

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À
MEDICINA E BIOLOGIA

**Desenvolvimento de um protótipo para determinação da kVp em
procedimentos de controle de qualidade em radiodiagnóstico
médico e odontológico**

Ivan Christensen Nali

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências
e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das
exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências,
Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

RIBEIRÃO PRETO – SP
2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À
MEDICINA E BIOLOGIA

**Desenvolvimento de um protótipo para determinação da kVp em
procedimentos de controle de qualidade em radiodiagnóstico
médico e odontológico**

Ivan Christensen Nali

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Pelá

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências
e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das
exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências,
Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

RIBEIRÃO PRETO – SP
2005

FICHA CATALOGRÁFICA

Nali, C. Ivan

Desenvolvimento de um medidor de kVp portátil para utilização nos procedimentos de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Ribeirão Preto, 2005.

76 p.: il.; 30cm.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto. Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Alberto Pelá, Carlos.

1. Radiodiagnóstico. 2. PGQ. 3. Medidor de kV

DEDICO ESTE TRABALHO

A meus pais ODAIR e ANNA por todo apoio, paciência, compreensão e pelo empenho dedicado durante a minha formação moral. Por todas as lições e esforços em busca da realização dos meus sonhos.

A meus irmãos EDUARDO, LÍVIA E RENATO, que sempre me animavam e me apoiavam nos momentos difíceis.

Aos meus tios ELDEREIS e SONIA por terem me ajudado na decisão que resultou no ingresso na pós-graduação do Departamento de Física e Matemática e toda ajuda durante esses anos.

A Deus por me dar saúde e paz para poder continuar a minha caminhada.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Pelá por ter me guiado durante todo o meu trabalho, e pelos aprendizados nas áreas de eletrônica e física relacionadas à instrumentação e a sistemas de detecção de radiação.

Ao Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto por todas as referências bibliográficas, artigos e outros documentos cedidos que tiveram grande relevância para o desenvolvimento desse trabalho.

Ao Dr. Renato Glauco de Souza Rodrigues por todas as explicações das teorias da física e de simulações computacionais necessárias para a compreensão da metodologia utilizada na construção do protótipo.

Ao Dr. Evamberto Garcia de Góes pela a ajuda durante o processo de escrita dessa dissertação e por todas as dicas importantes sobre a teoria que obrigatoriamente deveria estar presente no texto.

Às Dras. Cassiana Viccari e Patrícia Nicolucci pela amizade e pelas opiniões a respeito desse trabalho.

A José Luiz Bruçó pelo empenho na compra dos componentes necessários para a montagem de toda a parte eletrônica do protótipo e pela ajuda no desenvolvimento do seu circuito eletrônico.

Aos amigos do Departamento de Física e Matemática e principalmente aos funcionários Élcio Aparecido Navas e José Luiz Aziane pela ajuda na construção do protótipo.

Aos amigos do CIDRA, Eliana, Alexandre, Daniel, Flávia, Simone, Márcia pela companhia e disponibilidade.

Aos amigos do curso de Física Médica, Thatiane, Pedro, Vitor, Igor, Hermes.

Ao pessoal do Serviço de Física Médica do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

Ao pessoal do Departamento de Radiologia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto pelo fornecimento dos equipamentos de raios X utilizados nos testes experimentais.

A Márcio Donizetti Daniel e aos funcionários MRA Indústria e Comércio de Equipamentos Eletrônicos Ltda pela ajuda na busca de informações técnicas e pelo fornecimento de componentes eletrônicos para o desenvolvimento do protótipo.

A CAPES pelo financiamento desse trabalho.

E a todas as outras pessoas que me ajudaram de alguma forma no desenvolvimento desse trabalho.

RESUMO

A aplicação de Programas de Controle de Qualidade (PCQ) no radiodiagnóstico médico e odontológico é importante para se obter, ambas, redução de dose no paciente e qualidade de imagem. De acordo com as normas de controle de qualidade em radiodiagnóstico vigentes no país, a energia do feixe de raios X é um dos parâmetros que deve ser determinado em um PCQ. Este parâmetro exerce influência tanto na qualidade da imagem quanto na dose absorvida pelo paciente. Com o objetivo de desenvolver-se uma tecnologia nacional para determinação da quilovoltagem de pico (kVp) de equipamentos de raios X médico e odontológico, construiu-se um protótipo com base na eletrônica digital e no processo de filtragem do feixe. O intervalo de quilovoltagem de pico entre 45 e 125 kVp foi selecionado através do uso de filtros de cobre. A espessura de cada filtro foi determinada através da simulação computacional que utilizou o modelo de Birch e Marshall. O protótipo é composto por um sistema de detecção de raios X, que utiliza sensores de silício, por um sistema microcontrolado, para a aquisição e o processamento dos dados, e por um circuito regulador da voltagem de alimentação. A arquitetura eletrônica e o algoritmo do sistema de processamento foram desenvolvidos com o objetivo de disponibilizar uma tecnologia simplificada e de fácil manutenção. Com o objetivo de facilitar o processo de manutenção do protótipo, construiu-se uma placa para cada sistema eletrônico. As placas foram dimensionadas de forma a disponibilizar-se um medidor de kVp portátil. O sinal de saída dos detectores é amplificado por um circuito que foi projetado para minimizar o consumo de energia da sua fonte de alimentação sem que houvesse mudança no tempo de resposta. O protótipo foi validado utilizando-se aparelhos monofásico e trifásico de raios X médico e odontológico e um medidor de kVp calibrado. Para estas fases e para valores de quilovoltagem de pico entre 45 e 125 kVp, a resposta do protótipo apresentou uma variação menor que 3% quando comparada a um sistema padrão. Assim, o método proposto neste trabalho é simples, economicamente viável e adaptado para o uso em PCQ associado ao radiodiagnóstico.

ABSTRACT

The quality assurance control programmes (QACP) in clinical radiology are important to reduce the exposure in the patient and to improve image quality. According to the effective regulations in our country on quality control in clinical radiology, the x-ray beam energy is one of the parameters that should be determined in a QACP. This parameter is associated with the risk/benefit relationship for the patient and with the cost/benefit for the radiodiagnostic facility. Aiming to develop a national technology to determine the kilovolt peak (kVp) of medical and dental x-ray equipments, it was built a prototype based on digital electronics and on process of beam filtering using copper. The prototype operate ranging from 45 to 125 kVp. The thickness of each filter was selected through computer simulation using the Birch and Marshall model. The prototype uses an x-ray detection system (based on silicon sensors), a microcontrolled system (to data acquisition and processing), and a regulating circuit (to regulate the source voltage). The hardware and the microcontroller software were developed aiming to make available a simplified technology, which can easily be repaired. The electronic boards were dimensioned in order to make available a portable kVp meter. The out signal of the detectors was amplified by a circuit designed to minimize energy consumption without changing on response time. The prototype was validated using three-phase medical x-ray and single-phase odontological x-ray generators. The prototype response showed a variation lower than 3% when it was compared to a standard system. The method proposed in this work is simple, economically viable, and adapted for quality assurance control programmes in the clinical environment.

ÍNDICE:

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Relevância	3
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	4
2.1	Interação da Radiação com a Matéria.....	4
2.1.1	Efeito Fotoelétrico	4
2.1.2	Efeito Compton	5
2.1.3	Formação de Pares.....	6
2.2	Produção de Raios X	6
2.2.1	Espectro Característico ou de Linhas	10
2.2.2	Espectro Contínuo (Bremsstrahlung)	12
2.2.3	Atenuação Exponencial – Utilização de Filtros	13
2.3	Programa de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico	17
2.3.1	Qualidade da Imagem.....	18
2.3.2	Etapas e Critérios do Programa de Controle de Qualidade	25
2.4	Sistemas de Determinação da kVp.....	26
2.4.1	Sistema Mecânico.....	26
2.4.2	Sistemas Digitais	30
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	34
3.1	Seleção da Espessura dos Filtros de Cobre	34
3.2	Sistema de Detecção	34
3.2.1	Fotodiodos	34
3.2.2	Circuito de Amplificação.....	35
3.3	Sistema de Aquisição e Processamento de Dados.....	36
3.3.1	Resposta do Sistema de Processamento para Amplitudes de Sinais de raios X.....	39
3.4	Visor de Cristal Líquido Alfanumérico.....	39
3.5	Circuito Regulador da Voltagem de Alimentação.....	41
3.6	Configuração do Protótipo para Leituras de kVp.....	42
3.7	Resposta do Protótipo às Formas de Onda Monofásica e Trifásica	42
3.8	Validação do Protótipo.....	44
3.8.1	Desempenho do Protótipo em Função da DFM	44
3.8.2	Desempenho do Protótipo em Função da Miliamperagem	44
3.8.3	Dependência Angular do Protótipo	45
3.8.4	Influência do Efeito Anódico no Desempenho do Protótipo.....	46
3.8.5	Desempenho do Protótipo em Relação ao Tamanho do Campo	46
3.8.6	Desempenho do Protótipo em Função da Filtragem do Feixe.....	46
3.8.7	Desempenho do Protótipo em Relação ao Medidor NERO e ao Divisor de Tensão	47
3.8.8	Desempenho do Protótipo para Equipamentos de Raios X Monofásicos	47

4	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	48
4.1	Sistema de Detecção de Raios X.....	48
4.2	Sistema de Aquisição e Processamento de Dados.....	51
4.3	Circuito Regulador da Voltagem de Alimentação.....	51
4.4	Arranjo Interno das Placas Eletrônicas e do Visor na Caixa do Protótipo	52
4.5	Configuração do Protótipo para a Determinação da kVp.....	53
4.6	Resposta do Protótipo às Formas de Onda Monofásica e Trifásica	54
4.7	Validação do Protótipo.....	56
4.7.1	Desempenho do Protótipo em Função da DFM	56
4.7.2	Desempenho do Protótipo em Função da Miliamperagem	57
4.7.3	Dependência Angular do Protótipo	57
4.7.4	Influência do Efeito Anódico no Desempenho do Protótipo.....	58
4.7.5	Desempenho do Protótipo em Relação ao Tamanho do Campo	59
4.7.6	Desempenho do Protótipo em Função da Filtragem do Feixe.....	59
4.7.7	Desempenho do Protótipo em Relação ao Medidor NERO e ao Divisor de Tensão Utilizando Equipamentos de Raios X Trifásico	60
4.7.8	Desempenho do Protótipo para Equipamentos de Raios X Monofásicos	62
5	DISCUSSÃO	63
5.1	Sistema de Detecção Desenvolvido.....	63
5.2	Sistema de Aquisição e Processamento de Dados.....	64
5.3	Circuito Regulador de Voltagem	66
5.4	Montagem do Protótipo	66
5.5	Validação do Protótipo.....	67
6	CONCLUSÃO.....	71
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

ÍNDICE DE FIGURAS:

Figura 1 – Representação do efeito fotoelétrico.....	5
Figura 2 – Representação do efeito Compton	5
Figura 3 – Esquema de uma interação do tipo formação de pares	6
Figura 4 – Esquema simplificado de um tubo de raios X.....	7
Figura 5 – (A) Geometria do foco linear; (B) Ânodo giratório	8
Figura 6 – Interação entre um elétron incidente sobre um material e seus átomos	9
Figura 7 – Espectro de raios X	10
Figura 8 – Espectro de raios X	13
Figura 9 – Ilustração da geometria de feixe estreito.....	15
Figura 10 – Espectro incidente de 80 kVp	16
Figura 11 – Curva característica de dois filmes hipotéticos.....	20
Figura 12 – Considerações à respeito do contraste.....	21
Figura 13 – Considerações à respeito do contraste.....	22
Figura 14 – Parâmetros utilizados para descrever a qualidade da imagem	23
Figura 15 – Cunha de Stanton.	27
Figura 16 – Cunha de Cameron.....	27
Figura 17 – Filmes obtidos com as cunhas de Stanton e Cameron	28
Figura 18 – Relação entre degrau igualdade e kVp para a cunha de Stanton.....	29
Figura 19 – Relação entre degrau igualdade e kVp para a cunha de Cameron	29
Figura 20 – Modelo de Sistema digital para determinação da kVp.....	31
Figura 21 – Estimativa de vendas mundiais de microcontroladores	33
Figura 22 – Fotodiodo de silício utilizado na unidade de detecção de raios X.....	35
Figura 23 – Amplificador operacional LMC660CN	35
Figura 24 – Esquema elétrico dos amplificadores com os ganhos já ajustados	36
Figura 25 – Microcontrolador Aduc832.....	37
Figura 26 – Esquema elétrico da unidade de aquisição e processamento de dados	38
Figura 27 – Visor de cristal líquido alfanumérico	39
Figura 28 – Esquema elétrico do circuito regulador de voltagem.....	41
Figura 29 – Sistema de detecção	49
Figura 30 – Filtros de cobre.....	50
Figura 31 – Filtros de cobre.....	50
Figura 32 – Arranjo dos filtros de cobre sobre o sistema de detecção	50
Figura 33 – Sistema de aquisição e processamento de dados.....	51
Figura 34 – Placa eletrônica do circuito regulador de voltagem	51

Figura 35 – Protótipo proposto para a determinação da kVp	53
Figura 36 – Relação gráfica da kVp em função da leitura nos fotodiodos.....	54
Figura 37 – Forma de onda de um aparelho de raios X trifásico.....	55
Figura 38 – Forma de onda de dois aparelhos de raios X monofásicos	55
Figura 39 – Resposta do protótipo comparada com o divisor de tensão	61

ÍNDICE DE TABELAS:

Tabela 1 – Energias de ligação (E_b) das camadas eletrônicas mais internas do tungstênio	11
Tabela 2 – Transições permitidas para a camada K do átomo de tungstênio com suas respectivas energias e intensidades	11
Tabela 3 – Equivalente de dose efetivo coletivo (homem.Sievert/ 10^6 de população) em radiologia diagnóstica em vários países	18
Tabela 4 – Códigos ASCII do visor de cristal líquido alfanumérico	40
Tabela 5 – Especificações técnicas de um tubo de raios X trifásico	43
Tabela 6 – Especificações técnicas de um tubo de raios X odontológico	43
Tabela 7 – Especificações técnicas de um tubo de raios X odontológico.	43
Tabela 8 – Especificações técnicas de um tubo de raios X trifásico	45
Tabela 9 – Cálculo da razão através da média dos picos e dos pontos.....	56
Tabela 10 – Cálculo da razão através da média dos picos e dos pontos.....	56
Tabela 11 – Resposta do protótipo em função da variação da distância foco-medidor comparada com o divisor de tensão, para a miliamperagem de 35 mA.	57
Tabela 12 – Resultados da comparação do protótipo com o equipamento NERO em função da variação da mA.....	57
Tabela 13 – Resposta do protótipo em função do ângulo de incidência do feixe de raios X nos detectores.....	58
Tabela 14 – Resposta do protótipo em função da direção do anodo	58
Tabela 15 – Resposta do protótipo em função da variação do tamanho do campo.....	59
Tabela 16 – Resposta do protótipo e do medidor Unfors em função da variação da filtragem do feixe	60
Tabela 17 – Resposta do protótipo e do equipamento NERO comparados com o divisor de tensão.....	61
Tabela 18 – Resposta do protótipo para dois equipamentos de raios X monofásicos comparado com o equipamento NERO.....	62

1 INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes são utilizadas em diversas áreas da saúde, incluindo-se o radiodiagnóstico médico e odontológico. Estas radiações devem ser utilizadas de maneira correta para que benefícios possam ser produzidos em detrimento aos danos que elas podem causar ao homem e ao meio ambiente. Com o objetivo de maximizarem-se estes benefícios junto à nossa sociedade, algumas instituições brasileiras de ensino superior, hospitais públicos e particulares têm voltado suas atenções para este problema, em conformidade com as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica estabelecidas em conjunto pela Organização Mundial de Saúde (OMS), Organização Pan-americana da Saúde (OPAS), Organização Internacional do Trabalho (OLT), Organização de Alimento e Agricultura (OAA), Agência de Energia Nuclear (AEN) e Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA).

O Ministério da Saúde, através das Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico Odontológico [1], em conformidade com as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica [2] da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), estabeleceu as normas para o desenvolvimento de programas de controle de qualidade em imagens radiológicas.

De acordo com estas diretrizes, para a obtenção de imagens médicas com qualidade, minimização dos custos e redução da dose no paciente, trabalhador e meio ambiente é necessária a aplicação de Programas de Garantia de Qualidade (PGQ). Em radiodiagnóstico, para a implantação de um PGQ argumenta-se da necessidade de trabalhar-se com equipamentos adequados e ajustados para cada conjunto de prática radiológica. Uma boa imagem radiológica depende de todos os elementos da cadeia que envolve o processo da sua produção. O desajuste de um dos elementos desta cadeia poderá comprometer a qualidade final da imagem além da dose no paciente [3]. Uma das variáveis que interfere diretamente na qualidade da imagem e na dose no paciente é a qualidade (energia) do feixe de raios X. A energia dos fótons de raios X produzidos é diretamente proporcional à quilovoltagem de pico (kVp). A Portaria 453 do Ministério da Saúde [4] incluiu o teste da quilovoltagem de pico na rotina do controle de qualidade em radiodiagnóstico médico e odontológico.

