativas "bucky" verticais, os desenhos dos campos de medida aparecem sobre a tampa da gaveta "bucky", facilitando a centralização do paciente nos exames de tórax, cabeça e seios da face. Ver figura 3.6.

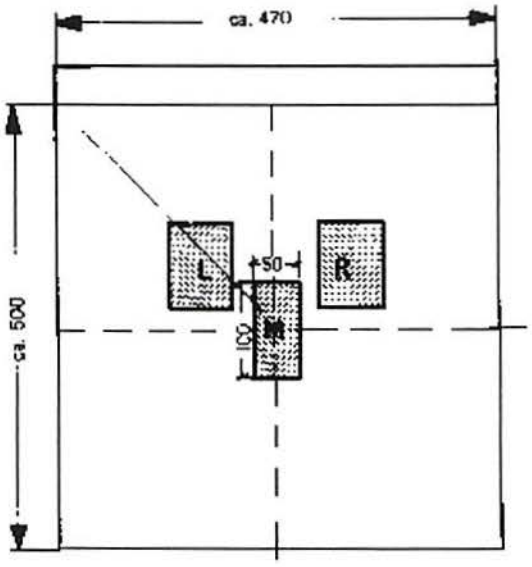


Figura 3.6 Câmaras de medida de exposição.

Um dos circuitos típicos de pré-amplificação do sinal recebido de câmaras de ionização é o mostrado na figura 3.7. Nele aparecem três campos de medida, cujas câmaras podem ser selecionadas através de um conjunto de relés que excitam a porta ("gate") de um transistor de efeito de campo, o qual está ligado na configuração integradora.

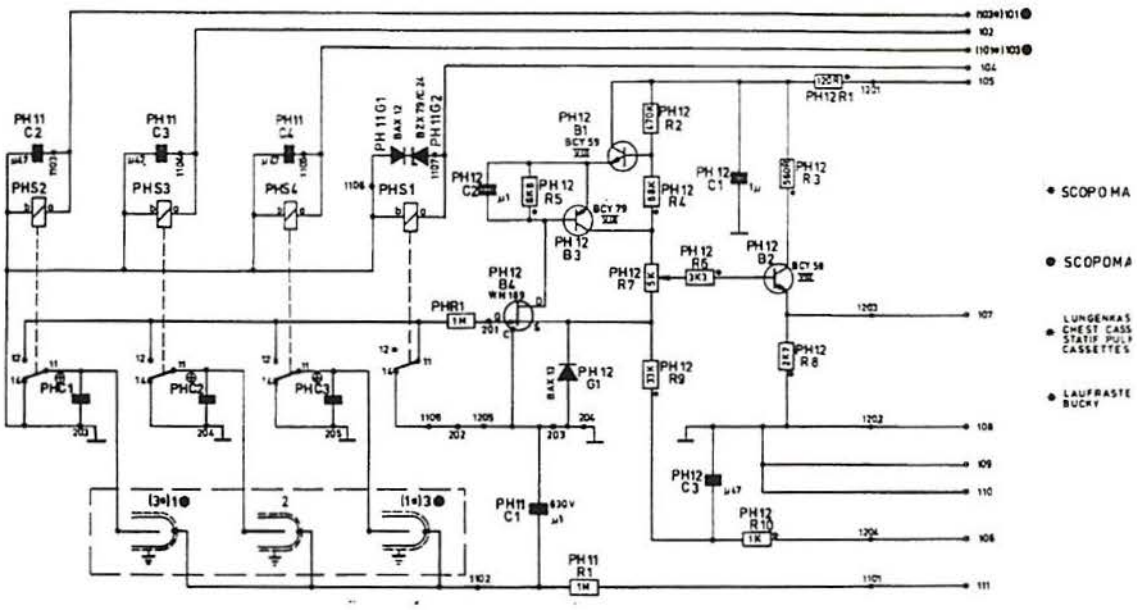


Figura 3.7 Pré-amplificador do sinal das câmaras de ionização, retirado do sistema "Amplimat" da Philips.

O projeto dos circuitos de sistemas automáticos deve considerar aspectos importantes, inerentes ao processo de formação da imagem radiográfica. Entre eles pode-se mencionar:

Relação existente entre densidade e alta-tensão: o enegrecimento da película é monitorizado pelo sistema através da dose, e não da alta-tensão. Assim, é necessário que o gerador de raios X incorpore um dispositivo de compensação da influência da alta tensão aplicada ao tubo, corrigindo a sensibilidade do sistema automático.

Relação existente entre enegrecimento e espessura do paciente: o sistema mantém a mesma densidade do filme radiológico, independente da espessura do paciente, considerado o feixe primário. Todavia, sabe-se que, quanto mais espesso o objeto, maior o espalhamento. Para que o funcionamento do sistema automático independa dos efeitos da radiação espalhada, deve-se empregar grades que eliminem a contribuição desta sobre o enegrecimento da película.

Relação existente entre enegrecimento e as dimensões do campo radiológico: a influência da dimensões do campo radiológico sobre o enegrecimento está condicionada à radiação espalhada. Maior o campo, maior a contribuição da radiação secundária. Mesmo que se empregue grades anti-difusoras, se faz necessário compensar as diferenças de enegrecimento, corrigindo-se a sensibilidade do sistema automático em função do formato selecionado.

Relação existente entre enegrecimento e tempo de exposição: o tempo mais curto de exposição habilitado pelo circuito do sistema automático deve considerar o tipo de gerador ao qual está conectado. Geradores do tipo à conversor, chaveados por meio de componentes de estado sólido,

podem realizar exposições de duração igual ou menor que 1 ms. Já os aparelhos trifásicos "convencionais", comutados por dispositivos eletromecânicos, não conseguem realizar exposições de duração inferior a 5 ms. Ou seja, neste último caso, não adianta o sistema de exposição automática tentar desarmar o circuito de grafia antes de 5 ms, pois seu comando não terá nenhum efeito sobre o tempo de exposição.

Influência dos écrans reforçadores: o sistema automático mantém constante a dose no ponto de medida. Se forem usados écrans de sensibilidades diferentes, o enegrecimento do filme é variável. Nas salas em que se dispõem do sistema, não se pode trocar o tipo de écran, sem antes recalibrar o dispositivo.

Influência do filme: Como foi visto anteriormente, existem diversos tipos de filmes e de combinação écran/filme. À semelhança do que foi discutido sobre os écrans, aplica-se também aos tipos de filmes empregados.

Influência do processamento: como o processo de revelação da imagem é posterior e independente da formação da imagem latente sobre o filme, os parâmetros de revelação e fixação devem ser mantidos e controlados de conforme o estabelecido durante a calibração inicial do sistema.

Influência do feixe primário: se for permitido que o feixe primário atinja a câmara de medida sem que atravesse primeiramente o paciente, uma dose muito alta será percebida pelo sistema automático, interrompendo prematuramente a exposição.

O sistema automático não se aplica a todo tipo de órgão. Seu uso em determinados exames torna-se delicado, podendo resultar em radiografias de qualidade não aceitável. De uma maneira geral, pode-se classificar os órgãos, sob a ótica do uso do sistema automático, em *convenientes*, *críticos* e *não-convenientes*.

Órgãos convenientes são aqueles que não apresentam maiores dificuldades para a obtenção de boas radiografias através do uso do sistema automático, uma vez observadas as indicações particulares. Entre eles, pode-se relacionar pulmão, coração, rins, vesícula, estômago, intestino.

Órgãos críticos são aqueles em que o uso do sistema automático pode redundar em radiografias imperfeitas. Isso se deve a aspectos de posicionamento, não-casamento entre as formas e dimensões da câmara de medida e o órgão examinado, ou a impossibilidade de se descentralizar suficientemente o chassis. Exemplos de órgãos críticos: crânio, coluna cervical e lombar, articulações.

Órgãos não-convenientes são aqueles para os quais as dimensões das câmaras de medida são demasiadamente grandes ou que, por razões anatômicas, não se pode obter radiografias perfeitas. Entre eles, cita-se o esterno, antebraço, mão, pé.

3.4.7 Programação Anatômica

A radiografia anatomicamente programada constitui-se em um acessório que é oferecido como opcional na maioria dos modernos geradores de raios X. Em alguns modelos pode vir sob forma de cartas de técnicas radiológicas armazenadas em um banco de memória, as quais podem ser acessadas através do console do aparelho de raios X. Assim, quando o operador deseja fazer um exame de coluna lombar, a tela do console de operação do equipamento fornece uma série de projeções e parâmetros dentre os quais o radiologista pode escolher os mais adequados.

Esses parâmetros de exposição podem ser usados pelo operador ou modificados de acordo com as características das instalações radiológicas existentes.

A maioria dos fabricantes apresenta o sistema de radiografia anatomicamente programada funcionando juntamente com o dispositivo de exposição automática. Nesses casos, o usuário seleciona o tipo de exame que deseja realizar dentre as alternativas disponíveis no console do aparelho de raios X, e o equipamento pré-seleciona a alta-tensão, as câmaras de medida que serão empregadas pelo sistema automático de exposição, fatores de correção e o dispositivo de realização do exame (mesa "bucky", estativa vertical, etc.).

Seguem alguns exemplos dos parâmetros iniciais disponibilizados no console de operação de um aparelho de raios X equipado com radiografia anatomicamente programada:

Tórax p.a.: campos de medida esquerdo e direito; estativa vertical; 100 kVp a 125 kVp, écran universal.

Rim p.a.: campo de medida esquerdo e direito, ou somente um; mesa Bucky horizontal; 60 kVp a 65 kVp; écran universal.

Vesícula biliar p.a.: campo de medida central; mesa Bucky horizontal; 60 kVp a 65 kVp; écran universal.

Estômago: campo de medida central; mesa seriográfica; 90 kVp a 110 kVp; écran universal.

Uma moderna versão da radiografia anatomicamente programada é o sistema de automatismo radiográfico oferecido como opcional nos atuais geradores fabricados pela Siemens. Seu funcionamento exige que, previamente a realização da radiografia, o órgão examinado seja submetido a uma fluoroscopia. A partir dos parâmetros de fluoroscopia - relacionados a espessura do objeto, aos dados do intensificador de imagem, a alta-tensão, corrente e a distância

foco/filme - um valor de equivalência em água é adaptado ao paciente. Este valor de equivalência em água é a base para a determinação do valor de tensão ótimo e a uma possível correção de densidade. Os dados calculados pelo dispositivo são comparados com os valores limites de potência do conjunto gerador/tubo, sendo corrigidos quando necessário.

Com a gradual redução dos preços dos dispositivos micro-processados, a incorporação das técnicas de programação anatômica às instalações radiológicas crescerá nos próximos anos. Hoje, o fator custo dessa tecnologia ainda é uma questão limitante na hora da compra, levando o comprador a abrir mão desse opcional. Assim mesmo, os preços de comercialização atuais mostram que esse investimento apresenta retorno a curto prazo, principalmente nos serviços de alta demanda. O custo de US$ 10.000,00, valor médio de comercialização desses sistemas, acaba sendo amortizado em curto espaço de tempo.

SUMÁRIO DO CAPÍTULO 3

- Diversas são as variáveis que concorrem na formação da imagem radiográfica (alta-tensão, corrente, tempo, espessura da região anatômica, tipo de gerador, distância foco/filme, grade, combinação filme écran, filtragem, sistema de processamento).
- Considerações subjetivas da influência de tais variáveis propiciam a obtenção de radiografias sem qualidade diagnóstica, gerando perdas, desgaste prematuro dos equipamentos, aumento da dose do paciente e operador.
- Objetivos da padronização de exposição: consistência da qualidade radiográfica, controle da densidade do filme através do manejo de uma só variável, redução da exposição radiológica, diminuição dos custos.
- A Portaria n.° 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária exige que junto ao comando de operação de cada aparelho de raios X estejam as tabelas de exposição pertinentes aquele equipamento.
- Sistemas de exposição mais conhecidos: alta-tensão constante; alta-tensão variável; métodos por pontos da Siemens e Du Pont; calculadora "Supertech"; sistema automático de exposição; programação anatômica.
- No sistema de alta-tensão fixa, determina-se o maior valor da alta-tensão para um determinado tipo de exame, variando-se o produto corrente pelo tempo para compensar diferenças de espessuras. Vantagens: redução da dose, uniformidade de contraste, redução do desgaste do tubo de raios X. Desvantagens: maior radiação espalhada.

- No sistema de alta-tensão variável, fixa-se o valor do produto da corrente pelo tempo ("mAs") para determinado tipo de exame, variando-se a alta-tensão para compensar diferenças de espessuras. Vantagem: permite pequenas variações incrementais de regime. Desvantagens: variação de contraste, maior dose.
- Os métodos por pontos partem dos parâmetros de uma exposição de referência em relação a qual pontos de correção são somados ou subtraídos para obter-se o regime individual. Sua principal vantagem é a de permitir o manuseio de diversas variáveis de exposição simultaneamente. A principal desvantagem reside no fato de obrigar o operador a fazer uma série de operações aritméticas para obter o regime desejado.
- A calculadora "Supertech" emprega um sistema de tabelas e cursores deslizantes para fornecer um conjunto de combinações de parâmetros para cada tipo de exame. A principal vantagem é a de liberar o operador dos cálculos para obter o regime desejado. Por outro lado, devido ao fato de possibilitar até 200 combinações de parâmetros de exposição, perturba a padronização.
- As cartas manuais de exposição existentes são pouco práticas para o seu manuseio e oferecem métodos trabalhosos de correção dos parâmetros de exposição.
- O sistema automático de exposição determina o enegrecimento do filme através do controle do tempo da exposição radiológica por meio de um sensor. Vantagem: garante sempre a consistência da densidade radiológica sem o uso de tabelas. Desvantagens: custo, não se adequa a exames de extremidades, articulações e coluna cervical.
- Programação anatômica: o operador acessa um banco de regimes armazenados, através da identificação do órgão a radiografar. O equipamento pré-seleciona os valores de tensão e corrente. O tempo de exposição é controlado por um sensor. Vantagem: libera o operador da escolha dos parâmetros radiológicos. Desvantagem: custo. Constitui-se na melhor solução técnica.

4 DESENVOLVIMENTO DO PROCESSADOR ELETRÔNICO DE REGIMES RADIOLÓGICOS

4.1 Implantação das Tabelas de Exposição: Primeiro Passo para o Desenvolvimento do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos

A discussão dos sistemas de exposição radiológica, desenvolvida no capítulo anterior, leva a constatação de alguns aspectos especiais. Primeiramente, percebe-se que é expressivo o número de variáveis que concorrem no processo da formação da imagem radiológica. A influência de cada parâmetro, seja direta ou indireta, representa-se sempre de maneira expressiva. Como conseqüência desse fato, torna-se bastante complexo o manuseio simultâneo de mais de uma variável, de maneira a se estabelecer claras relações de causa e efeito. Daí resulta que a antiga premissa de se manter inalteradas todas as variáveis, com exceção de uma, na análise do comportamento dos parâmetros, encontra sua razão de ser.

Em segundo lugar, é totalmente inexeqüível para o operador de aparelho de raios X considerar todas as variáveis no momento da realização do exame, a ponto de atuar sobre cada uma de maneira consciente. Isso implicaria no amplo conhecimento de todos os fatores envolvidos, não só quanto à sua natureza, como também ao "status" de cada um. Mesmo que o discernimento do operador permitisse amplo domínio sobre o universo das variáveis envolvidas, a adequada associação das mesmas para a realização do exame em curso tomaria precioso tempo, prolongando desnecessariamente a realização desse exame. O que o operador precisa é de um sistema prático, de uso fácil e rotineiro, que o habilite concentrar-se exclusivamente no atendimento ao paciente.

Por outro lado, para que se consiga manter um padrão de qualidade, faz-se mister que o processo seja tratado de maneira científica, extinguindo-se a antiga idéia de que a formação da imagem radiológica é uma atividade artística, que repousa em bases individuais e subjetivas. Ou seja, a interação das variáveis deve ser considerada tecnicamente, e o resultado de sua análise, disponibilizado através de mecanismos de fácil operacionalização. Assim, os sistemas de pontos da Du Pont e da Siemens oferecem metodologia tecnicamente respaldada para a determinação de regimes iniciais e alteração de parâmetros sem prejudicar o enegrecimento da película; entretanto exigem muita atenção do usuário, mostrando-se pouco operacionais na rotina diária. Nesse sentido, o método da calculadora "Supertech" mostra-se bastante prática, possibilitando que o operador estabeleça, utilize e corrija suas técnicas de exposição sem a necessidade de realizar operações aritméticas ou conhecer a natureza das principais variáveis envolvidas no processo.

Mesmo um dispositivo bastante prático, como a calculadora "Supertech", exige disciplina do operador, solicitando-lhe seguimento rigoroso dos passos preconizados pelo

sistema. Qualquer item não atendido propicia perda da qualidade do exame. Se a distância entre o tubo e o receptor de imagem não é a estabelecida, se a espessura do paciente não for medida, ou se algum fator de correção for omitido, o resultado final fica prejudicado.

Esta é a palavra chave do processo: *disciplina*. E esta postura só pode ser exigida pela direção de um departamento de radiologia se as regras estiverem bem definidas e os operadores adequadamente treinados. Como a conjugação desses requisitos, na prática, tem se demonstrado bastante raro, o que se vê é a adoção de uma infinidade de métodos pessoais e subjetivos que conduzem a altos índices de repetição de exames e a inexistência de padronização da qualidade da imagem.

Mesmo naqueles serviços de radiologia que dispõem de aparelhos equipados com sistema automático de exposição, impõem-se o estabelecimento da padronização dos sistemas de exposição. Nesse particular, deve-se ressaltar que em nosso Estado é extremamente baixo o número de equipamentos que possuem dispositivos de exposição automática. Segundo levantamento realizado junto aos principais fornecedores de equipamentos radiológicos, entre eles Siemens, Philips, Toshiba e GE, a base instalada no Rio Grande do Sul não contempla mais do que 5% de equipamentos com sistema automático. Esse quadro está se alterando nos últimos anos, pois o custo dos dispositivos de controle de exposição está baixando, favorecendo a aquisição desses opcionais como parte integrante do equipamento. Todavia, considerando que o número de serviços de radiologia registrados na Sociedade Gaúcha de Radiologia é de 259, torna-se expressiva a quantidade de aparelhos de raios X em uso que não dispõem de controle automático de exposição. Esse perfil não é característico apenas das instalações pequenas ou de pequenas localidades do interior. Nos grandes hospitais da Capital, são poucos os equipamentos dotados de sistema automático, aplicando-se também a esses a necessidade da implantação de uma padronização de técnicas de exposição radiológica.

O modelo dos departamentos e clínicas de radiologia centraliza na pessoa do médico radiologista a aprovação do exame. É ele quem decide se a radiografia preenche os requisitos para a emissão do laudo ou se é necessária a repetição da incidência. Os exames são realizados por operadores ou técnicos em radiologia, formados quase sempre de maneira autodidata. Poucos são os que realizaram algum curso formal, ou que tenham sido metodicamente orientados. A maioria ascende profissionalmente, iniciando pelas atividades hospitalares mais modestas.

Quando a qualidade da imagem não é satisfatória, o radiologista solicita ao operador que repita o exame, informando-o a respeito das deficiências da radiografia e, ao mesmo tempo, orientando-o sobre os parâmetros que devem ser alterados. As orientações são dadas em

termos de reposicionamento do paciente e da melhoria do contraste ("radiografia com maior ou menor penetração") e densidade ("enegrecimento"), conforme o caso. O operador retorna à sala de exames e procura corrigir os parâmetros de exposição baseando-se em sua experiência profissional, alterando alta-tensão, corrente ou tempo em função das análises do médico. Muito embora a avaliação da imagem possa estar qualitativamente acertada e as orientações coerentes com a mesma, fica a critério do operador estabelecer a amplitude das correções do regime. Nesse aspecto, o médico, que geralmente não tem contato com o paciente, pouco contribui, limitando-se a dar uma sugestão de correção.

Como soe acontecer, não há um sistema de exposição padronizado, e o operador raramente limita-se a corrigir um só fator, atuando quase sempre sobre alta-tensão, corrente e tempo simultaneamente. A falta de padronização de critérios estabelece um alto número de repetições de exames. O serviço de radiologia do Hospital São Lucas da PUCRS, composto por um conjunto de oito salas, realiza cerca de 9.000 exames por mês e registra um rejeito de radiografias que varia entre 12% e 14%.

A implantação de um sistema de exposição radiológica não é uma tarefa fácil e não há uma receita universal que possa ser aplicada indiscriminadamente para todos os serviços de radiologia. Por outro lado, uma vez estabelecida a padronização, esta deve ser seguida por todos os operadores e sofrer correções sempre que se constatar a necessidade para tanto. Esses aspectos acabam se constituindo nos maiores impedimentos para a implantação de um sistema padronizado. Constata-se que o departamento de radiologia incorpora naturalmente um alto índice de rejeitos e não se apercebe da inexistência de padronização, mesmo porque o processo de implantação do sistema deve partir dos médicos radiologistas que não estudam essas técnicas durante sua formação acadêmica.

Para se implantar uma carta de regimes em um departamento de radiologia, existem duas alternativas básicas: desenvolver uma carta própria, adotando um sistema de exposição conhecido; realizar a adaptação de carta já existente. No primeiro caso, o processo inicia-se através da coleta de dados com exposições que propiciem ótima qualidade diagnóstica. O ideal é escolher parâmetros de exames que se situem no intervalo intermediário da faixa de regimes e de espessura de paciente. Para tornar o método mais eficiente, pode-se se fazer uso de simuladores de regiões anatômicas, que são expostos segundo diversas combinações dos fatores radiológicos, escolhidos em torno dos valores médios, procurando-se sempre manter a mesma densidade ótica na área de interesse do filme.

Obtidas essas imagens, as mesmas são submetidas aos radiologistas para avaliação, com o objetivo de se eliminar as imagens que não tem qualidade diagnóstica. A partir daí, define-

se a carta de regimes preliminar que serve de parâmetro para exames de teste com pacientes reais. Nesta carta deve estar implícito o método de correção de regimes em função da espessura da região anatômica (alta-tensão constante, variável, outros). Definida a carta final, a mesma pode ser testada novamente com simuladores para averiguação final de sua consistência.

O passo seguinte é a aplicação da carta, sob acompanhamento diuturno, com a finalidade de se identificar necessidades de correções. Todos os fatores devem então ser anotados e discutidos para que se possa realizar os ajustes finais no sistema de exposições. O procedimento pode ser resumido conforme o diagrama em bloco abaixo.

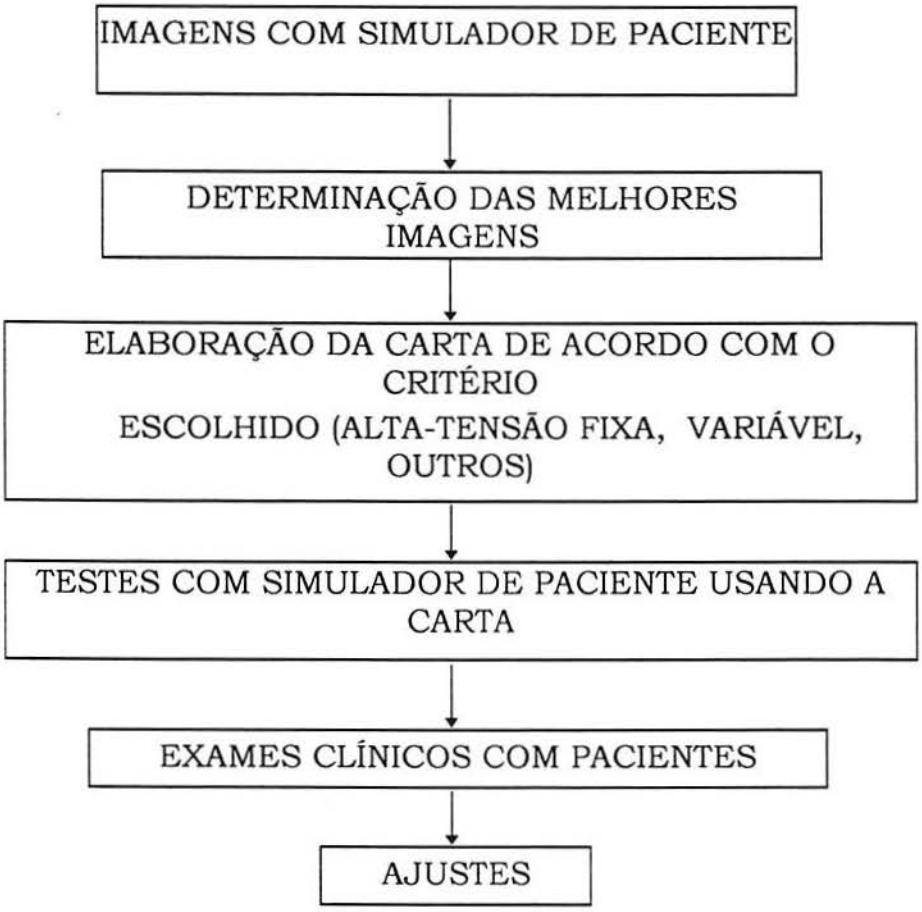


Figura 4.1 Diagrama em blocos da elaboração de uma carta de exposição.

Evidentemente, a elaboração de uma carta constitui-se em processo laborioso, que requer uma infra-estrutura que compreenda mão-de-obra qualificada, trabalho em equipe, simuladores radiológicos, sensitômetro, densitômetro, equipamento de raios X disponível. O processo de elaboração da carta implica na realização de diversas exposições, pois, ao contrário do que se possa pensar, não existe só uma relação entre espessura de tecido e exposição para todas as regiões do corpo. Segundo Kratzer, em seu artigo "A Technique Computer: Scientific Approach to Radiologic Technology", publicado na revista Radiologic Technology, vol. 45, n.° 3,

ESCOLA DE ENGENHARIA

1973 a relação entre espessura e exposição, levantada através da análise de centenas de exames clínicos classificados como de boa qualidade, não é linear. Como exemplo, a figura 4.2 mostra esta relação para radiografias de ombro em pacientes adultos.

Figura 4.2 Gráfico simplificado da relação entre exposição e espessura da região anatômica.

Já a adaptação de cartas existentes apresenta-se como uma solução mais simples. Incluem-se aí as cartas fornecidas junto com os equipamentos de raios X, confeccionadas pelos próprios fabricantes (Siemens, Philips, GE/CGR), ou aquelas distribuídas pelos produtores de écran e filmes (Du Pont).

4.2 Requisitos Básicos do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos

Conforme discutido anteriormente, a implantação de cartas de exposição representa uma mudança de paradigma dentro do escopo da radiologia convencional. Já foram apontadas algumas dificuldades inerentes ao desenvolvimento da padronização, devendo-se dar um destaque especial àquelas pertinentes ao uso das cartas na rotina diária. Uma vez estabelecido o sistema de exposição, este só pode produzir os resultados esperados se sua aplicação considerar os devidos cuidados operacionais. Dentre esses, cita-se o correto posicionamento do paciente; a medida da espessura da região anatômica, tomada no centro do feixe primário; a manutenção da distância foco/filme conforme preconizado na carta; o uso de filtros, écrans, filmes e demais acessórios para os quais foi desenvolvida a carta. De todos os parâmetros, a medida da espessura constitui-se em um dos principais fatores que deve ser considerado, a qual normalmente é neglicenciada pelos operadores. Isso se explica porque culturalmente os técnicos estão acostumados a estimar a espessura da região anatômica, em vez de a medir, além do que, esta leitura representa uma tarefa adicional dentro da rotina do exame, a qual os operadores não estão

acostumados a executar. Isso se explica, em parte, devido ao fato de que como não há sistema padronizado de exposição, a informação da espessura acaba não tendo finalidade prática.

Todavia, se o operador observar todos os aspectos concernentes ao manuseio das variáveis, o resultado dessas considerações culmina com a determinação do regime radiológico, obtido a partir das tabelas e, eventualmente corrigido de acordo com os parâmetros adotados.

Mesmo vencidas as barreiras históricas e culturais que dificultam a implantação de padrões radiológicos tecnicamente definidos, constata-se uma grande reação em manter-se o uso das cartas de regimes devido a reclamação de que é pouco prático o seu emprego na rotina diária. São alegadas diversas causas, como as dificuldades de manuseio e consulta das várias tabelas impressas; a severa rigidez na observância dos parâmetros de exposição, como a distância foco/filme; a necessidade de se medir rotineiramente a espessura do paciente; etc.

A solução desse impasse aponta para a elaboração de um sistema mais prático de consulta dos regimes radiológicos que incorpore os benefícios das cartas de exposição e, ao mesmo tempo, não apresente as dificuldades inerentes aos métodos tradicionais. Tal sistema deve cumprir as seguintes funções básicas:

- Manter o arquivo dos tipos de exames realizados pelo departamento de radiologia
- Para cada sala de radiologia, armazenar os parâmetros de exposição padronizados para cada tipo de exame, tabelados em função da espessura da região anatômica
- Permitir sua compatibilização para qualquer tipo de instalação radiológica, propiciada através de uma maneira prática de inserir, retirar e modificar fatores, tais como tipo de grade, velocidade do conjunto écran/ filme, filtração, tipo de gerador de raios X, etc.
- Apresentar flexibilidade para a eventual modificação do sistema de exposição escolhido (alta-tensão fixa, variável, método por pontos, etc.)
- Liberar o operador da tarefa de medir diretamente a espessura da região anatômica de cada paciente
- Compensar automaticamente o regime radiológico quando a distância foco/filme for diferente da especificada na tabela de regimes
- Permitir seu uso e adaptação a qualquer tipo de equipamento de raios X, sem implicar em modificações no aparelho de radiologia
- Apresentar baixo custo de implantação.

Para preencher os requisitos acima enumerados, buscou-se a solução em um sistema microprocessado, baseado em um micro-controlador, no qual se desenvolveu um programa que possibilite a procura dos parâmetros de exposição a partir de tabelas previamente

armazenadas. Dentre suas características principais, o programa deve permitir fácil introdução ou leitura de dados para a correção dos parâmetros de exposição em função do tipo de exame ou paciente e, em um outro nível, a inserção, retirada e alteração de fatores relacionados à instalação radiológica.

Um tratamento especial foi dado às variáveis *distância foco/filme* e *espessura da região anatômica*. A primeira, porque está intimamente relacionada à exposição na razão do quadrado da distância. Ou seja, pequenas diferenças no posicionamento do tubo de raios X em relação ao preconizado na tabela de regimes podem causar significativas variações de enegrecimento. Via de regra, o operador procura seguir fielmente as recomendações de distâncias preconizadas nas técnicas. Todavia, o dispositivo computadorizado deve estar apto a compensar os valores de corrente vezes tempo ("mAs") quando a distância efetiva não for a mesma da tabela.

A segunda, espessura da região anatômica do paciente, constitui-se na variável central das cartas de exposição, em função da qual são geradas as tabelas de regimes. Pode-se padronizar a medida da espessura como sendo tomada no ponto central do feixe de radiação, demarcado luminosamente sobre a pele do paciente através da projeção do retículo do diafragma, ou como a maior espessura medida na região anatômica radiografada. Independente do método escolhido para determinar a espessura, o importante é manter sempre o mesmo critério para todos os exames.

A incorporação, no dispositivo microprocessado, de um acessório que possa medir fácil e rapidamente a espessura do paciente, de sorte que libere o técnico do uso do tradicional "espessômetro", representa agregação de melhoria no sistema eletrônico em comparação à tradicional tabela de exposição.

4.3 Programa de Funcionamento do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos

4.3.1 Introdução

Através da discussão desenvolvida no presente trabalho, verifica-se que o uso de sistema padronizado de exposição constitui-se em condição básica para o controle da qualidade do serviço de radiologia. Tal requisito, todavia, não encontra seguidores na grande maioria dos serviços do nosso Estado e do Brasil, devido às dificuldades concernentes à sua implantação e manutenção. No capítulo 3, ao se analisar os sistemas de exposição existentes, observou-se que o *método de programação anatômica* condensa os principais benefícios de todos sistemas, ao fornecer os parâmetros de exposição através da simples escolha da incidência e da região anatômica. Para tanto, contém uma memória dos valores da alta-tensão para cada incidência, estabelecidos de acordo com a padronização definida pelo serviço, controlando automaticamente

a quantidade de radiação (produto da corrente pelo tempo) em função da espessura do paciente e da distância foco/filme.

A programação anatômica, todavia, é um sistema bastante raro em nosso Estado, pois apresenta custo relativamente alto e é de difícil incorporação aos geradores de raios X já instalados.

Esses aspectos levaram à concepção do *processador eletrônico de regimes radiológicos*, de sorte a se desenvolver um aparelho que incorpore os principais benefícios do método da programação anatômica, apresentando um *banco de regimes* indexados pelas incidências radiológicas, e um *sistema de correção da quantidade de radiação* em função da espessura do paciente e da distância foco/filme, baseado num dispositivo ultra-sônico de medida. Outros requisitos importantes que o dispositivo deve preencher são o baixo custo e a sua fácil aplicação a qualquer tipo de instalação radiológica existente.

O serviço de radiologia, ao estabelecer as tabelas de exposição, propicia o armazenamento desses dados na memória do processador de regimes e libera o operador da definição desses parâmetros. A compensação do produto da corrente pelo tempo, sem a necessidade de consultar tabelas adicionais, é proporcionada pelo medidor ultra-sônico da distância foco/filme e da espessura da região anatômica.

4.3.2 Descrição do Programa

Para mais fácil compreensão da descrição do programa, recomenda-se observar seu floxograma conciso, apresentado na figura 4.3, e o fluxograma detalhado mostrado no Anexo II.