Diversas metodologias já foram propostas para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos de raios X médico e odontológico [5]. O primeiro método desenvolvido para determinar a quilovoltagem de pico é constituído de um sistema mecânico que não fornece o valor da kVp em tempo real. O princípio de funcionamento deste método está baseado no processo de atenuação diferenciada do feixe de raios X por um dispositivo mecânico na forma de cunha que utiliza um filme de raios X como detector cuja resposta é processada através de um grupo de densidades ópticas geradas. Através de uma apropriada calibração, o valor de um conjunto de densidade óptica gerado é associado a um valor específico de kVp. Este método ainda é usado por muitas instituições por razão de custo, embora seja necessário um intervalo de tempo de 15 a 20 minutos para completar o processo da determinação de um único valor da quilovoltagem de pico.

No final da década de 80 surgiram as primeiras metodologias que utilizavam uma instrumentação totalmente digital para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos médico e odontológico [6]. Este tipo de instrumentação utiliza fotodiodos como detectores e um sistema de aquisição e processamento de dados, composto por componentes eletrônicos discretos, que disponibiliza o resultado da medição da kVp em tempo real. Estes medidores de kVp ainda são disponibilizados comercialmente, embora que alguns modelos tenham substituído os componentes eletrônicos discretos por uma eletrônica baseada em microprocessadores.

Este trabalho tem como objetivo geral o desenvolvimento de um protótipo para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos de raios X médico e odontológico. Pretende-se utilizar a tecnologia digital dos microcontroladores e o processo de filtragem do feixe de raios X, que seja capaz de determinar valores da quilovoltagem de pico entre 45 a 125 kVp (com incerteza menor que 5%). As unidades de detecção, de aquisição e de processamento de dados serão configuradas de forma a disponibilizar uma tecnologia nacional, simplificada e de fácil manutenção apropriada para a execução dos PCQ que estão começando a ser implantados no país. Assim, procurou-se atingir os seguintes objetivos específicos:

- 1) desenvolver um sistema de detecção com resposta independente do efeito anódico, da radiação espalhada e do ângulo de incidência dos raios X;
- 2) desenvolver um sistema de amplificação (corrente-voltagem) para sinais da ordem de nano amperes;
- 3) desenvolver um sistema de aquisição apropriado para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos de raios X médico e odontológico;

- 4) desenvolver um sistema de processamento de dados munido de um programa de controle para a realização de cálculos matemáticos associados à determinação da quilovoltagem de pico em tempo real e disponibilização dos dados na forma digital.

1.1 Relevância

Tendo em vista a obrigatoriedade da implantação dos PCQ em radiodiagnóstico, de acordo com a Portaria 453, desenvolveu-se um protótipo para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos de raios X médico e odontológico, validado conforme as principais normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) [7]. A proposta de construção de um protótipo foi motivada pela ausência de um equipamento nacional para a determinação da quilovoltagem de pico de equipamentos de raios X com base em instrumentação digital. O projeto de construção do protótipo considerou a separação dos módulos de alimentação, de detecção, de aquisição e de processamento. Isto foi importante para facilitar a realização de tarefas relacionadas ao processo de manutenção. O protótipo desenvolvido atende às necessidades de determinação da kVp, conforme as normas de controle de qualidade vigentes no país e disponibiliza uma tecnologia nacional para determinação da quilovoltagem de pico dos equipamentos convencionais de raios X de uso clínico.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 A Interação da Radiação com a Matéria

Há vários processos que caracterizam a interação da radiação X com a matéria. Esses processos dependem essencialmente da energia da radiação e do meio material que ela atravessa. Os fótons têm massa de repouso nula e não transportam carga elétrica, portanto produzem ionização somente indiretamente quando incidem sobre os átomos que constituem o material alvo. Quando os fótons de raios X interagem com a matéria ocorre transferência de energia através de uma variedade de processos, sendo o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a formação de pares os de maior relevância em medicina [8].

2.1.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico representa a interação de um fóton (radiação X ou gama) com um átomo resultando na ejeção de um dos seus elétrons orbitais e o desaparecimento do fóton incidente [8]. O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação ($h\nu$) a um único elétron na camada, que é ejetado com uma energia cinética T bem definida, eq. (1).

$$T = h\nu - E_b, \quad (1)$$

onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e E_b é a energia de ligação do elétron na camada.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z . A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$ e decresce rapidamente com o aumento da energia. O efeito fotoelétrico é predominante para energias menores que 0,6 MeV para o chumbo e menores que 0,06 MeV para o alumínio. A Figura 1 ilustra uma interação do fóton com o átomo e representa o efeito fotoelétrico.

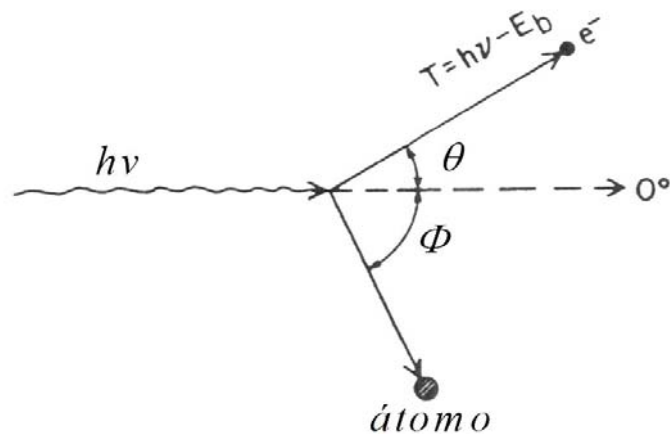


Figura 1 – Representação do efeito fotoelétrico: $E_\gamma = h\nu$ é a energia do fóton incidente, E_b a energia de ligação do elétron e T a energia do elétron ejetado do átomo [9]

2.1.2 Efeito Compton

No efeito Compton, um fóton de raios X incidente é espalhado por um elétron que possui um valor baixo de energia de ligação. Nessa interação, o elétron absorve parte da energia da radiação incidente, é ejetado do átomo com certo valor de energia cinética e o fóton de raios X é desviado da trajetória inicial [8].

A probabilidade de ocorrência do espalhamento Compton aumenta quando o valor da energia de ligação do elétron é muito menor em relação ao valor da energia do fóton incidente. A Figura 2 ilustra uma interação do tipo Compton onde um fóton de raios X incidente, com energia inicial E_γ e energia final E_γ' , é desviado da trajetória resultando num elétron ejetado com energia cinética inicial E_c .

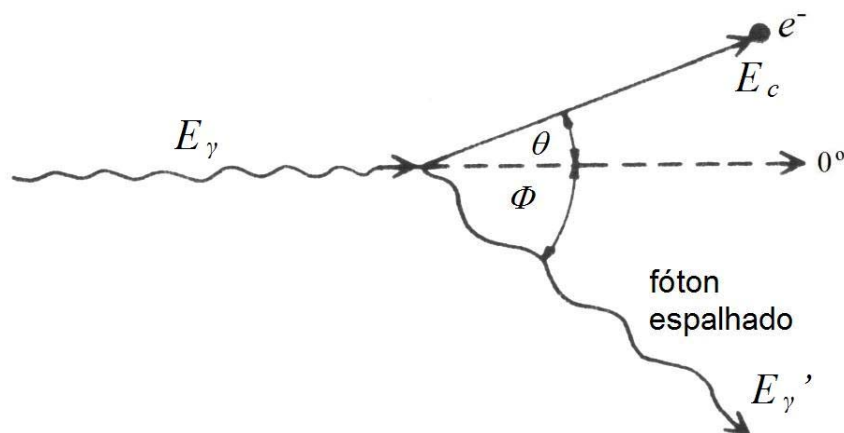
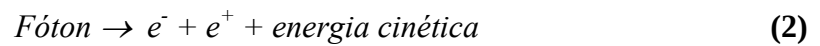


Figura 2 – Representação do efeito Compton [9]

2.1.3 Formação de Pares

Uma das formas de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é através da produção de pares do tipo elétron (e^-) – pósitron (e^+). A produção de pares ocorre quando fótons com energia superior a 1,022 MeV (E_β) passam nas proximidades do núcleo de átomos que possuem número atômico elevado [8]. Nesta interação, a radiação transforma-se num par elétron-pósitron, conforme a seguinte reação:



As duas partículas transferem suas energias cinéticas (T^+ e T^-) para o meio material através de interações conservativas. O mais provável é que o pósitron volte a se combinar com um elétron estacionário do meio dando origem a dois fótons, cada um com energia de 0,511 MeV. A Figura 3 ilustra uma interação do fóton com o núcleo atômico e representa uma interação tipo produção de pares.

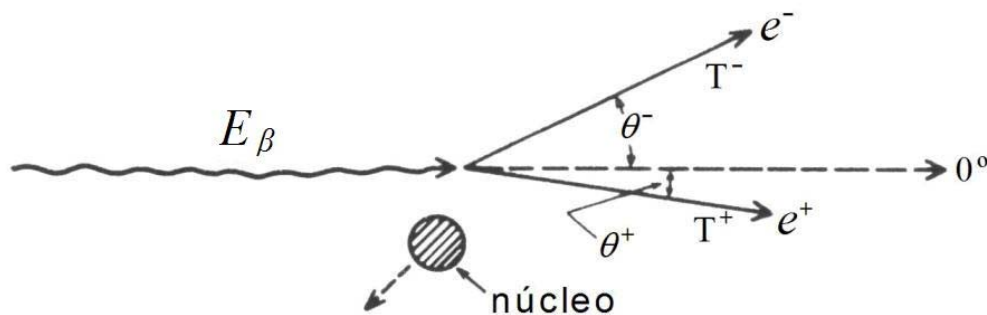


Figura 3 – Esquema de uma interação do tipo formação de pares [9]

2.2 Produção de Raios X

Os raios X são uma forma de radiação eletromagnética cujo comprimento de onda é menor que o da luz visível. Para uma melhor compreensão desse fenômeno físico, inicialmente será descrito um tubo de raios X.

Basicamente, um tubo de raios X convencional consiste de um ânodo de cobre, que possui em sua extremidade um alvo de tungstênio, e de um cátodo de tungstênio. Estes dispositivos localizam-se dentro de um recipiente de vidro lacrado à vácuo. Devido a grande quantidade de calor produzida durante o processo de emissão de raios X é necessário que se utilize um material com alto ponto de fusão e rápido poder de dissipação térmica. O material mais utilizado é o tungstênio, possui ponto de fusão igual a 3370 °C, e tem alto poder de dissipação

térmica, além de possuir um alto número atômico, o que permite uma maior eficiência na produção de raios X [10].

A Figura 4 mostra, de forma bastante simplificada, o esquema de um tubo de raios X. A diferença de potencial (1) aplicada no cátodo (2) aquece-o, havendo liberação de elétrons, de modo que se forma uma nuvem eletrônica ao redor do filamento de tungstênio (3). A fonte de alta tensão (4) aplicada entre o ânodo (5) e o cátodo (2) é responsável pela aceleração dos elétrons (6) através do tubo, os quais, após atingirem altas velocidades, colidem com o alvo de tungstênio (7). Ao serem desacelerados, já dentro do alvo, os elétrons perdem parte da sua energia que é irradiada na forma de raios X.

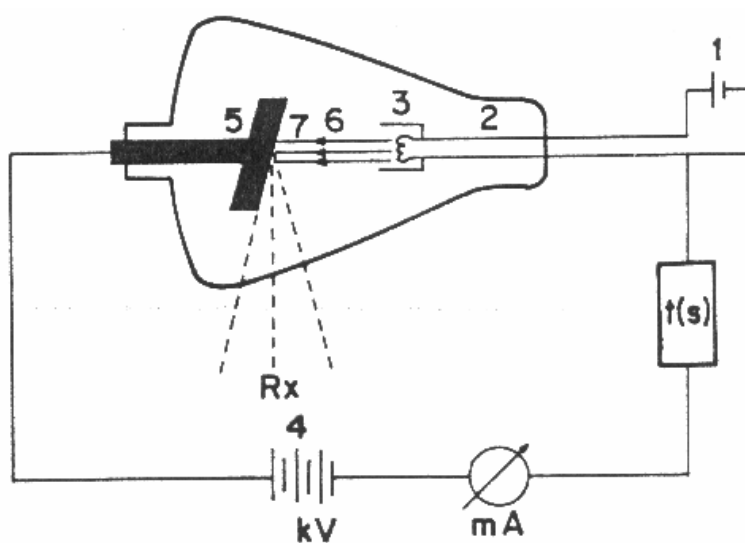


Figura 4 – Esquema simplificado de um tubo de raios X [10]

Existem tubos de raios X para diagnóstico e para terapia, cujas características dependem da finalidade de cada um. O tubo para diagnóstico, que será utilizado, tem por finalidade a produção de imagens nítidas de um material qualquer, sendo importante obterem-se pontos focais de pequenas dimensões (em mamografia, os tubos de raios X apresentam pontos focais com dimensões entre 0,1 e 0,3 mm). Outro problema é que os objetos de interesse nem sempre são imóveis, o que dificulta a obtenção de nitidez na imagem. Para eliminar este inconveniente, um tubo para diagnóstico é projetado para trabalhar com alta corrente elétrica para que o tempo de exposição possa ser reduzido. A utilização de altas correntes elétricas diminui a vida útil do tubo, devido à produção excessiva de calor. Este inconveniente foi parcialmente eliminado pelo advento do ânodo giratório, mostrado na Figura 5B, onde a região atingida pelos elétrons é uniformemente distribuída por toda a área do alvo. A Figura 5 mostra também o esquema de operação de um tubo de foco linear.

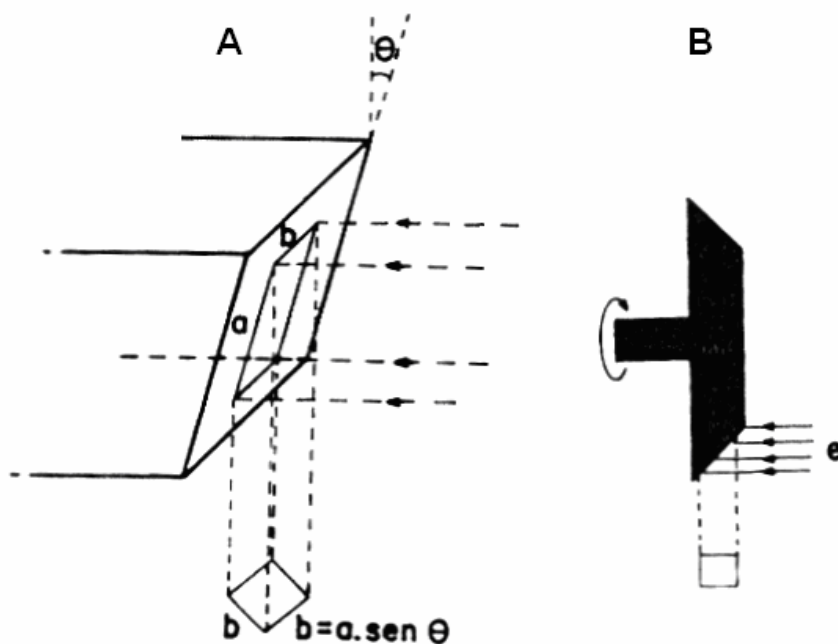


Figura 5 – (A) Geometria do foco linear; (B) Ânodo giratório [10]

Os elétrons atingem uma área do alvo de comprimento a e largura b . O campo da radiação primária, sem levar em conta a divergência do feixe, será quadrado de lado $b = a \cdot \sin \theta$. Sendo assim, apesar dos elétrons bombardearem uma área grande do alvo (o que é desejável, para melhor distribuição do calor), o campo de raios X é pequeno, devido ao pequeno ângulo de inclinação do ânodo. Geralmente, num tubo de raios X, existem dois tipos de filamentos (foco fino e foco grosso) que focalizam o feixe de elétrons em áreas de dimensões diferentes do alvo.

Para compreender a produção de raios X, é necessário conhecer os diversos tipos de interação entre os elétrons incidentes e os átomos do alvo. Basicamente, as interações podem ser divididas em quatro tipos distintos, esquematizados na Figura 6.

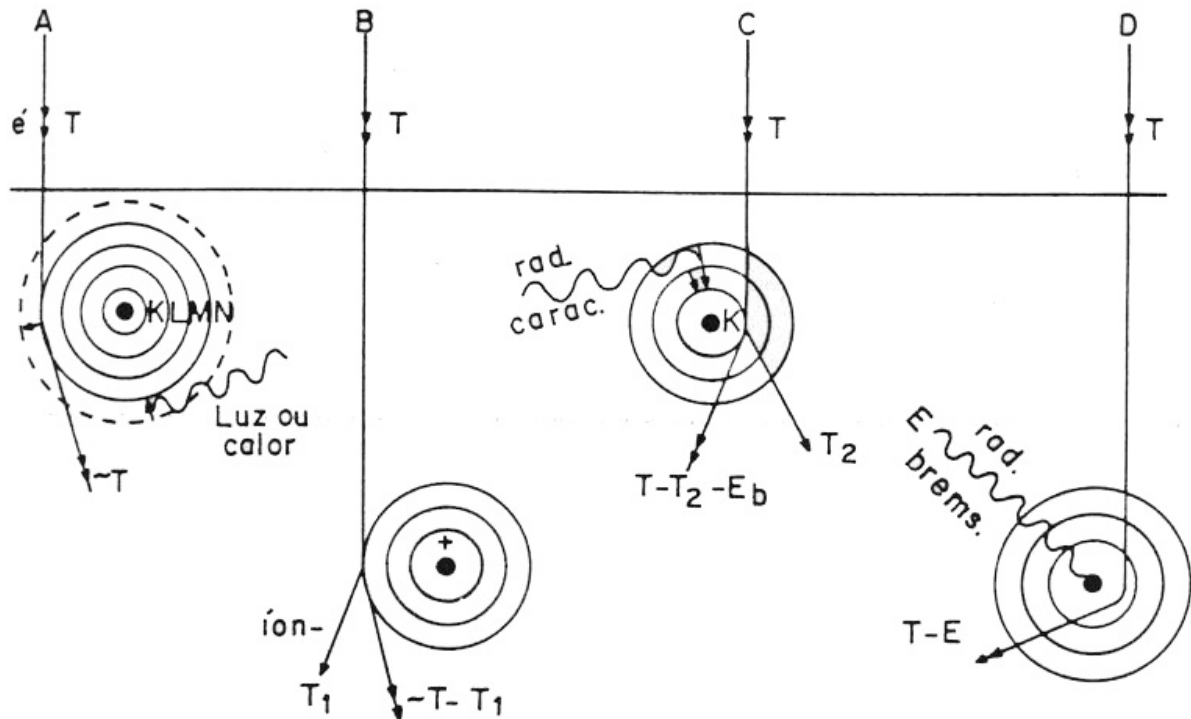


Figura 6 – Tipos de interação entre um elétron incidente sobre um material e seus átomos [10]

No caso A o elétron incidente colide com um dos elétrons de camadas mais externas do átomo, movendo-o para uma órbita óptica. Como a energia de ligação da camada original do elétron é da ordem de poucos elétron-volts, o elétron incidente sofre uma perda de energia desprezível, continuando seu movimento. O átomo, agora no estado excitado, retorna ao seu estado fundamental através da transição do elétron da órbita óptica para a original, ocorrendo emissão de luz visível (se o material for gasoso) ou, mais provavelmente, produção de calor (se o material for sólido) [10].

No caso B, o elétron incidente remove um dos elétrons externos do átomo, ionizando-o. Se a energia perdida pelo elétron incidente for da ordem de 100 eV, o elétron removido é conhecido como raio δ .

No caso C, o elétron incidente remove um dos elétrons das camadas mais internas do átomo, cedendo-lhe uma energia cinética T_2 . O elétron incidente é desviado de sua trajetória, perdendo energia $(T_2 + E_b)$, onde E_b é a energia de ligação da camada original do elétron removido. Elétrons de camadas mais externas preencherão a lacuna deixada, havendo emissão de radiação X característica (fluorescência) K ou L, de acordo com a camada original do elétron removido.

No caso D, o elétron incide numa região muito próxima do núcleo do átomo, sofrendo, por isso, uma forte atração eletrostática. O elétron perde uma grande quantidade de energia ($E = h\nu$) que é emitida como bremsstrahlung (radiação de freamento).

Um feixe de raios X apresenta-se na forma de um espectro em função da energia, cujo valor máximo é numericamente igual à quilovoltagem de pico (kVp), aplicada entre o ânodo e o cátodo do tubo. Analisando um espectro típico de raios X (Figura 7), vê-se que é possível dividi-lo em duas partes distintas: um espectro contínuo (bremsstrahlung) e um espectro de linhas bem definidas (característico) [10].

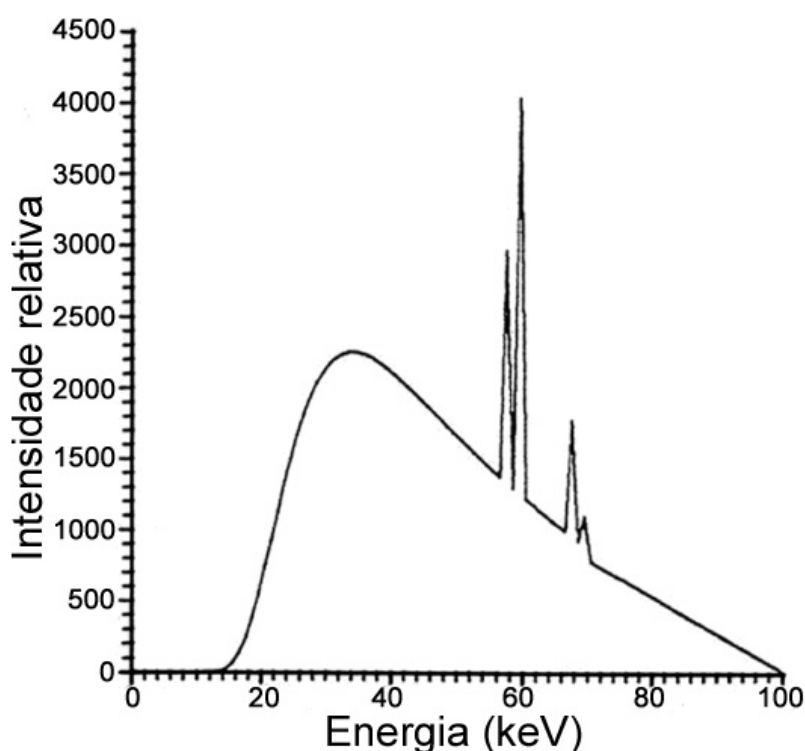


Figura 7 – Espectro de raios X gerados com 100 kVp, 2.0 mm Al e 17° de inclinação do ânodo de Tungstênio [10]

2.2.1 Espectro Característico ou de Linhas

Sabe-se que a estrutura atômica é quantizada, ou seja, os átomos não podem ter valores contínuos de energia. Os elétrons são distribuídos em torno do núcleo atômico, em níveis de energia bem definidos. Na produção de raios X característicos, somente interessam os níveis que possuem energia de ligação da ordem de keV (em valor absoluto, pois as energias de ligação são negativas, por definição) [10]. O átomo de tungstênio possui seus 74 elétrons distribuídos, segundo leis probabilísticas, nas camadas *K*, *L*, *M*, *N*, etc., com as respectivas energias de ligação:

Tabela 1 – Energias de ligação (E_b) das camadas eletrônicas mais internas do tungstênio [10]

Camada	K	L			M				
Subcamada	-	L_1	L_2	L_3	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5
$E_b (keV)$	69.5	12.1	11.4	10.2	2.8	2.6	2.3	1.9	1.8

As energias de ligação das demais camadas não foram citadas, pois não interessam devido aos seus baixos valores. A camada K (número quântico principal $n = 1$) contém 2 elétrons que diferem somente pelo spin; a camada L ($n = 2$) possui 8 elétrons divididos em 3 subcamadas: L_1 , contendo 2 elétrons de números quânticos secundários (l) iguais a 0; L_2 , contendo 2 elétrons com $l = 1$ e número quântico magnético (m) igual a 0; L_3 , contendo 4 elétrons de números quânticos secundários iguais a 1 e números quânticos magnéticos iguais a +1 e -1. O mesmo procedimento é obedecido pela camada M (18 elétrons) e pelas demais camadas.

Quando um elétron incide em um material, ele pode remover algum elétron de alguma camada do átomo, desde que sua energia seja maior ou igual à energia de ligação da camada em questão. Após esse evento, outros elétrons de camadas mais externas vão preencher a lacuna deixada pelo elétron removido. Esse processo é acompanhado pela emissão de um fóton fluorescente de energia bem definida ($h\nu$) dada pela diferença de energia de ligação das camadas envolvidas. A teoria quântica apresenta algumas regras que proíbem determinadas transições (Eisberg e Resnick – 1974). A Tabela 2 apresenta algumas transições permitidas de maior interesse. Convém ressaltar que as transições β , citadas na Tabela 2, do ponto de vista experimental, aparecem divididas em dois grupos, com energias médias 67.2 e 69.1 e intensidades relativas 32.1 e 8.4 respectivamente.

Tabela 2 – Transições permitidas para a camada K do átomo de tungstênio com suas respectivas energias e intensidades [10]

Transição	Denominação	$h\nu(keV)$	Número relativo de Fótons
$K - L_3$	α_1	59,32	100,00
$K - L_2$	α_2	57,98	57,60
$K - M_2$	β_3	66,95	10,80
$K - M_3$	β_1	67,24	20,80
$K - M_4$	$\beta_{5/1}$	67,65	0,23
$K - M_5$	$\beta_{5/2}$	67,72	0,29
$K - N_2$	$\beta_{2/1}$	69,03	2,45
$K - N_3$	$\beta_{2/2}$	69,10	4,77
$K - N_{4,5}$	$\beta_{4/1,4/2}$	69,28	0,13
$K - O_{2,3}$	$\beta_{2/3,2/4}$	69,48	1,07

2.2.2 Espectro Contínuo (Bremsstrahlung)

Como já foi citado, fótons X (não fluorescentes) são produzidos quando um elétron com alta energia cinética (T) é desacelerado ao penetrar num material de número atômico Z . Quanto maiores os valores de T e Z , maior será a produção de radiação em comparação ao calor liberado no processo. Por esse motivo, o tungstênio é o material mais usado, não só pelo número atômico, mas também pelo seu alto ponto de fusão [10]. Como exemplo, pode-se citar que um feixe de elétrons de 100 keV incidindo num alvo de tungstênio tem 1% da sua energia transformada em radiação bremsstrahlung. O restante é gasto em interações colisionais, das quais 1% produz fluorescência e o resto, calor.

O formato da parte contínua de um espectro de raios X pode ser entendido considerando-se inicialmente o espectro gerado por um feixe de elétrons de energia T_0 incidente sobre um alvo fino de tungstênio (considera-se que cada elétron pode sofrer no máximo uma interação), Figura 8A. Observa-se que o número de fótons emitidos na energia $h\nu$ é o dobro do número de fótons emitidos na energia $2h\nu$, uma vez que a intensidade do espectro é constante em todo o intervalo de energia (0 a $h\nu_{\max}$, onde o limite superior corresponde à energia máxima, T_0 , dos elétrons incidentes).

O comportamento acima pode ser interpretado intuitivamente, com base no parâmetro de impacto (b) (distância entre o núcleo do átomo e a trajetória do elétron) clássico. Se $b = 0$, o elétron colide diretamente com o núcleo, fornecendo toda a sua energia (T_0) para o fóton de energia máxima. Quando b cresce, a área do anel de raio b e largura db cresce proporcionalmente ($A = 2\pi b db$), assim como o número de fótons gerados nesse anel. Portanto, a energia dos fótons gerados deve diminuir com o aumento de b . Para se obter o espectro da Figura 8A, considera-se que $h\nu \propto 1/b$.

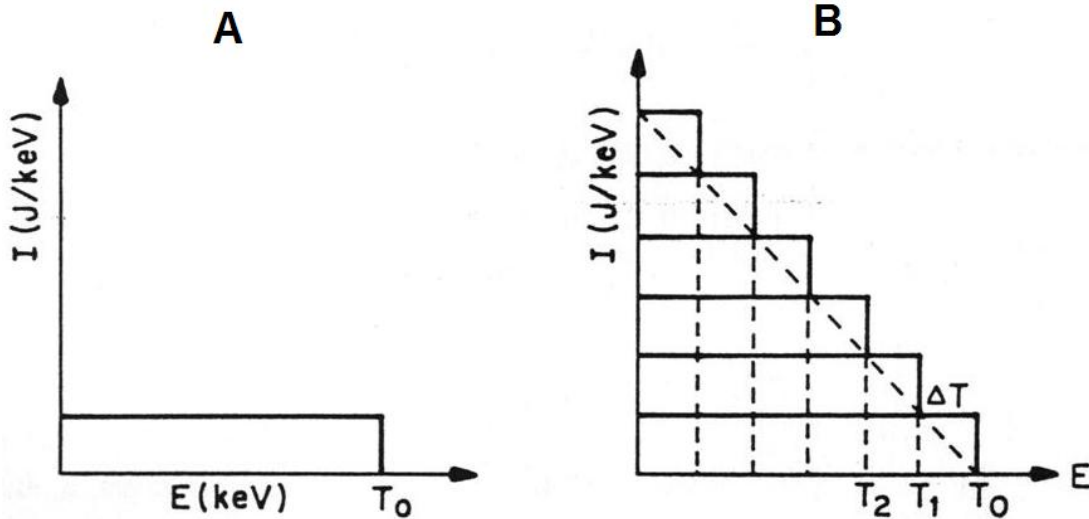


Figura 8 – (A) Espectro de raios X teórico produzido em um alvo fino por elétrons de energia máxima T_0 ; (B) Espectro teórico extrapolado para um alvo de espessura real [10]

Imaginando que o alvo tenha uma espessura real, cada elétron poderá sofrer mais de uma interação. Dividindo a espessura do alvo em várias folhas finas (como no caso anterior), pode-se considerar que ao passar pela primeira folha, o elétron produz o espectro mostrado na Figura 5A, tendo sua energia reduzida a T_1 ($T_1 = T_0 - \Delta T$). Ao passar pela segunda folha, o elétron produzirá um espectro do mesmo tipo, mas com uma nova energia máxima (T_1), restando-lhe energia T_2 . Do mesmo modo, o elétron prossegue passando por todas as folhas, produzindo o espectro total, mostrado na Figura 5B. À medida que ΔT diminui, o espectro se aproxima de uma linha reta. Logicamente, esse comportamento é apenas aproximado, além do fato de não estar considerando a filtração inerente do tubo (óleo, vidro, etc.), o que, na prática, é impossível de se conseguir. Para se aproximar mais do real, o espectro teórico deve ser atenuado pelos materiais citados acima e por possíveis filtros adicionais existentes. Como os coeficientes de atenuação (μ) de qualquer material são muito maiores a baixas energias, tem-se uma maior atenuação na parte inferior do espectro, de onde se obtém o espectro típico mostrado na Figura 7.

2.2.3 Atenuação Exponencial – Utilização de Filtros

Considere um feixe paralelo e monoenergético contendo N fótons X , incidindo perpendicularmente sobre um material de espessura infinitesimal (dL). Seja dN o número de fótons absorvidos pelo material. Intuitivamente pode-se dizer que:

$$dN = -\mu N dL \quad (3)$$

onde μ foi introduzido como uma constante de proporcionalidade entre dN e $N.dl$. O sinal negativo aparece, pois dN é negativo, por definição ($dN = N_L - N$, onde N_L é o número de fótons transmitidos através da espessura dL) [10].

Analisando a expressão anterior, conclui-se que a quantidade μ é a probabilidade de que um fóton (ou partícula não carregada, em geral) sofra uma interação por unidade de espessura do material. Denominamo-la coeficiente de atenuação linear do material na energia em questão.

Em casos reais, como a espessura não é infinitesimal, deve-se integrar a eq. (3) de 0 a L (espessura do material) e de N_0 (número de fótons incidentes) a N_L (número de fótons transmitidos). Assim:

$$N_L = N_0 e^{-\mu L} \quad (4)$$

A lei de atenuação exponencial escrita acima é válida, ou para casos ideais em que não há espalhamento nem produção de radiação secundária (cada fóton, ou é absorvido numa única interação, ou passa pelo material sem sofrer mudança em energia e direção), ou quando há espalhamento e radiação secundária, que, porém, não são computados em N_L .

Dividindo μ pela densidade do material (ρ), obtém-se o coeficiente de atenuação por massa (cm^2/g).

Considerando que há diversos processos de interação da radiação com a matéria, cada um contendo um coeficiente de atenuação parcial (μ_i), pode-se escrever o coeficiente de atenuação total como sendo a soma das contribuições parciais ($\mu = \sum_i \mu_i$).

O número de interações ocorridas devido a todos os processos de interações é dado por:

$$\Delta N = N_0 (1 - e^{-\mu L}) \quad (5)$$

O número de interações devido a um único processo (i) é obtido multiplicando-se ΔN pela fração μ_i / μ .

Como já foi mencionado anteriormente, a lei de atenuação exponencial não leva em conta os fótons espalhados e secundários. No entanto, nos processos de interação da radiação com a matéria, ocorrem espalhamento e produção de radiação secundária (carregada ou não). A radiação secundária carregada, que não deve ser computada em N_L , geralmente é absorvida pelo próprio material, por ser menos penetrante. A fração que atravessa o material deve ser evitada por blindagem colocada antes do detector. A radiação espalhada e secundária não carregada pode atingir o detector, mas não deve ser computada em N_L . Nesse caso, tem-se a

geometria de feixe largo, porém a atenuação de feixe estreito, sendo válida a eq. (4). A atenuação de feixe estreito é obtida pela discriminação (através de energia, direção, penetração, etc.) da radiação espalhada e secundária, que, mesmo atingindo o detector, não é computada, ou pela geometria de feixe estreito (Figura 9) que impede a radiação espalhada e secundária de atingir o detector. O detector (D) é posicionado a uma distância d , do material atenuador (A), suficiente para impedir que a radiação espalhada e secundária (S) o atinja, ou que, pelo menos, chegue com uma intensidade desprezível em comparação com a radiação primária. O feixe (F) deve ser largo o suficiente para cobrir o detector uniformemente. A fonte de radiação deve estar distante do material atenuador para se ter uma incidência quase perpendicular, e, conseqüentemente, o feixe primário praticamente não depender da distância (as radiações espalhada e secundária decaem com o inverso do quadrado da distância). A blindagem auxiliar (B) deve ser colocada se a blindagem (C) apresentar vazamento de radiação [10].