Ao se ligar o processador eletrônico de regimes, o programa prepara a área da pilha, as variáveis e estados lógicos dos pinos de saída do micro-controlador. A seguir os temporizadores "0" e "1" são programados para trabalhar em 16 "bits" e ocorrem os seguintes passos: habilitação de interrupção do temporizador "0"; rearme e limpeza do mostrador de cristal líquido; programação de 200 ms para o circuito supervisor do micro-controlador; disparo do ciclo de 10 ms para o temporizador "0"; apresentação da mensagem inicial na tela do mostrador de cristal líquido. A partir desse momento o dispositivo fica aguardando um toque no teclado para apresentar o menu principal. O menu principal apresenta para o operador o conjunto das seis regiões anatômicas sob as quais estão agrupadas as tabelas de exposição, quais sejam, tronco superior e inferior, coluna, membros superiores e inferiores e cabeça (vide Anexo III).

A cada seleção do operador, o programa vai apresentando os exames e incidências disponíveis no banco de dados. Por exemplo, se for selecionada a opção 1 do menu principal, o

processador eletrônico vai disponibilizar os exames catalogados nas regiões anatômicas do tronco superior, que são costelas, coração e vasos da base, mediastino e tórax.

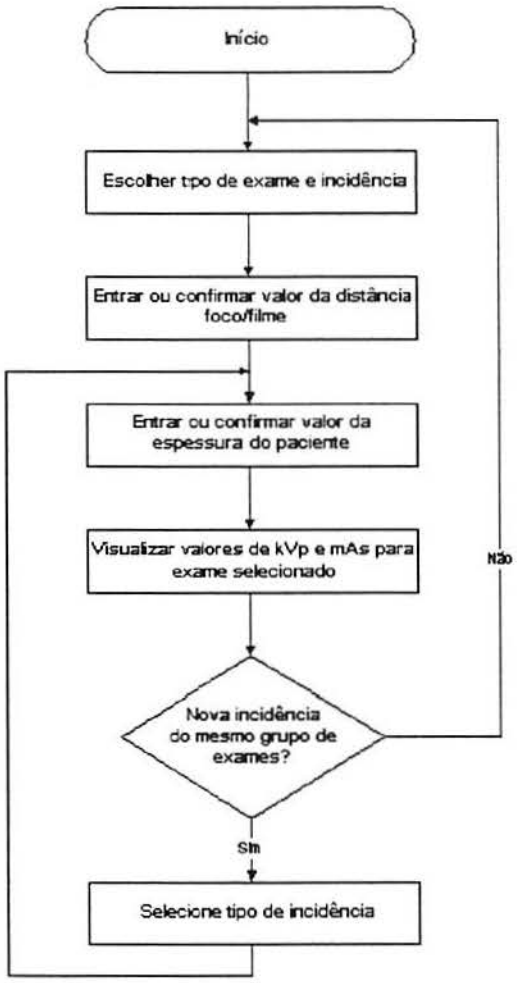


Figura 4.3 Fluxograma simplificado do programa do processador de regimes.

Uma vez determinado o tipo de exame e a incidência, o micro-controlador fica apto a acionar o dispositivo de ultra-som para as medidas da distância foco/filme e espessura do paciente. Quando o operador seleciona a incidência, o ponteiro do programa é carregado com o endereço inicial da tabela de exposição pertinente àquela incidência. No programa desenvolvido para o protótipo, o sistema de exposição escolhido foi o de alta-tensão fixa. Previu-se uma capacidade para até 78 posições de memória (regimes) para cada incidência. Os três primeiros endereços da tabela são reservados para os seguintes parâmetros: espessura máxima admissível, espessura mínima admissível, valor da alta-tensão fixa para a incidência (ou da corrente vezes tempo se for uma tabela de alta-tensão variável). No protótipo montado para os ensaios, foi

implementado um conjunto de 25 valores de espessura de região anatômica, ou seja, 25 regimes para cada incidência. No fluxograma de funcionamento, a distância foco/filme é determinada antes da espessura, pois serve de referência para aquela. Quando o valor da espessura é lido através do ultra-som ou digitado pelo operador, o programa verifica se está compreendido entre o máximo e o mínimo da tabela. A medida da espessura do paciente indexa na tabela de exposição o valor do produto da corrente pelo tempo ("mAs"), se for no sistema de alta-tensão fixa, ou o valor da alta-tensão, se for no sistema de alta-tensão variável.

O valor da alta-tensão, no sistema de alta-tensão fixa, é lido diretamente da tabela após a determinação da espessura da região anatômica, mas o produto da corrente pelo tempo (mAs) é corrigido de acordo com os fatores relativos as características da instalação (tipo de gerador, grade, combinação filme/écran) e da distância foco/filme. Aplicados os fatores de correção, na tela do mostrador aparecem os valores de alta-tensão (kVp) e do produto corrente pelo tempo de exposição (mAs) sugeridos para a incidência em curso.

Uma vez realizada a exposição, a próxima tela pergunta se há a necessidade de outra incidência dentro da mesma região anatômica. Em caso afirmativo, o programa oferece as alternativas das demais incidências existentes para o exame em curso que o operador deve selecionar. Uma vez selecionada a nova incidência, o dispositivo fornece a leitura da espessura do paciente que pode ser confirmada ou alterada pelo operador. Confirmada a espessura, o dispositivo apresenta o regime sugerido para o exame.

4.3.3 Tabelas de Regimes

A idéia central do processador eletrônico de regimes reside no banco de dados dos parâmetros de exposição, indexados segundo os tipos de exames. A definição dos tipos de exames que o banco de dados deve conter constituiu-se em uma das primeiras preocupações no projeto do processador eletrônico. Para tanto, foram consultadas diversas fontes de padronização de procedimentos radiológicos, tais como a Tabela de Procedimentos SIA/SUS, publicada pelo Ministério da Saúde; o guia da Dupont, "Positioning and Exposure Guide for General Radiography"; os exames de atribuição do técnico radiologista, conforme definido pelo Conselho Regional de Técnicos em Radiologia; o "Medical Radiographic Technic" de William L. Bloom; bem como a lista dos procedimentos adotados pelo próprio serviço de radiologia do Hospital São Lucas da PUCRS. Através do contato com as principais clínicas e hospitais de Porto Alegre, percebeu-se que não há uma unanimidade na definição dos tipos de incidências e do conjunto de exames que um serviço de radiologia deva realizar. Esse fato levou a se buscar um caráter mais universal no estabelecimento do banco de dados, de modo a abranger os principais exames de

radiologia geral realizados nas diversas clínicas de raios X. Por outro lado, como o processador eletrônico de regimes baseia-se em um dispositivo micro-controlado, torna-se fácil sua adaptação a qualquer tipo de perfil de serviço de radiologia, o que pode ser realizado através da redefinição dos tipos de incidências e os respectivos parâmetros de exposição no banco de dados, mantendo-se inalterado o fluxograma do seu programa de funcionamento.

Efetivamente, é muito expressiva a variedade das técnicas radiológicas praticadas, onde determinados tipos de exames podem ser extremamente rotineiros em um serviço de radiologia, enquanto que em outros não serem realizados. Por exemplo, existem diversas técnicas para a radiografia do mastóide, entre elas as de Hirtz, Waters, Stenvers e Schüller. Um serviço de radiologia pode adotar a técnica de Hirtz, enquanto que outro, a de Schüller. Por outro lado, serviços de radiologia que trabalham junto a unidades de radioterapia, seguidamente realizam demarcações para fins de localização de tumores com a finalidade de orientar o planejamento radioterápico. Esses procedimentos não são realizados na maioria das clínicas, que inclusive os ignoram.

Isso ratifica a necessidade do dispositivo em aceitar adequações em função das características do serviço de radiologia onde for utilizado. Esse aspecto orientou para que o processador eletrônico de regimes fosse bastante versátil e facilmente reprogramado, de modo a se adaptar sem grandes dificuldades a qualquer tipo de demanda. Como o desenvolvimento do projeto realizou-se no âmbito do Hospital São Lucas da PUCRS, procurou-se adequá-lo a infra-estrutura do serviço de radiologia desse hospital.

Definido junto ao serviço de radiologia o perfil dos procedimentos, foi montado o banco das tabelas, dividido em seis regiões anatômicas principais, conforme mencionado no item 4.3.2:

- Tronco Superior
- Tronco Inferior
- Coluna
- Membros Superiores
- Membros Inferiores
- Crânio

Cada uma dessas regiões anatômicas compreende um conjunto específico de procedimentos, conforme pode ser visto no Anexo III.

4.3.4 Medida da Distância Foco/Receptor de Imagem e da Espessura da Região Anatômica com Ultra-som

Como foi abordado anteriormente, uma vez estabelecidas as tabelas de exposição para uma determinada instalação radiológica, os regimes irão variar em função da espessura do paciente e da distância foco/receptor de imagem. Viu-se, igualmente, que os operadores resistem fortemente ao uso do medidor de espessura ("espessômetro"), optando por estimar a espessura do paciente, residindo aí uma das maiores fontes de erros na seleção dos parâmetros radiológicos. Já a distância entre o tubo e o receptor de imagem não é a principal causa dos rejeitos radiológicos, visto que a maioria das instalações são providas de escalas centimétricas gravadas nas estativas, setas indicadoras ou trenas fixas ao suporte do tubo, o que facilita o posicionamento do tubo na distância correta.

Todavia, pequenos descuidos no posicionamento do tubo de raios X podem gerar perdas de exames, visto que a densidade ótica da película varia inversamente com o quadrado da distância foco/receptor de imagem.

Dessa maneira, foi incorporado ao processador eletrônico de regimes o dispositivo de medida de distâncias com feixe de ultra-som, com o objetivo de evitar que as informações de distância e espessura sejam arbitradas pelo operador, prejudicando assim a correta seleção dos parâmetros de exposição.

Para a maioria dos exames radiológicos recomenda-se a distância de 100 cm entre o foco do tubo e o receptor de imagem. Obtém-se para esta distância uma boa relação entre os parâmetros geométricos e de exposição para a quase totalidade dos exames. As radiografias de tórax, que exigem campos de exposição na ordem de 35 cm x 43 cm, são obtidas com o tubo posicionado a 150 cm ou mais do receptor de imagem. Alguns exames que utilizam meios de contraste radiológico, como os digestivos, que empregam a fluoroscopia para localizar a região de interesse, dependendo do tipo de equipamento, são realizados com o tubo posicionado a distâncias menores que 100 cm. É o caso das mesas seriográficas convencionais para exames digestivos, cujo tubo está instalado sob o tampo da mesa. Nesses equipamentos, a distância entre o tubo e o receptor de imagem é, em média, de 70 cm.

Pode-se dizer, então, que a distância entre o foco e o receptor de imagem, para os exames radiológicos, está compreendida na faixa de 50 cm a 200 cm.

Fuchs, nos anos 60, fez um levantamento das espessuras das regiões anatômicas dos pacientes submetidos a exames radiográficos, sintetizando os dados obtidos em uma tabela, a qual está reproduzida no presente trabalho, na tabela 4.1. Fuchs observou, ainda, que 85% dos pacientes estão dentro do intervalo de espessura média.

Tabela 4.1 Faixas de espessura média e a freqüência de ocorrência (publicada por Arthur Fuchs no livro "Principles of Radiographic Exposure and Processing").

Region	*Average Thickness Adult—Cms.*			*Per Cent Frequency*
	AP	*PA*	*LAT*	
Thumb, fingers, toes		1.5–4		99
Hand		3–5		99
			7–10	93
Wrist		3–6		99
			5–8	98
Forearm		6–8		94
			7–9	92
Elbow	6–8			96
			7–9	87
Arm	7–10			95
			7–10	94
Shoulder	12–16			79
Clavicle		13–17		82
Foot		6–8		92
			7–9	91
Ankle	8–10			86
			6–9	96
Leg	10–12			85
			9–11	89
Knee		10–13		92
			9–12	92
Thigh	14–17			77
			13–16	76
Hip	17–21			76
Cervical Vertebrae C1-3	12–14			77
C4-7	11–14			98
C1-7			10–13	90
Thoracic Vertebrae	20–24			76
			28–32	81
Lumbar Vertebrae	18–22			69
			27–32	77
Pelvis	19–23			78
Skull		18–21		96
			14–17	88
Sinuses Frontal		18–21		97
Maxillary		18–22		88
			13–17	96
Mandible			10–12	82
		20–25		82
Chest	OBL		27–32	84
	24–30			83

A partir desses dados, buscou-se um dispositivo que permita avaliar distâncias do tubo e espessuras de regiões anatômicas de modo a preencher os seguintes requisitos:

- Possibilitar a medida da distância tubo-receptor de imagem e espessura do paciente com erro menor que ± 2 cm
- Possuir dimensões pequenas
- Ser robusto de modo a suportar constante manuseio

- Apresentar consistência das medidas, independentemente da natureza e o tipo de acabamento das superfícies

- Permitir sua adaptação ao equipamento radiológico sem exigir modificações no aparelho

- Ser de fácil operação

- Não apresentar risco à saúde do paciente e operadores

- Ter custo baixo e disponibilidade no mercado.

A primeira tentativa realizada na busca de um dispositivo que contemplasse as características acima descritas recaiu sobre o sensor fotoelétrico OMNI-BEAM, fabricado pela Banner. Este sensor é produzido para atender aplicações em controle de processos, onde é necessário monitorar posição e tamanho de objetos. Possui um emissor luminoso e um receptor, sendo o sinal de saída do dispositivo proporcional a intensidade da luz refletida do objeto sobre o sensor.

Esse tipo de tecnologia não se mostrou adequada para as medidas de distâncias foco/filme e de espessura de paciente, pois apresentou grande dependência da natureza da superfície refletora. Objetos de alta reflexão, como o tampo da mesa "bucky", produziam sinais de amplitudes maiores do que os de menor reflexão, como o tórax do paciente. As leituras obtidas não apresentaram consistência nem linearidade, sendo impossível estabelecer algum padrão de correlação entre distância e amplitude do sinal fornecido pelo dispositivo.

Em uma outra tentativa, empregou-se um sistema composto por dois apontadores à laser fixos cada um sobre suportes anguláveis, nos dois lados da cúpula do tubo de raios X. Os apontadores à laser eram movimentados por servo-motores, os mesmos utilizados em aéro-modelismo. Como se sabe, esse tipo de servo-motor descreve ângulos proporcionais à largura do pulso de excitação. Para se determinar a distância de uma superfície, acionava-se os servo-motores até que os dois pontos laser se confundissem um sobre o outro na superfície em questão. Pela medida da largura do pulso de excitação do motor se determinava o ângulo descrito pelos apontadores. Como eram conhecidos o ângulo e a distância entre os dois apontadores, pelas relações do triângulo retângulo, determinava-se a distância até o vértice. A dificuldade na utilização dessa idéia residiu no fato de que as variações de ângulo eram muito pequenas, visto que o vértice localizava-se a uma distância de quase um metro do apontador. Ou seja, variações de dois ou três centímetros, a um metro de distância, não eram discernidas.

Por fim, a escolha do dispositivo de medição de distância recaiu sobre um sistema baseado em sinais de ultra-som. Trata-se de um dispositivo muito empregado na indústria fotográfica para o ajuste automático de focalização; em robótica, para a medição de distâncias;

na indústria automobilística, para avaliação de proximidade de veículos; no armazenamento de produtos onde se deva realizar o controle do nível de líquidos e grãos.

O dispositivo selecionado foi o "Ultrasonic Ranging System/6500 Series", fornecido pela empresa Polaroid, o qual é empregado nas câmaras fotográficas por ela fabricadas. O modelo comercializado pela Polaroid no mercado de eletrônica tem as seguintes características gerais:

- Faixa de operação: de 0,26 m a 10,7 m
- Precisão: ± 1% da leitura na faixa de trabalho
- Ângulo do feixe: 12°
- Freqüência do sinal de excitação do transdutor: 50 kHz
- Alimentação: 6 volts

No Anexo IV estão apresentados os principais detalhes técnicos do sistema 6.500 da Polaroid, conforme dados colhidos junto aos catálogos fornecidos pelo próprio fabricante.

4.3.5 Ensaios Preliminares de Medida de Distância e Espessura com Ultra-som

Para avaliar a resposta do sistema de ultra-som no uso da medida de distância e da espessura de regiões anatômicas, foram realizados ensaios com pacientes, comparando-se as medidas do ultra-som com as do espessômetro normalmente usado no serviço de radiologia. Como o princípio de funcionamento do ultra-som só permite a leitura de distâncias, para que se possa determinar a espessura do paciente, são necessárias duas medidas seguidas de uma operação aritmética de subtração.

A primeira medida deve ser tomada em relação ao plano de referência onde o paciente vai repousar para a realização do exame (superfície da mesa "bucky", tampo do "bucky" vertical). Esta medida serve, além de referência para o cálculo da espessura, também para a determinação da distância foco/filme. Para o cálculo da espessura, este valor é utilizado diretamente. Para a determinação da distância foco/filme, deve-se considerar a distância ("gap") existente entre a superfície da mesa até o chassis do filme, que se encontra na gaveta do "bucky", e a distância entre o transdutor ao ponto focal do tubo. Dessas diferenças estabelece-se uma constante de correção, que depende das características mecânicas do aparato de diagnóstico em questão. Essa constante é somada à leitura do ultra-som para que se tenha a distância corrigida. Este valor corrigido será interpretado pelo programa como a distância foco/filme.

Depois que o paciente foi colocado sobre a superfície de referência, uma segunda leitura é tomada sobre a região anatômica. A espessura da região anatômica é a diferença entre a

primeira medida e a segunda. Nos ensaios realizados para avaliar a coerência das medidas, observou-se o seguinte:

a) O circuito de recepção do eco do sistema Polaroid possui ajustes de ganho por meio do resistor R1 e do potenciômetro VR1. Na realização de um simples ensaio, destinado a avaliar a exatidão e a precisão (repetibilidade) das medidas, para o qual se fixou o transdutor de ultra-som à cúpula do tubo de raios X, mediu-se a distância entre o transdutor e o tampo da mesa "bucky". O sistema foi ajustado para fornecer as leituras em números inteiros de *centímetros*, ou seja, estabeleceu-se como 1 centímetro a máxima resolução do sistema. Isso se justifica porque as tabelas de exposição são estabelecidas a partir de números inteiros de centímetros tanto para a espessura da região anatômica como para a distância foco/filme. As distâncias medidas do transdutor à superfície da mesa "bucky" foram realizadas na faixa compreendida entre 70 cm e 150 cm. Para comparação das medidas, utilizou-se a trena existente no próprio equipamento de raios X. As medidas das distâncias entre o transdutor e a superfície plana e lisa da mesa de exames, na faixa estabelecida, mostraram que a exatidão do dispositivo atende as especificações do fabricante, ou seja menor que $\pm$ 1% do valor da medida ao longo da faixa de operação, conforme pode ser observado na tabela 4.2.

Tabela 4.2 Medidas comparativas da distância foco-filme.

DISTÂNCIA MEDIDA (cm)		DIFERENÇA (cm)
COM TRENA CONVENCIONAL	COM ULTRA-SOM	
70	70	0
80	80	0
90	91	1
100	101	1
110	111	1
120	121	1
130	131	1
140	141	1
150	151	1

b) Para as medidas de distância entre o transdutor e o paciente, percebeu-se a necessidade de se adotar um fator de correção. A reflexão do sinal acústico sobre a superfície do jaleco ou da pele do paciente tem um comportamento ligeiramente diferente se comparado com o de uma superfície lisa. Observou-se, todavia, que o fator de correção é pequeno e constante para

cada incidência. Esses aspectos serão discutidos com mais detalhes no estudo do caso do uso do processador eletrônico de regimes radiológicos.

c) Conforme visto, o princípio de funcionamento do sistema Polaroid de ultra-som baseia-se na detecção do primeiro eco captado no campo acústico de medida. Torna-se importante, pois, determinar o tamanho desse campo de medida, ou seja, a secção da frente de onda acústica. Para esta avaliação, colocou-se o transdutor fixo em um ambiente amplo e sem obstáculos. A seguir, posicionou-se um anteparo plano sobre o eixo central de propagação da onda acústica, localizado-o a 70 cm de distância do transdutor. O ultra-som mostrou, então, a leitura da distância deste anteparo. Registrada a leitura sobre o eixo central, começou-se a afastar o anteparo lateralmente até que o ultra-som parasse de indicar a sua distância. Retornou-se o anteparo para o eixo central e, a seguir, repetiu-se o exercício, só que afastando lateralmente para o outro lado. O ensaio foi realizado também na direção vertical, ora subindo o anteparo, ora descendo. A 70 cm de distância, concluiu-se que o campo de medida acústico tem as dimensões de 35 cm x 35 cm. O ensaio foi repetido de 10 em 10 cm até a distância de 150 cm do transdutor. Observou-se que o tamanho do campo de medida aumenta com a distância, apresentando um comportamento divergente. A 100 cm do transdutor, o tamanho do campo é de 40 cm x 40 cm e a 150 cm de distância, é de 60 cm x 60 cm.

d) Outra importante característica observada no sistema Polaroid é o seu bom desempenho nas medidas de regiões anatômicas de espessura menor, como no caso dos membros.

4.3.6 Montagem do Transdutor de Ultra-som na Cúpula de Raios X; Subrotina de Medida de Distância e Espessura

O transdutor de ultra-som, componente responsável pela emissão do sinal acústico e captação do eco, constitui-se em um disco de 4 cm de diâmetro com menos de 1 cm de espessura. Para a sua fixação à cúpula de raios X optou-se por um sistema de braçadeira com braço articulado, de maneira a não se alterar as características originais do equipamento radiológico. Essa solução é adequada à maioria dos aparelhos de raios X, podendo sofrer alterações para se adaptar a equipamentos específicos.

Como o transdutor deve estar alinhado com o eixo central do feixe de radiações e, ao mesmo tempo, não pode estar no seu caminho durante a exposição, a solução encontrada foi a de fixar o transdutor em uma haste articulada que permite seu posicionamento no centro do campo para as leituras de distância e espessura. Uma vez realizadas essas medidas, o transdutor é "estacionado" fora do campo radiológico, para que não interfira na imagem radiológica. A figura 4.4 mostra a fixação do dispositivo de ultra-som à uma cúpula ROT 350 da Philips, instalada no

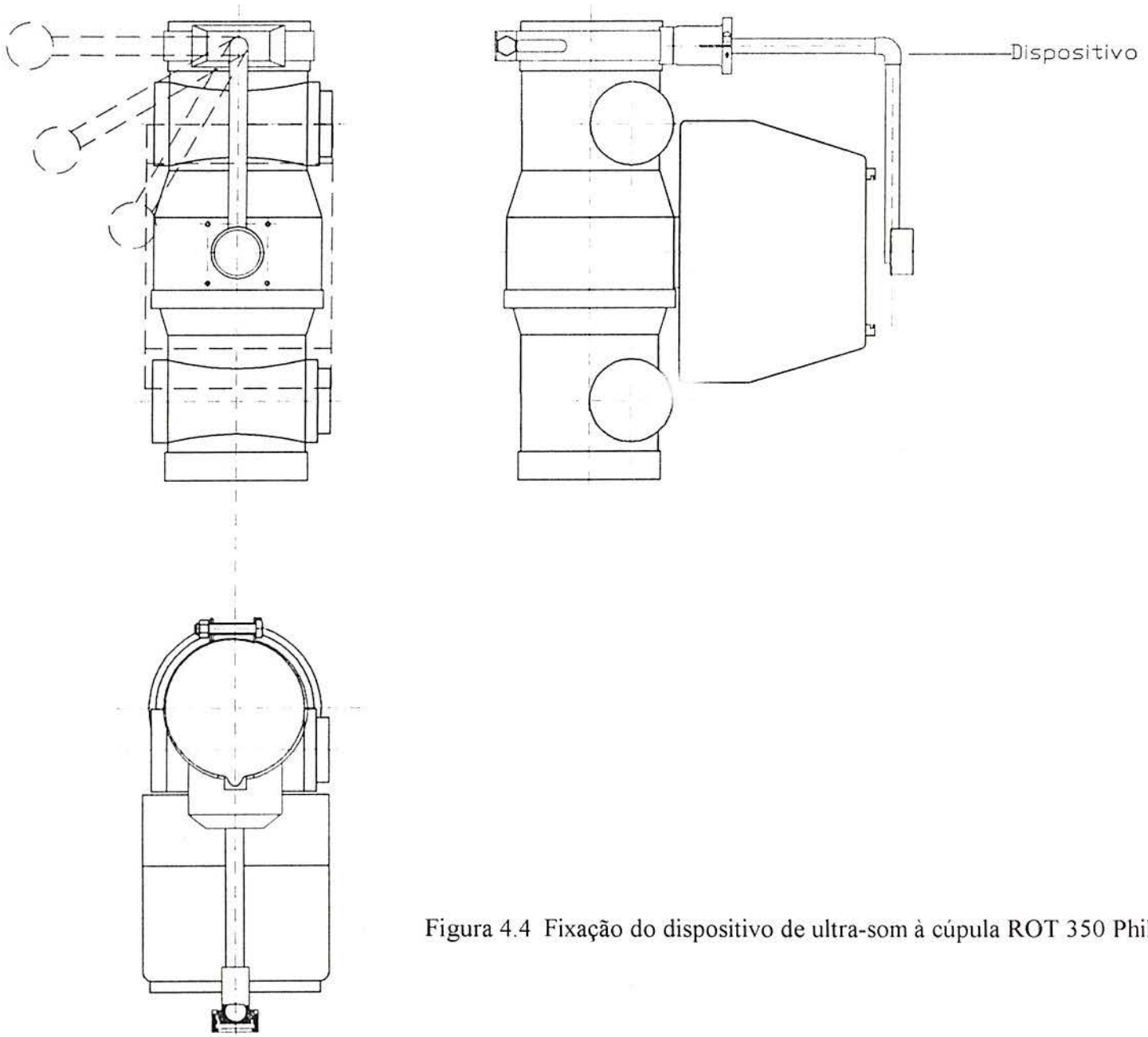


Figura 4.4 Fixação do dispositivo de ultra-som à cúpula ROT 350 Philips

aparelho de raios X SM 40 do mesmo fabricante, usado no serviço de radiologia do Hospital São Lucas da PUCRS.

Conforme mencionado, a primeira medida que o processador realiza é a da distância foco/filme, sendo para isso necessário que o operador defina o tipo de exame e a incidência desejada. Ou seja, o programa já deve ter carregado o endereço da tabela pertinente a incidência em curso. Só nesse passo é que a rotina da medida da distância é habilitada. Na prática, o operador vai percorrer o programa do processador eletrônico até que apareça na tela a mensagem "*Tecle ENTER para confirmar a DISTÂNCIA FOCAL ou a digite (valor inteiro de cm)*". Nesse momento, o tubo deve estar colocado na distância recomendada para o exame em curso. Como explicado, o posicionamento aproximado do tubo é facilitado pela existência de escalas ou indicadores das principais distâncias empregadas nos exames, as quais geralmente aparecem assinaladas nas estativas ou trilhos de suporte. Posicionado o tubo, o transdutor deve estar no centro do diafragma para a realização da leitura da distância efetiva para o exame em curso. Quando o programa está nesse passo, o micro-controlador envia o sinal denominado "INIT" para gatilhar o disparo do sistema de ultra-som. O sistema de ultra-som passa, então, a medir a distância do plano do transdutor à superfície refletora, que no caso é o tampo da mesa de exames ou do "bucky" vertical. Quando o micro-controlador envia o sinal para a unidade de ultra-som, ao mesmo tempo abre uma janela de tempo máximo que é usado para abortar a leitura se houver uma demora demasiada na recepção do pulso de eco. O dado da distância será utilizado a posteriori para a determinação da espessura da região anatômica. Todavia, para que o valor da distância foco/filme seja determinada, é preciso adicionar à medida do ultra-som a distância do tampo até o filme (que se encontra na gaveta "bucky") e a distância entre o transdutor e o ponto focal do tubo. Esses valores dependem da geometria de cada instalação e, uma vez determinados, são constantes. Na tela do processador eletrônico é mostrada a distância foco/filme, que o operador deve confirmar ou refutar. Se refutar, o valor lido pelo sistema é ignorado tão logo o operador digita a distância foco/filme que ele entenda como correta. Neste ponto deve-se destacar a versatilidade propiciada pelo programa quanto ao uso do sistema de medida com ultra-som. Ou seja, o usuário pode entrar com as informações, caso não deseje empregar o recurso do sistema de ultra-som. Como explicado acima, a informação de distância é utilizada pelo programa como referência para a posterior determinação da espessura do paciente, que indexa a tabela de regimes. Outra importante finalidade da medida da distância foco/filme é a da correção dos valores de mAs, com o objetivo de manter a densidade do filme.

Uma vez determinada a distância focal, o paciente é posicionado para a realização do exame. Para tanto, o operador afasta do centro do diafragma o transdutor e colima o campo

luminoso (radiológico) sobre a região a ser radiografada. Nesse momento, o programa já está na rotina de determinação da espessura do paciente. Para efetivá-la, o operador traz o transdutor para a posição de medida, pois o micro-controlador está acionando novamente o sistema de ultra-som. O transdutor ao perceber o eco determina a distância entre o plano do transdutor e a superfície do paciente. Este valor é corrigido em função das características de reflexão observadas para a incidência. Para estabelecer a espessura do paciente, o programa deve subtrair da distância do transdutor ao tampo a distância até o paciente. Na tela do processador eletrônico é mostrada a mensagem *"Tecle ENTER para confirmar a ESPESSURA ou a digite (valor inteiro de cm)"*. O operador confirma, então, a medida da espessura ou a ignora, digitando o valor da espessura do paciente por ele próprio medida.

4.3.7 Fatores de Correção Instituídos para a Adaptação do Processador Eletrônico de Regimes à Diferentes Instalações Radiológicas

No desenvolvimento do processador eletrônico de regimes radiológicos, procurou-se prever fatores de correção para permitir sua fácil adaptação a instalações cujas características técnicas sejam diferentes daquelas que serviram de suporte para a sua confecção.

É importante ressaltar que os fatores de correção servem como uma orientação inicial para o estabelecimento de novos regimes radiológicos que são estipulados a partir das cartas existentes e que ajustes posteriores se impõem.

No protótipo confeccionado para embasar a presente dissertação, desenvolveu-se o programa segundo tabelas de exposição de alta-tensão fixa e, alternativamente, variável. Mais especificamente, nos ensaios de avaliação de desempenho do aparelho, trabalhou-se com tabelas de alta-tensão fixa para o tipo de exame, variando-se o produto da corrente pelo tempo para compensar as diferenças de espessura da região anatômica. Os fatores de correção adotados no programa do processador eletrônico foram concebidos para manter constante a *densidade* do filme, ao se tratar de sua conversão para um tipo diferente de instalação. Sabe-se, todavia, que existem outros fatores, além da densidade, que afetam a qualidade da imagem, quais sejam, contraste, resolução e distorção. A consideração simultânea de diversos fatores para fins de conversão das tabelas tornaria muito complexo o manuseio do programa, tirando do mesmo sua principal característica que é a de se constituir em uma ferramenta prática para o radiologista.

Na elaboração das tabelas de exposição deve-se considerar as quatro principais variáveis que afetam as características da qualidade da imagem radiológica, que são: *gerador, tubo de raios X, paciente e receptor de imagem.*

As tabelas de exposição desenvolvidas no presente trabalho tiveram como referência as instalações do serviço de radiologia do Hospital São Lucas da PUCRS. As principais características das instalações são:

- Geradores trifásicos, 12 pulsos
- Grades de razão 12:1
- Velocidade relativa da combinação écran/filme igual a 400 (filme Fuji Super HR-G e écran Fuji HR-Regular)
- Filtração total: 2,5 mm Al (0,6 mm Al inerente e 1,9 mm Al adicional, conforme dados do fabricante do conjunto tubo SRO 33/100 e cúpula ROT 350, Philips).

Para que o dispositivo seja utilizado no próprio serviço de radiologia ou para que seja adaptada em outras instalações, de sorte a manter o padrão de densidade radiológica, faz-se necessário introduzir-se fatores de conversão. Tais fatores, na realidade, atuam sobre as tabelas de mAs, multiplicando-as por uma constante que depende do tipo de variável modificada.

Durante a adaptação do processador de regimes à uma determinada instalação radiológica, os fatores de conversão podem ser acessados pelo usuário como uma primeira aproximação para a adequação do dispositivo às características do seu serviço de raios X. Deve ser novamente esclarecido que os fatores de correção visam manter a densidade final da radiografia, quando da alteração de tipo de gerador, grade, combinação écran/filme e distância foco/filme. Informações relativas a seleção e escolha dos fatores pertinentes a instalação radiológica estão descritas no próximo item.

Para a adaptação do *gerador*, empregou-se os fatores de conversão mostrados na tabela 2.3. O usuário deve selecionar o fator *1* ("default") se o gerador for trifásico de 12 pulsos; *1,2* se for trifásico 6 pulsos e *2*, se for monofásico de onda completa.

No que se refere a adaptação da *grade*, foram empregados os fatores de conversão para 85 kVp, conforme mostrados na tabela 2.2. Adotaram-se esses valores por se situarem na faixa média da alta-tensão empregada para a maioria dos exames. Assim sendo, se a carta eletrônica for usada em uma instalação onde a razão da grade é 12:1, o usuário deve selecionar o fator *5,5* ("default"); para grades de 5:1, o fator selecionado deve ser *3*; para grades de 8:1, o fator é *4*; para grades de 16:1, o fator é *6,75*.

Para a adequação do *conjunto écran/filme*, o usuário deve simplesmente selecionar a velocidade relativa do sistema utilizado em seu serviço. O valor de "default" é *400*, visto que as tabelas foram desenvolvidas com base neste tipo de combinação.

O processador de regimes não prevê fatores de correção para valores de filtração total diferentes do equivalente a 2,5 mm de Al. A própria Portaria n.° 453 do Ministério da Saúde estabelece como mínimo esse valor, o qual é usado na maioria das instalações.