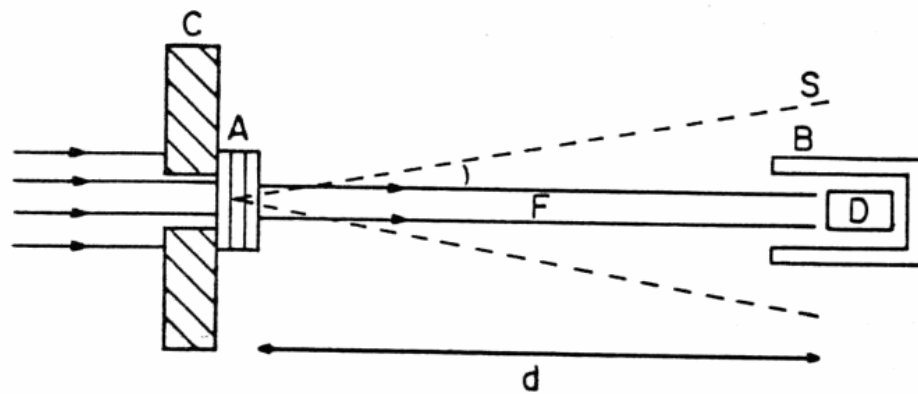


Figura 9 – Ilustração da geometria de feixe estreito [10]

Até agora se considerou somente radiação monoenergética. No entanto, sabe-se que um feixe de raios X é emitido sob a forma de um espectro em função da energia. Por isso a eq. (4) deve ser escrita de tal forma que fiquem claras as dependências das grandezas utilizadas:

$$N_L(E) = N_0(E)e^{-\mu(E,Z)L} \quad (6)$$

onde as intensidades incidente (N_0) e transmitida (N_L) dependem da energia e o coeficiente de atenuação linear depende da energia e do número atômico do material absorvedor.

Uma grandeza que é muito utilizada em Física das Radiações é chamada de camada semi-redutora (CSR) que, por definição, é a espessura de um material qualquer que reduz a intensidade do feixe incidente à metade ($N_L = N_0/2$) [10]. Pela lei de atenuação exponencial, obtém-se:

$$CSR = \frac{\ln(2)}{\mu_{ef}} \quad (7)$$

Medidas experimentais da CSR permitem obter, através da equação acima, o coeficiente de atenuação efetivo (μ_{ef}) e a energia efetiva de um espectro de raios X, através de uma tabela de μ em função da energia para o material em questão.

Como o conhecimento do comportamento dos coeficientes de atenuação de diversos materiais em função da energia, iniciou-se a análise de materiais que, se colocados na saída de uma fonte de raios X, modificassem a forma do espectro. Esses materiais possuem a propriedade de remover preferencialmente certas partes do espectro, por isso recebem a denominação de filtros de raios X. Materiais que possuem sua energia de absorção das camadas eletrônicas *K* ou *L* na região onde o espectro não é nulo, são denominados filtros convencionais. A Figura 10 mostra claramente a diferença que existe entre filtros convencionais e com “K-edge”. Um espectro incidente de 80kVp (curva a) foi filtrado por 2.0 mm de alumínio (curva b) e por 0.25 mm de gadolínio (curva c). O alumínio comporta-se como filtro convencional, atenuando o espectro somente na região de mais baixa energia. O gadolínio comporta-se como filtro com “K-edge”, atenuando o espectro não somente nas baixas energias, como também na região de energia acima do valor de seu “K-edge” (50.2 keV). Os comportamentos apresentados foram a base das pesquisas de materiais usados como filtros de raios X, onde uma das tentativas era de se obter um espectro aproximadamente monoenergético.

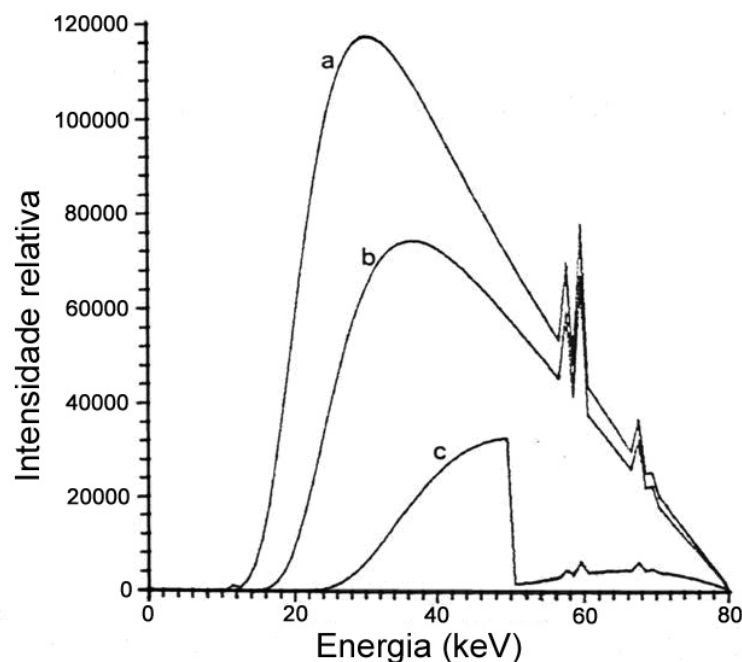


Figura 10 – (a) Espectro incidente de 80 kVp; (b) filtrado por 2.0 mm de alumínio; (c) filtrado por 0.25 mm gadolínio [10]

2.3 Programa de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico

O PCQ é um conjunto de ações sistemáticas e planejadas que visa garantir a confiabilidade quanto ao funcionamento de uma estrutura, sistema, componentes ou procedimentos de um serviço de radiologia, de acordo com um padrão aprovado. Em radiodiagnóstico, estas ações devem resultar na produção continuada de imagens de alta qualidade e com mínimo de exposição para os pacientes, trabalhador e meio ambiente [3]. Na implementação de um PCQ em equipamentos de radiologia médica e odontológica, o método de avaliação de desempenho do equipamento requer definição, descrição e periodicidade dos testes, considerando também as regulamentações vigentes no país [11].

Um dos objetivos do PCQ é a contenção dos custos de operação de um departamento de radiologia diagnóstica. O custo do radiodiagnóstico perfaz de 6 a 10% do custo total da assistência médica em vários países da Europa e dos Estados Unidos [11]. Não existem dados disponíveis para países da África, Ásia e América Latina, mas nestes países a maior parte dos custos de operação é representada pelo preço do equipamento, filmes e produtos químicos que atingem até 70% do custo total [11]. Entretanto, nos países industrializados esses itens representam somente 25 ou 30% do total dos custos. No Brasil, um estudo sobre controle de qualidade de imagem realizado em um serviço de radiodiagnóstico de um hospital de grande porte mostrou que é possível reduzir os custos em 26% mediante a aplicação de um PCQ [12].

A redução da exposição é uma das conseqüências positivas da aplicação de um PCQ. A exposição no paciente é reduzida em função de pelo menos três fatores:

- a) redução da taxa de repetições de exames;
- b) colimação apropriada do feixe;
- c) qualidade apropriada do feixe.

Se um PCQ é aplicado, pode ser esperada uma redução na exposição do paciente de 20 a 30%, conforme a Tabela 3.

Tabela 3 – Equivalente de Dose Efetivo Coletivo (homem.Sievert/10⁶ de população) em radiologia diagnóstica em vários países

País	Ano	Dose Inicial (Homem.Sievert)	Dose após Controle de Qualidade (25% de Redução) (Homem.Sievert)
Austrália	1970	332	249,0
Finlândia	1975	1114	835,5
Japão	1979	1314	985,5
Polônia	1976	511	383,3
Romênia	1977	665	498,8
Suécia	1977	452	339,0
Inglaterra	1977	276	207,0

Fonte: UNSCEAR - *Medical Exposure - Anexo G*, Vienna, 31^a, 15-26 março de 1982

2.3.1 Qualidade da Imagem

Um filme de raios X, já exposto e processado, apresenta regiões com densidades ópticas distintas. O contraste radiográfico entre duas áreas de uma radiografia é a diferença das densidades ópticas entre as duas áreas. Fundamentalmente, as imagens de duas regiões que tenham absorções diferenciadas dos raios X podem ser diferenciadas na radiografia somente por causa do contraste entre elas. O contraste radiográfico depende do contraste do objeto e do contraste do filme.

O contraste do objeto é a razão da intensidade dos raios X transmitidos por duas regiões quaisquer selecionadas do objeto. O contraste do objeto depende da natureza do objeto (densidade, número atômico e espessura), da qualidade da radiação utilizada e da radiação espalhada, mas independe do mAs, da distância, da curva característica do filme ou das condições de processamento.

O contraste do filme refere-se à inclinação da curva característica do filme (Curva H&D). Ele depende do tipo de filme, das condições de processamento, da qualidade da radiação e do tipo de tela intensificadora utilizada.

Através da Figura 11, observa-se que cada região da curva característica tem uma inclinação diferente. Estas inclinações têm uma íntima relação com a visibilidade de detalhes em uma radiografia (a cada região distinta da curva está associado um contraste). Por exemplo, um objeto que apresenta duas regiões que diferem levemente em espessura irá transmitir uma pequena diferença em exposição para o filme. Existirá, então, uma certa razão entre essas duas exposições. Esta razão, e então o logaritmo da diferença dessas exposições,

permanecerá fixa se a quilovoltagem permanecer constante. A diferença em densidade óptica, correspondente a essas duas exposições, irá depender somente da região da curva característica que essas exposições interceptam. Se for na região inferior ou superior da curva, o intervalo de densidade será menor em comparação com a região central.

Existe uma grandeza útil que indica as propriedades do contraste do filme de raios X. Essa grandeza é chamada gradiente médio (G_M) e é definida como a inclinação de uma linha que intercepta dois pontos de específica densidade na curva característica. Em particular, as densidades ópticas especificadas entre as quais a linha é traçada, deverão ser um máximo e um mínimo de densidades úteis sob condições práticas. O gradiente médio, então, irá indicar as propriedades de contraste de um filme radiográfico num intervalo útil de densidades. Para um dado filme e técnicas de processamento, o gradiente médio irá, de fato, depender do intervalo de densidades ópticas escolhido. Para filmes de raios X médico o intervalo de densidades utilizado é de 0,25 a 2,00 acima da base + “fog”. Assim, o gradiente médio é definido por:

$$G_M = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1}, \quad (8)$$

onde o numerador representa o intervalo de densidade óptica útil e vale 1,75;

E_1 é a exposição correspondente a densidade óptica de $D_1 = 0,25$;

E_2 é a exposição correspondente a densidade óptica de $D_2 = 2,00$.

Outro valor que pode, também, ser obtido da curva característica é a velocidade, ou sensibilidade, do filme. A velocidade (V) do filme de raios X é indicada pela localização da curva ao longo do eixo das exposições, e é usualmente definida como o inverso da exposição necessária para causar uma densidade óptica de 1,00 acima da base+ “fog” no filme.

As exposições, nas quais os valores de velocidade são baseados, podem ser dadas em unidades absolutas, como por exemplo, a energia total de luz em termos de Joule por metro quadrado. Em aplicações práticas com filmes de raios X, contudo, é mais conveniente, e igualmente útil, trabalhar com velocidades relativas [13]. Desta maneira, velocidades são expressas em termos da velocidade de um dado filme, cuja velocidade relativa é tomada como 100. A escolha de qual filme deve assumir a velocidade de 100 é puramente arbitrária. Assim, a velocidade de um filme de raios X é definida por:

$$V = \frac{1}{E} \quad (9)$$

A Figura 11 mostra a curva característica de dois filmes hipotéticos. O filme A possui um valor de contraste (gradiente médio) superior ao do filme B. Portanto, o filme A irá diferenciar mais acentuadamente pequenas diferenças de transmissão de raios X entre as estruturas do paciente do que o filme B. Entretanto, o filme B irá cobrir um intervalo maior de intensidades de raios X do que o filme A, isto é, o filme B tem uma maior latitude.

Utilizando-se um filme com as características do filme B deste exemplo, para um particular valor de kVp, pode-se obter radiografias utilizando-se um intervalo mais largo de valores de mAs (mR) que um filme tipo A, porque o filme B tem uma maior latitude. Entretanto, nenhuma radiografia utilizando o filme B irá apresentar mais detalhes do que uma utilizando o filme A, porque o filme A apresenta maior contraste [13].

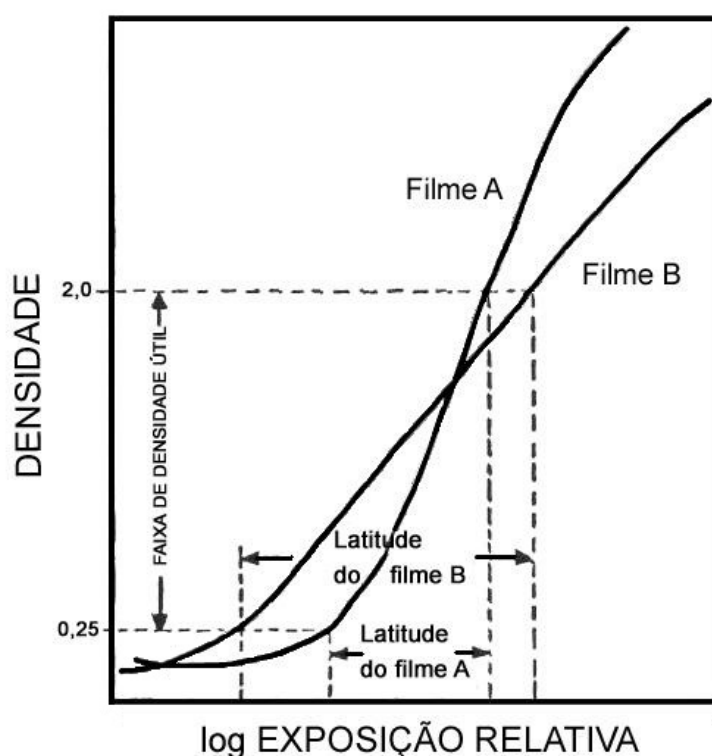


Figura 11 – Curva característica de dois filmes hipotéticos [13]

Pelo que foi exposto acima, quanto maior o contraste do filme maior é o poder que ele possui de amplificar o contraste do objeto. Como o contraste do objeto aumenta com a diminuição do valor da energia do feixe de raios X, uma forma de aumentar esta amplificação é diminuindo a quilovoltagem de pico (energia) do feixe de raios X. Para um mesmo filme e um mesmo objeto, a Figura 12 ilustra esta situação onde a imagem na Figura 12A foi obtida utilizando-se uma energia mais baixa que a imagem na Figura 12B. Na imagem da Figura 12A observam-se mais detalhes em relação à imagem da Figura 12B. Também se observa que os contornos da imagem das estruturas ósseas estão mais bem definidos na imagem da Figura

12A em relação à imagem da Figura 12B. Isto ocorreu devido ao borramento provocado pelo efeito Compton que predominou na imagem obtida com a kVp de valor mais elevado.

Nem sempre é conveniente obter-se imagens radiográficas com baixo valor de kVp. No caso em que as estruturas anatômicas de interesse possuem um valor bem diferenciado de contraste, por exemplo, osso e tecido mole, o uso de um baixo valor de kVp produzirá uma imagem com contraste radiográfico muito alto que impedirá a visualização simultânea dos tecidos moles e ósseos (Figura 13A). Aumentando-se a energia do feixe de raios X (kVp) diminui-se o valor do contraste do objeto e do contraste radiográfico, portanto, melhora a visualização dos tecidos ósseo e mole (Figura 13B).

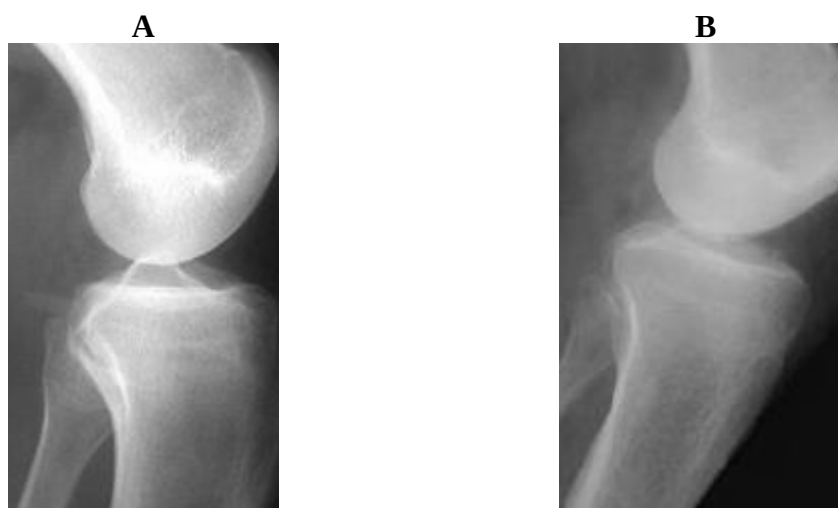


Figura 12 – (A) Um baixo valor de kVp permite uma melhor visibilidade das estruturas ósseas e seus contornos; (B) Um alto valor de kVp aumenta a radiação espalhada, reduzindo o contraste radiográfico e produzindo uma indefinição da imagem das bordas das estruturas ósseas

Pelo que foi exposto acima, em radiologia convencional, tanto o contraste do objeto quanto o contraste do filme dependem da energia do feixe de raios X [14]. Assim, a qualidade da imagem final também depende deste parâmetro. Por estes motivos é importante incluir a kVp nos procedimentos de padronização dos fatores que influenciam a qualidade da imagem. Recentemente, foi desenvolvido um trabalho que permitiu a padronização das imagens radiológicas no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, USP (HCFMRP) que considerou a kVp como um fator de grande relevância na qualidade das imagens radiológicas [15,16].

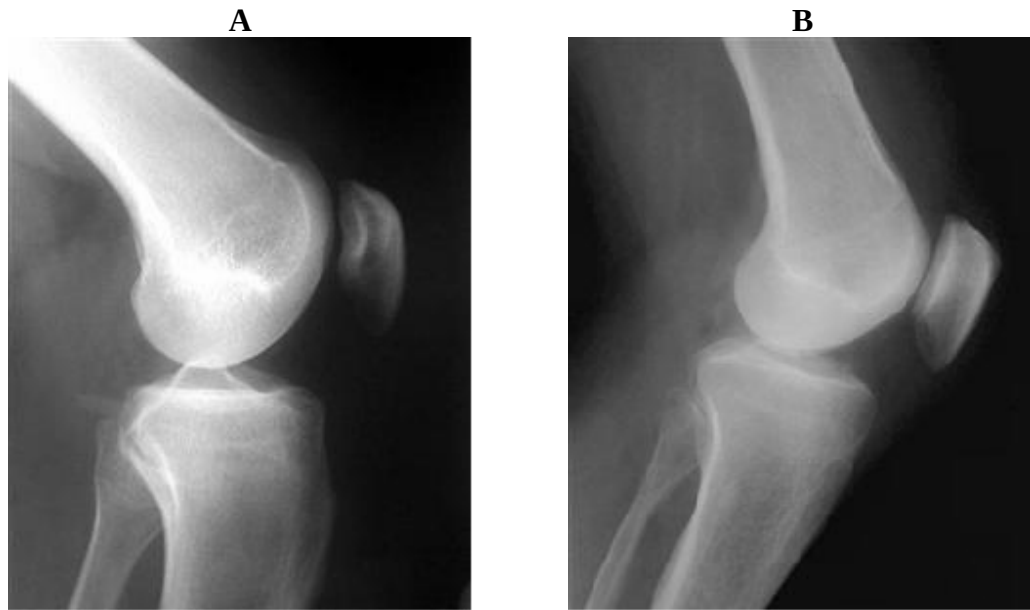


Figura 13 – (A) O valor de kVp utilizado foi muito baixo, os raios X não puderam passar pelo conjunto femural, o contorno do osso trabecular não pode ser visto. O contraste é muito alto para demonstrar todos os tecidos moles; (B) O valor de kVp foi aumentado, com isso todos os ossos e tecidos moles puderam ser vistos com mais clareza

A qualidade da imagem radiográfica pode ser definida como a habilidade de um filme registrar cada ponto de um objeto com um ponto no filme [17]. Em radiologia, essa reprodução “ponto-a-ponto” jamais foi conseguida.

A qualidade da imagem pode ser definida pelos seguintes aspectos [18]:

- a) ruído radiográfico;
- b) definição;
- c) resolução.

Uma radiografia obtida através de uma combinação tela-filme exposta a uma dose uniforme de radiação que resulte numa intensidade óptica entre 0,5 e 1,0 exibe como irregularidade um ruído na textura. A essa irregularidade na textura da imagem é chamada de ruído radiográfico [19]. Sturn e Morgan [20] sugeriram que semelhante efeito poderia ser devido a uma flutuação estatística no número de fótons de raios X por unidade de área. Rossmann [21] demonstrou que o ruído radiográfico é uma combinação de várias componentes: ruído estrutural, resultado de irregularidades na estrutura da tela; ruído quântico, resultado da flutuação estatística na distribuição espacial do número de fótons na imagem de raios X. A combinação do ruído quântico e do ruído estrutural é chamada de ruído da tela. A Granulosidade do filme é resultado do acúmulo de partículas no filme processado. Dentre estas três componentes, o ruído quântico é o que tem maior contribuição no ruído radiográfico [17].

Com o auxílio da Figura 14 as definições de ruído radiográfico, definição e resolução ficarão mais claras.

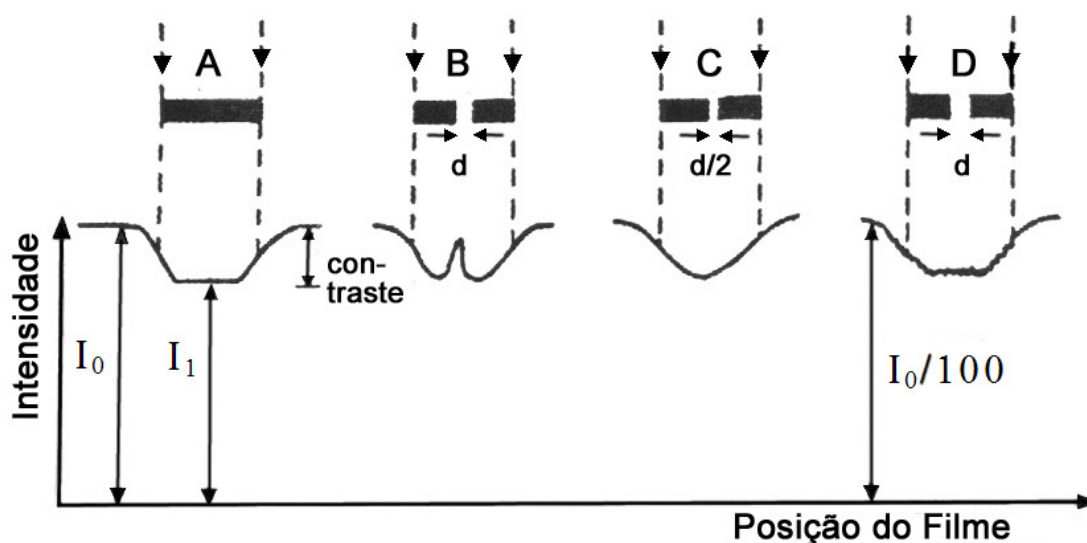


Figura 14 – Esquema ilustrativo dos parâmetros utilizados para descrever a qualidade da imagem [11]

No caso “A”, tem-se um objeto com bordas bem definidas, porém, a sua imagem apresenta bordas indefinidas. A indefinição surge, principalmente, devido ao tamanho do ponto focal, geometria das bordas do objeto (I não acompanha a divergência do campo) e outros fatores intrínsecos ao sistema tela-filme.

No caso “B”, têm-se dois objetos separados por uma distância d , cuja imagem aparece indefinida. No entanto, como é possível distinguir a existência dos dois objetos, diz-se que a imagem é resolvida. À medida que os dois objetos se aproximam, a imagem passa a ser não resolvida, ou seja, não é possível mais identificar a presença dos dois objetos, mas sim de um único (Figura 14C). Costuma-se quantificar a resolução por pares de linha (p. l) por milímetro. Por exemplo, 2,0 p.l/mm significa que dois objetos separados por uma distância de 2,0 mm, ou mais, são resolvidos. A resolução depende ainda da atenuação do objeto em questão.

No caso “D”, é visto que uma redução na intensidade do feixe incidente produz uma imagem não resolvida dos mesmos objetos apresentados no caso “B”. Isto ocorre devido à presença do ruído que, apesar de menor no caso “D”, em valor absoluto, é maior em relação à amplitude do sinal uma vez que esta é 100 vezes menor em relação ao caso “B”. O que ocorre é que, durante a exposição, o filme é bombardeado por fótons individuais, que formam um padrão de imagem como se fossem pingos de chuva. À medida que a intensidade aumenta, o padrão deixa de ser discreto, passando a ser contínuo (correspondendo ao chão inteiramente molhado, depois de algum tempo de chuva ininterrupta) [10]. Da física estatística, sabe-se que

tendo-se N contagens por dado tempo, o ruído, ou erro estatístico, vale $N^{1/2}$. A relação sinal-ruído fica, então, é dada por $N^{-1/2}$. No exemplo da Figura 14D, a intensidade do feixe foi reduzida de 100, resultando numa relação sinal ruído 10 vezes menor, em relação aos casos A, B e C. No entanto, a relação sinal ruído também foi reduzida de um fator de 10, resultando na imagem ruidosa e não resolvida vista na Figura 14D.

A rigor, uma explicação mais detalhada destas grandezas pode ser feita usando-se o formalismo matemático da Função Transferência de Modulação (MTF), que foge do interesse deste trabalho. Um tratamento mais rigoroso sobre a imagem é dado por Dainty (1960).

Atualmente, uma série de métodos é utilizada com o intuito de dar a avaliação da qualidade da imagem um caráter mais objetivo [11]. Eles incluem:

- 1) a impressão do radiologista: representa a avaliação da qualidade da imagem feita pelo radiologista. Este método é amplamente usado para a comparação de sistemas tela/filme, técnicas de redução da radiação espalhada, etc.;
- 2) visibilidade de marcas anatômicas: este é um método objetivo baseado na avaliação da visibilidade de marcas anatômicas predefinidas em imagens selecionadas para estudo. Como exemplo, uma radiografia de osso será considerada de boa qualidade se a estrutura do osso é vista claramente na radiografia. As marcas anatômicas são selecionadas considerando-se que sua visibilidade levará a detecção de lesões de interesse;
- 3) características de operação do receptor: representa uma abordagem mais objetiva na avaliação da habilidade de um ou mais observadores detectarem um sinal e, desta forma, permite o estabelecimento de um nível de confiança para a decisão do observador se o sinal está presente ou não. Para a elaboração de uma curva característica de operação do receptor (curva ROC) é necessário uma amostra estatisticamente significativa e os resultados são específicos para o sistema avaliado;
- 4) objetos de testes (simuladores): são usados dois tipos de objetos de teste na avaliação da qualidade de imagem [16]:
 - (a) simuladores antropomórficos: simuladores que tendem a reproduzir a aparência radiográfica de uma determinada região do corpo humano. Isto permite uma avaliação da imagem baseada em marcas anatômicas, evitando o problema ético da irradiação de seres humanos. Eles também evitam problemas relativos a variações anatômicas, movimento voluntário ou involuntário do paciente.

(b) simuladores físicos: objetos de teste de complexidade variável, que permitem a avaliação de um ou mais parâmetros que influenciam a qualidade da imagem e/ou detectar falhas do desempenho do aparelho de raios X. Uma grande variedade de simuladores físicos são continuamente projetados para vários propósitos. As principais aplicações de simuladores *físicos* são:

- I) indicação da faixa de visualização de densidade ótica com os degraus de filtros;
- II) avaliação da resolução de baixo e alto contraste, através de uma malha de material radio-opaco ou de um arranjo de orifícios, esferas plásticas, discos de material de baixo contraste, etc..

É difícil avaliar o impacto de melhoria da qualidade da imagem na assistência médica e na economia hospitalar tendo em vista que é um assunto complexo. Entretanto, se imagens radiológicas são produzidas com melhor qualidade, as seguintes conseqüências podem ser esperadas [12]:

- 1) a descoberta de doenças em estágios iniciais, assim como as lesões óbvias serão detectadas com um maior grau de confiança;
- 2) diagnóstico mais preciso com a redução de fatores tais como movimento, má colimação, além de outros.
- 3) melhor acompanhamento de pacientes que necessitam a confirmação da evolução da doença, complicações e processos de cura.

2.3.2 Etapas e Critérios do Programa de Controle de Qualidade

Um PCQ é definido como um esforço organizado com o objetivo de assegurar que o produto de um *serviço* seja de qualidade [11]. Essa definição geral pode ser aplicada ao radiodiagnóstico, onde um PCQ deve maximizar a probabilidade de que as imagens obtidas fornecerão informações diagnósticas adequadamente consistentes com um mínimo possível de custos e exposição dos pacientes. Ao mesmo tempo em que o Serviço de Radiodiagnóstico é planejado, o PCQ deve ser elaborado, seguindo as seguintes fases de desenvolvimento [11, 4, 1]:

- 1) testes de aceitação: esta é uma etapa compulsória após a instalação de equipamento novo de modo a verificar o desempenho do aparelho em relação a determinados parâmetros;
- 2) testes de rotina: esta é a parte importante e essencial do PCQ e deve incluir: (a)

critérios de qualidade de imagem: definidos pelo próprio serviço ou com a ajuda de um especialista, (b) definição de todos os parâmetros essenciais a serem monitorados - isto diferirá de um serviço para outro, mas devem ser considerados o desempenho do gerador de raios X e dispositivo de limitação do feixe (colimador), os receptores de imagem: filmes, cassetes, intensificadores de imagem, grades, câmara escura e equipamento processador e negatoscópio;

- 3) avaliação dos resultados em testes de rotina: isto é necessário de modo a se aplicar às medidas corretivas necessárias e a manutenção preventiva.
- 4) registros de dados: deverão ser obtidos registros das pessoas responsáveis pela monitoração do controle de qualidade e manutenção, parâmetros a serem monitorados e suas frequências, padrões e critérios para qualidade de imagem, técnicas usadas na monitoração dos vários parâmetros, resultados da monitoração e suas avaliações e descrição das medidas corretivas a serem aplicadas.

A frequência da monitoração da rotina deve ser estabelecida, assim como as técnicas a serem utilizadas. Devem ser determinados os parâmetros que serão monitorados pela equipe do serviço e a necessidade de pessoal com experiência para a realização das tarefas pertinentes a execução do PCQ.

2.4 Sistemas de Determinação da kVp

2.4.1 Sistema Mecânico

Em 1966, Stanton [22] sugeriu um sistema simples para a determinação da kVp em aparelhos de raios X médico. Este sistema foi chamado de Cunha de Stanton e consiste de uma caixa de material plástico contendo um paralelepípedo de polietileno de 3,8 cm x 1,5 cm x 22 cm (Figura 15). A lateral interna do bloco é recoberta com uma folha de chumbo de 0,5 mm para impedir que a radiação espalhada do bloco atinja a cunha de cobre (colocada paralelamente ao bloco). Esta cunha de cobre é composta de 12 degraus, cada um com 1 cm² de área e 0,06 cm de espessura. Sob o bloco e a cunha de cobre encontra-se uma folha de chumbo de 3 mm de espessura que contém duas colunas de doze orifícios cada um com 8 mm de diâmetro. Uma fileira de furos fica sob o bloco de polietileno e a outra sob a cunha de cobre, onde cada furo é centrado sob cada um dos degraus da cunha. Para tornar o dispositivo menos sensível a variação de energia e aos efeitos de forma de onda dos aparelhos de raios X, utiliza-se uma placa de cobre de aproximadamente 1 mm de espessura para filtrar os raios X.

Em 1968, Ardran e Crooks propuseram uma melhoria no modelo de Stanton através da limitação da área de exposição [23]. Após esta melhoria, observou-se que foi possível a realização de medidas com uma incerteza menor que 2% [5].



Figura 15 – Cunha de Stanton [5,27]¹

Em 1985, Ghilardi Netto desenvolveu um novo modelo de cunha utilizando filmes odontológicos, eliminando assim a utilização de cassete com tela intensificadora, tornando o dispositivo independente do filme utilizado nas determinações da kVp. Este novo modelo foi chamado de Cunha de Cameron [24] (Figura 16).

De um modo geral, a Cunha de Cameron é o mesmo modelo da de Stanton. Entretanto, a cunha de cobre, no modelo de Cameron, conta com apenas dez degraus de 0,04 mm de espessura. Em virtude disto, a folha de chumbo de 2 mm de espessura contém duas fileiras de dez orifícios de 3 mm de diâmetro cada um, onde cada orifício corresponde a um degrau na cunha de cobre. Além disto, o dispositivo conta com uma abertura apropriada para receber o filme, como é mostrado na Figura 16.

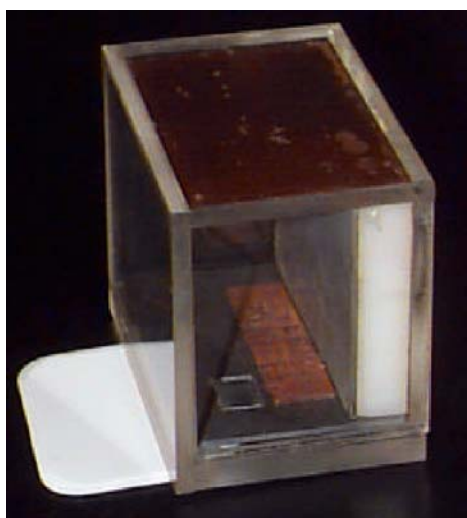


Figura 16 – Cunha de Cameron [24]²

¹ A Cunha de Stanton é fabricada pela MRA – Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.

² A Cunha de Cameron é fabricada pela MRA – Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.

Os dois aparelhos baseiam-se no princípio da diferença do número atômico médio de dois materiais, onde a absorção de raios X é diferenciada de acordo com o valor de kV utilizado. Nos dois métodos é necessária a utilização de um material absorvedor de referência. O polietileno tem excelentes características para esta aplicação por causa do seu baixo número atômico, da sua uniformidade, do seu baixo custo e da sua disponibilidade comercial.

Para determinar a kVp utilizando-se a cunha de Stanton, coloca-se o dispositivo sobre um cassete para raios X convencional, contendo uma folha nova de filme, e então uma exposição apropriada é feita para o valor de kVp que se deseja determinar. O filme deve ser processado (Figura 17A) e um densitômetro deve ser utilizado para determinar em qual degrau o valor da densidade óptica se iguala àquele produzido abaixo do bloco de polietileno.

Na cunha de Cameron, atendendo às necessidades de calibração, o conjunto deve ser exposto a um feixe com uma técnica apropriada para a quilovoltagem nominal que se deseja avaliar. Utilizando o mesmo procedimento da cunha de Stanton, o filme é processado, Figura 17B, e com o auxílio de um densitômetro obtém-se a densidade coincidente para um determinado degrau.