Há também os fatores de correção relativos a geometria do sistema de ultra-som e à natureza da superfície dos objetos refletores. No projeto desenvolvido para o presente trabalho, o transdutor está a 31 cm do foco do tubo e a distância entre o tampo da mesa "bucky" e o chassis do filme é 4 cm. Esses valores são "default" no programa original. Já os fatores de correção relativos à natureza das superfícies, são introduzidos para corrigir as leituras de distância focal e de espessura, sendo específicos para cada tipo de exame e acessados após a rotina de medida do tempo de eco.

4.3.8 Ferramentas para Atualização e Adaptação do Processador de Regimes Radiológicos

Embora o banco de dados do processador eletrônico de regimes compreenda trinta e três tipos diferentes de exames, poderá acontecer que em determinado serviço haja um procedimento que não esteja contemplado no conjunto de exames existentes no arquivo original da carta eletrônica. Como também, pode haver a necessidade de se adaptar o dispositivo para outros tipos de instalações radiológicas cujas características sejam muito diferentes das que serviram de base para o desenvolvimento das tabelas originais. Nesses casos o dispositivo deve permitir uma fácil alteração dos parâmetros de exposição e dos fatores de correção por parte do usuário, sem a necessidade de recursos técnicos e humanos extraordinários.

Para tanto, adotou-se duas condutas básicas. A primeira diz respeito a modificação dos fatores de correção relativos ao tipo de gerador, grade, velocidade relativa do conjunto écran/filme, geometria e natureza das superfícies refletoras do ultra-som. Esses fatores são passíveis de modificação sem a necessidade de uma ferramenta adicional, bastando ao operador acessar uma função especial. Para tanto, no teclado do processador foram reservadas quatro teclas de função, F1...F4. A tecla F2, quando pressionada, abre a rotina de alteração dos fatores de correção, identificada pela mensagem *"CONFIGURAÇÕES"*. Para ter acesso ao menu de alteração, o operador deve digitar uma senha de quatro dígitos. A rotina permite a alteração dos fatores acima referidos, que são carregados na mesma E^2PROM encarregada da supervisão do micro-controlador.

No que se refere a alteração dos conteúdos das tabelas de exposição, tal tarefa não pode ser conduzida sem a ajuda de uma ferramenta adicional, pois os recursos do processador de regimes são muito limitados para esse fim. Assim sendo, iniciou-se o desenvolvimento de uma ferramenta que deve acompanhar o aparelho para permitir ao usuário total liberdade de adaptação

do dispositivo às suas instalações radiológicas, sem a necessidade do apoio da infra-estrutura de terceiros. Basta possuir um microcomputador e o programa que está sendo desenvolvido e que acompanhará o processador de regimes. A idéia inicial comporta a utilização de linguagens orientadas a objeto. Mais precisamente, o emprego de ferramentas de acesso a banco de dados como as suportadas pelo Borland Database Engine (BDE), que apresenta grandes vantagens como estabilidade, eficiência comprovada e uma enorme gama de funções de manipulação de dados. É uma arquitetura baseada em "drivers", havendo para cada servidor de banco de dados um "driver" específico. No caso, pensou-se em utilizar o "driver" Paradox. A nova versão da BDE permite implementação de arquitetura do tipo cliente-servidor, que possibilita ao cliente ter acesso a um banco de dados fisicamente localizado em outra máquina. Assim, uma máquina pode acessar uma base de dados em Paradox sem possuir os drivers necessários para tanto. No Delphi 3 há os componentes de acesso a banco de dados, como o TDataSource, TTable, TDatabase, que podem ser usados para tal fim.

Na prática, é necessário estabelecer um laço de comunicação através de uma porta serial do microcomputador que se liga por meio de um cabo de 5 fios ("veias") ao processador de regimes, conduzindo os sinais de transmissão (Tx), recepção (Rx), e os de controle RTS e CTS, mais o fio de terra ou referência. O micro-controlador do processador de regimes deve possuir um programa para possibilitar essa comunicação, o qual será acessado através da tecla de função F1. Num primeiro momento, para simplificar o projeto, pretende-se desenvolver um programa de transferência de todas as tabelas através de um único comando, o que facilita o sistema de endereçamento. Dessa maneira, mesmo que o usuário deseje alterar uma só tabela, o programa transfere todas para o seu microcomputador, onde são feitas as atualizações, sendo a seguir transferidas de volta para o processador de regimes radiológicos. Pretende-se fornecer, juntamente com o aparelho, um cabo de conexão e um CD que contenha os programas de instalação, comunicação e de atualização dos conteúdos dos bancos de dados das tabelas de exposição, para que o usuário possa adaptar o produto às condições de seu serviço de radiologia.

4.4 "Hardware" do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos

Nos itens a seguir descreve-se os módulos eletrônicos que compõem o processador eletrônico, sendo que o diagrama elétrico completo está mostrado nas figuras 4.8 e 4.9, ao final do presente capítulo. O diagrama da figura 4.8 apresenta a unidade principal, que contem a fonte de alimentação, o circuito micro-controlador, as memórias voláteis, os circuitos de supervisão e de comunicação, o teclado para a entrada de dados e o mostrador de cristal líquido. A unidade de ultra-som com as respectivas ligações à unidade de processamento está mostrado

na figura 4.9. Em complemento aos diagramas elétricos, consta na figura 4.10 o desenho da caixa, ou gabinete, onde foi montada a unidade principal e a figura 4.11 mostra a fotografia do dispositivo instalado próximo a mesa de comando do aparelho de raios X Philips. As figuras 4.12 e 4.13 mostram, respectivamente, o uso do sistema de ultra-som em uma mesa "bucky" horizontal e a sua fixação à cúpula ROT 350.

4.4.1 Micro-controlador, Circuitos de Supervisão e de Comunicação

O micro-controlador escolhido para gerenciar o processador eletrônico de regimes é o AT89C55, equivalente ao Intel 87C51FA. É um micro-controlador muito difundido no meio da indústria, oferecendo um conjunto de instruções bastante versátil.

O 87C51FA (ou o AT89C55) pertence a família MCS®-51 da Intel, cujos principais atributos são:

- CPU de 8 bits.
- Processamento Booleano (lógica de bit singular).
- Espaço de endereçamento de 64 Kbytes para memória de programa.
- Espaço de endereçamento de 64 Kbytes para memória de dados.
- Memória interna de programa de até 20 Kbytes.
- RAM interna de 256 bytes.
- 32 linhas bidirecionais de I/O.
- Três contadores/temporizadores de 16 bits.
- Porta de comunicação UART "full duplex".
- Oscilador interno.
- Sete fontes de interrupção.

Não será abordada uma descrição detalhada do micro-controlador, visto que este tipo de informação está disponível através dos catálogos técnicos dos fabricantes e por meio da Internet. Permite-se apenas destacar algumas de suas características mais importantes, que foram consideradas para efeito de sua escolha.

O micro-controlador possui espaços de endereçamento separados para a memória de programa e a de dados. A separação lógica permite que a memória de dados seja acessada por endereços de 8 bits, os quais podem ser mais rapidamente armazenados e manipulados pela CPU, que também é de 8 bits. Isso não impede que endereços de 16 bits possam também ser acessados através do registrador DPTR.

A família MCS®-51 permite até 64 Kbytes de memória de programa, sendo que alguns modelos possuem de 4 K a 20 Kbytes de memória interna no próprio microcontrolador. A

memória de dados ocupa endereços separados da memória de programa. Até 64 Kbytes de RAM externa podem ser endereçadas no espaço de memória de dados externa.

Os 32 "bytes" mais inferiores da memória RAM interna são agrupados em 4 bancos de 8 registradores, denominados de R0 à R7. Dois "bits" da palavra de "status" de programa selecionam qual banco está em uso. Esses registradores são acessados através de endereçamento direto, tendo como principal finalidade a habilitação de portas, temporizadores, controle de periféricos, etc.

Todos os controladores da família MCS®-51 executam o mesmo conjunto de instruções, otimizado para sistemas de 8 "bits". Uma das características é a grande variedade de modos de endereçamento rápido da memória RAM interna, o que facilita operações com "bytes" em estruturas de poucos dados.

Os modos de endereçamento disponíveis são o direto e o indireto. No direto, o operando é especificado por um campo de endereçamento de 8 "bits"; no indireto, a instrução especifica um registrador que contem o endereço do operando. Os registradores R0 a R7 podem ser acessados pelas instruções que carregam uma especificação de registrador no código de operação da instrução. Nessa situação, a instrução é denominada de código eficiente, pois eliminam um endereçamento de um "byte".

O endereçamento indexado só pode ser usado para acessar a memória de programa. Este modo de endereçamento é destinado a leitura de tabelas residentes na memória. Um registrador de 16 "bits" aponta para a base da tabela e o acumulador é carregado com o número de entrada da tabela. Na família MCS-51, a pilha reside na RAM interna e cresce para cima. A instrução PUSH primeiro incrementa o apontador de pilha, então copia o "byte" na pilha. As instruções PUSH e POP somente usam endereçamento direto para identificar o "byte" que está sendo salvo ou armazenado, mas a pilha propriamente dita é acessada por endereçamento indireto usando o registrador do apontador.

Existe no conjunto de instruções de transferência de dados a instrução MOV de 16 "bits" que pode ser utilizada para inicializar o apontador de dados (DPTR) para tabelas armazenadas na memória de programa, ou para acessos de 16 "bits" da memória externa. Para o acesso da memória externa, somente endereçamento indireto pode ser usado. As tabelas podem ser lidas na memória de programa por meio da instrução MOVC, ou seja, mover uma constante. Deve-se ressaltar que os conteúdos das tabelas somente podem ser lidos, não alterados.

Os controladores da família MCS-51 possuem um oscilador interno, que pode ser usado como fonte de relógio para a CPU. Para tanto, o cristal deve ser conectado entre os pinos XTAL1 e XTAL2 do micro-controlador, mais os capacitores ligados à terra. O ciclo de máquina

consiste de uma seqüência de seis estados, numerados de S1 a S6. Cada estado dura dois períodos do oscilador. Assim, um ciclo de máquina leva doze períodos, ou 1μs se a freqüência do oscilador for de 12 MHz. Normalmente, duas buscas de programa são geradas durante cada ciclo de máquina, mesmo que a instrução que está sendo executada não o requeira. As seqüências de busca e execução são as mesmas, independentemente da memória de programa ser interna ou externa ao micro-controlador. Os tempos de execução também não dependem da memória do programa ser interna ou externa.

A família MCS 51 possibilita cinco fontes de interrupção: duas interrupções externas, duas interrupções de temporizador e a interrupção da porta serial. Cada uma das fontes de interrupção pode ser habilitada ou não através do acionamento de um "bit" do registrador de função especial IE. Este registrador também contem um "bit" global de desabilitação que pode ser acionado para desabilitar todas as interrupções simultaneamente. Cada fonte de interrupção pode ser individualmente programada para um ou dois níveis de prioridade através do acionamento de um "bit" do registrador IP. Uma interrupção de baixa prioridade pode ser interrompida por uma de alta prioridade. Uma interrupção de alta prioridade não pode ser interrompida por qualquer outra fonte de interrupção. Naturalmente, se duas solicitações de interrupção de níveis diferentes são recebidas simultaneamente, a solicitação de mais alta prioridade será atendida.

Para a supervisão do sistema micro-controlado foi escolhido o circuito integrado Xicor X25045 combina três funções em um só componente: supervisão de temporização, supervisão de tensão de alimentação e memória E^2PROM. Para a supervisão de temporização, o dispositivo gera um sinal de rearme ("Reset") para o micro-controlador, sempre que houver uma falha no sistema. O usuário pode selecionar o tempo de supervisão dentre três intervalos oferecidos pelo X25045. O dispositivo também dispõem de um circuito de detecção de baixa tensão, que gera um sinal de rearme para o micro-controlador na ocorrência de uma queda da alimentação. Enquanto a tensão de alimentação estiver abaixo de determinado valor, o dispositivo mantém a condição de rearme. A memória do X25045 é uma E^2PROM de 4096 "bits", de disposição em série, organizada na forma 512 x 8. Possui um interfaceador periférico seriado (SPI), suportado por um programa-protocolo de comunicação que permite a operação via cabo de três veias.

O componente de oito pinos X25640 é uma memória seriada E^2PROM de capacidade de 65.536 "bits", organizados internamente na forma 8K x 8. Similarmente ao circuito de supervisão descrito anteriormente, esta memória opera como um interface para periférico seriado, operado através de cabo de três veias. Possui linhas de entrada e saída de dados

independentes do sinal de relógio. Seu acesso é realizado através do sinal de seleção de componente (CS).

4.4.2 Módulo do Mostrador de Cristal Líquido

Como dispositivo de saída de dados escolheu-se o mostrador de cristal líquido "Data Vision DG 16080" da empresa Data International. Trata-se de um mostrador de matriz de 160 x 80 pontos, com uma área de visão de 72,3 mm de largura por 37,8 mm de altura, capaz de apresentar caracteres e gráficos. É alimentado por duas classes de tensão contínua, uma de 5,0 volts para a seção lógica e, a segunda, de 12 volts para o acionamento da tela de cristal líquido.

O mostrador é controlado através do carregamento do registrador de instrução e dos 13 registradores de dados. O nível do sinal RS distingue quando estão sendo acessados o registrador de instrução e os de dados. Quando o sinal RS é alto, a palavra de 8 "bits" contém uma instrução e, portanto, é carregada no registrador de instrução. Após o envio da instrução, o sinal RS é forçado para o nível lógico baixo e os 8 "bits" seguintes são carregados como dados e a instrução é executada. A figura 4.5 mostra o diagrama em blocos do mostrador.

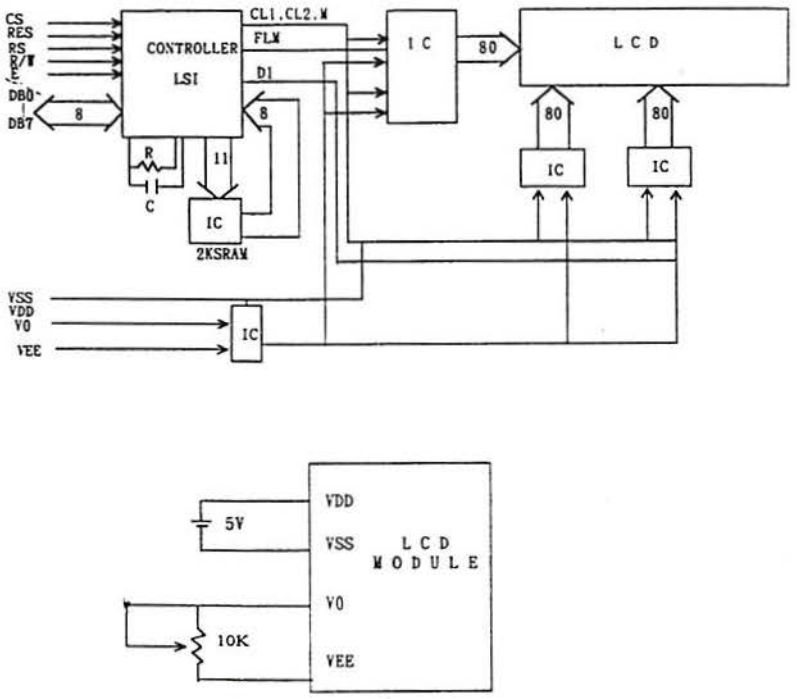


Figura 4.5 Diagrama em blocos do mostrador DG-16080, retirado do catálogo técnico "Liquid Crystal Display Module" da empresa Data International.

Durante a execução da instrução, o mostrador fica bloqueado para novas instruções. Enquanto estiver executando uma instrução, o mostrador a aciona o sinal ("flag") de

ocupado. No modo caracter, pode-se programar o número de pontos verticais e horizontais para cada caracter. A posição e o tamanho do cursor também podem ser programados.

No conjunto de instruções existentes, pode-se carregar nos registradores o endereço na memória RAM interna onde está o dado que será mostrado no canto esquerdo superior da tela. Para se escrever algum dado no dispositivo mostrador, é necessário que o sinal RS esteja no nível lógico alto e que o registrador de instrução seja carregado com o código 0C em hexadecimal. Para se ler dados, o sinal RS deve estar no nível lógico baixo e o registrador de instrução deve ser carregado com o código 00. Isso transfere os dados contidos na RAM para a saída.

4.4.3 Módulo de Ultra-som Polaroid "6.500 Series"

O dispositivo compreende um transdutor acústico e uma placa eletrônica. O transdutor ao ser excitado eletricamente emite uma onda sonora. O som, ao encontrar um anteparo, é refletido pelo mesmo (eco), sendo o tempo transcorrido entre a transmissão e a detecção convertido em distância, com relação a velocidade do som no meio.

O componente fundamental é o transdutor de ultra-som, que funciona como alto-falante e microfone. É projetado de maneira a funcionar como transmissor do sinal acústico e microfone eletrostático, que recebe o sinal refletido. O lóbulos de transmissão e recepção do transdutor estão intimamente relacionado ao seu diâmetro. A construção do transdutor repousa sobre uma fina folha metálica especialmente desenvolvida pela Polaroid, a qual está estendida sobre uma placa estriada, formando um elemento móvel que transforma energia elétrica em ondas sonoras e o eco de retorno novamente em energia elétrica. A placa metálica estriada, localizada na parte posterior em contato com a parte isolada da folha metálica, forma um capacitor o qual, quando carregado, exerce uma força eletrostática na folha metálica. A folha é flexível e bastante resistente ao uso continuado. O conjunto do transdutor forma um disco de 4 cm de diâmetro com espessura inferior a 1 cm. A excitação do transdutor tem a duração de 1/2 milisegundo, sendo composta por 16 pulsos a uma freqüência de 49,4 kHz. O diagrama em blocos dos dispositivo está mostrado na figura 4.6.

A alimentação elétrica para o dispositivo é de 6 VDC, devendo ter a capacidade de suprir corrente de até 2,5 A durante 1 milisegundo. O relógio do dispositivo é controlado por um cristal, o qual gera o trem de pulsos que excita o transdutor. A freqüência fundamental do oscilador é 420 kHz. Depois que foi enviado o sinal de transmissão, o dispositivo comuta o transdutor para o modo microfone, quando converte a energia acústica do sinal refletido em pulso

elétrico. Este pulso é amplificado por um circuito analógico, que alimenta um módulo digital, responsável pela produção do sinal de detecção do eco.

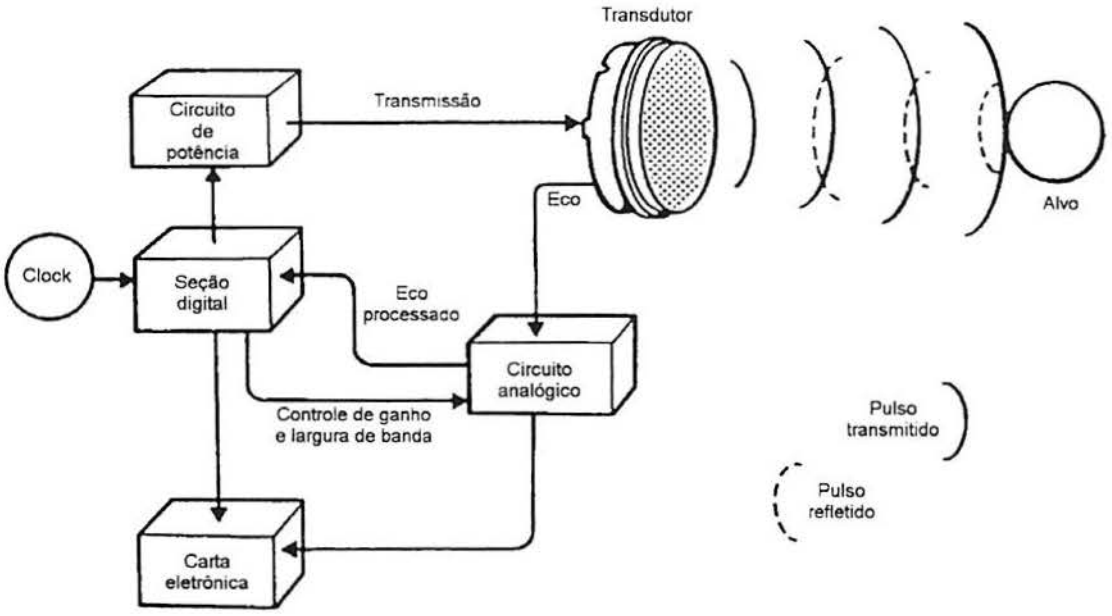


Figura 4.6 Diagrama em bloco do sistema de ultra-som, fornecido pela Polaroid.

Como a energia do sinal refletido é muito pequena e varia enormemente em função da distância do anteparo, podendo essa diferença chegar a um milhão de vezes, o amplificador deve possuir um sistema de compensação de ganho (CAG). Naturalmente, baixas amplificações são necessárias para ecos próximos e, vice-versa, alto ganho é requerido para ecos distantes.

Para o correto funcionamento do processador de regimes radiológicos, o programa de funcionamento deve prover, através do micro-controlador, o envio do pulso de início de medida (INIT) para que o dispositivo Polaroid excite o transdutor e libere o trem de ondas ultra-sônicas. Uma vez produzido o trem de ondas, o dispositivo prepara-se para receber os ecos. Quando o primeiro eco é percebido pelo amplificador, o dispositivo Polaroid gera o sinal ECHO que informa ao micro-controlador que está finalizado o tempo de leitura e que o valor da distância pode ser apresentado. A informação de distância (ou de espessura, dependendo do passo do programa) é mostrada para o operador que pode confirmá-la ou alterá-la. O diagrama esquemático do dispositivo 6.500 da Polaroid está apresentado na figura 4.7, sendo que detalhes complementares relativos ao seu funcionamento constam no Anexo IV do presente trabalho.

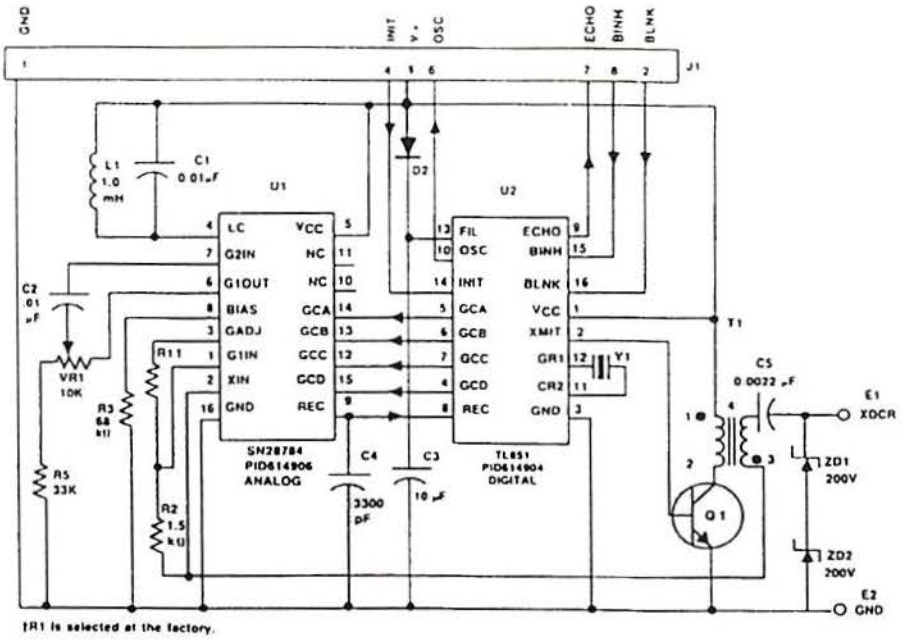


Figura 4.7 Diagrama elétrico do sistema de ultra-som, retirado do manual "Ultrasonic Ranging System" da Polaroid Corporation.

SUMÁRIO DO CAPÍTULO 4

- Nos serviços de radiologia onde não há padronização, registram-se perdas na ordem de 12% a 14%.

- Principais requisitos do processador eletrônico de regimes radiológicos: armazenamento de extenso banco de regimes, que cobre todas as modalidades de exames; compatibilidade com qualquer tipo de instalação radiológica; fácil adaptação a outras instalações em caso de necessidade; correção dos parâmetros de exposição através da leitura ultra-sônica da distância foco/filme e da espessura do paciente; baixo custo de implantação.

- O programa do processador eletrônico de regimes oferece ao operador tabelas de exposição para 33 diferentes tipos de exames, agrupados segundo seis regiões anatômicas. O regime radiológico para a incidência desejada é mostrado na tela da carta eletrônica após a confirmação da distância foco/filme e da espessura do paciente.

- O banco de dados do processador eletrônico de regimes radiológicos contem os parâmetros de exposição para seis regiões anatômicas: tronco superior e inferior, coluna, membros superiores e inferiores, crânio.

- O sistema de ultra-som permite as leituras da distância foco/filme e da espessura do paciente para fins de correção e indexação dos parâmetros de exposição contidos nas tabelas.

- O processador eletrônico de regimes radiológicos está implementado com fatores de correção da visam manter constante o padrão da densidade radiográfica nas seguintes situações: mudança das características técnicas da instalação radiológica; alteração da geometria do sistema de ultra-som; posicionamento do tubo que propicie uma distância foco/filme diferente da preconizada pela tabela.
- A alteração dos fatores de correção é realizada diretamente no processador eletrônico através de um programa dedicado.
- A atualização e adaptação das tabelas do processador de regimes podem ser realizadas com o auxílio de um microcomputador, implementado por um cabo de comunicação serial para conexão do computador ao processador eletrônico e por um programa que permita a transferência de dados e a modificação dos conteúdos das tabelas.
- O "hardware" do processador eletrônico de regimes compreende duas unidades básicas: (a) a unidade principal onde estão a fonte de alimentação, o micro-controlador AT89C55, memórias RAM, os circuitos de supervisão e de comunicação, teclado para entrada de dados e o mostrador de cristal líquido; (b) a unidade de ultra-som, fixa à cúpula do tubo de raios X.

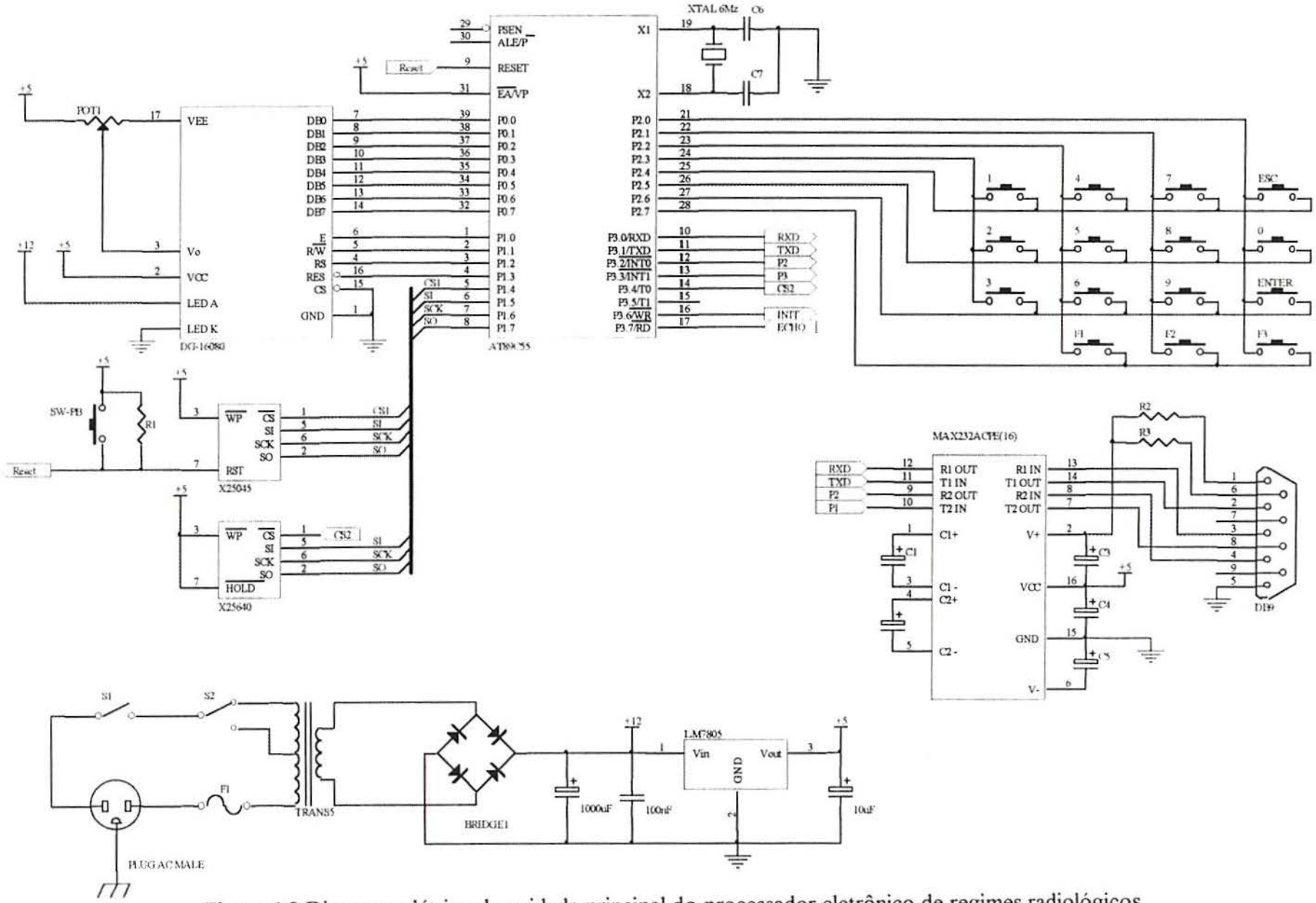


Figura 4.8 Diagrama elétrico da unidade principal do processador eletrônico de regimes radiológicos

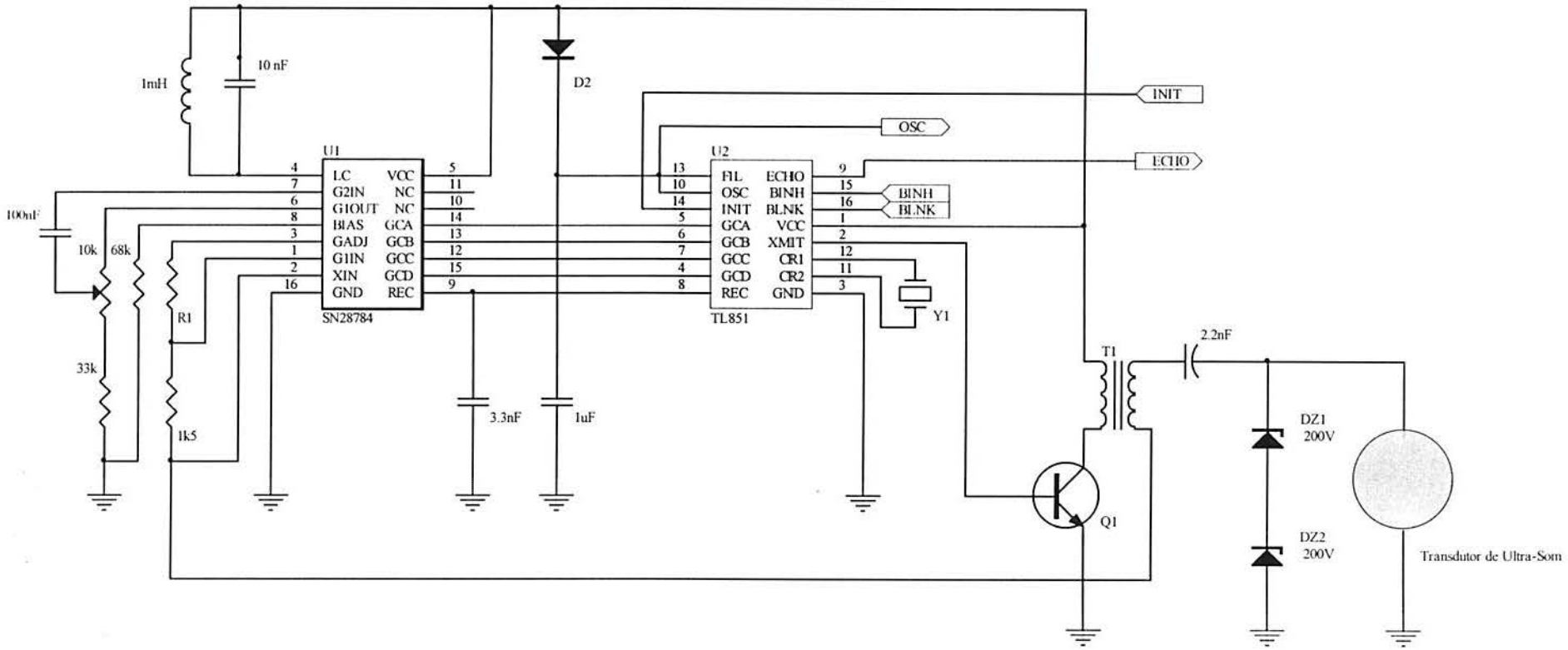


Figura 4.9 Diagrama elétrico da unidade da unidade de ultra-som

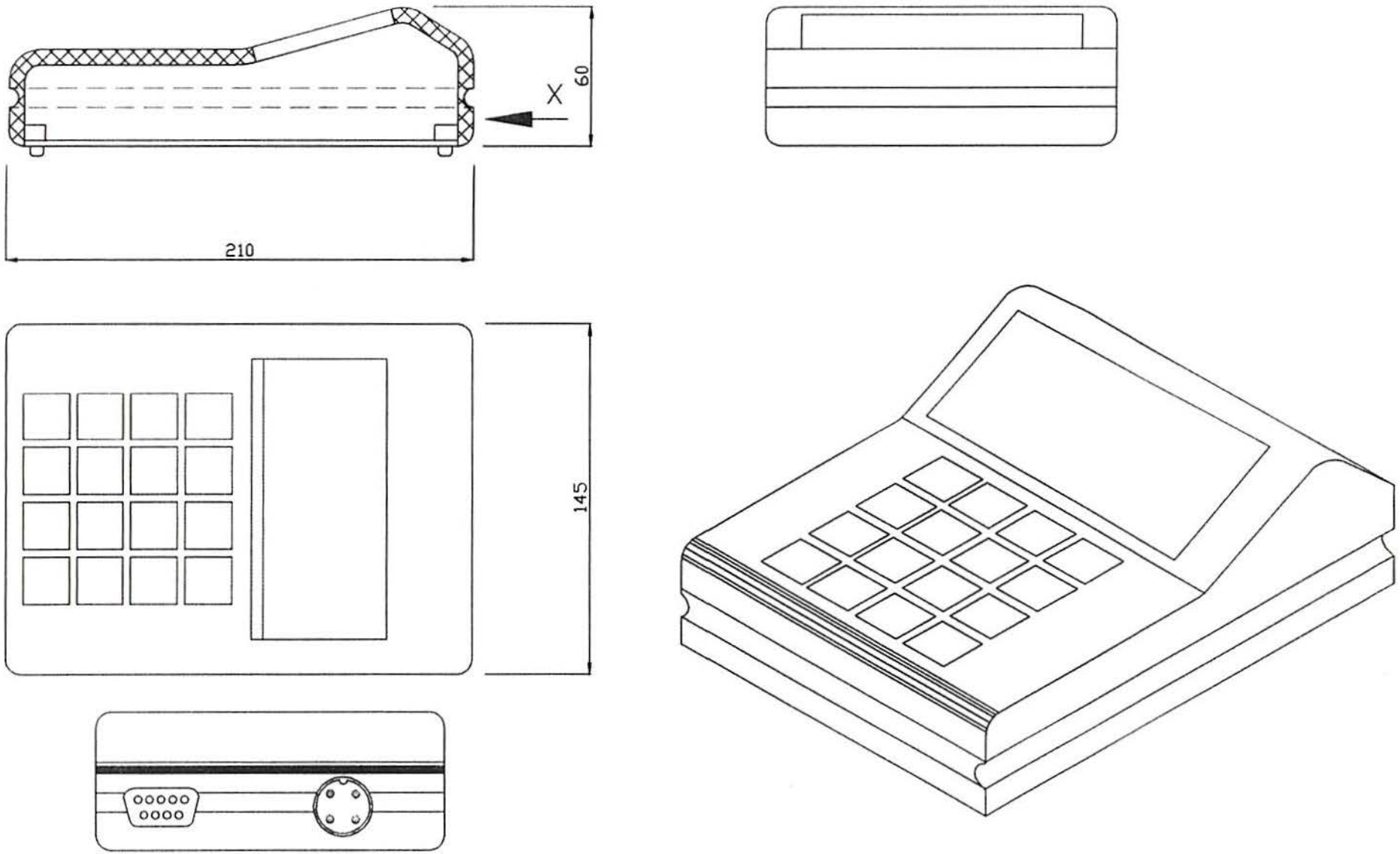


Figura 4.10 Caixa do processador eletrônico de regimes radiológicos

Figura 4.11 Instalação do processador eletrônico de regimes radiológicos junto à mesa de comando do aparelho de raios X.

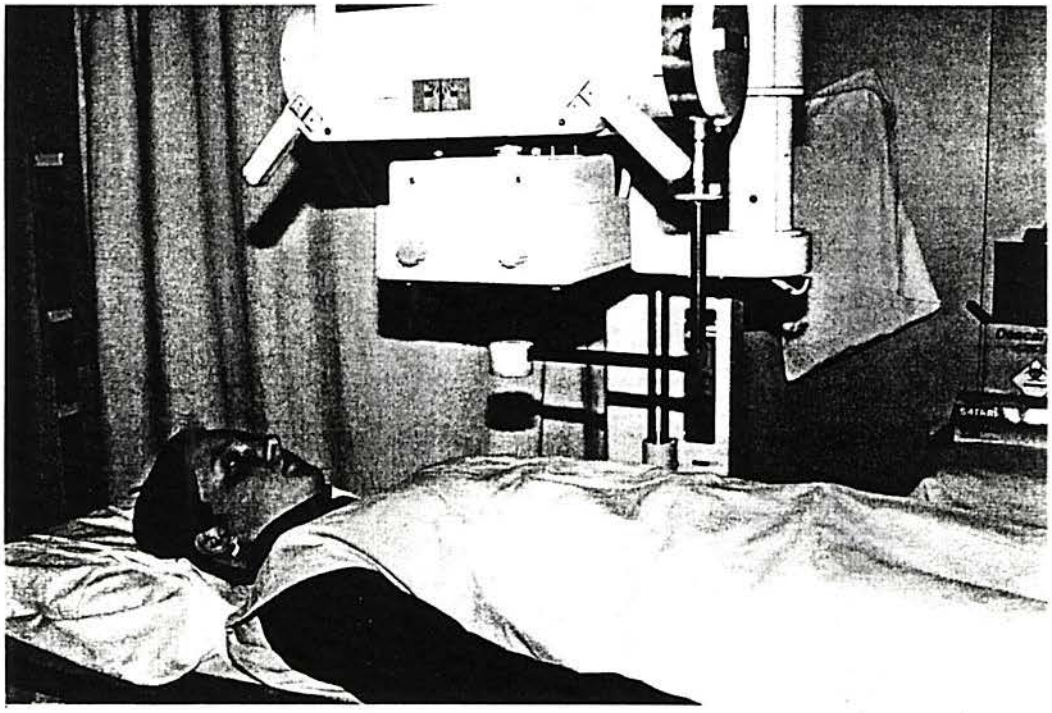


Figura 4.12 Uso do sistema de ultra-som durante exame em mesa "bucky" horizontal.

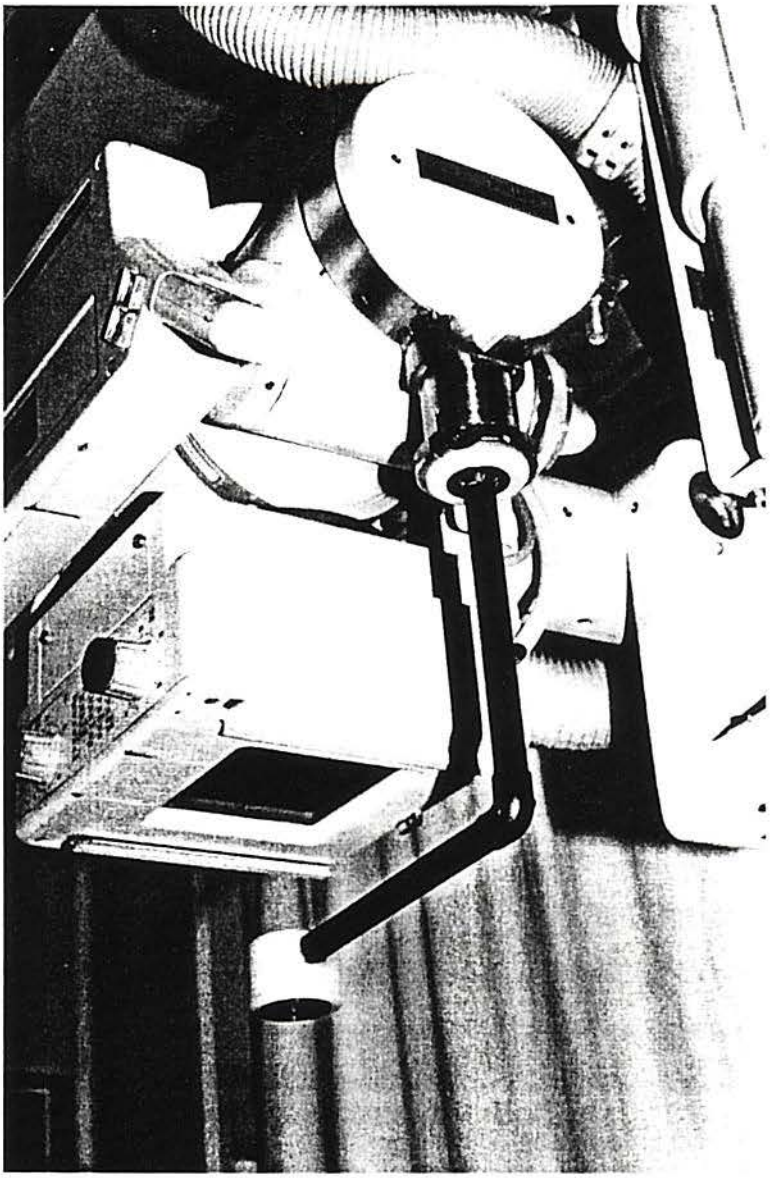


Figura 4.13 Detalhe da fixação do sistema de ultra-som à cúpula de raios X

5 ESTUDO DE CASO

5.1 Considerações Iniciais

Conforme discutido anteriormente, o uso de cartas de exposição radiológica não se constitui numa prática comum em nosso Estado. A utilização de um dispositivo eletrônico, que sugira ao operador os parâmetros radiológicos a serem selecionados no comando do gerador de raios X para o exame em curso, representa uma dupla mudança de paradigma na cultura existente. Primeiramente, a pré seleção de regime, como função das variáveis envolvidas no processo, subentende um sistema padronizado de correção dos parâmetros de exposição. Esse sistema representa o consenso do corpo dos radiologistas como adequado para garantir a qualidade dos exames produzidos no departamento. Ou seja, há a clara concepção de que o processo de obtenção de imagens radiológicas depende de uma padronização de procedimentos que deva ser fielmente seguida por todo o corpo técnico. A implantação e o uso de tal método, por si só, não consiste em prática comum no Rio Grande do Sul.

Em segundo lugar, a adoção de novos procedimentos durante a centralização do paciente, suportados por um dispositivo eletrônico agregado ao comando do aparelho de raios X, representa uma mudança na tradicional rotina dos exames radiológicos.

Assim sendo, a introdução do processador eletrônico de regimes radiológicos constitui-se em duplo impacto para o departamento de radiologia: por um lado, implica na necessidade da adoção de um sistema padronizado de exposição e, por outro, modifica a rotina de execução dos exames.

A implantação de programas da qualidade em serviços de radiologia, que eventualmente podem englobar a adoção de sistemas padronizados de exposição radiológica, são ainda bastante incipientes no Rio Grande do Sul. As instituições pioneiras nessa tarefa geralmente apoiam-se em profissionais biomédicos, tais como fisicos, engenheiros e tecnólogos, que desenvolvem mecanismos de garantia e manutenção da qualidade da imagem radiológica. Esses aspectos adquirem uma conotação mais acentuada naqueles serviços ou departamentos de radiologia que respondem por uma grande demanda de pacientes, constituindo-se em verdadeiras empresas produtoras de exames, operando em bases de economia de escala. Nessas circunstâncias, os volumes financeiros tornam-se expressivos, onde pequenos percentuais podem significar quantidades absolutas significativas.

Mostrou-se, então, de primordial importância para o desdobramento do presente trabalho a identificação em nosso meio de experiências com a implantação e emprego de sistemas padronizados de regimes radiológicos. O motivo dessa preocupação relaciona-se ao fato de que as informações disponíveis sobre o uso de regimes padronizados de exposição são todas

procedentes do exterior, cuja realidade difere da existente no Brasil. A busca de um referencial próximo, além de propiciar subsídios para fins de comparação de resultados, permite avaliar o impacto produzido no corpo técnico, advindo da aplicação de uma nova rotina operacional. O contato com tais dados permite antecipar situações de natureza técnica e comportamentais, para as quais soluções devem estar previstas.

Identificou-se, então, junto ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), uma infra-estrutura técnica dedicada à implantação e manutenção de programas da garantia da qualidade no departamento de radiologia. Essa atividade, de natureza ímpar no Rio Grande do Sul, abrange também o acompanhamento e a avaliação de tais programas através de indicadores escolhidos para tal fim.

Através das informações fornecidas pelo Setor de Física Médica daquele hospital, em 1992 o Hospital de Clínicas registrou a média mensal de 8.540 exames realizados, com um consumo de 24.400 películas. Este perfil aponta para o emprego de 2,86 películas, em média, por exame. Naquele mesmo ano foram descartadas 2.983 películas por mês, em média, as quais não continham valor diagnóstico.

Então, se foram descartadas 2.983 películas mensais, essas devem ser descontadas do volume total das películas consumidas para se determinar o número efetivo de películas empregadas por exame, ou seja:

24.200 películas - 2.983 películas = 21.417 películas

21.417 películas : 8.540 exames = 2,5 películas/exame

Dessa maneira, pode-se dizer que a realização de cada exame radiológico no HCPA consome em média 2,5 películas. Se for considerado que 2.983 películas foram rejeitadas, isso implica em dizer que 1.193 exames (2.983 : 2,5 = 1.193) a mais foram produzidos mensalmente, os quais não tiveram valor diagnóstico e não geraram receita para o hospital. Não se pode esquecer que, para cada radiografia produzida, toda a cadeia do processo é acionada para a obtenção desse produto, envolvendo desgaste de equipamento, emprego de material e produtos químicos, alocação de mão-de-obra de operadores e médicos, consumo de energia, etc. Embora a radiografia descartada não seja objeto de intensa análise médica, o radiologista deve analisá-la antes de ordenar a repetição do exame.

Resumindo, se a produção média mensal do serviço de radiologia do HCPA no ano de 1992 era de 8.540 exames, e considerando que os rejeitos representaram 1.193 exames desperdiçados, conclui-se que naquele ano a perda média do serviço foi cerca de 14%.

Com o apoio do grupo da Física Médica do HCPA, o serviço de radiologia empreendeu um programa para reduzir as perdas e, consequentemente, melhorar a qualidade dos exames. Para tanto, tomaram as seguintes iniciativas:

- Controlar rotineiramente os parâmetros de funcionamento das processadoras de filmes
- Aferir e calibrar periodicamente os geradores de raios X
- Tornar obrigatória a medida da espessura da região anatômica a ser radiografada
- Padronizar tabelas de alta-tensão variável, específicas para cada sala de exame, com a finalidade de corrigir os regimes radiológicos em função da espessura da região examinada

Baseado nas medidas adotadas, o grupo de Física Médica, no ano de 1993, implantou o programa de melhoria da qualidade e designou seu pessoal para acompanhar diuturnamente o trabalho dos operadores. Mediante essa iniciativa, obtiveram expressiva melhoria dos indicadores de desempenho do serviço de radiologia, conforme expresso na tabela 5.1.

Tabela 5.1 Indicadores de desempenho do serviço de radiologia do HCPA, fornecidos pelo Setor de Física Médica.

INDICADORES DE DESEMPENHO DO SERVIÇO DE RADIOLOGIA DO HCPA					
Valores Médios Mensais	1993	1994	1995	1996	1997
Exames	8.158	8.403	9.584	10.575	9.529
Filmes	21.220	20.950	22.089	23.000	23.029
Rejeitos	1.252	1.252	1.005	1.163	1.012
Perda (%)	6,3	6,4	4,8	5,3	5,2

A experiência do Hospital de Clínicas mostrou que o grupo foi capaz de reduzir as perdas de 14% em 1992 para 5,2% em 1997, o que representa uma queda de aproximadamente 62% nas perdas totais do serviço.

Os físicos do Setor de Física do HCPA constataram, durante o desenvolvimento do seu trabalho, que a maior fonte dos rejeitos radiológicos concentra-se na escolha errada do regime radiológico. Os parâmetros das processadoras e dos geradores de raios X mantém-se bastante estáveis ao longo do tempo e, quando apresentam algum tipo de problema, o mesmo pode ser facilmente detectável se o serviço dispõe de um padrão definido de exposição

radiológica. Ou seja, um sistema padronizado de exposição aliado a disciplina do operador desempenham fator fundamental na eficiência do serviço.

5.2 Perfil do Serviço de Radiologia Escolhido para Uso do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos

Com a finalidade de avaliar o desempenho e a efetividade do processador eletrônico, escolheu-se o Serviço de Radiologia do Hospital São Lucas da PUCRS. Trata-se de um hospital geral universitário, ligado à Escola de Medicina da PUCRS, possuindo atualmente 540 leitos. A grande parte dos pacientes (60%) são atendidos através do Sistema Único de Saúde, sendo os restantes vinculados a convênios privados.

Na qualidade de hospital geral, possui uma infra-estrutura bastante sólida na área dos equipamentos de diagnóstico e tratamento, os quais apresentam um perfil tecnológico moderno. No campo do diagnóstico por imagem, o Hospital São Lucas dispõe de recursos bastante atuais, entre os quais destacam-se: Radiologia Convencional, Tomografia Computadorizada Helicoidal, Ressonância Magnética Nuclear, Cine-coronarioangiografia, Ultra-sonografia, Densitometria Óssea, Medicina Nuclear e Mamografia.

Especificamente, o Serviço de Radiologia é composto por oito salas de exames, das quais duas são equipadas com cadeia de televisão para procedimentos fluoroscópicos e seriográficos. O sistema de processamento de filmes é automático, suportado por três máquinas. No serviço, há somente duas salas de raios X que possuem sistema automático de exposição, os quais são pouco utilizados, pois os técnicos preferem técnicas manuais.

A alocação dos exames obedece às características técnicas de cada sala, com o objetivo de buscar a melhor eficiência possível. Assim sendo, as salas 1 e 2 são dedicadas aos pacientes traumatizados ou internados que não deambulam. Para a sala 3 são carreados os exames de crânio e os de tórax de pacientes pediátricos. Na sala 4 realizam-se os procedimentos urográficos e exames abdominais. As radiografias de tórax de pacientes adultos são feitas na sala 5. As salas 8 e 10, que possuem intensificador de imagem, realizam os exames contrastados e os seriográficos. A sala 9 dispõe de recursos para tomografia linear e exames em "bucky" horizontal e de parede, sendo portanto empregada como uma sala de procedimentos gerais. As salas 8 e 9 são equipadas com gerador a conversor de alta freqüência, enquanto que as demais contam com sistemas trifásicos com retificação a doze pulsos. O serviço usa somente um tipo de combinação écran/filme da marca Fuji. O filme é o modelo Super HR-G, que se constitui em um filme ortocromático para uso médico, que reúne a característica da alta velocidade, combinada com

ótimos contraste e resolução. É um filme que trabalha em conjunto com écrans de terras raras, emissores de luz verde. O écran existente é o modelo HR-Regular, cuja velocidade relativa é 400.

As grades oscilantes instaladas nas gavetas "bucky" são todas de razão 12, variando a distância focal em função do tipo de instalação.

O serviço realiza cerca de 9.000 exames por mês, não existindo um sistema padronizado de exposição radiológica. Os operadores, na sua grande maioria, não possuem educação técnica formal, observando-se que a preocupação com o perfil profissional só recentemente começa a se verificar, através de iniciativas institucionais ou pessoal de alguns poucos que estão procurando realizar cursos de aperfeiçoamento ou até mesmo ingressar no ensino superior.

O Setor de Física Médica do Hospital São Lucas realiza rotineiramente o controle da qualidade dos equipamentos e acessórios do serviço de radiologia. Este programa compreende os seguintes pontos:

- Avaliação da temperatura e pH do revelador e fixador das processadoras
- Medida não-invasiva da alta-tensão, tempo de exposição e qualidade da forma de onda da alta-tensão;
- Teste de alinhamento e coincidência dos campos luminoso e radiológico

No período compreendido entre 1.° de março de 1998 e 30 de maio de 1998 realizou-se o levantamento dos seguintes indicadores relativos ao funcionamento do serviço de radiologia:

- Quantidade mensal de exames realizados
- Distribuição percentual por tipo de exame
- Custo médio mensal por exame
- Quantidade de filmes consumidos, total e por tamanho de película
- Quantidade e índice de filmes rejeitados, total e por tamanho de película
- Causas que levaram à rejeição das radiografias

Para fins de ilustração, estão apresentadas apenas as tabelas do mês de março de 1998, visto que as demais seguem o mesmo padrão.

Para o cálculo do custo médio por exame são considerados os seguintes itens: salário do pessoal geral, comissões dos radiologistas, salário dos residentes, material de consumo para o paciente em exame, medicamentos, material de consumo hospitalar, material de copa e cozinha, rouparia, material de limpeza, material de escritório, manutenção, mecanografia, depreciação, custos indiretos.

Tabela 5.2 Indicadores do mês de março de 1998 do serviço de radiologia do Hospital São Lucas

MARÇO DE 1998			
FILME	QTD.	REJ.	REJ. (%)
13 x 18	2.100	340	16,20
18 x 24	4.300	688	16,00
24 x 30	4.800	686	14,30
30 x 40	2.400	313	13,04
35 x 35	2.900	347	12,00
35 x 43	3.300	329	10,00
TOTAL	19.800	2.703	13,65

MARÇO DE 1998	
CAUSA DA REJEIÇÃO	%
CLARO	34,11
ESCURO	42,87
VELADO	3,47
NÃO EXPOSTO	9,13
VIRGEM	0,15
ERRO DE COLIMAÇÃO	3,47
OUTROS	6,77

MARÇO DE 1998		
TIPO DE EXAME	QTD	(%)
Crânio/Face	1.170	13,86
Coluna vertebral	530	6,28
Esqueleto/Tórax	581	6,88
Bacia/Membros inferiores	946	11,21
Órgãos internos/Tórax	4.171	49,42
Exames com uso de fluoroscópia	1.042	12,35
TOTAL DE EXAMES	8.440	100
Custo médio por exame	R$ 23,50	

A partir dos dados levantados durante esses três meses, observa-se os seguintes indicadores médios mensais:

- Número de exames: 9.248/mês
- Quantidade total de películas: 21.300/mês
- Quantidade de películas rejeitadas: 2.600/mês
- Custo médio do exame: R$ 23,70
- Quantidade média total de películas por exame: 2,30
- Quantidade média de películas efetivamente entregues por exame: 2,02

A análise desses dados permite algumas conclusões. Uma delas é de que, sendo em média empregadas duas películas por cada exame, 2.600 películas representam cerca de 1.300 exames a mais que deixaram de ser realizados ou que não se converteram em receita para o hospital. Uma outra maneira de se interpretar a questão é de que se esses exames tivessem sido realizados, o número total de exames mensais subiria para cerca de 10.500 exames, reduzindo o custo médio por exame para R$ 20,87.

Pode-se ainda dizer que esses 1.300 exames representaram um custo adicional para o serviço de radiologia superior a R$ 27.000,00 mensais.

Por outro lado, existem outros prejuízos advindos da repetição das exposições radiológicas, cuja repercussão é mais difícil mensurar. Entre esses, destacam-se o aumento da dose do paciente e a demora para a finalização do exame, o que contribui para um desgaste generalizado, denegrindo a reputação do serviço.

Outro ponto que chama a atenção é o que trata da causa dos rejeitos. O fato do filme não ter valor para diagnóstico por estar muito claro (pouca densidade) ou muito escuro (muita densidade) significa que o regime selecionado não foi adequado. A incidência do erro de regime nos rejeitos, durante o trimestre avaliado, é altamente significativa, pois não baixou dos 68% durante todo o período. Em média, as perdas por exposições mal realizadas representaram 75,84% do total dos rejeitos. Em outras palavras, conclui-se que a maior causa geradora das perdas é a seleção errada dos parâmetros de exposição.

O passo seguinte foi analisar os regimes radiológicos que os operadores empregam na realização dos exames. Para tanto, elegeu-se os exames de maior demanda, para os quais anotou-se os parâmetros que os operadores selecionam nos comandos dos geradores antes da realização de cada incidência. Foram levantadas tabelas onde se discriminou o tipo de exame, a espessura da região radiografada, a alta-tensão e o produto corrente pelo tempo empregados. Constatou-se que, como não há padronização formalmente adotada no serviço, cada técnico usa

de sua experiência profissional e do consenso dos demais colegas para estimar os regimes, bem como suas correções.

Nos exames de tórax realizados na sala 5, por exemplo, observou-se que o regime médio das incidências antero-posteriores, para pacientes magros, foi de 80 kVp com 3,2 mAs. Para pacientes de espessura média, o regime anotado foi de 85 kVp com 5,0 mAs. Observa-se que os operadores corrigem dois parâmetros simultaneamente para compensar as variações de espessura, a qual não é medida e sim avaliada subjetivamente. Os exames de coluna dorsal, realizados na sala 2, também mostraram perfil similar, anotando-se parâmetros que variavam de 65 kVp e 64 mAs (pacientes magros) a 70 kVp e 100 mAs (pacientes médios).

Como todos os operadores do serviço costumam atuar simultaneamente sobre mais de um parâmetro do gerador, para corrigir o regime em função da espessura do paciente, resolveu-se partir para o seguinte exercício:

- Escolher dois tipos de exame e acompanhar os procedimentos realizados, anotando os parâmetros selecionados no comando do gerador e a espessura da região radiografada, para cada paciente
- Posteriormente, para cada regime utilizado, medir a exposição produzida
- Levantar o gráfico Exposição x Espessura, para cada tipo de exame
- Comparar os dados obtidos com os de uma carta radiológica amplamente reconhecida.

Para desenvolver o exercício, escolheu-se as incidências antero-posteriores dos exames de tórax e de abdômen. Como referência, para fins de comparação posterior, adotou-se as cartas da Du Pont, recomendadas para a sua linha de filmes Cronex. Essas cartas foram retiradas do manual "Positioning and Exposure Guide for General Radiography", cedido pela mencionada companhia. Deve-se ressalvar que a comparação tem como objetivo uma avaliação *qualitativa* do comportamento dos regimes, visto que as características de filme, écran e equipamento empregados são diferentes em cada caso, o que implica em valores absolutos de exposição também diferentes.

Para obter a curva da exposição em função da espessura do paciente relativa ao exame de tórax, selecionou-se a tabela de técnica fixa da Du Pont, sugerida para projeções AP. Com o auxílio do eletrômero Victoreen 660-1 e da câmara de ionização 660-4A para feixes primários, mediu-se a exposição referente ao regime indicado para cada espessura. O gráfico resultante está mostrado na figura 5.1, em que se nota um comportamento definido, onde a exposição aumenta com a espessura.

Espessura (cm)	Exposição (mR)
19	4
20	6,5
21	8
22	10,5
23	11
24	11
25	15
26	15
27	19,5
28	21,5
29	24
30	30

Figura 5.1 Gráfico das exposições relativas a tabela de regimes Du Pont para tórax.

Seguindo a mesma metodologia, mediu-se a exposição para os regimes registrados na rotina dos exames de tórax da sala 5. Os valores de exposição foram lançados em relação a espessura e o gráfico obtido é mostrado na figura 5.2.

Espessura (cm)	Exposição (mR)
5	7
12	8
13	22
14	7
14	8
15	10
15	11
15	31
19	30
22	19
23	18
23	68
24	19
27	35
30	40

Figura 5.2 Gráfico das exposições registradas nos exames de tórax da sala 5.

A distribuição dos valores na figura 5.2 mostra que não se pode definir uma lei que determine a relação entre as variáveis exposição e espessura. Ou seja, ora tem-se diferentes valores de exposição para uma mesma espessura; ora a exposição tem uma relação inversa com a

espessura, diminuindo com o aumento desta. Por outro lado, um aspecto que chama a atenção é o das enormes diferenças de exposição verificadas para uma mesma espessura, chegando, em alguns casos, a 200% !

O mesmo procedimento foi repetido para os exames de abdômen, onde a figura 5.3 mostra o gráfico obtido a partir das medidas de exposição derivadas da tabela de técnica de alta-tensão fixa ("kVp fixo") do manual da Du Pont.

Espessura (cm)	Exposição (mR)
12,5	35
14	50
16,5	65
18,5	110
20,5	140
22,5	170
24,5	245
26,5	280
28	335
30,5	420
32	475

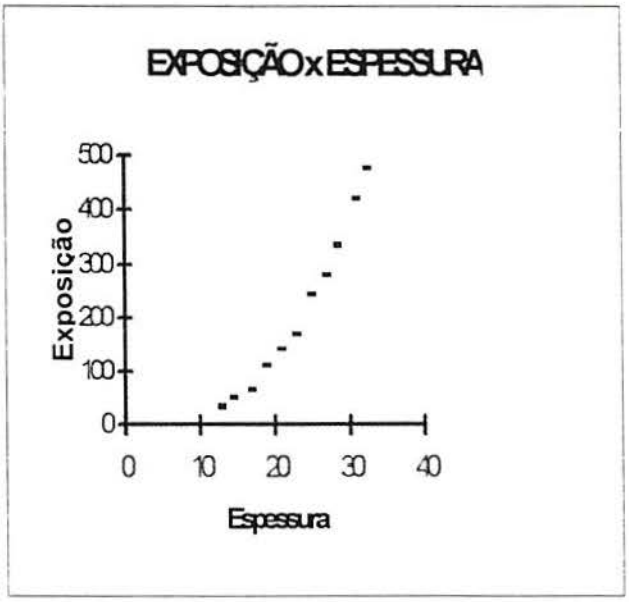


Figura 5.3 Gráfico das exposições relativas a tabela de regimes Du Pont para abdômen.

Similarmente ao gráfico traçado para a tabela dos valores de exposição do tórax, figura 5.1, aqui também se constata um comportamento bem definido da exposição em função da espessura.

Os valores de exposição lidos a partir dos regimes adotados pelos técnicos do serviço de radiologia para os exames de abdômen foram lançados no gráfico apresentado na figura 5.4.

Constata-se que, também para os exames de abdômen realizados pelos operadores, não se pode definir a natureza da relação entre as exposições e as espessuras. Tome-se, por exemplo, a espessura abdominal de 15cm, situada entre os valores de 10 cm e 20 cm no eixo das espessura, à qual correspondem quatro diferentes valores de exposição, cobrindo a extensa faixa de 148 mR a 480 mR.

Espessura (cm)	Exposição (mR)
10	35
15	140
15	160
15	295
15	480
18	325
24	110
27	325
29	275
30	550
30	590
33	170
35	260
37	265

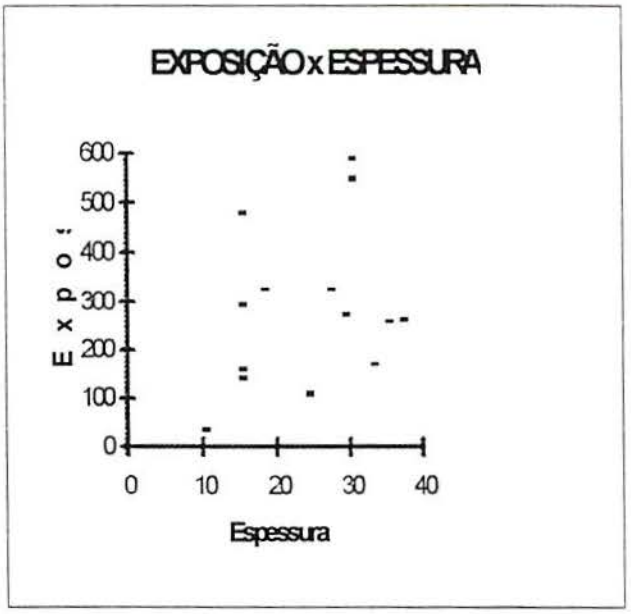


Figura 5.4 Gráfico das exposições registradas nos exames de abdômen.

5.3 Uso do Processador Eletrônico de Regimes na Rotina do Serviço de Radiologia

A avaliação realizada no serviço de radiologia mostrou as conseqüências advindas da falta de um sistema padronizado de regimes radiológicos. Considerando o produto final do exame, que é a radiografia, esse fato traz como resultado variações do padrão de contraste e densidade a cada exame, agravadas pelos aspectos subjetivo e aleatório que governam as correções de regime. Em outras palavras, não há consistência do padrão radiológico e não existe uma definição do modelo de ajuste dos parâmetros de exposição. Para que se pudesse colocar o processador eletrônico de regimes em uso no serviço em questão e avaliar seus resultados, adotou-se duas iniciativas:

a) O desenvolvimento de um "plano piloto", onde o uso do processador de regimes ficasse restrito a um tipo de exame, ou salas de radiologia, com a finalidade de facilitar a introdução e a análise do comportamento do novo sistema. Para tanto, tal exame deveria ter uma demanda significativa dentro do escopo do serviço de radiologia e apresentar uma larga faixa de espessuras da região radiografada.

b) O estabelecimento da tabela de exposição para o exame escolhido.

O exame de tórax foi escolhido por se enquadrar adequadamente nesse escopo. Para a determinação do sistema de exposição, partiu-se da avaliação do perfil dos regimes já empregados no serviço de radiologia, procurando-se uma padronização que se adaptasse o mais facilmente possível à rotina dos operadores. Deve ser enfatizado que a implantação dessa

experiência inicial visou avaliar a importância do uso de sistemas padronizados, apoiados por um dispositivo eletrônico de seleção de parâmetros. Não estavam sendo julgados tipos de cartas de exposição nem sistemas de padronização, mas sim o impacto causado pela sua adoção.

No caso dos exames de tórax, percebeu-se que a maioria dos operadores trabalhava com a técnica de tensão de pico alta, praticamente não variando a alta tensão empregada em função do porte do paciente. As correções de regime centralizavam-se muito mais no controle do produto corrente pelo tempo, sendo menos freqüentes os ajustes da alta-tensão. Essa avaliação permitiu concluir que a adoção da técnica de alta-tensão fixa seria a mais indicada.

Para desenvolver as tabelas, identificou-se a sala preferencialmente utilizada para as radiografias de tórax, onde foi feito um acompanhamento junto aos operadores, anotando-se, para cada exame e incidência, a espessura do paciente, bem como os parâmetros de alta-tensão e do produto corrente pelo tempo. A partir dessas anotações, identificaram-se os valores mais altos de tensão, para as projeções AP e lateral, os quais foram fixados para todos os exames. Uma vez definidos os valores para a alta-tensão, ainda com a ajuda das anotações realizadas, estipulou-se a tabela de valores de corrente pelo tempo como função da espessura da região anatômica. Assim, elaboraram-se as tabelas preliminares de regimes para as duas incidências de exames de tórax, as quais foram colocadas em uso experimental.