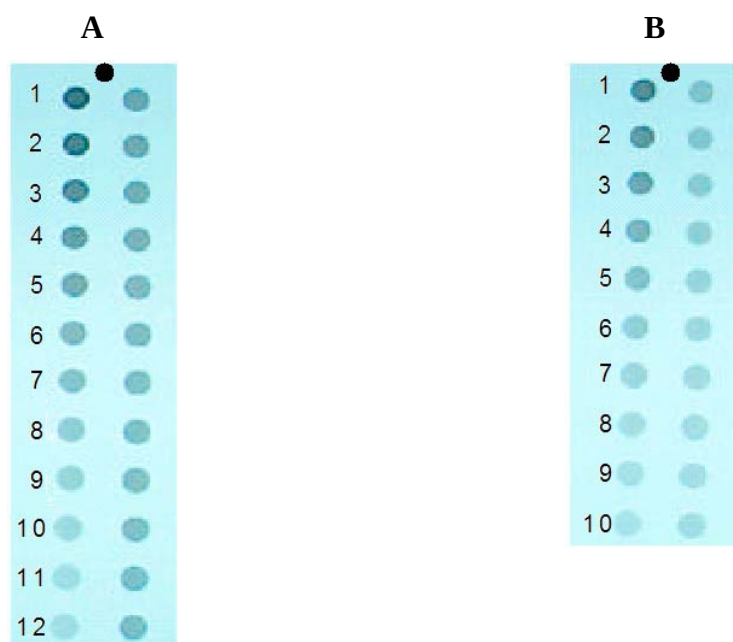


Figura 17 – (A) Filme típico da cunha de Stanton; (B) Filme típico da cunha de Cameron [25]

Para os dois casos, após a obtenção das densidades mais próximas da igualdade contam-se os degraus de cima para baixo até se chegar à linha em que as densidades são iguais. A densidade óptica (DO) na primeira coluna desta linha é adotada como referência. Para encontrar o degrau igualdade, utiliza-se a seguinte equação:

$$\text{Degrau igualdade} = \text{Linha de referência} - \frac{DO_{\text{degrau}} - \frac{DO_{\text{referência do degrau}} + DO_{\text{referência da linha seguinte}}}{2}}{DO_{\text{degrau}} - DO_{\text{degrau da linha seguinte}}}$$

(10)

Após o cálculo do valor do degrau igualdade, relaciona-se este valor ao kVp através de um gráfico do potencial de pico em função do degrau igualdade (Figura 18 e Figura 19).

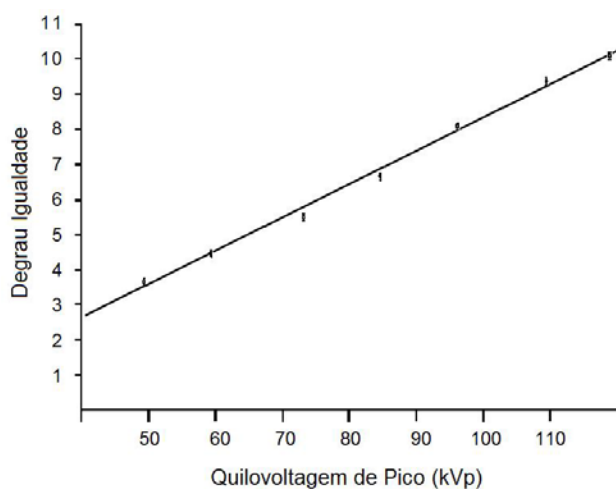


Figura 18 – Relação entre o degrau igualdade e a kVp para a cunha de Stanton [25]

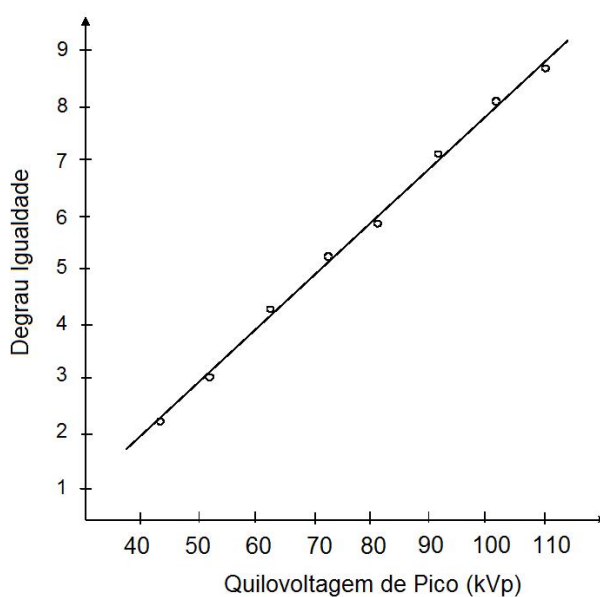
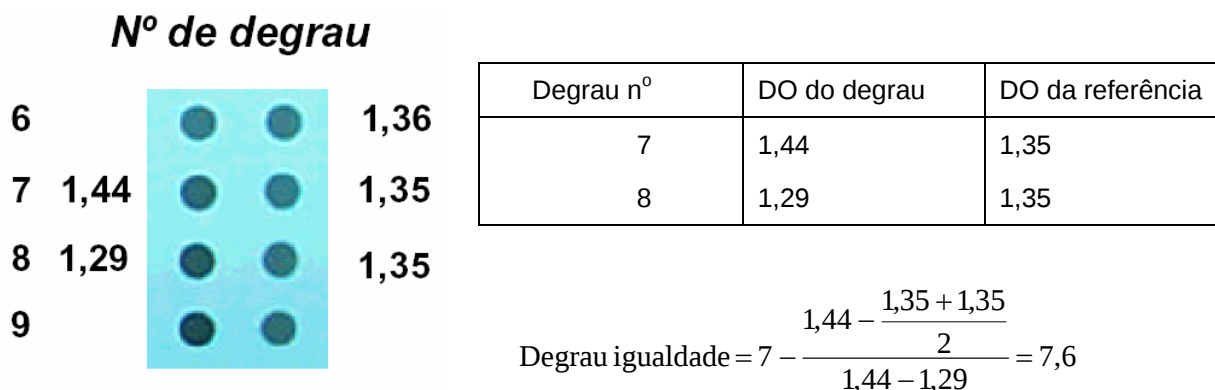


Figura 19 – Relação entre o degrau igualdade e a kVp para a cunha de Cameron [25]

Exemplo de determinação utilizando-se a cunha de Stanton [25]:



Olhando na Figura 18 determinamos o valor de aproximadamente 90 kVp.

2.4.2 Sistemas Digitais

Em 1989, foi proposta a substituição do cassete/filme por fotodiodos, surgindo assim os sistemas digitais para a determinação da kVp. Nesta metodologia, o valor da kVp é determinada com base na absorção diferenciada dos raios X através do uso de dois conjuntos de filtros [26,27]. Os sistemas digitais, através de conversores análogo-digitais, fazem a conversão do sinal elétrico, gerado pela interação dos fótons de raios X com o material dos fotodiodos, em números digitais. Esses números são analisados por uma unidade de processamento de dados e o valor de kVp medido é mostrado, em tempo real, em um visor.

Se um feixe de raios X atravessar um filtro de cobre, por exemplo, de uma certa espessura, a kVp pode ser determinada pela equação:

$$kVp = \left[\frac{(C_1 \cdot \Delta X)}{\log R} \right] \cdot \frac{1}{C_2}, [27] \quad (11)$$

onde ΔX é a diferença na espessura dos filtros e R é a relação de dois sinais elétricos gerados pelos detectores. Os termos C_1 e C_2 são constantes que dependem da composição e da espessura do filtro, da geometria de detecção, das características do detector, da forma de onda da kVp e do intervalo de valores de kVp considerado. O sinal de saída dos detectores é diretamente proporcional à intensidade do feixe de raios X que chega ao detector, de acordo com a espessura do filtro utilizado.

A operação desses novos sistemas digitais de determinação da kVp é simples e de fácil manuseio. A característica principal desta tecnologia, ao contrário dos sistemas mecânicos, é a ausência de cálculos matemáticos manuais e a rapidez no processo da realização das

medidas de kVp. A partir do ano de 1988 foram disponibilizados comercialmente os primeiros modelos (**Modelo:** 815, **Fabricante:** *Electronic Control Concepts*; **Modelo:** 10100A, **Fabricante:** Keithley; **Modelo:** NERO 4000M+, **Fabricante:** *Victoreen*; **Modelo:** 330, **Fabricante:** *Gammex RMI*; **Modelo:** Mult-O-Meter 334, **Fabricante:** *Unfors*) que utilizavam esta nova tecnologia na determinação da kVp.

Hoje, estão disponíveis no mercado os modelos que incorporaram a tecnologia baseada na eletrônica de microprocessadores [27]. A arquitetura eletrônica interna destes componentes incorpora várias funções que podem ser programadas de acordo com as necessidades do usuário. A Figura 20 apresenta um modelo de um sistema digital que utiliza a tecnologia dos microprocessadores.



Figura 20 – Modelo de Sistema digital para determinação da kVp que utiliza a tecnologia de microcontroladores

2.4.2.1 Unidades de Processamento e Controle Dedicadas (microcontroladores)

Os microcontroladores são componentes eletrônicos que foram desenvolvidos para substituir circuitos eletrônicos com aplicações específicas. A sua arquitetura eletrônica possui uma quantidade determinada de funções e cada uma delas equivale a um circuito eletrônico composto por vários componentes discretos. Estas funções são acionadas por um programa de controle que é gravado em um espaço reservado de sua memória.

Os microcontroladores foram desenvolvidos com base nos primeiros microprocessadores de 4 bits (bit é a unidade básica de memória digital) que surgiram na década de 70 desenvolvidos inicialmente pela indústria Intel (Integrated Electronics). Com o passar dos anos, os microprocessadores evoluíram de 4 para 8, de 8 para 16 e de 16 para 32 bits. Os microprocessadores mais recentes utilizam 64 bits [28]. A indústria de computadores é a principal usuária desta recente tecnologia.

A Intel desenvolveu os primeiros microcontroladores e criou a série conhecida como 8051 que se baseou na arquitetura CISC (Conjunto de Códigos de Instruções Complexo) [29,30]. Esta arquitetura possui como principais funções a memória de dados estendida de acesso aleatório (RAM), os contadores e temporizadores, as entradas e saídas de comunicação digitais, as entradas de interrupção externa e interface serial (UART).

Após alguns anos de produção, a Intel decidiu liberar as informações técnicas sobre estes componentes para que outros fabricantes pudessem começar a produzir a família de microcontroladores da série 8051. Em consequência disto, iniciou-se uma grande evolução tecnológica que possibilitou a incorporação de novos recursos a estes componentes como:

- 1) conversores análogo-digitais (A/D) e digital-analógicos (D/A) de alta precisão (24 bits);
- 2) saídas de modulação por largura de pulso (PWM);
- 3) interfaces de comunicação (I2C – interface serial a dois fios, SPI – Interface Serial Periférica, USB – Interface de Comunicação Serial Universal);
- 4) memórias de programa e dados rápidas (FLASH – tipo de memória gravável e apagável eletricamente que não perde o seu conteúdo ao ser desligada da fonte de alimentação).

O programa que determinava o modo de funcionamento dos primeiros microcontroladores utilizava a linguagem de máquina (Assembler). No entanto, devido à grande complexidade da linguagem de máquina, várias empresas disponibilizaram outros tipos de linguagem de programação para estes componentes, como as linguagens C e Basic [30,31]. Estas novas linguagens facilitaram muito a programação dos microcontroladores por serem mais estruturadas e por disponibilizarem muitas ferramentas externas, como por exemplo as operações matemáticas com números de ponto flutuante.

Devido à versatilidade dos microcontroladores, estes componentes podem ser implantados em várias aplicações como nos sistemas de análise de sinais elétricos, nos controles de processos industriais e nos sistemas de comunicação. Os microcontroladores vêm substituindo de forma gradativa os antigos circuitos elétricos compostos por componentes discretos. Isto é importante para a redução da quantidade de componentes eletrônicos, diminuição dos custos de produção e facilitação do processo de manutenção.

A Figura 21 mostra uma estimativa de consumo mundial de microcontroladores desde 2002 até 2007. Estima-se que a produção desses componentes em 2007 seja de 7,4 bilhões de unidades [32].

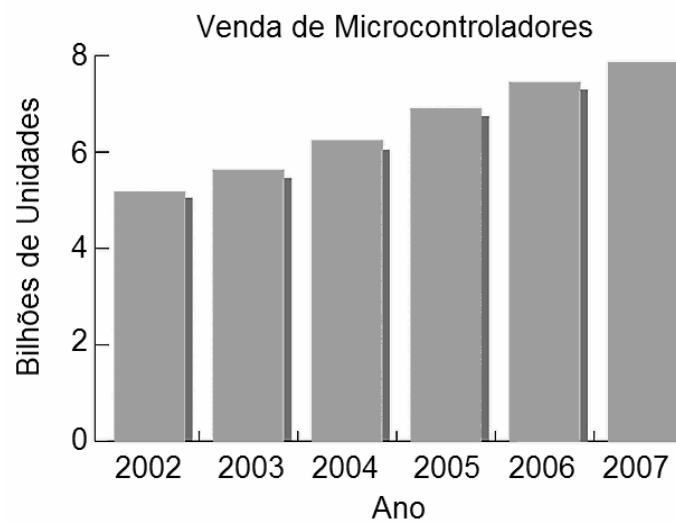


Figura 21 – Estimativa de vendas mundiais de microcontroladores em bilhões de unidades [32]

O protótipo proposto neste trabalho utiliza uma tecnologia de última geração baseada na eletrônica de microcontroladores, conforme as considerações citadas anteriormente. Ele foi desenvolvido com a finalidade de se promover a implantação de uma metodologia nacional para a execução dos programas de controle de qualidade em radiodiagnóstico no país.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Seleção da Espessura dos Filtros de Cobre

Os medidores digitais de kVp disponíveis comercialmente utilizam o cobre como filtro devido à facilidade de obter-se no mercado este material em um alto grau de pureza (99,99%) [33]. Por este motivo, optou-se pela utilização deste tipo de material no protótipo. As espessuras dos filtros foram selecionadas de maneira que o protótipo pudesse operar no intervalo de quilovoltagens de pico entre 45 e 125 kVp. A escolha deste intervalo de kVp é justificada pela necessidade de disponibilizar-se uma metodologia que pudesse ser aplicada nos PCQ envolvendo, ambos, aparelhos de raios X médico e odontológico. Utilizando-se o programa computacional Virtual X-Ray [34], baseado no modelo de Birch e Marshall [35] determinou-se a espessura de cada filtro dos detectores.

3.2 Sistema de Detecção

3.2.1 Fotodiodos

Neste trabalho foi utilizado um arranjo de detectores de raios X composto por 9 fotodiodos de silício (**Modelo:** BPW34, **Fabricante:** Vishays), conforme a Figura 29C. As características deste modelo de detector são:

1. grande área de sensibilidade ($7,5 \text{ mm}^2$);
2. ângulo de sensibilidade ($\pm 65^\circ$);
3. rápido tempo de resposta (100 ns);
4. baixo valor de capacitância de junção (máximo de 70 pF);
5. pouca sensibilidade à interferência da luz visível e à radiação infravermelha (600 a 1050 nm).

Com a finalidade de bloquear a passagem da luz visível para os detectores, o sistema de detecção foi envolvido por um plástico (polietileno) preto.



Figura 22 – Fotodiodo de silício utilizado na unidade de detecção de raios X

3.2.2 Circuito de Amplificação

A resposta típica dos fotodiodos de silício aos raios X é da ordem de nano amperes. Para que este sinal pudesse ser processado foi necessária a construção de um circuito amplificador (corrente-voltagem) que gerasse sinais da ordem de volts (Figura 24). Neste tipo de amplificação é necessário minimizar a relação sinal/ruído, minimizar o consumo de energia e manter constante o tempo de resposta [36]. Como foi o caso deste protótipo, estes cuidados são particularmente importantes quando se trata de sistemas portáteis [37].

Tendo em vista essas necessidades, utilizou-se o amplificador operacional *LMC660* (**Fabricante:** *National Semiconductors*) que possui alto ganho de voltagem (126dB), baixa tensão de ajuste de zero (3mV) e baixo consumo (2mA). Devido a estas características, este tipo de amplificador foi selecionado para a amplificação do sinal dos transdutores utilizados neste trabalho.

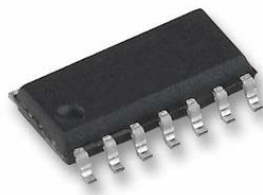


Figura 23 – Amplificador Operacional LMC660CN

A Figura 24 apresenta o esquema elétrico do circuito de amplificação utilizado neste trabalho. De acordo com a figura, os ganhos do circuito de amplificação podem ser ajustados através dos resistores R1 (10M Ω), R2 (11k Ω), R3 (11k Ω) e R4 (1M Ω).