Com o auxílio dessas tabelas, realizaram-se alguns exames com a finalidade de avaliar a qualidade das radiografias e imprimir as eventuais correções. Feitas as avaliações, as tabelas das incidências AP e lateral foram então definidas e carregadas na memória do dispositivo eletrônico de exposições. Os parâmetros de exposição e os dados de espessura estão mostrados nas tabelas 5.3.a e 5.3.b.

Cabe notar que o equipamento de raios X dedicado aos exames de tórax, escolhido para desenvolver o teste, é do tipo "integrador de mAs" (modelo SM 40 da Philips). Na sua unidade de controle existem valores pré-determinados do produto corrente pelo tempo ("mAs") que o operador seleciona para realizar a exposição. Ou seja, há um conjunto limitado de valores de corrente vezes tempo à disposição do operador. Daí explica-se por não haver valores intermediários entre 16 mAs e 20 mAs, 4 mAs e 6,3 mAs na tabela, pois o equipamento não os propicia. Na realidade isso se constitui numa limitação do referido aparelho, à qual a tabela deve-se condicionar, resultando em certo prejuízo à qualidade final da radiografia.

Tabela 5.3.a Carta experimental de alta-tensão fixa para tórax (AP).

EXAME DE TÓRAX		
INCIDÊNCIA AP		
Espessura (cm)	Alta-tensão (kVp)	Corrente x tempo (mAs)
17	110	3,2
18	110	3,2
19	110	3,2
20	110	3,2
21	110	4
22	110	4
23	110	4
24	110	5
25	110	5
26	110	5
27	110	6,3
28	110	6,3
29	110	6,3
30	110	8
31	110	8
32	110	8
33	110	10
34	110	10
35	110	10
36	110	13
37	110	13
38	110	16

Tabela 5.3.b Carta experimental de alta-tensão fixa para tórax (lateral).

EXAME DE TÓRAX		
INCIDÊNCIA LATERAL		
Espessura (cm)	Alta-tensão (kVp)	Corrente x tempo (mAs)
22	125	3,2
23	125	3,2
24	125	4
25	125	6,3
26	125	6,3
27	125	8,0
28	125	8,0
29	125	10
30	125	10
31	125	10
32	125	13
33	125	13
34	125	13
35	125	16
36	125	16
37	125	20
38	125	20
39	125	32
40	125	32

5.4 Avaliação do Sistema Ultra-sônico de Medida da Espessura do Paciente em Exames de Tórax

Previamente ao uso do processador eletrônico de regimes nos exames de tórax, foi realizada uma avaliação da resposta do sistema ultra-sônico na medida das espessuras dos pacientes nas incidências antero-posterior (AP) e lateral. Conforme destacado anteriormente, as leituras do transdutor de ultra-som apresentam certa dependência da natureza da superfície do

objeto. No caso dos exames de tórax, o paciente é radiografado em pé, posicionado na frente do "bucky" vertical. A primeira função do transdutor é determinar a distância foco/filme, sendo que para isso mede o tempo do eco relativo ao sinal refletido sobre o tampo do "bucky" vertical, que é construído de um material liso, como fórmica ou madeira pintada.

Os exames de tórax na sala escolhida são realizados segundo a distância focal de 150 cm. A resposta do transdutor nas medidas foco/filme foram comparadas com as realizadas com uma trena metálica. A precisão do sistema de ultra-som, especificada pelo fabricante, é de $\pm 1\%$ na faixa de medida. Para a distância focal em questão, esperava-se que as leituras do sistema de ultra-som registrassem 150 cm $\pm$ 1,5 cm. Como o programa desenvolvido para o processador só permite a leitura de múltiplos inteiros de centímetro, o valor esperado na tela do dispositivo era de 150 cm $\pm$ 2 cm.

Foram realizados diversos ensaios complementados para ajustes do sistema de ultra-som, de sorte que se alcançou medidas de distância focal com erro na ordem de ± 1 cm, portanto dentro da especificação.

A seguir, selecionou-se 18 pacientes os quais foram submetidos a medidas de espessura, tanto em posição antero-posterior, como em lateral. Todos os pacientes estavam vestindo a bata fornecida pelo serviço de radiologia para a realização do exame. As medidas do sistema de ultra-som foram comparadas com as realizadas com a régua de medida de espessura empregada no serviço de radiologia. A finalidade deste ensaio foi determinar o fator de correção para a medida da espessura. Escolheu-se a régua de medida de espessura pelo fato de ser o instrumento fornecido para este fim e o naturalmente empregado pelos técnicos na rotina. Deve-se ressaltar, todavia, que esse método possui um erro intrínseco na ordem de ± 1 cm, visto depender de inúmeros fatores, tais como o efetivo contato realizado pelo cursor sobre o corpo do paciente, o correto posicionamento do instrumento sobre a região anatômica, a interpolação arbitrada pelo operador, etc. Dessa maneira, a leitura do sistema de ultra-som foi comparada com um método que possui uma incerteza de $\pm$ 1 cm, logo o valor da medida final deve considerar as incertezas do dois métodos.

A tabela 5.4 mostra nas colunas 2 e 3 os resultados das medidas da espessura do tórax dos 18 pacientes em posição antero-posterior, realizadas com a régua de medida de espessura do serviço de radiologia e com o sistema de ultra-som, respectivamente. Na quarta coluna da tabela estão listadas as diferenças entre as duas medidas. Como a medida de referência possui uma incerteza intrínseca de ± 1 cm, a mesma do ultra-som, considerou-se que a diferença entre as duas medidas tem uma imprecisão igual à raiz quadrada da soma dos quadrados dos seus

desvios, que no caso é $\sqrt{2}$. Pode-se observar que a diferença entre as duas medidas não é constante, apresentando uma certa variação. A média das diferenças das 18 medidas realizadas é de 2,83 cm $\pm \sqrt{2}$ cm. Se for considerado somente o valor das diferenças entre as medidas obtidas através dos dois métodos, sem computar os erros intrínsecos, obtém-se o desvio padrão de 0,79 cm em torno da média. Tem-se, então, que o desvio padrão dessas diferenças é menor que o erro inerente aos processos de medida.

Tabela 5.4 Medidas de espessuras de tórax (AP).

PAC	ESPESSURA MEDIDA COM A RÉGUA (cm)	ESPESSURA MEDIDA COM ULTRA-SOM (cm)	DIFERENÇA (cm)
1	19 ± 1	22 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
2	20 ± 1	22 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$
3	21 ± 1	24 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
4	23 ± 1	26 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
5	23 ± 1	27 ± 1	$4 \pm \sqrt{2}$
6	24 ± 1	27 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
7	24 ± 1	28 ± 1	$4 \pm \sqrt{2}$
8	24 ± 1	28 ± 1	$4 \pm \sqrt{2}$
9	25 ± 1	27 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$
10	25 ± 1	28 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
11	26 ± 1	29 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
12	26 ± 1	30 ± 1	$4 \pm \sqrt{2}$
13	27 ± 1	30 ± 1	$3 \pm \sqrt{2}$
14	27 ± 1	29 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$
15	27 ± 1	29 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$
16	28 ± 1	30 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$
17	31 ± 1	33 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$
18	31 ± 1	33 ± 1	$2 \pm \sqrt{2}$

Como o sistema do processador eletrônico não trabalha com frações de centímetro, adotou-se *-3 centímetros* como o fator de correção para as medidas da espessura antero-posterior realizadas pelo ultra-som para a referida instalação. Ou seja, do valor lido pelo dispositivo é subtraído 3 para que se tenha a medida da espessura do tórax do paciente.

Para a projeção lateral, realizou-se o mesmo processo. A tabela 5.5 mostra o valor das espessuras do tórax medidas na direção lateral com o uso da régua e do ultra-som.

Tabela 5.5 Medidas de espessuras de tórax (lateral).

PAC	ESPESSURA MEDIDA COM A RÉGUA (cm)	ESPESSURA MEDIDA COM ULTRA-SOM (cm)	DIFERENÇA (cm)
1	29 ± 1	34 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
2	29 ± 1	36 ± 1	$7 \pm \sqrt{2}$
3	30 ± 1	37 ± 1	$7 \pm \sqrt{2}$
4	30 ± 1	38 ± 1	$8 \pm \sqrt{2}$
5	31 ± 1	37 ± 1	$6 \pm \sqrt{2}$
6	32 ± 1	38 ± 1	$6 \pm \sqrt{2}$
7	33 ± 1	38 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
8	34 ± 1	40 ± 1	$6 \pm \sqrt{2}$
9	34 ± 1	39 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
10	35 ± 1	42 ± 1	$7 \pm \sqrt{2}$
11	35 ± 1	40 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
12	36 ± 1	44 ± 1	$8 \pm \sqrt{2}$
13	36 ± 1	42 ± 1	$6 \pm \sqrt{2}$
14	36 ± 1	41 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
15	37 ± 1	44 ± 1	$7 \pm \sqrt{2}$
16	38 ± 1	43 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
17	38 ± 1	43 ± 1	$5 \pm \sqrt{2}$
18	40 ± 1	46 ± 1	$6 \pm \sqrt{2}$

A média das medidas é de 6,05 cm $\pm\sqrt{2}$ cm, sendo que a amostragem apresenta o desvio padrão de 1,05 cm. O fator de correção adotado para as medidas laterais do tórax é de 6 cm. Observa-se que a diferença para as medidas laterais é maior que as obtidas para as antero-posteriores. Uma das causas dessa diferença reside no fato de que, na incidência lateral do exame de tórax, o paciente deve permanecer com os braços levantados para que não se sobreponham às estruturas do pulmão e costelas durante a exposição. Essa postura dificulta, por vezes, o perfeito contato do paciente com o tampo do "bucky", propiciando seu posicionamento um pouco afastado da superfície do tampo. Isso produz um falso incremento na medida da espessura lateral do tórax, visto que o sistema de ultra-som calcula a espessura em relação ao plano do tampo, e se o paciente não estiver encostando perfeitamente nessa superfície, o dispositivo adiciona essa distância à espessura.

Conclusões:

- O sistema de ultra-som tem boa precisão (repetibilidade) nas medidas realizadas.
- É necessário adotar um fatores de correção para cada tipo de instalação e para cada de incidência.
- O processo de medida da espessura do paciente com a régua convencional também propicia desvios, que se constatou estarem na ordem de ± 1 cm.
- O processo de medida com ultra-som é altamente dependente do correto posicionamento do paciente.
- Uma vez adotado o fator de correção, as medidas de ultra-som podem desviar em até 2 cm $\pm\sqrt{2}$ cm da medida realizada com a régua convencional.

5.5 Avaliação do Processador Eletrônico de Regimes Radiológicos nos Exames de Tórax

No item anterior mostrou-se o desempenho do sistema de ultra-som na medida da espessura do tórax do paciente, onde concluiu-se que o mesmo pode apresentar diferenças de até 2 cm em relação às medidas realizadas com a régua existente para tal fim. Deve ser lembrado que a espessura constitui-se em uma informação importante para o uso do processador de regimes, cujo o princípio repousa na indexação dos parâmetros de exposição a partir desse dado.

Depois de ensaiado o sistema de ultra-som, o passo seguinte foi o de avaliar o desempenho do processador eletrônico na rotina dos exames de tórax realizados na instalação escolhida. Para tanto, empregou-se o dispositivo no exame de 78 pacientes de ambulatório, encaminhados pelo corpo clínico para radiografias de tórax. Tratavam-se de pacientes sem uma definição de patologia específica, que se dirigiram deambulando para a sala de exames. Em princípio, pacientes cooperativos, que possibilitavam o adequado posicionamento para a

realização das incidências. As espessuras ântero-posterior desses pacientes estavam compreendidas na faixa de 16 cm a 32 cm e a lateral, de 21 cm a 38 cm.

Para cada paciente realizou-se uma radiografia AP e uma lateral, sendo as mesmas submetidas à apreciação dos médicos radiologistas presentes na câmara clara do serviço. O critério de avaliação do médico foi o parâmetro básico de aceitação da radiografia. Das 156 radiografias realizadas, 13 foram classificadas como de qualidade insuficiente para definição de diagnóstico, e tiveram que ser repetidas. Muito embora tais radiografias fossem rejeitadas, as mesmas estavam "um pouco claras ou um pouco escuras" sob o critério do radiologista. Nenhuma delas apresentou densidades acentuadamente fora dos padrões estabelecidos, situando-se muito próximo à qualidade esperada.

Uma análise mais específica das radiografias excluídas mostrou o perfil, conforme condensado na tabela 5.6.

O percentual total de rejeitos com o uso da carta foi de 8,3%, o que representou uma sensível melhora em relação aos 13,7% registrados pelo serviço durante o mês de março.

Tabela 5.6 Análise dos rejeitos nos exames de tórax.

CAUSA DO REJEITO	QUANTIDADE
Pouca densidade	7
Muita densidade	3
Colimação errada do campo	1
Movimentos respiratórios	1
Patologia pulmonar	1

Após a realização do ensaio acima descrito, foram realizados mais 61 exames de tórax, nos quais o operador mediu com a régua as espessuras dos pacientes e entrou com esse valor no processador eletrônico de regimes para a obtenção dos parâmetros de exposição. Nesta nova situação, foram rejeitadas 8 radiografias, que representaram uma perda de cerca de 6,6%. Ou seja, as perdas com o sistema de ultra-som foram ligeiramente maiores dos que as registradas com o uso da régua de medida de espessura. O principal motivo desta diferença deveu-se ao incorreto posicionamento de alguns pacientes, quando os operadores não propiciaram que o tórax ficasse perfeitamente encostado junto ao tampo do "bucky" vertical no momento da medida da espessura.

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

O desenvolvimento do presente trabalho tem como lastro a padronização das exposições radiológicas aplicada aos serviços de radiologia. A implementação do processador eletrônico de regimes radiológicos, dentro desse escopo, traz consigo os objetivos de tornar mais prático o uso das tabelas de exposição e de facilitar sua adaptação a diferentes tipos de instalações radiológicas. Busca, igualmente, introduzir um sistema de medida da distância foco/filme e da espessura da região anatômica, dispensando o operador dessa tarefa, que é tão pouco valorizada no meio radiológico.

Dessa maneira, as conclusões a que se chega sobrepõem-se, sob muitos aspectos, com as advindas da aplicação da padronização das tabelas de exposição, cujo estudo remonta aos primórdios da radiologia. Na verdade, a questão deve ser considerada sob uma visão mais ampla, onde o presente trabalho pode se enquadrar dentro do contexto do programa de garantia da qualidade do serviço de radiologia. De fato, conforme levantado por Yacovenco em seu trabalho "Radiolgía Diagnóstica Y Programa de Garantía de Calidad: Evaluación Crítica", 1997, o índice de perdas de um serviço de radiologia constitui-se em importante indicador de desempenho, ao lado da qualidade da imagem, dos custos mensais e da dose absorvida pelo paciente. Nos Estados Unidos, o Departamento de Saúde e Serviços Humanos entende como aceitável um índice de repetições na ordem de 6%, conforme apontado por Yacovenco no seu trabalho.

Observou-se que o emprego isolado do processador de regimes não pode produzir resultados satisfatórios sem a concorrência de outras ações paralelas, como: motivação e treinamento dos operadores, enfatizando a valorização dos recursos humanos; controle dos equipamentos, seguindo o preconizado pela Portaria 453 do Ministério da Saúde, verificando periodicamente os parâmetros de alta-tensão, corrente, tempo, rendimento, colimação e repetibilidade dos aparelhos de raios X e os dados de temperatura, pH e tempo de processamento das processadoras de filmes, bem como a padronização dos sistemas de exposição.

Por outro lado, o conceito de qualidade da imagem radiológica possui uma componente subjetiva bastante forte, que está vinculada à experiência e aos critérios pessoais do médico radiologista.

Em síntese, pode-se apontar que o desenvolvimento do processador eletrônico de regimes radiológicos propiciou os seguintes conclusões:

- *O dispositivo constitui-se em ferramenta útil na implantação de sistemas padronizados de exposição.*
- *É um aparelho prático, devido a ser auto-orientado, adaptável a qualquer tipo de instalação radiológica e dispensar o uso da régua de medida de espessura anatômica.*

- Baixo custo de implantação (< R$ 1.000,00).

- O processador eletrônico de regimes contribui para a melhoria da produtividade do serviço de radiologia.

Dentro desse contexto, o desenvolvimento deste trabalho permitiu estabelecer alguns pontos importantes, tais como:

a) O processador eletrônico de regimes radiológicos constitui-se em uma importante ferramenta dentro da implantação do programa da qualidade do serviço de radiologia, pois é o agente do sistema de padronização de exposições radiológicas.

b) Uma grande vantagem do processador de regimes, em relação às tabelas convencionais, reside no fato de incorporar um banco de dados eletrônico facilmente adaptável a qualquer instalação radiológica e ser auto-orientado através de menus.

c) O resultado imediato da sua aplicação traduz-se na produção de radiografias de qualidade consistente ao longo do tempo, favorecendo as tarefas do operador, do radiologista e do suporte de manutenção. Não é objetivo do processador eletrônico de regimes propiciar exames ocasionalmente ótimos, mas sim uma uniformidade na qualidade das radiografias produzidas pelo serviço.

d) Sua aplicação melhora a eficiência financeira do serviço de radiologia, diminui o número de repetições, reduz a dose do paciente e do operador.

e) Para cada instalação radiológica, mais precisamente para cada sala de exames, impõe-se o uso de um processador de regimes específico, adaptado para aquela situação. Por outro lado, o processador deve ser periodicamente revisado para acompanhar eventuais variações nas características da instalação radiológica à qual está atrelado.

f) A adaptação do processador de regimes a diferentes instalações é facilitada pela existência de fatores de correção, os quais servem de guia para a compatibilização das tabelas de exposição.

g) O uso do processador não dispensa a concorrência de operadores treinados nas boas práticas radiológicas, que devem seguir os princípios básicos de posicionamento e avaliação das características fisiológicas e patológicas do paciente, as quais podem exercer influências aditivas (aumento da densidade dos tecidos) e destrutivas (diminuição da densidade dos tecidos) que afetam o padrão da radiografia.

h) O campo de aplicação do processador eletrônico contempla principalmente os exames dos pacientes de ambulatório que podem se dirigir deambulando ao serviço de radiologia. Em pacientes poli-traumatizados, internados com cerceamento dos movimentos e em exames de leito, entre outros, seu emprego fica prejudicado em função das condições limitantes para a exame desses pacientes.

i) O êxito no uso do processador de regimes depende do perfeito funcionamento dos equipamentos radiológicos, das processadoras de filmes, da qualidade dos chassis e écrans do serviço e da disciplina dos operadores.

j) A exatidão da medida da espessura da região anatômica através do sistema de ultra-som depende do fator de correção adotado para compensar a natureza das superfícies refletoras e também da atenção do operador durante o posicionamento do paciente. Falhas nesses aspectos podem se constituir em fonte de erro na indexação dos parâmetros de exposição.

k) Alguns operadores foram refratários ao sistema de medida da distância e da espessura com ultra-som, alegando os seguintes motivos: exige mais atenção no posicionamento do paciente; o manuseio do transdutor para dentro e fora do campo de radiação para a realização das leituras acrescenta operações ao procedimento radiológico; o transdutor pode ser eventualmente esquecido na posição de medida durante a exposição e aparecer como artefato na radiografia.

l) Em relação ao perfil médio dos rejeitos do mês de março, a aplicação do processador de regimes nos exames de tórax resultou numa diminuição das perdas na ordem de 40%. Entretanto é importante ressaltar que aqueles filmes de tórax obtidos com o uso do processador e que tiveram classificação insatisfatória por parte médicos, foram considerados "um pouco claros ou um pouco escuros" em relação ao desejado. Isso não é a regra para a maioria dos exames rejeitados do serviço, onde se constatam radiografias "completamente escuras ou brancas", impossibilitando qualquer tipo de avaliação clínica. Ou seja, à medida que se busca uma melhoria da qualidade do processo, observa-se o aumento do nível de exigência por parte do usuário.

m) O preço de custo do processador eletrônico de regimes foi estimado em cerca de R$ 700,00, o que é perfeitamente adequado à realidade do mercado regional, podendo se tornar um dispositivo perfeitamente exeqüível para a grande maioria dos serviços de radiologia.

6.1 Sugestões

Para complementar a presente dissertação ou como tema de atividades futuras dentro do mesmo escopo, sugere-se alguns trabalhos, a saber:

a) Desenvolvimento de mais ensaios com o processador eletrônico, para propiciar a avaliação do seu desempenho a longo prazo com o objetivo de implementar melhorias.

b) Análise do seu uso em outros tipos de exames e sua disponibilização para outros serviços de radiologia da região.

c) Estudo voltado a melhoria do sistema de leitura da distância e espessura com ultra-som, buscando maior focalização do campo acústico de medida, de modo a diminuir a área da secção reta da frente de onda. O tamanho do campo de medida deve ser compatível com o campo radiológico correspondente, ou o mais focalizado possível sobre o eixo central do feixe de raios X.

d) Pesquisa de sistemas alternativos de medida da distância e espessura, empregando outras formas de energia ou outras formas de geometria, de modo a aumentar a exatidão intrínseca do processo.

e) Implementação de programa de comunicação entre o processador eletrônico de regimes e microcomputador para possibilitar a fácil atualização e expansão das tabelas dos parâmetros radiológicos. O usuário, através da conexão do processador de regimes a uma porta serial, deve poder alterar os conteúdos dos bancos de dados, adaptando o sistema para qualquer tipo de instalação radiológica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Agfa, 1995. **"Intensifying Screens: A Vademecum for the Radiology Department"**.

Atmes Corporation, 1997. **"8051 Flash Microcontroller Data Book"** .

Banner, 1996. **"Analog Omni-Beam Sensors"**.

Bloom, W. L., Hollenbach, J. L., Morgan, J. A., 1970. **"Medical Radiographic Technic"**. Charles C. Thomas Publisher.

Bushong, S. C., 1990. **"Manual de Radiología para Técnicos"**. Mosby/Doyma Libros.

Carlton, R. R. and Adler, A.M., 1992. **"Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science"**, Delmar Publishers Inc.

CGR, 1978. **"Livro de Regulagem do Luminix V"**.

Conselho Regional de Técnicos em Radiologia, 1988. "Atribuições do Técnico em Radiologia, **Diário Oficial da União**, 24 de junho de 1988.

Data International, 1995. **"Specifications for Liquid Crystal Display Module".**

Du Pont, 1995. **"Positioning and Exposure Guide for General Radiography".**

Eastmann, T. R., 1971. "Automated Exposures in Contemporary Radiography". **Radiologic Technology**, Vol.43/n.2.

Eastmann, T. R., 1973. "Measurement: The Key to Exposure with Manual Techniques". **Radiologic Technology,** Vol. 45/n.2.

Eastmann, T. R., 1975. "Technique Charts: The Key to Radiographic Quality", **Radiologic Technology**, Vol 46/n. 5.

Fuchs, A.W., 1977. **"Principles of Radiographic Exposure and Processing"**, Charles C. Thomas Publisher.

Hoxter, E. A., 1977. **"Introdução à Técnica Radiográfica",** Editora Edgard Blücher.

Jacobi, C. A., Paris, D. Q., 1977. **"Textbook of Radiology Technolgy"**, The C. V. Mosby Company.

Johns, H. E., Cunningham, J. R., 1983. **"The Physics of Radiology",** Charles C. Thomas Publisher.

Kratzer, B., 1973. "A Technique Computer: Scientific Approach to Radiologic Technology", **Radiologic Technology**, Vol 45/n.3.

Longo, M. B., Smith, R., Polistchuck, D., 1977. **"Delphi 3 Total: Dominando a Ferramenta"**, Brasport Livros e Multimídia Ltda.

Ministério da Saúde, 1998. "Portaria n.° 453 de 01/07/1998-SVS", **Diário Oficial da União,** n.° 103-E, 2 de junho de 1998.

Philips,1976. **"Amplimat 7 and APR".**

Philips, 1995. **"X-ray Tube Housing Assembly SRO 33/100 HHS/ROT 350".**

Polaroid, 1997. **"Ultrasonic Ranging System".**

Webb, S., 1993. **"The Physics of Medical Imaging",** Institute of Physics Publishing.

Yacovenco, A., Lira, S. H., Infantosi, A.F.C., Tauhata, L., 1997. "Radiología Diagnóstica Y Programa de Garantía de Calidad: Evaluación Crítica", **Revista Brasileira de Engenharia**, Vol. 13/n.3.

Zaro, M. A., Borchardt, I. G., 1982. **"Instrumentação: Guia de Aulas Práticas"**. Editora da Universidade.

ANEXO I

CARTAS DE EXPOSIÇÃO

Tabela I.1 Carta de alta-tensão em função da espessura, desenvolvida pela Clínica Mayo.

		SCALE 2	SCALE 1	CM	1/2 SCALE	1/4 SCALE	1/8 SCALE
		47	52	6	58	63	72
		48	53	7	59	64	73
		49	54	8	60	66	74
		50	55	9	61	68	76
	SCALE 4	51	56	10	62	70	78
	47	52	58	11	63	72	80
	48	53	59	12	64	73	82
	49	54	60	13	66	74	84
	50	55	61	14	68	76	87
SCALE 8	51	56	62	15	70	78	91
47	52	58	63	16	72	80	95
48	53	59	64	17	73	82	98
49	54	60	66	18	74	84	101
50	55	61	68	19	76	87	105
51	56	62	70	20	78	91	110
52	58	63	72	21	80	95	115
53	59	64	73	22	82	98	120
54	60	66	74	23	84	101	125
55	61	68	76	24	87	105	130
56	62	70	78	25	91	110	135
58	63	72	80	26	95	115	140
59	64	73	82	27	98	120	
60	66	74	84	28	101	125	
61	68	76	87	29	105		
62	70	78	91	30	110		
63	72	80	95	31	115		
64	73	82	98	32	120		
66	74	84	101	33	125		
68	76	87	105	34	130		
70	78	91	110	35	135		
72	80	95	115	36	140		
73	82	98	120	37			
74	84	101	125	38			
76	87	105	130	39			
78	91	110	135	40			
80	95	115	140	41			

EXTREMITY CASSETTE

CM	kVp
1	45
2	47
3	49
4	52
5	55
6	58
7	61
8	64
9	67
10	70

EXTREMITY — Non-Bucky	TIME	mA	kVp			TFD	CASSETTE
REGULAR CASSETTE						45"(ALL)	
Ankle/Elbow	.016	200	1/4			48"	24 x 30 cm
Tibia-Fibula	.016	200	1/4			48"	14 x 17 in
Calcaneous	.016	200	1/2			48"	8 x 10 in
Wrist-Carpal Tunnel	.033	200	65 kVp			48"	8 x 10 in
Cast - Plaster	.033	200	1/4			48"	
Cast - Fiberglass	.016	200	1/4			48"	
EXTREMITY CASSETTE			SM	MED	LG		
Hand/Wrist PA/OBL	.025	200	58	60	62	48"	24 x 30 cm
Hand/Wrist LAT	.025	200	63	65	67	48"	8 x 10 in
Forearm	.025	200	Extremity Scale			48"	7 x 17 in
Toes	.025	200	58	60	62	48"	24 x 30 cm
Foot	.025	200	63	65	67	48"	24 x 30 cm
Lateral Calcaneous	.025	200	63	65	67	45"	8 x 10 in.

Tabela I.2 Carta de alta-tensão variável, desenvolvida pela Clínica Mayo.

EXAMINATION	TIME	mA	kVp	mAs	TFD	CASSETTE
SKULL					45" (ALL)	
SKULL, AP, LAT Adult	.20	200	1/4	40	48"	24 x 30 cm
CERVICAL SPINE						
Cervical AP 10°↑	.15	200	1/4	30	48"	8 x 10 in
Lateral (Cross Table) (NON-GRID)	.05	200	1/4	10.2	48"	24 x 30 cm
OBL (Table Top)	.066	200	1/4	13.2	48"	24 x 30 cm
Swimmer's	.40	200	1/2	80	48"	24 x 30 cm
Odontoid	.20	200	1/4	40	30"	8 x 10 in
Piller 30°↓	.30	200	1/8	60	48"	24 x 30 cm
THORACIC SPINE						
Thoracic AP (Filter)	.40	200	1/2	80	48"	35 x 43 cm
Thoracic LAT (Filter)	.60	↓	1	120	48"	35 x 43 cm
THIN 100 mA	AVERAGE 150 mA		PORTLY 200 mA			
Thoracic Lower LAT (No Filter)	.30	200	1	60	48"	24 x 30 cm
LUMBAR SPINE/ABDOMEN						
Lumbar AP 5°↑ and Abdomen						
- 18 cm	.15	200	1/4	30	48"	35 x 43 cm
19 - 23 cm	.30	200	1/2	60	48"	35 x 43 cm
24 cm -	.60	200	1	120	48"	35 x 43 cm
Lumbar OBL 42° 5°↑						
- 18 cm	.10	200	1/8	20	48"	24 x 30 cm
19 - 23 cm	.20	200	1/4	40	48"	24 x 30 cm
24 cm -	.50	200	1/2	100	48"	24 x 30 cm
Lumbar LAT Meas L-2	.40	200	1/2	80	48"	30 x 35 cm
Lumbar Loc LAT Meas L-5	.40	200	1/2	80	48"	8 x 10 in
Lumbar Graft LAT	.40	200	1/2	80	48"	24 x 30 cm
Lumbar Flexion & Extension	.40	200	1/2	80	48"	30 x 35 cm

Tabela I.3 Carta de alta-tensão variável, desenvolvida pela Clínica Mayo

EXAMINATION	TIME	mA	kVp	mAs	TFD	CASSETTE
PELVIC REGION						
Pelvis & Hips AP / OBL 5°↓	.40	200	1/2	80	48"	35 x 43 cm
Hips LAT	.80	200	1/2	160	48"	24 x 30 cm
Sacrum AP 5°↑	.40	200	1/2	80	48"	24 x 30 cm
Coccyx AP 10°↓	.40	200	1/2	80	48"	24 x 30 cm
Sacrum, Coccyx LAT	.80	200	1	160	48"	24 x 30 cm
S-I Joints (R & LPO 20°)	.40	200	1/2	80	48"	24 x 30 cm
SHOULDER						
Shoulder AP	.10	200	1/4	20	48"	24 x 30 cm
Neer View	.10	200	1/4	20	48"	24 x 30 cm
Transthoracic Lateral	.10	200	1/2	20	48"	35 x 43 cm
Axillary (Grid)	.10	200	1/4	20	48"	24 x 30 cm
Scapula AP & LAT OBL	.10	200	1/4	20	48"	24 x 30 cm
Clavical	.10	200	1/4	20	48"	24 x 30 cm
Humerus	.10	200	1/4	20	48"	35 x 43 cm
Westpoint View (non-grid)	.033	200	1/4	6.6		
FEMUR, KNEE						
Femur	.10	200	1/4	20	48"	35 x 43 cm
LAT & OBL for Vessels	.10	200	1/4	20	48"	35 x 43 cm
Knee	.05	200	1/8	10	48"	24 x 30 cm
Intercondylar Notch	.025	200	1/4	5	48"	Non-Bucky
Patella (Merchants)	.033	200	1/8	6.6	48"	Non-Bucky
Ingrowth Knee	.066	200	1/8	13.2	45"	35 x 43 cm
CHEST						
AP Supine, All (non-grid)	.10	200	1/4	20	48"	Non-Bucky
Bucky Chest	.05	200	1/4	10	45"	
Lateral Supine (Bucky)	.066	200	1/2	13.2	48"	35 x 43 cm
Lateral Decubitus (Grid)	.05	200	1/4	10	48"	35 x 43 cm
Lateral Sternum	.40	200	1/2	80	48"	30 x 35 cm
RAO AP-Sternum	.20	200	1	40	45"	24 x 30 cm
RIBS						
Ribs Above Diaphragm	.10	↓	1/2	varies	48"	24 x 30 cm
THIN 150 mA	AVERAGE 200 mA		PORTLY 300 mA			
Ribs Below Diaphragm						
- 18 cm	.15	200	1/4	30	48"	24 x 30 cm
19 - 23 cm	.30	200	1/2	60	48"	24 x 30 cm
24 cm -	.60	200	1	120	48"	24 x 30 cm

ESCOLA DE ENGENHARIA
BIBLIOTECA

Tabela I.4 Razões de valores de "mAs" para regiões anatômicas, conforme desenvolvidas por Runge.

Examination	mAs Ratios	kVp 3–Phase	kVp 1–Phase
Skull AP & LAT Adult	.45	½ scale	¼ scale
Cervical AP	.60	½	¼
Lateral (Cross Table)	.15	½	¼
OBL (Tabletop)	.20	½	¼
Swimmers	.75	1	½
Odontoid (30°)	.25	½	¼
Pillar	1.00	¼	⅛
Thoracic AP (Filter)	1.50	1	½
(without Filter)	.75	1	½
Thoracic LAT (Filter)	3.04	2	1
(without Filter)	.50	2	1
Thoracic Lower LAT (No Filter)	.60	2	1
Lumbar AP and Abdomen (19–23 cm)	1.00	1	½
Lumbar OBL (19–23 cm)	1.50	1	½
Lumbar LAT	1.50	1	½
Lumbar LOC LAT	1.50	1	½
Lumbar Graft LAT (L5–S1)	3.04	2	1
Lumbar Flexion/Extension	3.04	2	1
Pelvis & Hip/OBL	1.50	1	½
Hips LAT	1.50	1	½
Sacrum AP	1.50	1	½
Coccyx AP	1.50	1	½
Sacrum, Coccyx LAT	3.00	2	1
S-I Joints	1.50	1	½
Shoulder AP	.30	½	¼
Y or Neer View	.30	½	¼
Transthoracic Lateral	.13	½	¼
Axillary (Grid)	.30	½	¼
Scapula AP & LAT OBL	.39	½	¼
Clavicle	.30	½	¼
Humerus	.30	½	¼
Femur	.60	½	¼
LAT & OBL for Vessels	.40	½	¼
Knee	.19	¼	⅛
Intercondylar Notch	.075	½	¼
Patella (Merchants)	.075	¼	⅛
Chest, AP Supine, All	.025	½	¼
Bucky Chest	.17	½	¼
Chest, Lateral Supine (Bucky)	.25	1	½
Chest, Lateral Decubitus (Grid)	.13	½	¼
Lateral Sternum	1.50	1	½
Ribs Above Diaphragm	.25	1	½
Ribs Below Diaphragm (19—23 cm)	1.00	1	½

Tabela I.5.a

COLUNA CERVICAL

	AP		P	
	kV	mAs	kV	mAs
08 cm	57	16	66	16
09 cm	60	16	70	16
10 cm	60	16	70	16
11 cm	63	16	73	16
12 cm	66	16	77	16
13 cm	66	16	77	16
14 cm	70	16	81	16
15 cm	70	16	81	16

AP K = 40 kV e 16 mAs (20°↑)

P K = 50 kV e 16 mAs (DFF = 150 cm)

* Transoral = AP + 1 Ponto

Tabela I.5.b

COLUNA DORSAL

	AP		P			
	kV	mAs		kV	mAs	mAs
17 cm	57	64			M	G
18 cm	60	64	25 cm	66	40	80
19 cm	60	64	26 cm	70	40	80
20 cm	60	64	27 m	70	40	80
21 cm	63	64	28 cm	73	40	80
22 cm	66	64	29 cm	77	40	80
23 cm	66	64	30 cm	77	40	80
24 cm	70	64	31 cm	81	40	80
25 cm	70	64	32 cm	81	40	80
26 cm	73	64	33 cm	77	40	80
27 cm	77	64	34 cm	81	40	80
			35 cm	81	40	80

AP K = 20 kV e 64 mAs

P K = 10 kV , Magro 40 mAs , Gordo 80 mAs.

Tabela I.5.c

SEIOS DA FACE

	AP (CALDWELI)			P	
	kV	mAs		kV	mAs
15 cm	55	64	13 cm	60	16
16 cm	57	64	14 cm	63	16
17 cm	60	64	15 cm	66	16
18 cm	63	64	16 cm	70	16
19 cm	63	64	17 cm	70	16
20 cm	66	64	18 cm	73	16
21 cm	70	64	19 cm	73	16
22 cm	70	64	20 cm	77	16
23 cm	73	64			
24 cm	73	64			
25 cm	73	64			

C: K = 25 e 64 mAs
P: K= 35 e 16 mAs (DFF= 150cm)
W: Caldwell +1 Ponto.

Tabela I.5.d

CRÂNIO, S.TÚRSICA

	AP	P	
	kV	kV	mAs
15 cm	52	55	64
16 cm	55	57	64
17 cm	55	60	64
18 cm	57	63	64
19 cm	60	63	64
20 cm	60	66	64
21 cm	63	70	64
22 cm	66	70	64
23 cm	66	73	64
24 cm	70	73	64
25 cm	70	73	64

- AP, Caldwell, Towne K = 20 e 64 mAs
  P, K = 25 e 64 mAs

Tabelas I.5 Cartas radiográficas de tensão variável do HCPA

TORAX

AP

	kV	mAs		kV	mAs
18 cm	96	2.0	24 cm	125	2.0
19 cm	102	2.0	25 cm	133	2.0
20 cm	102	2.0	26 cm	133	2.0
21 cm	102	2.0	27 cm	133	2.0
22 cm	109	2.0	28 cm	141	2.0
23 cm	109	2.0	29 cm	141	2.0
24 cm	109	2.0	30 cm	141	2.0
25 cm	109	2.0	31 cm	141	2.0
26 cm	117	2.0	32 cm	150	2.0
27 cm	117	2.0	33 cm	150	2.0
28 cm	117	2.0	34 cm	150	2.0
29 cm	117	2.0	35 cm	150	2.0
30 cm	125	2.0	36 cm	150	2.5
31 cm	125	2.0	37 cm	150	2.5
32 cm	125	2.0	38 cm	150	2.5
33 cm	125	2.0	39 cm	150	2.5
34 cm	133	2.0	40 cm	150	2.5
35 cm	133	2.0			
36 cm	133	2.0			
37 cm	133	2.0			
38 cm	141	2.0			

AP: K=60 e 2 mAs (DFF= 150cm)

P: K=80 e 2 mAs

Tabela I.6 Valor de exposição normal em pontos

Quadro A

Dist. Foco–Filme	= Pontos
65 cm	– 5
76 cm	– 4
85 cm	– 3
95 cm	– 2
105 cm	– 1
115 cm	0
130 cm	+ 1
145 cm	+ 2
165 cm	+ 3
185 cm	+ 4
210 cm	+ 5
235 cm	+ 6
260 cm	+ 7
290 cm	+ 8
325 cm	+ 9
360 cm	+ 10
400 cm	+ 11

Quadro B

Écran reforçador	= Pontos	
Com.	50–90 kV	90–150 kV
Siemens		
SAPHIR	0	0
DIAMANT		
SUPER	– 3	– 4
SPECIAL	– 3	– 4
TITAN	– 6	– 7
RUBIN	+ 3	+ 3
RUBIN		
SUPER	+ 6	+ 6

Quadro C

Grade	= Pontos
Pb 8/40	+4
Pb 12/40	+6

Tabela I.7 Correções de divergência da espessura normal.

Divergência da espessura normal do objeto
(medido no sentido longitudinal do raio central e através do corpo)

1 cm a mais = +1 ponto; 1 cm a menos = –1 ponto

Em radiografias do pulmão:
1,5 cm a mais = +1 ponto; 1,5 cm a menos = –1 ponto

Em crianças de 6 a 16 anos:
sem considerar a diferença de espessuras, subtrair 1 ponto

Em pacientes de constituição musculosa ou dependendo da pigmentação da pele:

+1 a +3 pontos; em albinos, –2 pontos

Observação: com diâmetro inclinado maior espessura do objeto
com compressão menor espessura do objeto

Em radiografias do crânio não levar em consideração a divergência na espessura do objeto.

Tabela I.8 Valor dos fatores primários

Demais variações
Atadura de gesso +4 a +5 pontos
Forte diafragmação ou uso de tubo localizador de pequena abertura
+2 pontos

Valor de exposição individual em pontos

Valores de ajuste na mesa de comando do gerador

Quadro F

kV = pontos
40 = 0
41 = 1
42 = 2
44 = 3
46 = 4
48 = 5
50 = 6
52 = 7
55 = 8
57 = 9
60 = 10
63 = 11
66 = 12
70 = 13
73 = 14
77 = 15
81 = 16
85 = 17
90 = 18
96 = 19
102 = 20
109 = 21
117 = 22
125 = 23
133 = 24
141 = 25
150 = 26
kV

Quadro G

mAs = pontos
1 = 0
1,25 = 1
1,6 = 2
2 = 3
2,5 = 4
3,2 = 5
4 = 6
5 = 7
6,3 = 8
8 = 9
10 = 10
12,5 = 11
16 = 12
20 = 13
25 = 14
32 = 15
40 = 16
50 = 17
63 = 18
80 = 19
100 = 20
125 = 21
160 = 22
200 = 23
250 = 24
320 = 25
400 = 26
500 = 27
630 = 28
800 = 29
1000 = 30
mAs

Quadro H

mA = pontos	s = pontos
10 = 0	0,003 = — 15
12,5 = 1	0,007 = — 12
16 = 2	0,01 = — 10
20 = 3	0,013 = — 9
25 = 4	0,016 = — 8
32 = 5	0,02 = — 7
40 = 6	0,024 = — 6
50 = 7	0,03 = — 5
64 = 8	0,04 = — 4
80 = 9	0,05 = — 3
100 = 10	0,06 = — 2
125 = 11	0,08 = — 1
160 = 12	0,1 = 0
200 = 13	0,12 = + 1
250 = 14	0,16 = + 2
320 = 15	0,20 = + 3
400 = 16	0,25 = + 4
500 = 17	0,32 = + 5
640 = 18	0,40 = + 6
800 = 19	0,50 = + 7
1000 = 20	0,64 = + 8
	0,80 = + 9
	1,00 = + 10
	1,25 = + 11
	1,60 = + 12
	2,00 = + 13
	2,50 = + 14
	3,20 = + 15
	4,00 = + 16
	5,00 = + 17
	6,40 = + 18
	8,00 = + 19
	10,00 = + 20
mA	s

Tabela I.9 Carta de Exposição Siemens

1 Partes do corpo		2 Valor de exposição de partida (pontos)	3 Valor de espessura normal (cm)	4 Distância foco-filme (cm)	5 Écran reforçador	6 Grade antidifusora Pb 8/40	7 Valor de exposição normal (pontos)	8a Valores de ajuste recomendados em geradores de duas pulsações (monofásico) kV	mAs	8b em geradores de seis pulsações (trifásico)* kV	mAs
Crânio											
Panorâmica do crânio	p. a.	30	19	115	SAPHIR	com	34	73	100	70	80
Esqueleto da face	lateral	26	16	115	SAPHIR	com	30	66	64	63	50
Base do crânio	lateral	27	16	115	SAPHIR	com	31	70	64	66	50
Crânio	axial	35	22	115	SAPHIR	com	39	90	125	85	100
Temporal	sagital	33	17	115	SAPHIR	com	37	77	160	73	125
Temporal segundo *Stenvers*		32	17	115	SAPHIR	com	36	73	160	70	125
Seios paranasais	p. a.	32	22	115	SAPHIR	com	36	73	160	70	125
Canal ótico *Rhese*		29	17	115	SAPHIR	com	33	70	100	66	50
Mandíbula	lateral	24	11	115	RUBIN	–	27	60	50	57	40
Tórax											
1.ª a 7.ª costela	a.p./p.a	25	20	115	SAPHIR	com	29	63	64	60	50
8.ª a 12.ª costela	a.p./p.a	31	22	115	SAPHIR	com	35	70	160	66	125
Esterno	p.a.	28	21	115	SAPHIR	com	32	63	125	60	100
Esterno	lateral	29	30	115	SAPHIR	com	33	66	125	63	100
Clavícula	p.a.	22	14	115	SAPHIR	com	26	63	32	60	25
Omoplata	a.p.	25	17	115	SAPHIR	com	29	66	50	63	40
Omoplata	lateral	28	14	115	SAPHIR	com	32	63	125	60	100
Pulmão **	p.a.	19	21	150	SPECIAL	–	18	60	9	55	6
Pulmão **	lateral	27	30	150	SPECIAL	–	26	73	16	70	12
Coração **	p.a.	21	21	200	SPECIAL	–	24	85	5	81	4
Esôfago**	oblíqua	30	28	70	SPECIAL	com	27	81	12	77	10

1 Partes do corpo		2 Valor de exposição de partida (pontos)	3 Valor de espessura normal (cm)	4 Distância foco-filme (cm)	5 Écran reforçador	6 Grade antidifusora Pb 8/40	7 Valor de exposição normal (pontos)	8a Valores de ajuste recomendados em geradores de duas pulsações (monofásico) kV	mAs	8b em geradores de seis pulsações (trifásico)* kV	mAs
Abdômen											
Rim, vesícula biliar	a.p./p.a	29	19	115	SAPHIR	com	33	66	125	63	100
Rim, vesícula biliar	lateral	35	27	115	SAPHIR	com	39	85	160	81	125
Bexiga	axial	33	21	115	SAPHIR	com	37	73	200	70	160
Relevo do estômago**	p.a.	31	22	70	SPECIAL ou DIAMANT SUPER	com	28	85	12	81	10
Enchimento do estômago**	p.a.	32	22	70		com	29	85	16	81	12
Bulbo duodenal**	p.a.	36	22	65		com	31	120	8	120	5
Panorâmica estômago-intestino**	decúbito	31	22	115		com	32	90	25	85	20
Gravidez**	p.a.	32	32	115		com	38	90	100	85	80
Gravidez	lateral	39	28	115		com	40	90	160	85	125
Pelve *Martius***		38	29	115		com	39	90	125	85	100
Coluna vertebral											
1.ª a 3.ª vértebra cervical	oral	28	13	115	SAPHIR	com	32	63	125	60	100
4.ª a 7.ª vértebra cervical	a.p.	26	13	115	SAPHIR	com	30	63	80	60	64
1.ª a 7.ª vértebra cervical	lateral	23	12	150	SAPHIR	–	26	63	32	60	25
1.ª a 7.ª vértebra cervical	oblíqua	25	13	115	SAPHIR	com	29	66	50	63	40
Vértebra dorsal superior	a.p.	28	18	115	SAPHIR	com	32	66	100	63	80
Vértebra dorsal inferior	a.p.	32	21	115	SAPHIR	com	36	77	125	73	100
Vértebra dorsal	lateral	32	30	115	SAPHIR	com	36	73	160	70	125
1.ª a 4.ª vértebra dorsal**	a.p.	30	19	115	SAPHIR	com	34	73	100	70	80
1.ª a 4.ª vértebra dorsal**	lateral	36	27	115	SAPHIR	com	40	81	250	77	200
1.ª a 4.ª vértebra dorsal**	oblíqua	33	22	115	SAPHIR	com	37	81	125	77	100
5.ª vértebra dorsal**	a.p.	33	22	115	SAPHIR	com	37	81	125	77	100
5.ª vértebra dorsal**	lateral	38	33	115	SAPHIR	com	42	90	250	85	200
Pelve											
Pelve, quadril	a.p.	30	20	115	SAPHIR	com	34	73	100	70	80
Sacro e Cóccix	a.p.	31	19	115	SAPHIR	com	35	77	100	73	80
Sacro e Cóccix	lateral	37	33	115	SAPHIR	com	41	90	200	85	160

Tabela I.10 Carta de Exposição Siemens.

1		2	3	4	5	6	7	8a		8b	
Partes do corpo		Valor de exposição de partida (pontos)	Valor de espessura normal (cm)	Distância foco-filme (cm)	Écran reforçador	Grade antidifusora Pb 8/40	Valor de exposição normal (pontos)	Valores de ajuste recomendados em geradores de duas pulsações (monofásico) kV	mAs	em geradores de seis pulsações (trifásico)* kV	mAs
Braços											
Ombro (articulação, escápulo-umeral)	a.p.	22	11	100	RUBIN	–	25	66	20	60	20
Ombro	axial	23	11	100	RUBIN	–	26	66	25	60	25
Braço	a.p./lateral	19	8	100	RUBIN	–	22	57	20	55	16
Cotovelo	a.p.	17	6	100	RUBIN		20	57	12	55	10
Cotovelo	lateral	18	8	100	RUBIN	–	21	57	16	55	12
Antebraço	a.p.	17	6	100	R-SUPER**		23	57	25	55	20
Antebraço	lateral	18	2	100	R-SUPER	–	24	57	32	55	25
Punho (articulação radiocarpiana)	d.v.	12	4	100	R-SUPER	–	18	50	16	48	12
Punho (idem)	lateral	15	6	100	R-SUPER	–	21	55	20	52	16
Mão	d.v.	10	3	100	R-SUPER	–	16	50	10	48	8
Mão	lateral/oblíqua	13	6	100	R-SUPER	–	19	55	12	52	10
Dedos		8	2	100	R-SUPER	–	14	50	6	48	5
Pernas											
Colo femural	lateral	32	22	100	SAPHIR	–	32	66	100	63	80
Coxa	acima	27	13	115	SAPHIR	–	31	70	64	66	50
Coxa	abaixo	24	12	115	SAPHIR	–	28	66	40	63	32
Joelho	a.p.	20	12	100	RUBIN	–	23	60	20	57	16
Joelho	lateral	19	10	100	RUBIN	–	22	60	16	55	16
Oco poplíteo		20	12	100	R-SUPER**		26	60	40	55	40
Rótula	axial	19	7	100	RUBIN	–	22	60	16	55	16
Perna	a.p.	19	11	100	RUBIN	–	22	60	16	55	16
Perna	lateral	18	9	100	RUBIN	–	21	60	12	55	12
Tornozelo	a.p.	20	9	100	RUBIN	–	23	60	20	55	20
Tornozelo	lateral	18	7	100	RUBIN	–	21	60	12	55	12
Calcâneo	lateral	17	7	100	RUBIN	–	20	60	10	55	10
Calcâneo	axial	21	10	100	RUBIN	–	24	60	25	55	25
Metatarso	d.pl.	14	5	100	R-SUPER	–	20	60	10	55	10
Pés	lateral	16	7	100	R-SUPER	–	22	60	16	55	16
Metatarso	oblíqua	15	6	100	R-SUPER	–	21	60	12	55	12
Dedos		11	3	100	R-SUPER	–	17	55	8	50	8

Tabela I.11 Carta básica de exposições para geradores Siemens de 12 pulsos e a conversor.

BASIC EXPOSURE TABLE SIEMENS POINT SYSTEM

Guideline values for free setting

The exposure guideline values given apply for optimum development conditions and when a 12 pulse generator or a DC voltage generator is used. If there is a deviation from the given exposure parameters, the required change of the exposure parameters must be made according to the correction and conversion table.

* *For units with undertable tube: 70 cm*
For units with overtable tube: 115 cm
** *Cassette on tabletop*

Object		Thickness (cm)	SID (cm)	Screen (Typ)	Grid (Pb 12/40)	Points	kV	mAs
Skull								
Skull survey	p.a./a.p.	19				30	70	50
Face bones	lat.	16	115	Special/TU	with	26	66	25
Skull	lat.	16				27	66	32
Skull	axial	22				35	85	63
Petrous bone	sag.	17	115	Special/TU	with	33	73	80
Petrous bone, Stenvers	view	17				32	70	80
Nasal								
Sinuses	p.a.	22	115	Special/TU	with	32	70	80
Orifice of optic nerve after Rhese		17	115	Special/TU	with	29	66	50
Mandible	lat.	11	105**	Titan D	without	20	57	12,5
Chest								
Ribs 1–7	p.a./a.p.	20				28	66	40
Ribs 8–12	p.a./a.p.	22	115	Titan D	with	34	70	125
Sternum	p.a.	21				31	63	100
Sternum	lat.	30				32	66	100
Clavicle	p.a./a.p.	14	115	Titan D	with	25	60	32
Scapula	a.p.	17				28	63	50
Scapula	a.p.	14	115	Titan D		31	63	100
Lung	p.a./a.p.	21	185	Ruby	with	33	125	8
Lung	p.a./a.p.	21	185	Ruby		33	150	4
Lung (in bed)	p.a./a.p.	21	115		without	18	60	6,3
Lung, heart	lat.	30	150	Titan D	with	29	125	4
Lung, heart	lat.	30	185		with	32	150	3,5
Lung, heart	lat.	30	115	Titan D	without	21	77	4
Oesophagus	obl.	28	70/115*	Titan HS	with	24/28	90	4/10
Abdomen								
Kidney, gallbladder	lat.	27				35	81	80
Kidney, gallbladder	a.p.	19	115	Special/TU	with	29	66	50
Urinary bladder	a.p.	19				29	66	50

Tabela I.12 Carta básica de exposições para geradores Siemens de 12 pulsos e a conversor.

Object		Thickness	SID	Screen	Grid	Points	kV	mAs
Urinary bladder	axial	21	115	Special/TU		33	70	100
Gravid uterus	lat.	28	115	Titan HS	with	36	125	20
Content study of stomach	p.a.	22	70/115*	Special/TU		28/32	102	6,3/16
Bulbus	p.a.							
Gastrointestinal tract, survey	sup.	22	70/115*	Special/TU	with	28/32	102	6,3/16
Stomach, relief	p.a.							
Spinal column								
Cervical vertebrae, 1–3	oral	13						
Cervical vertebrae, 4–7	a.p.	13	150	Titan D	with	33	70	100
Cervical vertebrae, 1–7	lat.	12						
Cervical vertebrae, 1–7	obl.	13	150	Titan D		33	70	100
Thoracic vertebrae	a.p.	21	115	∓Graduated	with	35	73	125
Thoracic vertebrae	lat.	30	115	±Graduated		35	81	80
Lumbar vertebrae, 1–4	a.p.	19		Special/TU		31	77	40
Lumbar vertebrae, 1–4	lat.	27	115	∓Graduated	with	39	90	125
Lumbar vertebrae, 1–4	obl.	22		Special/TU		33	81	50
Lumbar vertebrae, 5	a.p.	22	115	Titan/TU	with	38	77	63
Lumbar vertebrae, 5	lat.	33				38	90	100
Pelvis								
Pelvis, hip	a.p.	20				30	73	40
Sacrum, coccyx	a.p.	19	115	Special/TU	with	31	73	50
Sacrum, coccyx	lat.	33				37	90	80
Upper extremities								
Shoulder joint	a.p.	11	115		with	26	63	32
Shoulder joint	axial	11	105**	Titan D	without	20	60	10
Upper arm	a.p./lat.	8	105**		without	16	55	6,3
Elbow	a.p.	6				14		4
Elbow	lat.	8	105**	Titan D	without	15	55	5
Forearm	a.p.	6				14		4
Forearm	lat.	7				15	55	5
Wrist	p.a.	4	105**	Titan D	without	9	46	3,2
Wrist	lat.	6				12	52	3,2
Hand	p.a.	3				7	42	3,2
Hand	lat./obl.	6	105**	Titan D	without	10	48	3,2
Finger		2				4	40	2,5
Lower extremities								
Neck of femur	axial	22	105*		without	29	70	40
Femur	sup.	13	115	Titan D	with	30	70	50
Femur	inf.	12	115		with	27	60	50
Knee joint	a.p.	12	115		with	24	60	25
Knee joint	lat.	10	115	Titan D	with	23	60	20
Knee joint fissure		12	105**		without	17	57	6,3

Tabela I.13 Carta de exposição para geradores CP da Philips

TABLA DE EXPOSICION PARA GENERADORES CP

Todos los datos son valores para patientes de tipo carriente (75 kg, 175 cm)

Parte del cuerpo	kV	mAs	DFP	Rejilla	Pelicula/ Pantalla	Valores propios kV	Valores propios mAs
Cráneo							
Cráneo ap/pa	70	40	100	II	200		
Cráneo lat	63	40	100	II	200		
Cráneo semi-axial (Town)	73	40	100	II	200		
Cráneo axial	77	50	100	II	200		
Senos paranasales	70	40	100	II	200		
Peñasco (Stenvers)	66	32	100	II	200		
Cráneo detalle	66	32	100	II	200		
Mandíbula inferior isol.	57	13	100	II	200		
Tronco							
Vertebras cervicales lat/oblique	66	40	150	II	200		
Vertebras cervicales ap	63	32	100	II	200		
Vertebras dorsales ap	68	50	100	II	200 *		
Vertebras dorsales lat	73	64	100	II	200 *		
Vertebras lumbares ap	66	80	100	II	200 *		
Vertebras lumbares lat	81	160	100	II	200 *		
Vertebras lumbares obl.	73	80	100	II	200		
L5/S1 lat con cono	86	160	100	II	200		
Sacro ap	70	80	100	II	200		
Sacro lat	81	100	100	II	200		
Zona pelvis							
Pelvis completa ap	66	64	100	II	200		
Artic. coxal ap	63	64	100	II	200		
Artic. coxal lat (Lauenstein)	66	64	100	II	200		
Extremidades inferiores							
Fémur ap/lat	60	32	100	II	200		
Rodilla ap	50	40	100	–	50		
Rodilla lat	50	32	100	–	50		
Patella axial	46	40	100	–	50		
Pierna inf. ap/lat	50	25	100	–	50		
Tobillo ap	46	20	100	–	50		
Tobillo lat	46	16	100	–	50		
Calcáneo lat	44	13	100	–	50		
Calcáneo axial	48	20	100	–	50		
Pie dorso-plantar	42	20	100	–	50		
Pie semi-oblicuo	42	25	100	–	50		
Dedos pie dorso-plantar	40	10	100	–	50		

* con preferencia pantallas graduadas

Parte del cuerpo	kV	mAs	DFP	Rejilla	Pelicula/ Pantalla	Valores propios kV	Valores propios mAs
Tórax							
Pulmones pa	125	4	150	IIII	200		
Pulmones lat	125	10	150	IIII	200		
Pulmones en pos. horizontal	70	20	100	II	200		
Costillas inferiores ap	60	13	100	II	200		
Costillas superiores ap	66	25	100	- II	200		
Esternón pa/oblique	60	32	100	II	200		
Esternón lat	66	40	100	II	200		
Clavícula pa	55	20	100	II	200		
Omóplato ap	60	13	100	II	200		
Omóplato axial/lat	60	25	100	II	200		
Extremidades superiores							
Artic. escapulo-hum. ap	55	20	100	–	50		
Húmero ap/lat	50	20	100	–	50		
Codo ap/lat	46	25	100	–	50		
Antebrazo ap/lat	44	16	100	–	50		
Muñeca ap	46	16	100	–	50		
Muñeca obl.	46	20	100	–	50		
Mano ap	40	20	100	–	50		
Mano obl.	42	20	100	–	50		
Dedos mano ap/lat	40	13	100	–	50		
Abdomen							
Esófago obl.	81	6.4	80	II	200		
Estómago completo pa	85	10	70	II	200		
Estómago detalle	125	4	70	II	200		
Colon pa	85	16	100	II	200		
Colon (Sigmoid) lat	96	50	100	II	200		
Riñones (abdomen) completos ap	66	80	100	II	200		
Abdomen completo de pie pa	77	40	150	IIII	200		
Vesícula completa pa	66	50	100	II	200		
Datos suplementarios							

Valores de corrección:

Bajo condiciones diferentes a las de la tabla, deben recalcularse los valores mAs. Los factores están indicados abajo.

Factor: DFP

Distancia nueva	Valor tabular en cm 90	100	110	150	
90	1	0.81	0.67	0.36	x mAs
100	1.23	1	0.83	0.44	
110	1.49	1.21	1	0.54	
150	2.78	2.25	1.86	1	

Factor: Rejilla

II	36/12 44/12 60/10	1 x mAs
III	36/10 44/10	0.8 x mAs
IIII	40/12	1.2 x mAs
–	sin rejilla	0.2 x mAs

Factor: Sistema pelicula/pantalla

Clase de sensibilidad según DIN 6867 = norma IEC	
S = 200	1 x mAs
S = 400	0.5 x mAs
S = 100	2 x mAs
S = 50	4 x mAs

Factor: Tipo de generador

Generador de 12 impulsos	1.0 x mAs
Generador de 6 impulsos	1.2 x mAs

Tabela I.14 Carta de exposição Du Pont para coluna cervical

				Quanta III 400 Speed	100 Speed	200 Speed
Fixed Technique AP View 80 kVp 40" Focal-Film Distance 12:1 Grid	Timer Selection	MA Station	CM Thickness	mAs	mAs	mAs
			8-9	2.1	7.5	4.2
			10-11	2.5	10	5
			12-13	3.8	15	7.5
			14-15	5	20	10
			16-17	7.5	30	15
Fixed Technique AP Open Mouth View Collimate to a 10cm x 10cm field 80 kVp 40" Focal-Film Distance 12:1 Grid			8-9	2.5	10	5
			10-11	3.8	15	7.5
			12-13	5	20	10
			14-15	7.5	30	15
			16-17	10	40	20
Fixed Technique Oblique-Lateral View 80 kVp 72" Focal-Film Distance 12:1 Grid			6-7	3.8	15	7.5
			8-9	5	20	10
			10-11	6.7	25	13.3
			12-13	8.3	30	16.6
			14-15	10	40	20
			16-17	15	60	30

Tabela I.15 Carta de exposição Du Pont para coluna cervical

	Timer Selection	MA Station	CM Thickness	mAs	kVp
Variable Technique AP View 400 Speed 40" Focal-Film Distance 12:1 Grid			8	2.5	80
			10	2.5	84
			12	5	75
			14	5	79
			16	5	83
			18	10	76
Variable Technique AP Open Mouth View Collimate to a 10cm x 10cm field 400 Speed 40" Focal-Film Distance 12:1 Grid			8	3.3	80
			10	3.3	84
			12	6.6	75
			14	6.6	79
			16	6.6	83
			18	13.3	76
Variable Technique Oblique-Lateral View 400 Speed 72" Focal-Film Distance 12:1 Grid			6	1.1	78
			8	1.1	82
			10	1.1	86
			12	2.2	76
			14	2.2	80
			16	2.2	84
			18	3.3	82

TABELAS DE PONTOS DA DU PONT

DU PONT

Diagnostic Imaging

The Bit System of Technique Management

10th Edition

BIT SYSTEM
SLIDE RULE TABLES

Seconds			kVp
— 1/1000	=	.0010	25 —
— 1/860	=	.0012	26 —
— 1/780	=	.0013	27 —
— 1/666	=	.0015	28 —
— 1/560	=	.0017	29 —
— 1/500	=	.0020	30 —
— 1/430	=	.0023	31 —
— 1/360	=	.0026	33 —
— 1/333	=	.0030	34 —
— 1/280	=	.0035	35 —
— 1/250	=	.0040	37 —
— 1/215	=	.0046	38 —
— 1/180	=	.0053	39 —
— 1/160	=	.0063	41 —
— 1/140	=	.0072	42 —
— 1/120	=	.0083	43 —
— 1/105	=	.0095	44 —
— 1/90	=	.0110	45 —
— 1/80	=	.0125	46 —
— 1/72	=	.0143	47 —
— 1/60	=	.0166	49 —
— 1/50	=	.019	50 —
		.022	51 —
— 1/40	=	.025	53 —
		.029	54 —
— 1/30	=	.033	55 —
— 1/24	=	.038	56 —
		.044	58 —
— 1/20	=	.050	60 —
		.057	62 —
— 1/15	=	.066	64 —
— 1/12	=	.075	66 —
		.087	68 —
— 1/10	=	.100	70 —
		.115	72 —
— 2/15	=	.132	74 —
— 3/20	=	.151	76 —
		.175	78 —
— 1/5	=	.200	80 —
— 1/4	=	.230	82 —
		.265	85 —
— 3/10	=	.300	88 —
		.350	91 —
— 2/5	=	.400	94 —
— 1/2	=	.455	98 —
		.525	102 —
— 3/5	=	.600	106 —
— 3/4	=	.700	110 —
		.800	115 —
— 1	=	.920	120 —
		1.05	125 —
— 1-1/5	=	1.20	130 —
— 1 1/2	=	1.40	135 —
		1.60	141 —
— 2	=	1.83	147 —
		2.10	153 —
— 2 1/2	=	2.50	
— 3	=	2.80	
		3.20	
— 4	=	3.70	
		4.20	
— 5	=	5.00	
— 6	=	5.50	
		6.32	

TO USE

1. Select "Seconds" or "kVp" from one of these columns and another factor to be changed from one of the columns in the folding Bit card.
2. Align the **original** techniques from this slide rule and from the folding Bit card.
3. Read any **new** technique.

BIT SYSTEM SLIDE RULE TABLES

1. Select "%..." or "mAs" from one of these columns and another factor to be changed from one of the columns in the folding Bit card.
2. Align the **original** techniques from this slide rule and from the folding Bit card.
3. Read any **new** technique.

% Increase (+) % Decrease (−)	mAs
+3100%	.63
+2720%	.72
+2360%	.83
+2040%	.94
+1760%	1.08
+1500%	1.25
+1330%	1.45
+1130%	1.66
+ 970%	1.80
+ 812%	2.16
+ 700%	2.50
+ 592%	2.90
+ 503%	3.33
+ 425%	3.75
+ 357%	4.4
+ 300%	5.0
+ 247%	5.7
+ 200%	6.6
+ 163%	7.5
+ 130%	8.7
+ 100%	10
+ 74%	11.2
+ 51%	13
+ 32%	15
+ 14%	17.5
0	20
− 13%	23
− 24%	26
− 34%	30
− 42%	35
− 50%	40
− 56%	45
− 62%	52
− 67%	60
− 71%	70
− 75%	80
− 78%	92
− 81%	105
− 83%	120
− 86%	140
− 87%	160
− 89%	182
− 91%	210
− 92%	240
− 93%	280
− 94%	320
− 95%	365
− 95.5	420
− 96%	485
− 96.5	550
− 97%	640

Cut Here

Table A: Film Density

Contrast Films		Latitude Films	
Dens	Bits	Dens	Bits
0.29	12.6	0.30	12.6
0.31	12.8	0.33	12.8
0.34	13.0	0.36	13.0
0.37	13.2	0.39	13.2
0.42	13.4	0.43	13.4
0.48	13.6	0.48	13.6
0.55	13.8	0.54	13.8
0.64	14.0	0.62	14.0
0.74	14.2	0.71	14.2
0.86	14.4	0.82	14.4
0.99	14.6	0.94	14.6
1.14	14.8	1.07	14.8
1.29	15.0	1.21	15.0
1.45	15.2	1.36	15.2
1.62	15.4	1.51	15.4
1.80	15.6	1.66	15.6
1.97	15.8	1.82	15.8
2.14	16.0	1.97	16.0
2.31	16.2	2.11	16.2
2.48	16.4	2.24	16.4
2.63	16.6	2.36	16.6
2.78	16.8	2.48	16.8
2.92	17.0	2.58	17.0
3.05	17.2	2.67	17.2
3.16	17.4	2.75	17.4
3.27	17.6	2.83	17.6
3.37	17.8	2.89	17.8
3.45	18.0	2.95	18.0
3.53	18.2	3.00	18.2
3.60	18.4	3.04	18.4
3.66	18.6	3.08	18.6
3.71	18.8	3.11	18.8
3.75	19.0	3.14	19.0

Table B: Source-Image Distance (SID)

Inches	Bits	Centimeters
6.7	12.0	17
7.3	11.8	18.5
7.7	11.6	19.5
8.3	11.4	21
9.0	11.2	22.5
9.5	11.0	24
10.0	10.8	25.5
10.6	10.6	27
11.4	10.4	29
12.2	10.2	31
13	10.0	33
14	9.8	35
15	9.6	38
16	9.4	40
17	9.2	43
18	9.0	46
19	8.8	48
21	8.6	53
22	8.4	56
24	8.2	61
25	8.0	64
27	7.8	69
29	7.6	74
31	7.4	79
33	7.2	84
36	7.0	91
39	6.8	99
41	6.6	104
44	6.4	112
48	6.2	122
51	6.0	130
55	5.8	140
58	5.6	147
63	5.4	160
67	5.2	170
72	5.0	183
77	4.8	196
83	4.6	211
88	4.4	224
95	4.2	241
102	4.0	259
109	3.8	277
116	3.6	295
125	3.4	318
136	3.2	345
144	3.0	366
154	2.8	391
165	2.6	419
176	2.4	447
180	2.2	457
203	2.0	516
218	1.8	554

800-252-9099

DUPONT

Diagnostic Imaging

Cut Here

H-01063, 5/94

Printed in U.S.A.