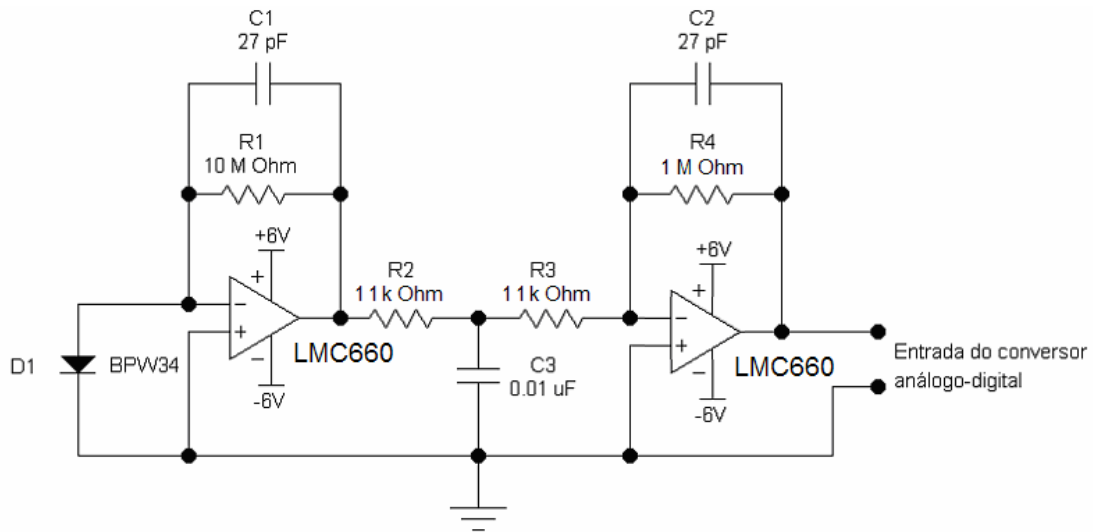


Figura 24 – Esquema elétrico dos amplificadores com os ganhos já ajustados

O circuito de amplificação foi configurado para funcionar no intervalo de tensão entre 0 e 5 V. A seleção deste intervalo foi necessária para que o sistema de amplificação pudesse operar dentro do intervalo de tensão permitido pelo conversor A/D do microcontrolador Aduc832.

O consumo total deste circuito foi determinado utilizando-se um multímetro (**Modelo:** *ET-2020A*, **Fabricante:** *Minipa*) conectado em série com as entradas de alimentação. O consumo total foi obtido através da soma dos valores de consumo parciais das entradas de alimentação positiva e negativa em relação à entrada GND.

3.3 Sistema de Aquisição e Processamento de Dados

O sistema de aquisição e processamento de dados tem a função de converter o sinal elétrico gerado pela unidade de detecção de raios X em valores digitais. Esta operação pode ser realizada com precisão entre 8 e 24 bits, conforme a aplicação. Este processo é controlado por um algoritmo que realiza o tratamento dos dados digitais com o auxílio de uma função matemática que relaciona a razão das leituras dos fotodiodos com os valores de kVp.

Normalmente, a unidade de aquisição, constituída por conversores análogo-digitais, e a unidade de processamento de dados, constituído por microprocessadores, são componentes distintos. Com o objetivo de reduzir-se o número de componentes do circuito eletrônico do protótipo, utilizou-se um tipo de microcontrolador que possui estas duas unidades integradas. Isto foi importante por tratar-se da construção de um sistema portátil. Os aparelhos de raios X trifásicos geram um sinal elétrico de 360 Hz nos fotodiodos. Assim, selecionou-se uma

freqüência de operação no conversor análogo-digital de 7200 Hz para permitir a aquisição dos sinais elétricos gerados pelos fótons de raios X.

Tendo em vista a necessidade de trabalhar-se com um sistema de aquisição com velocidade superior a 7200 Hz e precisão mínima de 12 bits, utilizou-se o microcontrolador Aduc832 (Figura 25) da série 8051 [38]. Este microcontrolador é um sistema de aquisição de dados totalmente integrado que incorpora:

1. um conversor A/D de 12 bits;
2. dois conversores D/A de 16 bits;
3. 32 portas de entrada e saída digital;
4. uma interface de comunicação SPI;
5. uma interface de comunicação I2C;
6. uma interface de comunicação serial UART;
7. monitor de voltagem de alimentação;
8. 3 contadores/temporizadores de 16 bits;
9. 1 temporizador de segurança contra falhas na execução do programa;
10. 9 vetores de interrupção de execução do programa.

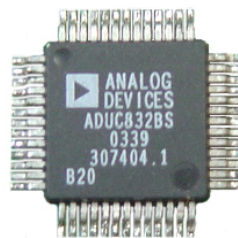


Figura 25 – Microcontrolador Aduc832 utilizado no sistema de aquisição e processamento de dados

O sistema de aquisição e processamento de dados do protótipo utiliza uma placa de circuito impresso (com dimensão de 9,5 cm x 5,7 cm) constituído pelo microcontrolador e o sistema periférico necessário para o seu funcionamento.

A Figura 26 apresenta o esquema elétrico do sistema de aquisição e processamento de dados. Esta figura apresenta o microcontrolador Aduc832 e os componentes discretos (resistores e capacitores) necessários para o seu funcionamento.

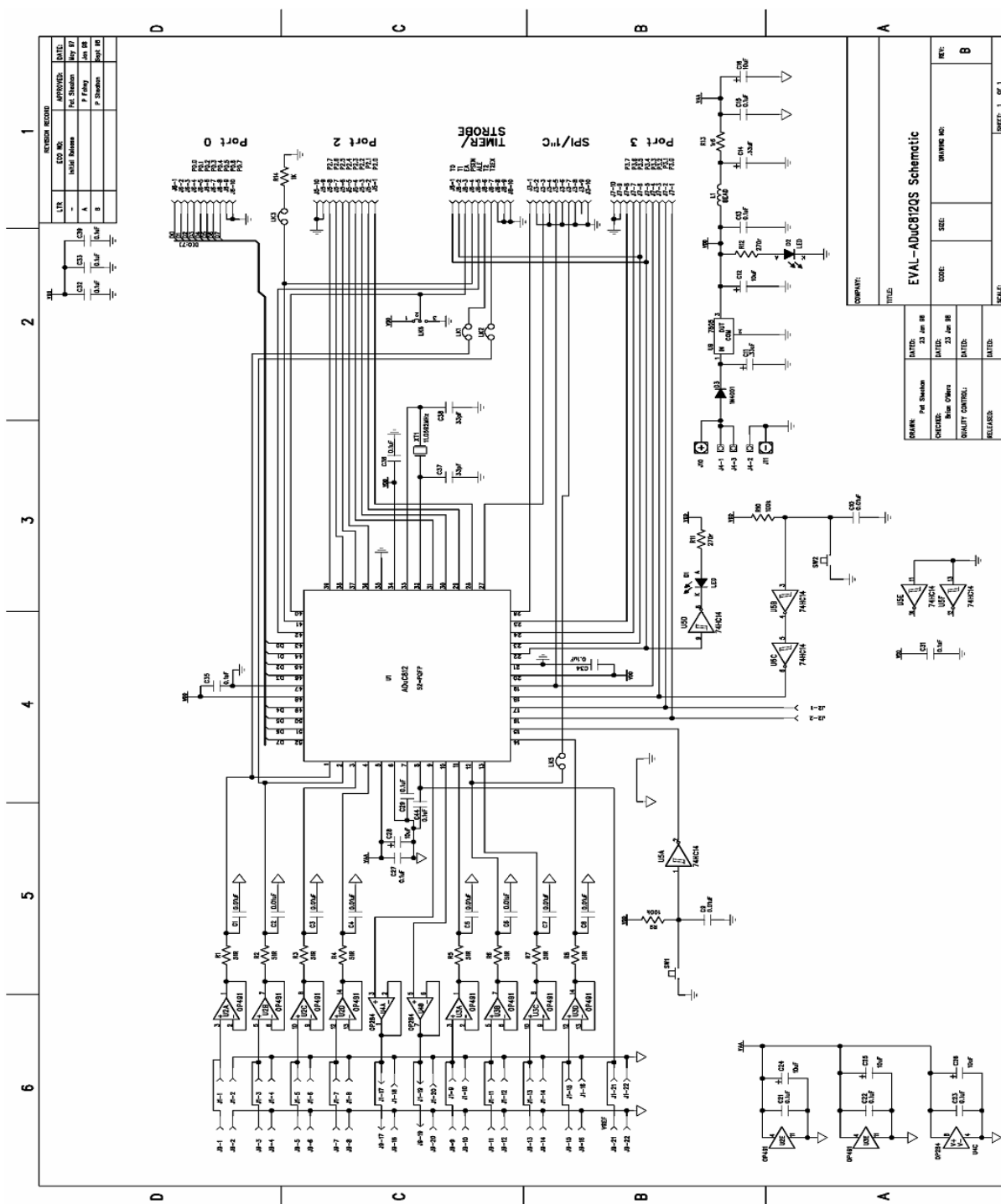


Figura 26 – Esquema elétrico da unidade de aquisição e processamento de dados (microcontrolador ADUC832) do protótipo

O programa de controle do microcontrolador foi desenvolvido em linguagem C. O algoritmo de funcionamento controla a aquisição de dados, o processamento e a exibição dos resultados em um visor de cristal líquido (Figura 27). A memória de programa é de 64kbytes (byte é uma unidade de memória digital composta por 8 bits, 1 kbyte equivale a 1024 bytes).

O consumo total do sistema de aquisição e processamento de dados foi determinado utilizando-se um multímetro (**Modelo:** ET-2020A, **Fabricante:** Minipa) conectado em série com as entradas de alimentação positiva e GND.

3.3.1 Resposta do Sistema de Processamento para Amplitudes de Sinais entre zero e 5,0 V

O sistema de processamento foi configurado para utilizar o intervalo de tensão entre 0 e 5 V, de acordo com a construção do circuito de amplificação. Entretanto, foi necessária a avaliação da resposta do sistema de processamento para amplitudes de sinais entre zero e 5,0 V gerados pelo sistema de detecção. Isto foi importante para se determinar o intervalo de voltagem do circuito de amplificação que reproduz corretamente a forma de onda de operação dos equipamentos de raios X.

Para as situações onde o sistema de processamento detectar erros de operação no processo da determinação da kVp, foi gravado na memória do sistema de processamento um conjunto de comandos os quais devem ser seguidos para permitir a operacionalização do protótipo.

3.4 Visor de Cristal Líquido Alfanumérico

O valor de quilovoltagem determinada é disponibilizada em um visor de cristal líquido alfanumérico (**Fabricante:** Displaytec) [39]. Este tipo de visor é capaz de mostrar em sua tela tanto números e letras gravados em sua memória interna (caracteres pré gravados de fábrica) como outros caracteres que podem ser gravados em sua memória por programação em linguagem de máquina, onde cada caractere corresponde a um valor numérico na base hexadecimal.

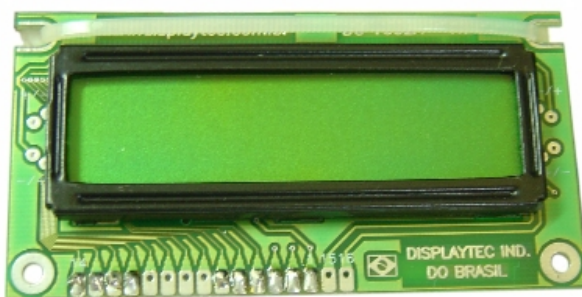


Figura 27 – Visor de cristal líquido alfanumérico

Esses números estão dispostos na Tabela 4. Quando houver a necessidade de se escrever algum caractere na tela, basta que seja indicado o número que corresponde ao caractere que se

quer escrever. Na Tabela 4, as linhas representam os 4 bits superiores do número hexadecimal e as colunas os 4 bits inferiores do número formando 1 byte.

No caso de necessitar-se de um caractere diferente daqueles já dispostos na Tabela 4, pode-se gravar um novo caractere em qualquer um dos espaços de memória vazios destinados a esse propósito. Entretanto, estes caracteres são armazenados somente durante o intervalo de tempo que o visor permanecer ligado.

O consumo total deste visor foi determinado utilizando-se um multímetro (**Modelo:** ET-2020A, **Fabricante:** Minipa) conectado em série com as entradas de alimentação positiva e GND.

Tabela 4 – Códigos ASCII do visor de cristal líquido alfanumérico [39]

4 Bits Inferiores	4 Bits Sup.	0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
xxxx0000	CG RAM (1)			0	@	P	`	P					-	9	≡	α	p
xxxx0001	(2)		!	1	A	Q	a	q				。	ア	チ	△	ä	q
xxxx0010	(3)		"	2	B	R	b	r				「	イ	ツ	×	β	θ
xxxx0011	(4)		#	3	C	S	c	s				」	ウ	テ	モ	ε	ω
xxxx0100	(5)		\$	4	D	T	d	t				、	エ	ト	ト	μ	Ω
xxxx0101	(6)		%	5	E	U	e	u				・	オ	ナ	1	℃	Ü
xxxx0110	(7)		&	6	F	V	f	v				ヲ	カ	ニ	ヨ	ρ	Σ
xxxx0111	(8)		'	7	G	W	g	w				フ	キ	ヌ	ウ	g	π
xxxx1000	(1)		(	8	H	X	h	x				イ	ク	ネ	リ	フ	×
xxxx1001	(2)		)	9	I	Y	i	y				ゝ	ケ	ル	ル	ˆ	γ
xxxx1010	(3)		*	:	J	Z	j	z				エ	コ	ハ	レ	j	〒
xxxx1011	(4)		+	;	K	[	k	<				オ	サ	ヒ	ロ	*	⌘
xxxx1100	(5)		,	<	L	¥	l	l				カ	シ	フ	ワ	φ	⌘
xxxx1101	(6)		-	=	M	]	m	}				ユ	ズ	ヘ	ン	⌘	÷
xxxx1110	(7)		.	>	N	^	n	÷				ヨ	セ	ホ	ˆ	⌘	
xxxx1111	(8)		/	?	O	_	o	€				ッ	リ	マ	°	ö	■

3.5 Circuito Regulador da Voltagem de Alimentação

Para alimentar o circuito dos amplificadores operacionais (alimentação simétrica: +6, -6 volts e GND) e do microcontrolador (+5 volts e GND) foi utilizada uma fonte de tensão regulada (Figura 34). Esta fonte possui uma entrada de alimentação para o conjunto de baterias recarregáveis utilizadas no protótipo e uma alimentação externa para a conexão de um recarregador.

Na saída do retificador foram adicionados 3 reguladores de tensão. Dois deles foram usados para se manter as voltagens positivas de +6V (**Fabricante:** *National Semiconductor*, **Modelo:** L7806) e +5V (**Fabricante:** *National Semiconductor*, **Modelo:** L7805). O outro foi usado para a inversão da voltagem de +6V para -6V (**Fabricante:** *Intersil*, **Modelo:** ICL7660CPA). Todos os componentes analógicos utilizam alimentação simétrica (+6 e -6 volts) enquanto que os componentes digitais utilizam +5 volts e GND.

Na saída dos reguladores de tensão também foram adicionados capacitores de 1000uF e de 0,1 uF para diminuir o ruído do sinal de saída da fonte de alimentação.

O consumo total deste circuito foi determinado utilizando-se um multímetro (**Modelo:** ET-2020A, **Fabricante:** Minipa) conectado em série com as entradas de alimentação. O consumo total foi obtido através da soma dos valores de consumo parciais das entradas de alimentação positiva e negativa em relação à entrada GND.

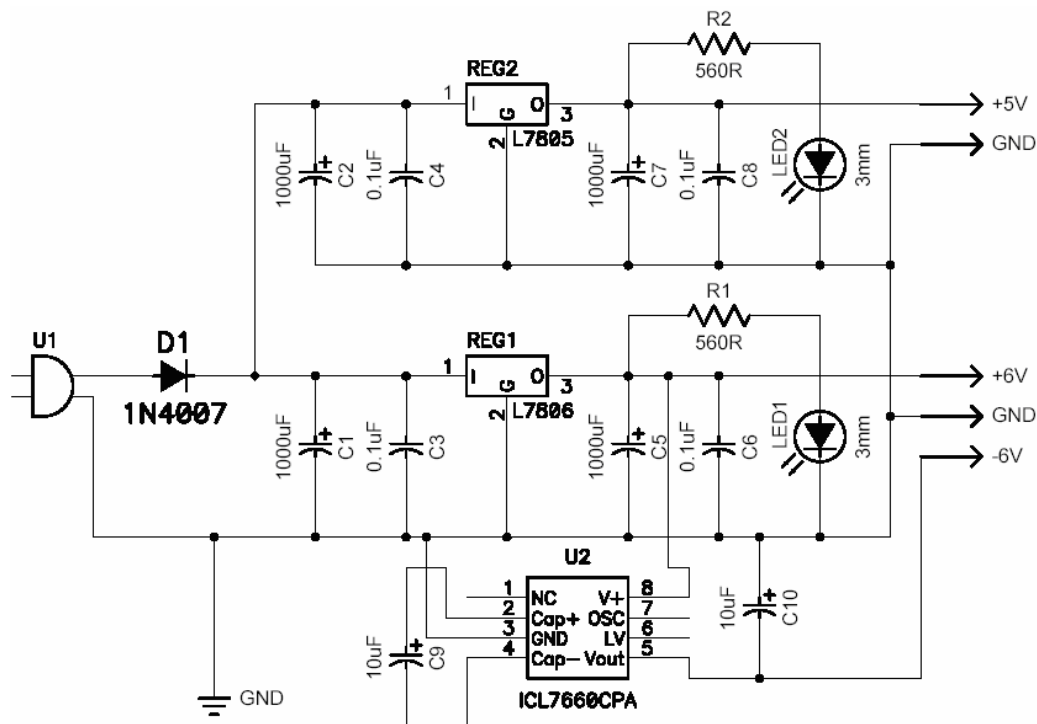


Figura 28 – Esquema elétrico do circuito regulador da voltagem de alimentação utilizada nos experimentos

3.6 Configuração do Protótipo para Leituras de kVp

Os fótons de raios X interagem com o material do detector e geram sinais elétricos. Estes sinais são convertidos em números digitais pelo conversor A/D. O microcontrolador utiliza estes números digitais, que reproduzem os sinais elétricos, para calcular a razão entre os sinais registrados nos fotodiodos. Isto foi conseguido através de um programa construído para esta finalidade. Em um espaço reservado da memória do microcontrolador foi gravada uma função matemática que relaciona os valores desta razão (desde 0,2 até 1,3) com os valores de quilovoltagem de pico (desde 45 a 125 kVp), ambos obtidos experimentalmente. Os valores destas razões e das kVp foram obtidos utilizando-se tubos de raios X mono e trifásicos e um divisor de tensão calibrado. A Figura 36 apresenta a relação gráfica dos valores de kVp utilizados com os valores de razão gerados.