Table C

mA	Bits
2100	11.4
1840	11.2
1600	11.0
1400	10.8
1200	10.6
1060	10.4
900	10.2
800	10.0
700	9.8
600	9.6
530	9.4
450	9.2
400	9.0
350	8.8
300	8.6
260	8.4
225	8.2
200	8.0
175	7.8
150	7.6
130	7.4
112	7.2
100	7.0
87	6.8
75	6.6
65	6.4
56	6.2
50	6.0
43	5.8
38	5.6
33	5.4
28	5.2
25	5.0
22	4.8
19	4.6
16	4.4
14	4.2
12	4.0
11	3.8
9.5	3.6
8.3	3.4
7.2	3.2
6.3	3.0
5.4	2.8
4.7	2.6
4.1	2.4
3.6	2.2
3.2	2.0
2.7	1.8
2.35	1.6
2.05	1.4
1.80	1.2
1.55	1.0
1.35	0.8
1.17	0.6
1.02	0.4

Table D

Fraction Seconds	Bits	Decimal Seconds
6	15.0	6.32
	14.8	5.50
5	14.6	5.00
4	14.4	4.20
	14.2	3.70
3	14.0	3.20
	13.8	2.80
2-1/2	13.6	2.50
2	13.4	2.10
	13.2	1.83
1-1/2	13.0	1.60
	12.8	1.40
1-1/5	12.6	1.20
1	12.4	1.05
	12.2	.920
3/4	12.0	.800
	11.8	.700
3/5	11.6	.600
1/2	11.4	.525
	11.2	.455
2/5	11.0	.400
3/10	10.8	.350
	10.6	.300
1/4	10.4	.265
	10.2	.230
1/5	10.0	.200
	9.8	.175
3/20	9.6	.151
2/15	9.4	.132
	9.2	.115
1/10	9.0	.100
1/12	8.8	.087
	8.6	.075
1/15	8.4	.066
	8.2	.057
1/20	8.0	.050
1/24	7.8	.044
	7.6	.038
1/30	7.4	.033
	7.2	.029
1/40	7.0	.025
1/50	6.8	.022
	6.6	.019
1/60	6.4	.0166
1/72	6.2	.0143
1/80	6.0	.0125
1/90	5.8	.0110
1/105	5.6	.0095
1/120	5.4	.0083
1/140	5.2	.0072
1/160	5.0	.0063
1/180	4.8	.0053
1/215	4.6	.0046
1/250	4.4	.0040
1/280	4.2	.0035
1/333	4.0	.0030
1/360	3.8	.0026
1/430	3.6	.0023
1/500	3.4	.0020
1/560	3.2	.0017
1/666	3.0	.0015
1/780	2.8	.0013
1/860	2.6	.0012
1/1000	2.4	.0010

Table E

mAs	Bits
640	22.0
550	21.8
485	21.6
420	21.4
365	21.2
320	21.0
280	20.8
240	20.6
210	20.4
182	20.2
160	20.0
140	19.8
120	19.6
105	19.4
92	19.2
80	19.0
70	18.8
60	18.6
52	18.4
45	18.2
40	18.0
35	17.8
30	17.6
26	17.4
23	17.2
20	17.0
17.5	16.8
15	16.6
13	16.4
11.2	16.2
10	16.0
8.7	15.8
7.5	15.6
6.6	15.4
5.7	15.2
5.0	15.0
4.4	14.8
3.75	14.6
3.33	14.4
2.90	14.2
2.50	14.0
2.16	13.8
1.80	13.6
1.66	13.4
1.45	13.2
1.25	13.0
1.08	12.8
.94	12.6
.83	12.4
.72	12.2
.63	12.0

Table F Anatomical Thickness

Centimeters	Bits
1	10.8
2	10.6
3	10.4
4	10.2
5	10.0
6	9.8
7	9.6
8	9.4
9	9.2
10	9.0
11	8.8
12	8.6
13	8.4
14	8.2
15	8.0
16	7.8
17	7.6
18	7.4
19	7.2
20	7.0
21	6.8
22	6.6
23	6.4
24	6.2
25	6.0
26	5.8
27	5.6
28	5.4
29	5.2
30	5.0
31	4.8
32	4.6
33	4.4
34	4.2
35	4.0
36	3.8
37	3.6
38	3.4
39	3.2
40	3.0
41	2.8
42	2.6
43	2.4
44	2.2

Table G

kVp	Bits
153	11.4
153	11.2
141	11.0
135	10.8
130	10.6
125	10.4
120	10.2
115	10.0
110	9.8
106	9.6
102	9.4
98	9.2
94	9.0
91	8.8
88	8.6
85	8.4
82	8.2
80	8.0
78	7.8
76	7.6
74	7.4
72	7.2
70	7.0
68	6.8
66	6.6
64	6.4
62	6.2
60	6.0
58	5.8
56	5.6
55	5.4
54	5.2
53	5.0
51	4.8
50	4.6
49	4.4
47	4.2
46	4.0
45	3.8
44	3.6
43	3.4
42	3.2
41	3.0
39	2.8
38	2.6
37	2.4
35	2.2
34	2.0
33	1.8
31	1.6
30	1.4
29	1.2
28	1.0
27	.8
26	.6
25	.4

Table H
Screen/Film Combinations

Speed Class	Bits	Combinations
1600	19.0	
1250	18.6	
1000	18.3	Cronex® Quanta Super Rapid/Cronex® 4
800	18.0	
640	17.7	Cronex® Quanta Rapid/Cronex® 4
500	17.3	
400	17.0	Ultra-Vision® Rapid/Ultra-Vision® G
320	16.7	
250	16.3	
200	16.0	Ultra-Vision® Fast Detail/Ultra-Vision® G
160	15.7	
125	15.3	
100	15.0	Ultra-Vision® Detail/Ultra-Vision® G
80	14.7	
64	14.4	
50	14.0	
40	13.7	
32	13.4	

The scale is based on the historic arbitrary assignment of speed 100 to PAR calcium tungstate screens with Cronex® 4 film.

Table I
Optimum Development

Is Obtained When Time Bits + Temp. Bits + Developer Activity Bits = 15.0

Developing Time* Sec.	Bits	Temperature °F	Bits	°C	Developer	Activity Bits
5 min.	7.6	100	6.8	38.0	**Automatic**	
275	7.4	98	6.6	37.0	HSD	4.7
250	7.2	96	6.4	36.0		
220	7.0	94	6.2	34.5		
200	6.8	92	6.0	33.5	**Manual**	
170	6.6	90	5.8	32.0	MXD	3.8
150	6.4	88	5.6	31.0		
12	6.2	8	5.4	30.0		
90	6.0	84	5.2	29.0		
86	5.8	82	5.0	28.0		
72	5.6	80	4.8	26.5		
61	5.4	78	4.6	25.5		
52	5.2	76	4.4	24.5		
43	5.0	74	4.2	23.5		
38	4.8	72	4.0	22.5		
33	4.6	70	3.8	21.0		
28	4.4	68	3.6	20.0		
23	4.2	66	3.4	19.0		
20	4.0	64	3.2	18.0		
17	3.8					
15	3.6					
13	3.4					
11	3.2					

* Immersion Time; no crossovers

Table J
Grid Transmission (80 kVp)

Ratio		% Trans	Bits
None		100	10.0
		87	9.8
6 in.	Air Gap	76	9.6
		66	9.4
		58	9.2
4:1	60L	50	9.0
		44	8.8
		38	8.6
5:1	80L,6:1 103L	33	8.4
8:1	103L	29	8.2
8:1	80L, 10:1 103L	25	8.0
10:1	80L	22	7.8
12:1	103L	20	7.6
5:1	Cross Hatched	17	7.4
16:1	80L	14	7.2
8:1	Cross Hatched	13	7.0

Table K: Percentages

Bit Change	%Increase (+) % Decrease (–)	Dosage or* mAs Factor*	Relative mAs or Arithmetic Speed
+ 5.0	+ 3100%	32.00X	3200
+ 4.8	+ 2720%	28.20X	2820
+ 4.6	+ 2360%	24.60X	2460
+ 4.4	+ 2040%	21.40X	2140
+ 4.2	+ 1760%	18.60X	1860
+ 4.0	+ 1500%	16.00X	1600
+ 3.8	+ 1310%	14.10X	1410
+ 3.6	+ 1130%	12.30X	1230
+ 3.4	+ 970%	10.70X	1070
+ 3.2	+ 812%	9.12X	912
+ 3.0	+ 700%	8.00X	800
+ 2.8	+ 592%	6.92X	692
+ 2.6	+ 503%	6.03X	603
+ 2.4	+ 425%	5.25X	525
+ 2.2	+ 357%	4.57X	457
+ 2.0	+ 300%	4.00X	400
+ 1.8	+ 247%	3.47X	347
+ 1.6	+ 200%	3.00X	300
+ 1.4	+ 163%	2.63X	263
+ 1.2	+ 130%	2.30X	230
+ 1.0	+ 100%	2.00X	200
+ .8	+ 74%	1.74X	174
+ .6	+ 51%	1.51X	151
+ .4	+ 32%	1.32X	132
+ .2	+ 15%	1.15X	115
0	0	1.00X	100
– .2	– 13%	.87X	87
– .4	– 24%	.76X	76
– .6	– 34%	.66X	66
– .8	– 42%	.58X	58
– 1.0	– 50%	.50X	50
– 1.2	– 56%	.44X	44
– 1.4	– 62%	.38X	38
– 1.6	– 67%	.33X	33
– 1.8	– 71%	.29X	29
– 2.0	– 75%	.25X	25
– 2.2	– 78%	.22X	22
– 2.4	– 81%	.19X	19
– 2.6	– 83%	.17X	17
– 2.8	– 86%	.14X	14
– 3.0	– 87%	.13X	13
– 3.2	– 89%	.11X	11
– 3.4	– 91%	.09X	9
– 3.6	– 92%	.08X	8
– 3.8	– 93%	.07X	7
– 4.0	– 94%	.06X	6
– 4.2	– 95%	.05X	5
– 4.4	– 95.5	.045	4.5
– 4.6	– 96%	.04X	4
– 4.8	– 96.5	.035	3.5
– 5.0	– 97%	.03X	3

New mAs = Old mAs X mAs Factor

Table L
Technique Changes Required For Pathology

Respiratory System

Increase kVp	Bits
Atelectasis	+.4
Bronchiectasis	+.4
Carcinoma (advanced)	+.4
Edema	+.4
Empyema	+.6
Hydropneumothorax	+.6
Pleural Effusion	+.6
Pneumoconiosis	+.5
Pneumonia	+.5
Thoracoplasty	+.6
Tuberculosis (calcific-miliary)	+.4

Decrease kVp	Bits
Emaciation	–.5
Emphysema	–.6

Other Systems

Increase kVp	Bits
Acromegaly	+.4
Ascites	+.6
Arthritis (Rheumatoid)	+.4
Cirrhosis of Liver	+.4
Charcot Joint	+.4
Edema	+.4
Hydrocephalus (without air)	+.4
Metastasis (Secondary to prostatic carcinoma)	+.4
Osteochondroma	+.4
Osteoma	+.4
Osteomyelitis (healed)	+.4
Osteopetrosis	+.4
Paget's Disease	+.4

Decrease kVp	Bits
Arthritis (degenerative)	–5
Atrophy	–.5
Bowel Obstruction	–.5
Cystic Diseases	–.5
Emaciation	–.5
Gout	–.5
Hydrocephalus (with air study)	–.5
Hyperparathyroidism	–.5
Leprosy	–.5
Multiple Myeloma	–.5
Necrosis	–.5
Osteomyelitis (active)	–.5
Pneumoperitoneum	–.5
Sarcoma	–.5
Syphilis (advanced)	–.5

(mAs may be changed instead of kVp.)

Casts

	kVp Bits
WetCast	+1.4
Dry Cast	+1.0

Table M

Patient Age	mAs Bits
Birth to 3 months	–1.6
3 months to 2 years	–1.2
Extreme Age	–1.0
2 years to 5 years	–.8
5 years to 12 years	–.4
Average Adult	0

Table N

Collimation	mAs Bits
8" X 10" or larger	0
5"X7"	+.3
Cylinder Collapsed	+.5
Cylinder Extended	+.7

Table O
Tube Filtration (80 kVp)

Added Al (mm)	Bits
0	3.0
0.5	2.8
1.0	2.6
1.5	2.4
2.0	2.2
3.0	2.0
4.0	1.8
5.0	1.6

Table P

Generator Output*
80 kVp & 20 Inches Distance

	mR/mAs	Bit
	60	4.4
	52	4.2
	45	4.0
	40	3.8
	35	3.6
Av. 3 phase	30	3.4
	26	3.2
	23	3.0
	20	2.8
	17.5	2.6
Av. 1 phase	15	2.4
	13	2.2
	11.2	2.0
	10	1.8

* mR measured in air at 80 kVp 20" distance and normal filtration

WHAT THE BIT SYSTEM DOES

The Bit System helps you to make quick and accurate changes in techniques, to create new exposure and processing conditions, to estimate patient skin exposure, and to understand the impact that various factors have on radiographic quality. The Bit System allows you to make technique changes with the speed and accuracy of simple addition and subtraction arithmetic.

OPTIMIZING TECHNIQUES

Technique charts may need to be changed to accommodate individual preferences, new equipment, film, screens, processing conditions, etc. Examples of changes which can be expedited with the Bit System are:

- Convert to a new screen—film system of a different speed;
- Raise kVp and shorten exposure time to stop motion blur;
- Raise kVp to increase penetration and introduce a grid to improve image contrast;
- Use faster screens and short times to reduce dosage;
- Increase distance to reduce geometric blur (penumbra) and increase kVp to compensate;
- Increase screen speed and reduce focal spot size to reduce geometric blur;
- Lower the developer temperature and increase mAs to reduce quantum mottle (image noise).

HOW IT WORKS

Bit values are units of relative exposure which have been calculated for various factors which affect film density. If you start with conditions which are known to create a radiograph with proper density, you can sum the Bit values for all the variables (kVp, mAs, distance, developer temp. etc.) to calculate the ideal Total Bits. Then, any of the factors can be changed, and new techniques can be calculated which will give a good radiograph provided the sum of Total Bits is unchanged. As with photo timing, it makes no difference to the film what combination of technical factors is used, within reason, as long as the total number of exposure units (Bits) is adequate.

Values are arranged in the fold-out Tables so that changes in the down direction in a Table will **decrease** film density. A change of ±1.0 Bit corresponds to a doubling or halving of exposure; 0.2 Bits is 15% difference in exposure (Table K).

All the Bit System tables are dimensionally spaced so that a given change in distance has the equivalent exposure effect in all the tables. Also, a handy Slide Rule supplement can be separated from the fold-out Bit System along the dashed line (CUT HERE). On the Slide Rule the scales for time, mAs, and kVp are inverted from the main fold-out Tables so that changes in the down direction will **Increase** film density. These scales allow quick alignment and reading of new techniques from the main fold-out tables.

Bit tables are accurate under average conditions of use. Normal variations in generators and tubes will introduce variations in beam quality (kVp), mAs, mR/mAs, etc. Changes in film processing conditions introduce further variations. All of these variations will impact the accuracy obtainable with the Bit system, or any other technique conversion system. Usually an exposure or processing variation of 0.2 Bits is not recognized in a radiograph because of the latitude of the system. A variation of 0.4 Bits (32%) is usually apparent and may require a repeat exposure.

TECHNIQUE CHARTS

The DuPont LINX™ Micro Quality Manager incorporates the Bit System in its Technique Chart module. Ask your DuPont Technical Representative to discuss the features of this system with you. It is a total quality control package which will do many things for you beside generating technique charts.

SOME WAYS TO USE THE BIT SYSTEM

1. CHANGE TECHNIQUE BY MEASURING DISTANCE ON THE TABLES

Example: Increase kVp from 64 to 85 to reduce contrast and decrease time from 2/5 s, to compensate for the increased penetration.

- Open the Bit card to Table G and place the edge of a piece of paper alongside the kVp column.
- Mark the paper edge at 64 and 85 kVp. As a reminder that this is a kVp increase, put an up arrow between the marks.

- Open to Table D and align the 64 kVp mark with 2/5 s, in the Fraction Seconds column. with your arrow pointing down.
- The 85 kVp mark is now alongside the new time: 1/10 s.

2. CHANGE TECHNIQUE USING THE SLIDE RULE SUPPLEMENT

Example: The same as in 1. above.

- Open the Bit card to Table D and place the kVp scale on the Slide Rule alongside the Fraction Seconds scale, aligning 64 kVp with 2/5 s.
- Read the new time (1/10 s) opposite 85 kVp.

3. CHANGE TECHNIQUE BY TOTALING BITS

Example: The same as in 1. above.

Original kVp (G):	64	=	6.4 Bits
Original sec (D):	2/5	=	11.0 Bits
Original Total:		=	17.4
New kVp (G):	85	=	-8.4 Bits
New unknown sec (D):		=	9.0 Bits = 1/10 sec

4. CREATE NEW TECHNIQUES USING BIT TOTAL PROVIDED

The Bit totaling method of example 3 can be extended to situations in which techniques don't exist. Two general principles apply:

- **Correct exposure** exists when kVp Bits + mAs Bits + Screen/Film Bits + Grid Bits + SID Bits + Anatomical Thickness Bits = Guide Bit Total. Guide Total is obtained by summing the Bits for these separate variables for an existing technique known to give excellent radiographs. The Guide Total is then used to calculate new techniques. The new technique's Total Bits must equal the Guide Total.
- **Optimum development** exists when Developing Time Bits + Temperature Bits + Developer Activity Bits = 15.

Example: Determine optimum development temperature

Measure the developer immersion time for the film, without crossovers. This is the time that elapses from the point when the leading edge of the film just enters the developer to the point that it just leaves the developer. Open the Bit card to Table I. Knowing the developer is DuPont Cronex™ High Stability Developer (HSD), what temperature is required?

Optimum Guide Total	=	15.0 Bits	
Known HSD Activity	=		4.7 Bits
Known Immersion (20 s)	=		4.0 Bits
Subtract Known Total	=	-8.7	
Unknown Temperature	=	6.3 Bits 35°C (95°F)	

Developing conditions which total 15.0 Bits in Cronex™ developers produce film speed, fog, contrast and background density that meet product design specifications. Below 15.0 Development Bits the system speed falls (Total Bits falls) requiring more exposure to compensate. More patient dose may occur but image quantum noise will decrease.

5. WATER PHANTOM MAS CALCULATION

Exposure data from a water phantom is preferred as input for the calculation of Technique Guides with the LINX™ Micro Quality Manager. It is tedious and time-consuming to fine-tune exposures to get to the aim film density for the particular phantom being used. The Bit System allows one to estimate the correct mAs from the mAs used for an initial test exposure and the film density that was obtained.

EXAMPLE:

System: Cronex™ 10T film; Quanta Rapid intensifying screen

Film Density: 0.70 — Initial exposure: 25 mAs

Goal film density: 1.0 — Goal Exposure: ?

From Table A (Contrast Films):

Density	Bits
0.7	14.1
1.0	14.6
Difference =	0.5 Bits

From Table K, an 0.5 Bit change requires 1.32 to 1.51 exposure increase to reach the goal film density. Interpolate a factor of 1.42 by averaging 1.32 and 1.51. Calculate the goal mAs with this factor:

Goal mAs = 1.42 x Initial exposure = 1.42 x 25 mAs = 36 mAs

The answer obtained in this way may give an mAs value which cannot be achieved with the particular choices of mA and time available on the generator. This is OK. You can use the calculated value directly as the input to the Technique Guide calculation and the guide will be calculated for the mA and time stations which you have input for your generator.

6. ESTIMATE SKIN EXPOSURE BY TOTALING BITS

Entrance skin exposure (ESE) is measured as Roentgens of X rays incident on the skin surface. While not as clinically important as absorbed dose (rads), skin exposure illustrates the impact of changes in the radiographic system.

Skin exposure is determined by the amount and quality of the radiation emitted by the X-ray tube (mAs, generator efficiency, kVp, filtration) and by the source-to-skin distance. For greatest accuracy, we recommend that you check the generator mA, time, and kVp performance with appropriate test tools. Actual generator efficiency (mR/mAs, Table P) can be measured with an ionization chamber. Use 80 kVp at 20 inches on the table top with normal aluminum filtration. As an estimate, or for illustrative purposes, one can use the average single-phase or three-phase outputs indicated in Table P.

CALCULATION STEPS

- Calculate the Source-skin distance by subtracting the patient thickness (cm) from the SID; then subtract any gap between the patient and the film (e.g. Bucky gap).
- Add the Source-skin Distance Bits, mAs Bits, kVp Bits and Generator Bits.
- Read mR skin exposure next to the Bit total in Table Q.

Example: 22-cm Abdomen Skin Exposure Estimate

Table				Bits
B	SID (40 in)	=	102 cm	
	Part thickness	=	–22 cm	
	Part-film gap	=	–11 cm	
B	Source-skin distance*	=	69 cm	= 7.8
E	mAs	=	15	= 16.6
R	kVp	=	80	= 13.2
P	mR/mAs @ 20 in	=	30	= 3.4
Q	Bit Total	=		41.0
Q	ESE	=	240 mR	

* The source-skin distance can also be measured directly with a tape measure. Table B is then used to get the Bit Value.

Table Q
Approximate Skin Exposure

Roentgens, (R) Milliroentgens, (mR)		Bits
10.5(R)	-	46.4
9.0	-	46.2
7.8	-	46.0
6.8	-	45.8
5.9	-	45.6
5.2	-	45.4
4.5	-	45.2
3.9	-	45.0
3.4	-	44.8
3.0	-	44.6
2.6	-	44.4
2.3	-	44.2
2.0	-	44.0
1.7	-	43.8
1.5	-	43.6
1.3	-	43.4
1.1	-	43.2
960(mR)	-	43.0
840	-	42.8
730	-	42.6
640	-	42.4
560	-	42.2
485	-	42.0
420	-	41.8
365	-	41.6
320	-	41.4
280	-	41.2
240	-	41.0
210	-	40.8
182	-	40.6
160	-	40.4
140	-	40.2
120	-	40.0
105	-	39.8
92	-	39.6
80	-	39.4
70	-	39.2
60	-	39.0
52	-	38.8
45	-	38.6
40	-	38.4
35	-	38.2
30	-	38.0
26	-	37.8
23	-	57.6
20	-	37.4
18	-	37.2
15	-	37.0
13	-	36.8
11	-	36.6
10	-	36.4
9	-	36.2
8	-	36.0

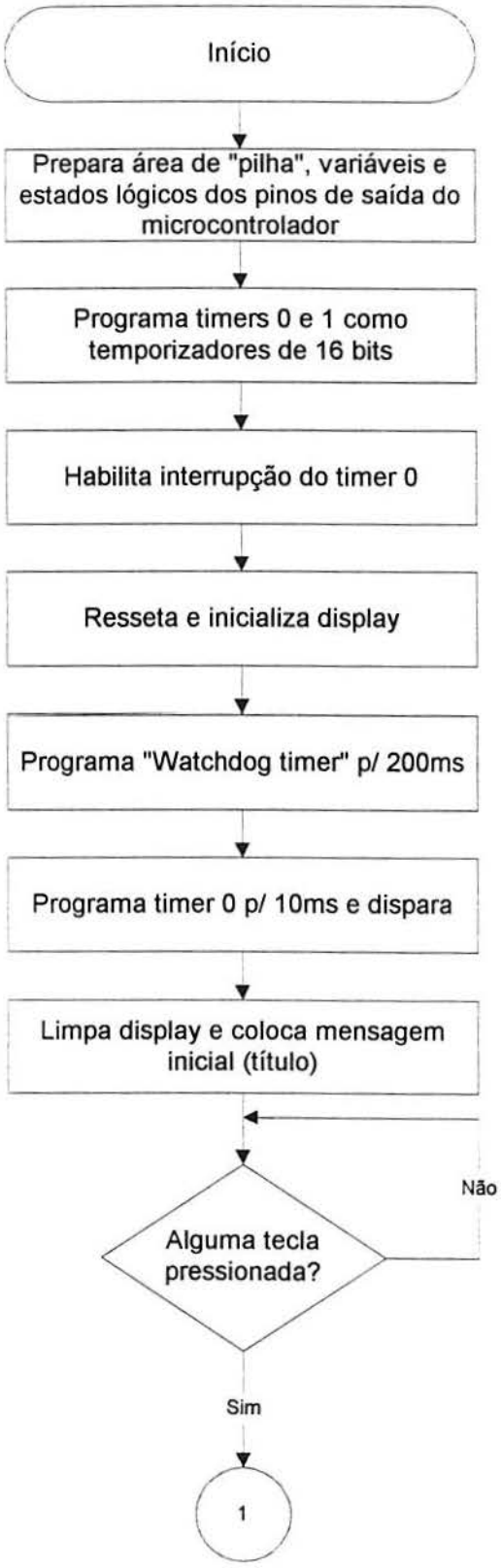
Table R
kVp Bits
For Estimating Roentgens Only

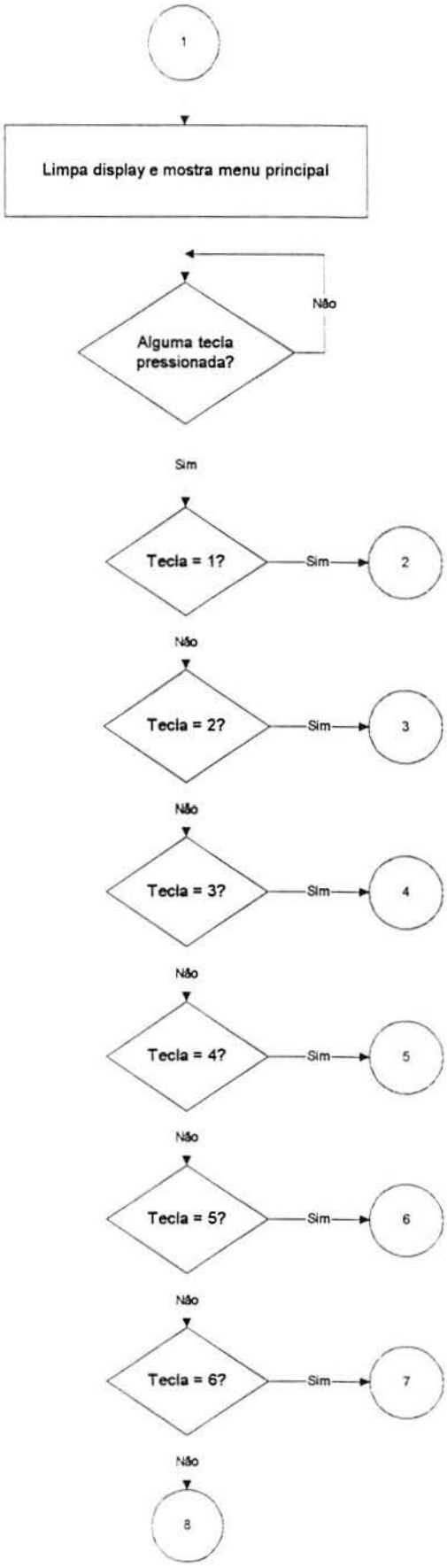
Kvp		Bits
155	-	15.2
145	-	15.0
135	-	14.8
127	-	14.6
120	-	14.4
112	-	14.2
105	-	14.0
98	-	13.8
92	-	13.6
86	-	13.4
80	-	13.2
76	-	13.0
71	-	12.8
66	-	12.6
62	-	12.4
58	-	12.2
54	-	12.0

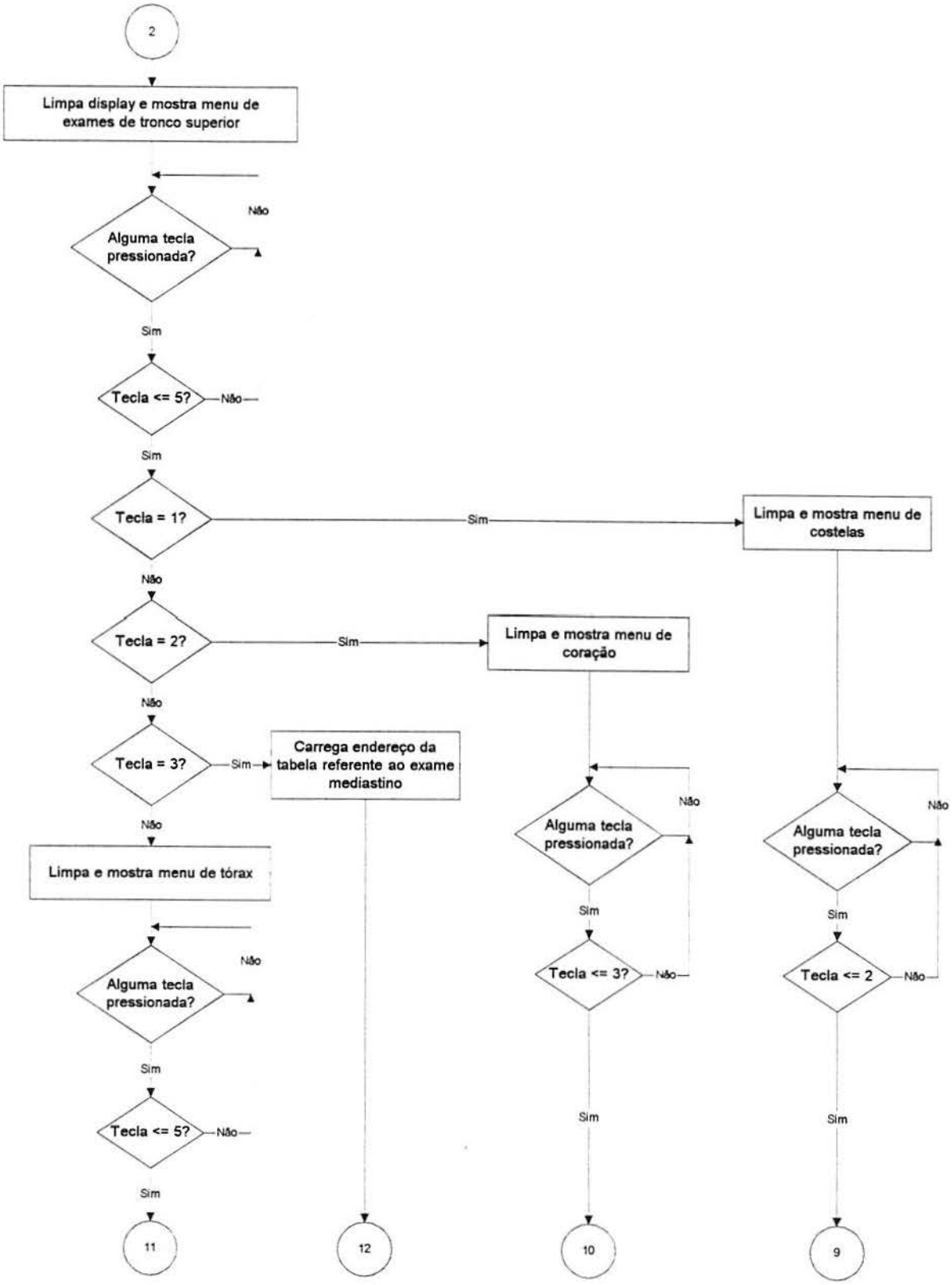
These generator output (mR/mAs), kVp and tube filtration calibrations are from National Council on Radiation Protection Report No. 33.

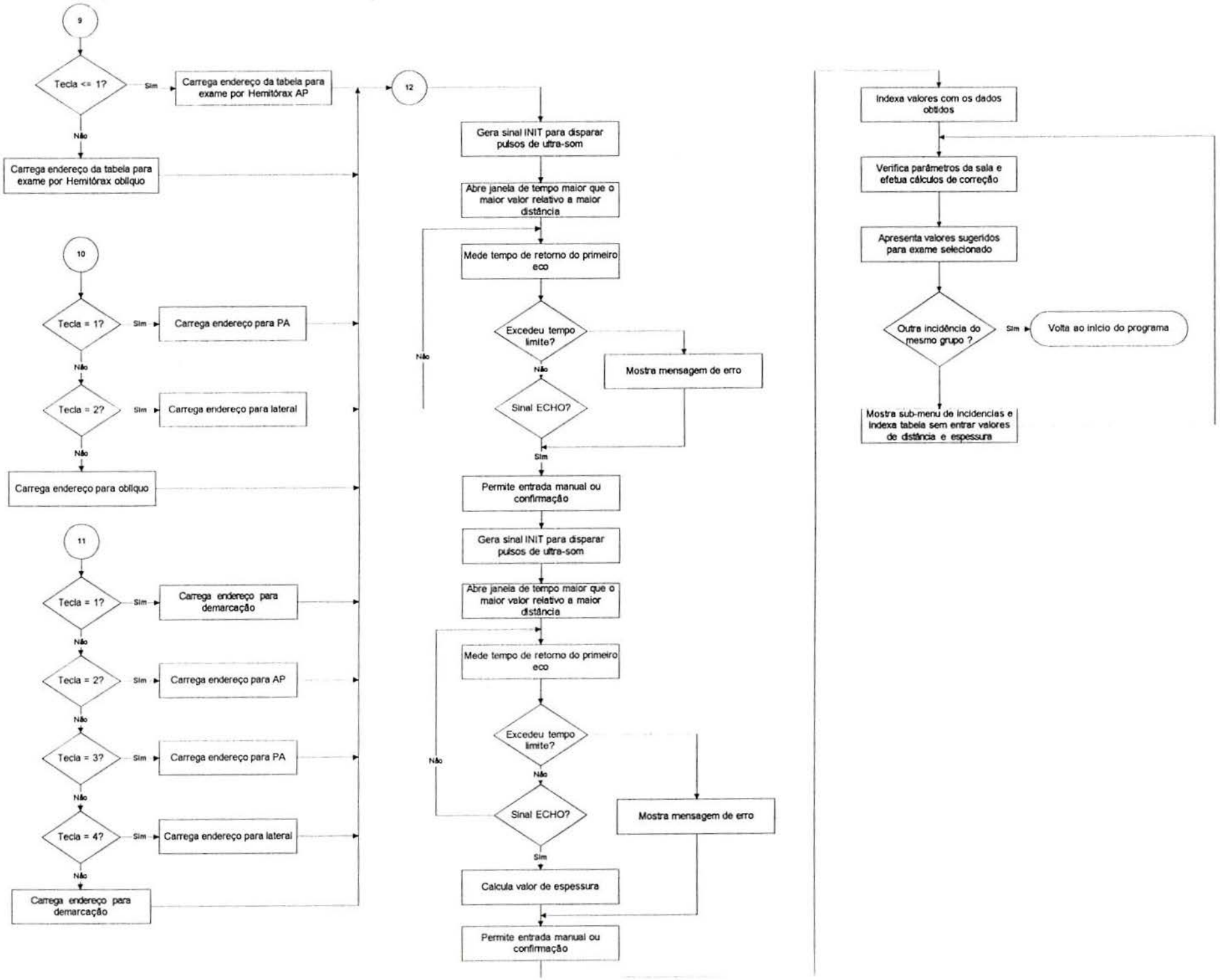
ESCOLA DE ENGENHARIA
BIBLIOTECA

ANEXO II
FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DO PROCESSADOR ELETRÔNICO DE REGIMES RADIOLÓGICOS

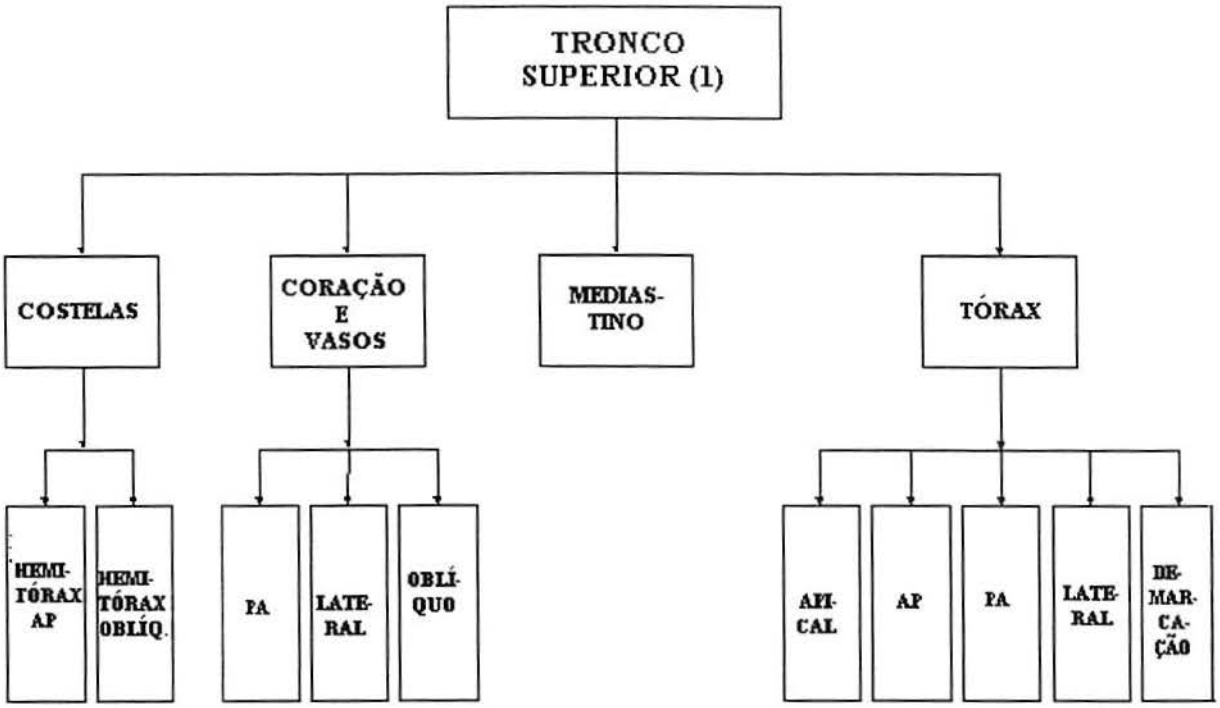


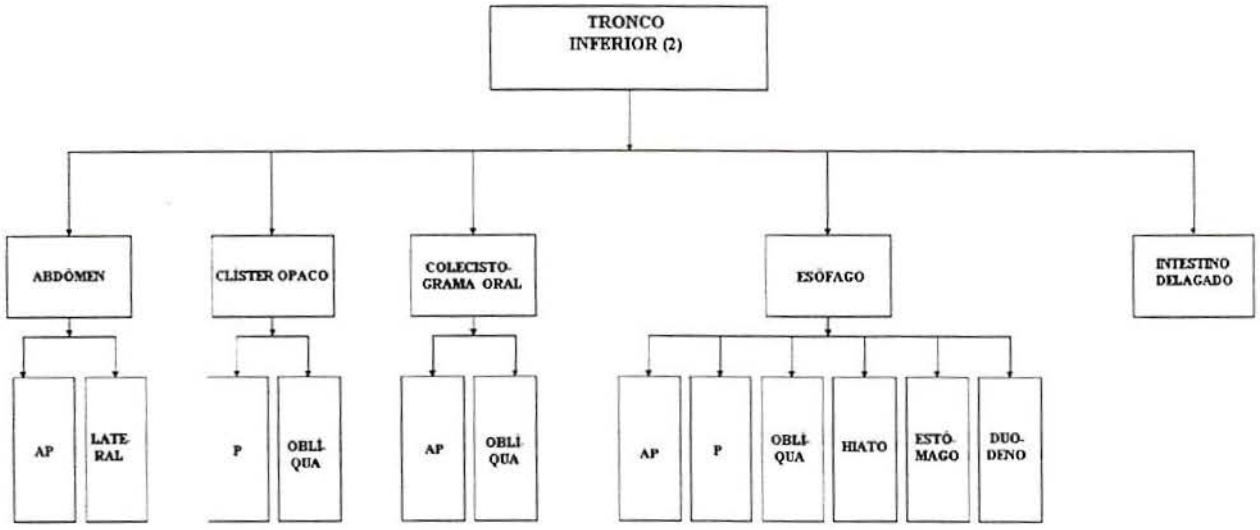

1
Limpa display e mostra menu principal
Alguma tecla pressionada?
Não
Sim
Tecla = 1?
Sim
2
Não
Tecla = 2?
Sim
3
Não
Tecla = 3?
Sim
4
Não
Tecla = 4?
Sim
5
Não
Tecla = 5?
Sim
6
Não
Tecla = 6?
Sim
7
Não
8

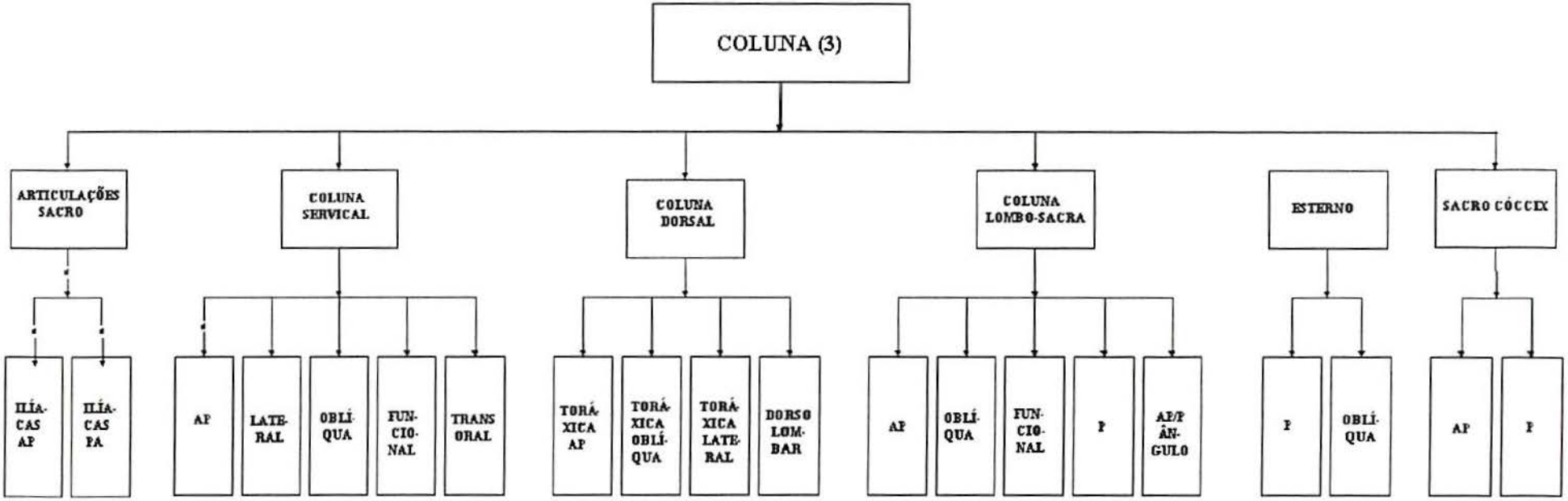

2
Limpa display e mostra menu de exames de tronco superior
Alguma tecla pressionada?
Não
Sim
Tecla <= 5?
Não
Sim
Tecla = 1?
Sim
Limpa e mostra menu de costelas
Não
Tecla = 2?
Sim
Limpa e mostra menu de coração
Não
Tecla = 3?
Sim
Carrega endereço da tabela referente ao exame mediastino
Não
Limpa e mostra menu de tórax
Alguma tecla pressionada?
Não
Sim
Tecla <= 5?
Não
Sim
11
12
Alguma tecla pressionada?
Não
Sim
Tecla <= 3?
Não
Sim
10
Alguma tecla pressionada?
Não
Sim
Tecla <= 2
Não
Sim
9

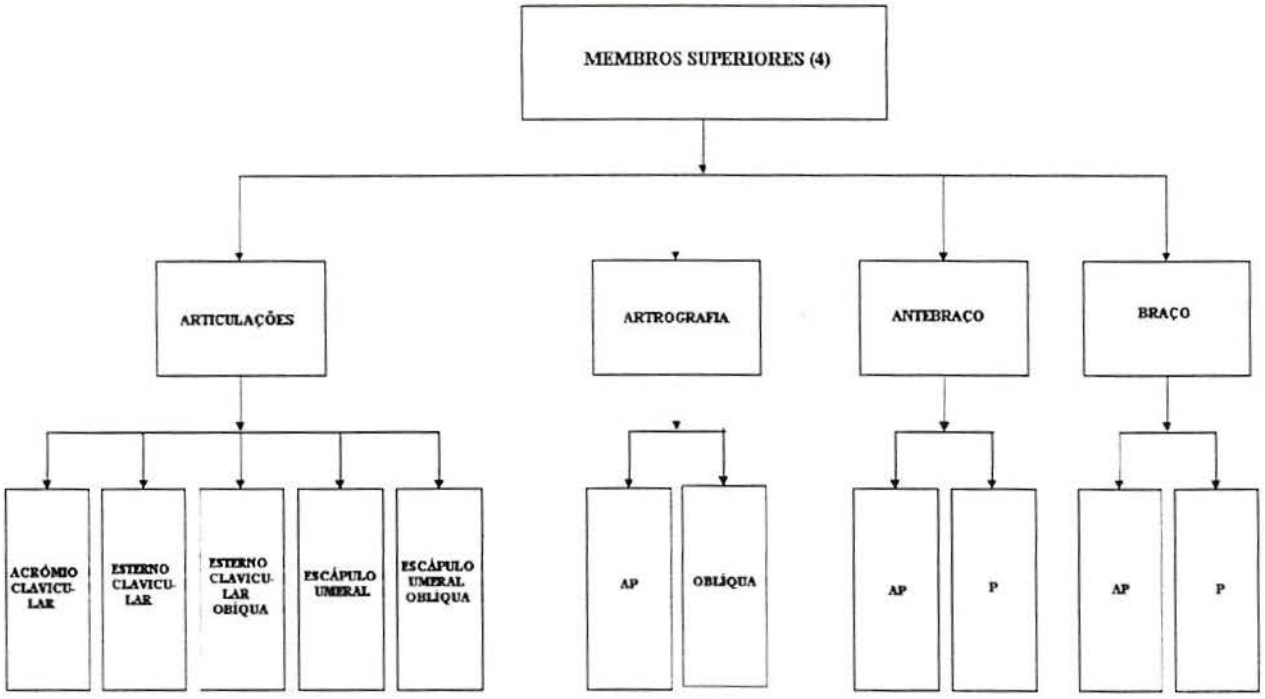

9
Tecla <= 1?
Sim
Carrega endereço da tabela para exame por Hemitórax AP
Não
Carrega endereço da tabela para exame por Hemitórax oblíquo
10
Tecla = 1?
Sim
Carrega endereço para PA
Não
Tecla = 2?
Sim
Carrega endereço para lateral
Não
Carrega endereço para oblíquo
11
Tecla = 1?
Sim
Carrega endereço para demarcação
Não
Tecla = 2?
Sim
Carrega endereço para AP
Não
Tecla = 3?
Sim
Carrega endereço para PA
Não
Tecla = 4?
Sim
Carrega endereço para lateral
Não
Carrega endereço para demarcação
12
Gera sinal INIT para disparar pulsos de ultra-som
Abre janela de tempo maior que o maior valor relativo a maior distância
Mede tempo de retorno do primeiro eco
Excedeu tempo limite?
Não
Mostra mensagem de erro
Não
Sinal ECHO?
Sim
Permite entrada manual ou confirmação
Gera sinal INIT para disparar pulsos de ultra-som
Abre janela de tempo maior que o maior valor relativo a maior distância
Mede tempo de retorno do primeiro eco
Excedeu tempo limite?
Não
Não
Sinal ECHO?
Mostra mensagem de erro
Sim
Calcula valor de espessura
Permite entrada manual ou confirmação
Indexa valores com os dados obtidos
Verifica parâmetros da sala e efetua cálculos de correção
Apresenta valores sugeridos para exame selecionado
Outra incidência do mesmo grupo ?
Sim
Volta ao início do programa
Mostra sub-menu de incidencias e indexa tabela sem entrar valores de distância e espessura

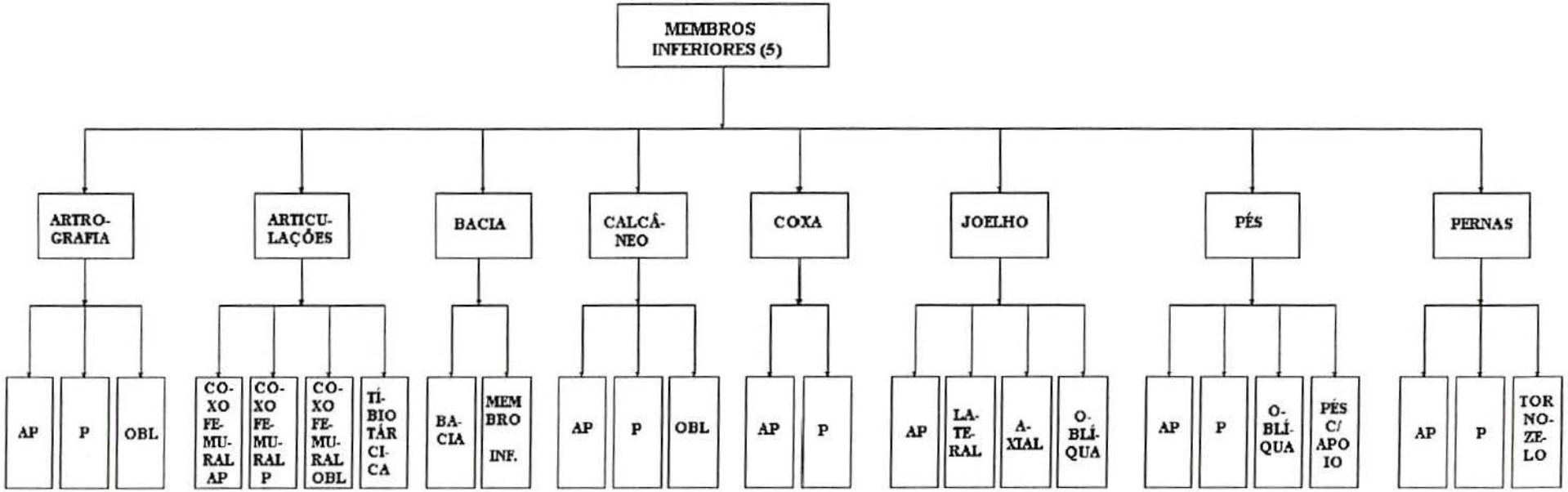
ANEXO III
REGIÕES ANATÔMICAS

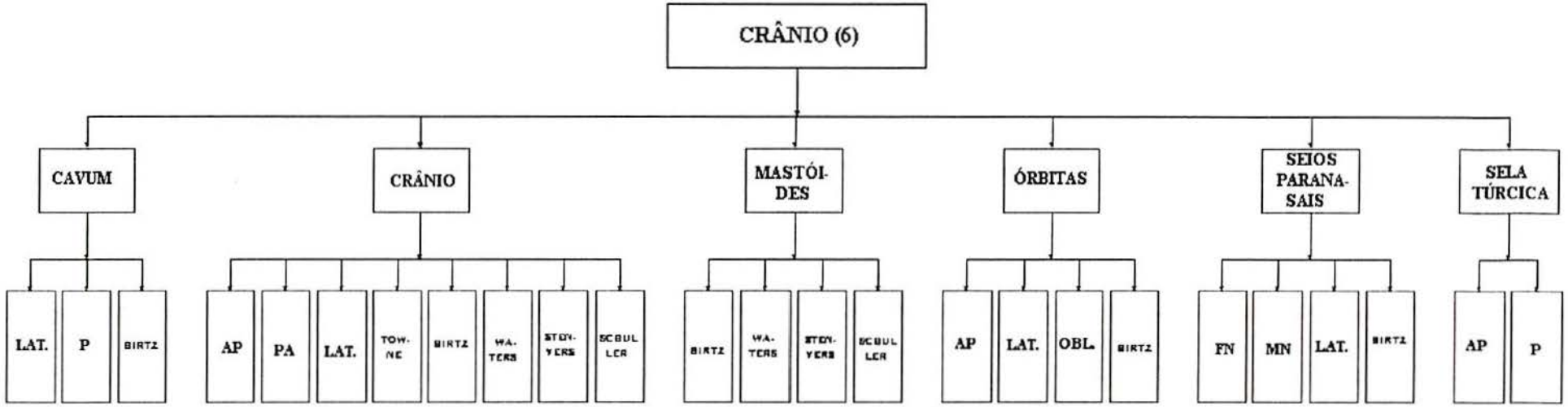





COLUNA (3)
ARTICULAÇÕES SACRO
COLUNA SERVICAL
COLUNA DORSAL
COLUNA LOMBO-SACRA
ESTERNO
SACRO CÓCCIX
ILÍACAS AP
ILÍACAS PA
AP
LATERAL
OBLÍQUA
FUNCIONAL
TRANSORAL
TORÁXICA AP
TORÁXICA OBLÍQUA
TORÁXICA LATERAL
DORSO LOMBAR
AP
OBLÍQUA
FUNCIONAL
P
AP/P ÂNGULO
P
OBLÍQUA
AP
P


MEMBROS SUPERIORES (4)
ARTICULAÇÕES
ARTROGRAFIA
ANTEBRAÇO
BRAÇO
ACRÔMIO CLAVICU-LAR
ESTERNO CLAVICU-LAR
ESTERNO CLAVICU-LAR OBÍQUA
ESCÁPULO UMERAL
ESCÁPULO UMERAL OBLÍQUA
AP
OBLÍQUA
AP
P
AP
P


MEMBROS INFERIORES (5)
ARTRO-GRAFIA
ARTICU-LAÇÕES
BACIA
CALCÂ-NEO
COXA
JOELHO
PÉS
PERNAS
AP
P
OBL
CO-XO FE-MU-RAL AP
CO-XO FE-MU-RAL P
CO-XO FE-MU-RAL OBL
TÍ-BIO TÁR CI-CA
BA-CIA
MEM BRO INF.
AP
P
OBL
AP
P
AP
LA-TE-RAL
A-XIAL
O-BLÍ-QUA
AP
P
O-BLÍ-QUA
PÉS C/ APO IO
AP
P
TOR NO-ZE-LO


CRÂNIO (6)
CAVUM
CRÂNIO
MASTÓI-DES
ÓRBITAS
SEIOS PARANA-SAIS
SELA TÚRCICA
LAT.
P
BIRTZ
AP
PA
LAT.
TOW-NE
BIRTZ
WA-TERS
STON-YERS
SCBUL LER
BIRTZ
WA-TERS
STON-YERS
SCBUL LER
AP
LAT.
OBL.
BIRTZ
FN
MN
LAT.
BIRTZ
AP
P

ANEXO IV

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO SISTEMA ULTRA-SÔNICO 6.500

O sistema ultra-sônico 6.500 da Polaroid requer uma fonte de alimentação e um sinal externo INIT que inicia o ciclo transmissão/recepção do sinal acústico. Este sinal deve permanecer no estado alto durante 100 ms, no mínimo, e no baixo por outros 100 ms. É em relação ao momento em que ocorre a subida do sinal INIT que todas as relações de tempos dos sinais transmitidos e ecos recebidos são determinadas. Depois de ser aplicada a alimentação ao circuito, é necessário aguardar-se no mínimo 5 ms para que o mesmo estabilize. O sinal INIT só pode ser aplicado após este tempo. Quando o sinal INIT vai para o estado alto, a excitação do transdutor inicia, através do trem de 16 pulsos de amplitude de 400 volts a uma freqüência de 49,4 kHz. Ao final do trem de pulsos, uma tensão de polarização de 200 volts permanece para garantir uma melhor operação. Para evitar que a ressonância do cristal seja interpretada como eco, a entrada REC de U2 é inibida durante 2.38 ms após o disparo do sinal INIT. Após a excitação do transdutor, desencadeada pelo sinal INIT, o dispositivo fica esperando pelo retorno do sinal transmitido, que viaja a uma velocidade aproximada de 340 m/s.

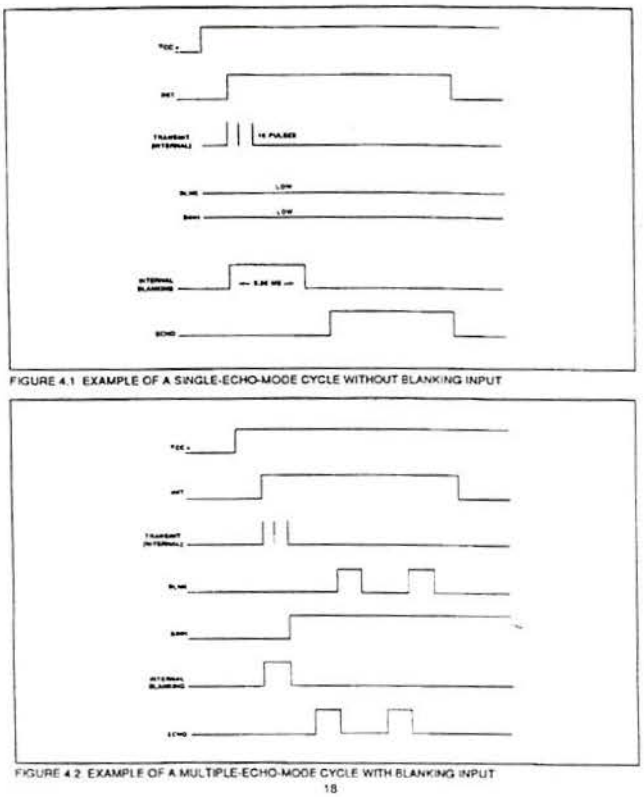


Figura IV.1 Ciclos de eco singelo e múltiplos, retirado do manual "Ultasonic Ranging System" da Polaroid.

O sinal de retorno é amplificado e aparece como um estado lógico alto na saída ECHO. O tempo transcorrido entre as subidas dos sinais INIT e ECHO é proporcional à distância do anteparo refletor ao transdutor. Se desejado, o ciclo de medida pode ser repetido através da comutação de INIT, forçando-o ao estado lógico baixo e, a seguir, ao alto. Quando o sinal ECHO é gerado, significa que ocorreu o recebimento do primeiro sinal refletido. Logo após que o início do ciclo de medida é disparado pelo sinal INIT, o ganho do amplificador é aumentado em degraus segundo tempos discretos, pois se o tempo passa e nenhum eco é recebido, significa que o anteparo está distante e a amplitude do eco tende a diminuir. O ganho máximo é obtido após 38 milisegundos da subida do sinal INIT. A figura IV.1 mostra a seqüência dos principais sinais do dispositivo.

O controle de ganho e da resposta em freqüência do amplificador são ajustados de acordo com quatro sinais lógicos, a saber GCA, GCB, GCC e GCD, monitorados nos pontos 14, 13, 12 e 15 do circuito U1. O controle de ganho pode ser modificado através da alteração do resistor R1 ou por meio de ajustes do potenciômetro VR1. A figura IV.2 apresenta as formas de onda dos sinais de controle do ganho e a variação deste para cada passo. A resposta em freqüência como função do ganho é mostrada na figura IV.3.

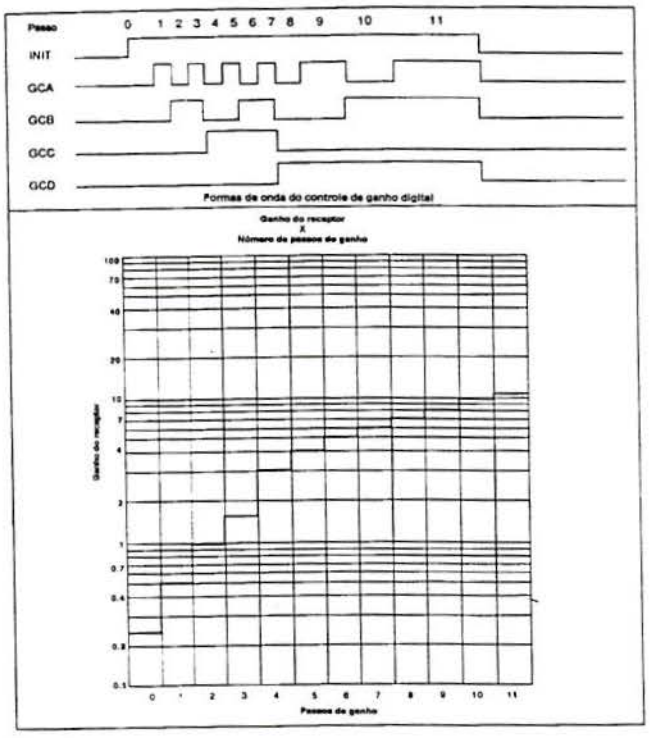
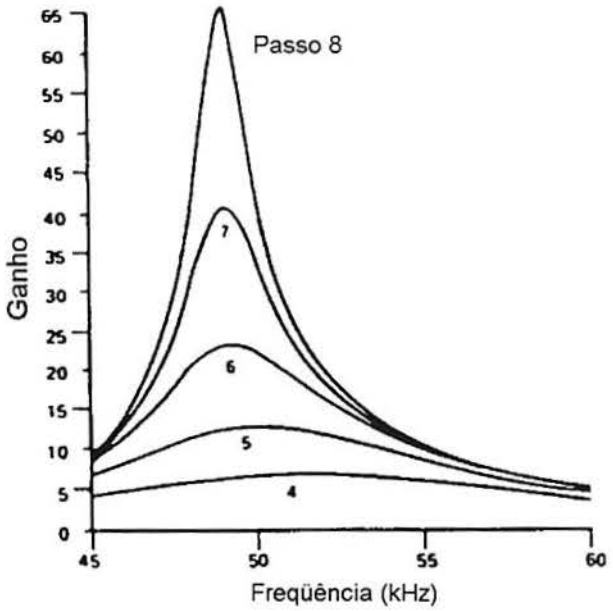


Figura IV.2 Lógica de controle e ganho, retirado do manual "Ultasonic Ranging System" da Polaroid.



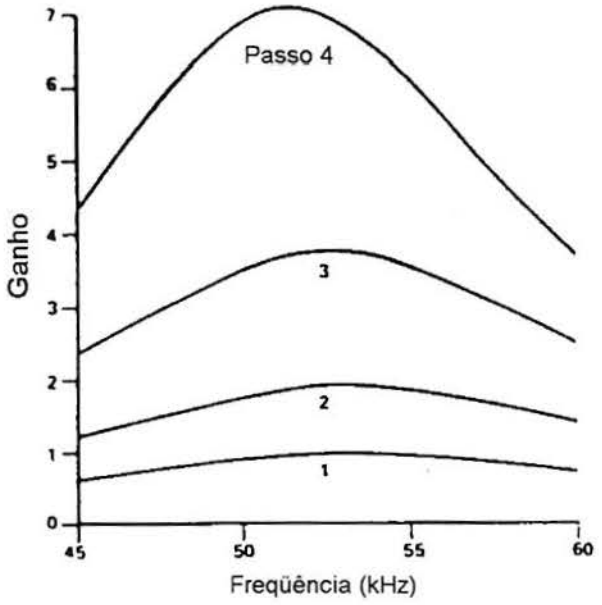


Figura IV.3 Resposta do ganho em função da freqüência, retirado do manual "Ultasonic Ranging System" da Polaroid.

A figura IV.4 mostra as respostas típicas do transdutor, tanto para o sinal de ultra-som transmitido como o refletido, bem como o formato do lóbulo de transmissão.

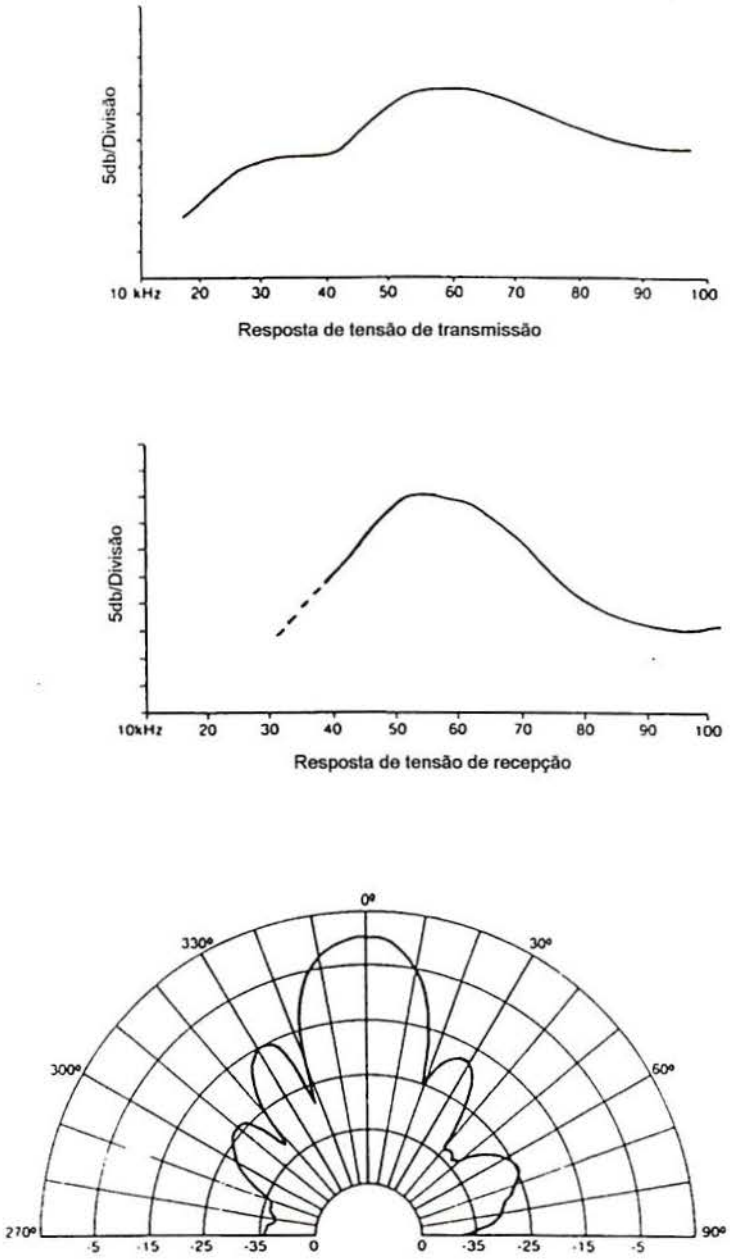


Figura IV.4 Gráficos da amplitude do sinal de transmissão e recepção em função da freqüência e a distribuição dos lóbulos de transmissão