3.7 Resposta do Protótipo às Formas de Onda Monofásica e Trifásica

Os equipamentos clínicos de raios X trifásicos geram uma forma de onda de 360 Hz, os monofásicos geram 60 Hz e os de alta frequência geram uma forma de onda aproximadamente contínua. A resposta do sistema de detecção do protótipo aos raios X depende destas frequências. O programa do sistema de processamento de dados considerou esta dependência através do uso de operações matemáticas distintas que determinam os processos de cálculos da razão das leituras dos fotodiodos conforme a frequência utilizada.

Para este experimento utilizou-se um equipamento de raios X trifásico médico do laboratório de dosimetria do Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (CIDRA – FFCLRP – USP), conforme as especificações técnicas relacionadas através da Tabela 5, e dois equipamentos de raios X odontológicos, conforme as especificações técnicas relacionadas através das Tabelas 6 e 7.

Tabela 5 – Especificações técnicas do tubo de raios X do aparelho trifásico do laboratório de dosimetria do CIDRA (**Modelo:** *Super M80*, **Fabricante:** *Philips*)

Parâmetro	Descrição
Tubo	Super Rotalix, modelo RSO33100
Foco fino	0,6 mm
Foco Grosso	1,3 mm
Filtração Total	2,5 mmAl
kV Máximo	150
mA Máximo	300
Material do Anodo	Tungstênio
Ângulo do Anodo	15°

Tabela 6 – Especificações técnicas do tubo de raios X de um aparelho monofásico do laboratório de dosimetria do CIDRA (**Modelo:** *Spectro 70X*, **Fabricante:** *Dabi Atlante*)

Parâmetro	Descrição
Tubo	Toshiba, modelo D – 082B
Tamanho do Foco	0,8 mm
Filtração Total	2,71 mmAl
kV Máximo	70
mA Máximo	8
Material do Anodo	Tungstênio
Ângulo do Anodo	20°

Tabela 7 – Especificações técnicas do tubo de raios X de um aparelho monofásico do laboratório de dosimetria do CIDRA (**Modelo:** *RX10*, **Fabricante:** *Funk*).

Parâmetro	Descrição
Tubo	Toshiba, modelo D – 082B
Tamanho do Foco	0,8 mm
Filtração Total	2,71 mmAl
kV Máximo	70
mA Máximo	8
Material do Anodo	Tungstênio
Ângulo do Anodo	20°

3.8 Validação do Protótipo

As respostas do protótipo aos sistemas de raios X monofásico e trifásico foram comparadas com o medidor NERO, com o medidor Unfors e com o medidor divisor de tensão. O desempenho do protótipo também foi determinado em função da DFM, do mA e do ângulo de incidência do feixe de raios X nos detectores. Também foram determinadas as influências do tamanho de campo, da filtração total e do efeito anódico sobre o desempenho do protótipo.

3.8.1 Desempenho do Protótipo em Função da DFM

O desempenho do protótipo em função da DFM foi comparado com o divisor de tensão (**Modelo:** 7395072-RE999, **Fabricante:** Siemens) utilizando-se o equipamento de raios X trifásico médico do laboratório de dosimetria do CIDRA, conforme as especificações técnicas citadas na Tabela 5. O divisor de tensão determina a quilovoltagem de pico através de conexões físicas com o tubo do aparelho de raios X. Este medidor de voltagem possui quatro entradas onde duas delas devem ser conectadas ao catodo e as outras duas no anodo do tubo de raios X. Ele possui também duas saídas de tensão que permite a realização das leituras de kVp através de sinal analógico.

O protótipo foi posicionado de forma a manter-se a sua região sensível no centro de um campo com dimensões de 4 cm x 4 cm e filtração adicional de 5 mm de Al. Utilizou-se 300 ms de tempo de exposição, 75 kVp de tensão no tubo e miliamperagem de 35 mA.

3.8.2 Desempenho do Protótipo em Função da Miliamperagem

O desempenho do protótipo em função da miliamperagem foi comparado ao do equipamento NERO (**Modelo:** 6000, **Fabricante:** Victoreen) utilizando-se o equipamento de raios X trifásico médico do Serviço de Radiodiagnóstico do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCRP – USP). O equipamento NERO utiliza a tecnologia digital dos microprocessadores e se baseia no método de filtragem do feixe de raios X para a determinação da kVp, como é o caso do protótipo. Ao contrário do protótipo proposto, que utiliza uma tecnologia com base nos microcontroladores, o medidor NERO utiliza sistemas de aquisição e processamento separados e um número

superior de detectores. As especificações técnicas do equipamento de raios X utilizado neste experimento estão relacionadas na Tabela 8.

O protótipo e o equipamento NERO foram posicionados sobre a mesa do equipamento de raios X e o tamanho do campo foi ajustado de forma a cobrir a região sensível de ambos os medidores. Utilizou-se DFM de 50 cm, filtração adicional de 5 mm de Al e tempo de exposição de 300 ms. O desempenho do protótipo foi avaliado para valores nominais de quilovoltagem de 50, 55 e 60 kVp, utilizando 75 e 125 mA para cada um destes valores testados.

Tabela 8 – Especificações técnicas do tubo de raios X do aparelho trifásico do HCRP (**Modelo:** *Super M80*, **Fabricante:** *Philips*)

Parâmetro	Descrição
Tubo	Super Rotalix, modelo RSO33100
Foco fino	0,6 mm
Foco Grosso	1,3 mm
Filtração Inerente	1 mmAl
kV Máximo	150
mA Máximo	300
Material do Anodo	Tungstênio
Ângulo do Anodo	15°

3.8.3 Dependência Angular do Protótipo

O desempenho do protótipo em função do ângulo de incidência do feixe de raios X nos fotodiodos foi avaliado utilizando-se o aparelho de raios X médico do laboratório de dosimetria do CIDRA, conforme as especificações técnicas citadas na Tabela 5 e o divisor de tensão. O desempenho foi avaliado para +15° e +30° na direção do catodo, perpendicular ao feixe de raios X e +15° e +30° na direção do anodo.

O protótipo foi posicionado de forma a manter-se a sua região sensível no centro de um campo com dimensões de 4 cm x 4 cm. Utilizou-se DFM de 50 cm, filtração adicional de 5 mm de Al, tempo de exposição de 300 ms, 75 kVp de tensão no tubo e miliamperagem de 35 mA.

3.8.4 Influência do Efeito Anódico no Desempenho do Protótipo

A intensidade do feixe de raios X no lado do anodo é menor em relação ao lado do catodo. Esta diferença de intensidade do feixe de raios X entre o anodo e o catodo é chamada de efeito anódico. Isto ocorre devido ao fato dos fótons de raios X, no lado do anodo, percorrem uma distância maior dentro do material que constitui o alvo antes de emergirem e, portanto, são mais atenuados em relação ao lado do catodo.

A influência do efeito anódico no desempenho do protótipo foi avaliada utilizando-se o aparelho de raios X médico do laboratório de dosimetria do CIDRA, conforme as especificações técnicas citadas na Tabela 5, e o divisor de tensão. O desempenho do protótipo foi avaliado para as posições paralelas e perpendiculares à direção do anodo.

O protótipo foi posicionado de forma a manter-se a sua região sensível no centro de um campo com dimensões de 4 cm x 4 cm. Utilizou-se uma DFM de 50 cm, uma filtração adicional de 5 mm de Al, tempo de exposição de 300 ms, 77 kVp de tensão no tubo e miliamperagem de 35 mA.

3.8.5 Desempenho do Protótipo em Relação ao Tamanho do Campo

O desempenho do protótipo em relação ao tamanho do campo foi avaliado utilizando-se o aparelho de raios X médico do laboratório de dosimetria do CIDRA, conforme as especificações técnicas citadas na Tabela 5, e o divisor de tensão. Este experimento foi realizado com tamanhos de campo de radiação que variaram entre 16 cm² e 400 cm².

O protótipo era posicionado sobre a mesa de raios X de forma que a sua região sensível ficasse centrada no campo de radiação. Utilizou-se DFM de 50 cm, filtração adicional de 5 mm de Al, tempo de exposição de 300 ms, 77 kVp de tensão no tubo e miliamperagem de 35 mA.

3.8.6 Desempenho do Protótipo em Função da Filtragem do Feixe

O desempenho do protótipo em função da filtragem do feixe de raios X foi avaliado utilizando-se o aparelho de raios X médico do laboratório de dosimetria do CIDRA, conforme as especificações técnicas citadas na Tabela 5, e o divisor de tensão. Neste experimento,

variou-se a filtragem adicional do tubo de raios X entre 1 e 9 mm de Al e manteve-se a tensão do tubo próxima de 55 kVp.

A região sensível do protótipo foi posicionada no centro do campo de radiação de dimensões de 10 cm x 10 cm. Utilizou-se DFM de 50 cm, tempo de exposição de 300 ms e miliamperagem de 35 mA.

Para efeito de comparação, submeteu-se um medidor de kVp portátil (**Modelo:** *RAD/FLU*, **Fabricante:** *Unfors*) a este mesmo teste.

3.8.7 Desempenho do Protótipo em Relação ao Medidor NERO e ao Divisor de Tensão

O desempenho do protótipo em relação ao medidor NERO e ao divisor de tensão foi avaliado utilizando-se o aparelho de raios X médico do laboratório de dosimetria do CIDRA, conforme as especificações técnicas citadas na Tabela 5.

As regiões sensíveis do protótipo e do medidor NERO foram posicionadas simultaneamente no centro do campo de radiação de dimensões de 10 cm x 10 cm. Utilizou-se DFM de 50 cm, filtração adicional de 5 mm de Al e tempo de exposição de 300 ms.

O equipamento de raios X do CIDRA selecionou automaticamente o valor de miliamperagem de 35 mA para o intervalo de quilovoltagem entre 45 e 85 kVp, de 32 mA para o intervalo entre 85 e 100 kVp, de 26 mA para o intervalo entre 85 e 100kVp, de 20 mA para o intervalo entre 100 e 120 kVp e de 18 mA para o intervalo entre 120 e 125 kVp.

3.8.8 Desempenho do Protótipo para Equipamentos de Raios X Monofásicos

O desempenho do protótipo em relação aos dois aparelhos de raios X monofásicos (conforme as especificações das Tabelas 6 e 7) foi avaliado utilizando-se o equipamento NERO.

As regiões sensíveis do protótipo e do medidor NERO foram posicionadas no centro do campo de 10 cm de diâmetro. Utilizou-se DFM de 11,5 cm (equipamento de raios X RX10) e 17 cm (equipamento de raios X Specctro 70X) e tempo de exposição de 300 ms.

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

O protótipo proposto neste trabalho foi configurado através de um sistema de detecção de raios X, de um sistema de aquisição e processamento de dados e de um circuito regulador da fonte de alimentação. Todos os sistemas foram dimensionados para se manter as características de portabilidade e baixo consumo, de acordo com os objetivos propostos neste trabalho.

Foi testado o sistema de detecção e amplificação quanto à sua capacidade de amplificação e estabilidade. O sistema de aquisição e processamento de dados foi avaliado quanto à sua velocidade de aquisição e capacidade de processamento. Avaliou-se o circuito regulador quanto à sua capacidade de fornecimento de corrente e regulação da alimentação. O protótipo foi testado e validado através de testes comparativos que utilizaram o divisor de tensão, o medidor NERO e o medidor Unfors.

4.1 Sistema de Detecção de Raios X

O sistema de detecção de raios X é constituído por nove fotodiodos BPW34, dois conjuntos de filtros de cobre e um sistema de amplificação.

Devido à baixa amplitude do sinal elétrico gerado através da interação dos fótons de raios X com o material dos detectores foi necessária a utilização de um circuito de amplificação para este sinal. Os resultados obtidos mostraram que este circuito amplificador (Figura 29) amplifica o sinal dos detectores 10^8 vezes.

A Figura 29 apresenta o sistema de detecção do protótipo: o circuito de amplificação está apresentado em 29A, os dois conjuntos de detectores com 6 e 3 fotodiodos ligados em paralelo estão apresentados em 29B e 29D, respectivamente, e os anéis de chumbo de 2 mm de espessura por 4 mm de altura, colocadas ao redor dos detectores para proteção contra radiação espalhada, estão apresentados em 29C.

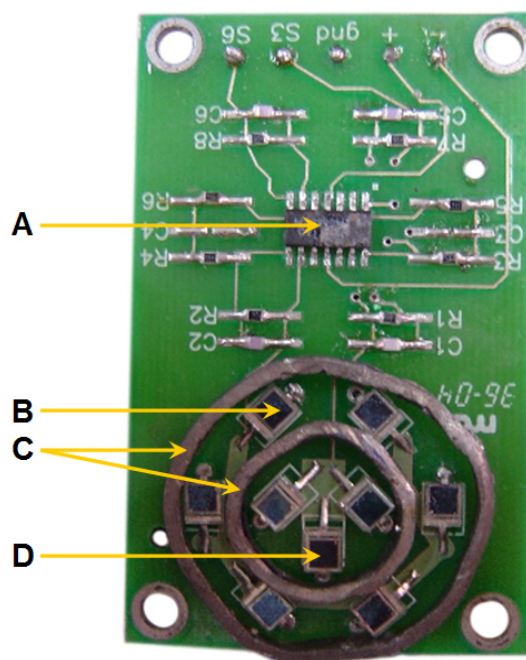


Figura 29 – Sistema de detecção: (A) circuito amplificador; (B) conjunto com 6 detectores ligados em paralelo; (C) anéis de Chumbo que envolvem os dois conjuntos de detectores; (D) conjunto com 3 detectores ligados em paralelo

O estudo realizado sobre o processo da filtragem dos raios X utilizando o método de Birch e Marshall mostrou que o uso de filtros de cobre com espessuras de 0,8 e 1,3 mm (Figura 31A) foram necessários para a determinação da quilovoltagem no intervalo entre 45 e 65 kVp. A espessura de 1,3 mm necessária para o segundo conjunto de detectores com 6 fotodiodos ligados em paralelo foi obtida através da fixação do filtro de 0,5 mm (Figura 30B) no filtro de 0,8 mm (Figura 30A). Assim, o conjunto de detectores com 3 fotodiodos ligados em paralelo, localizado no centro, permaneceu com 0,8 mm em virtude do rasgo circular do filtro de 0,5 mm. Para o intervalo de quilovoltagens de pico entre 65 e 125 kVp foi necessário um segundo conjunto de filtros de cobre com espessuras de 2,8 e 3,3 mm (Figura 31B). O segundo conjunto de filtros foi arranjado através da adição de uma placa de 2 mm de cobre sobre o protótipo na região dos detectores (Figura 32D).

A Figura 32 apresenta o arranjo dos filtros no detector. O filtro redondo (Figura 32A) é posicionado sobre o arranjo dos detectores (Figura 32B) e o filtro retangular (Figura 32C) é posicionado na superfície externa do protótipo na região dos detectores (Figura 32D). O filtro redondo foi fixado de forma permanente no sistema de detecção. Este filtro é utilizado na determinação da quilovoltagem no intervalo entre 45 e 65 kVp. O filtro retangular é um filtro removível sendo utilizado na determinação da quilovoltagem no intervalo entre 65 e 125 kVp.

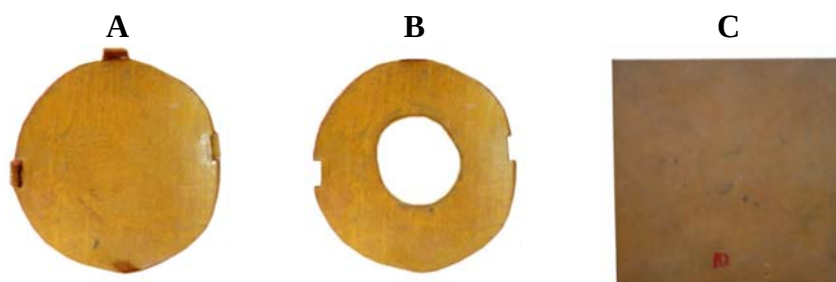


Figura 30 – Filtros de cobre utilizados para a montagem dos dois conjuntos de filtros dos detectores com espessuras de: (A) 0,8 mm; (B) 0,5 mm; (C) 2,0 mm



Figura 31 – Filtros utilizados no protótipo: (A) filtro interno fixado sobre os dois conjuntos de detectores; (B) filtro adicional posicionado na superfície externa da caixa do protótipo na região dos detectores para a determinação de quilovoltagem de pico entre 65 e 75 kVp

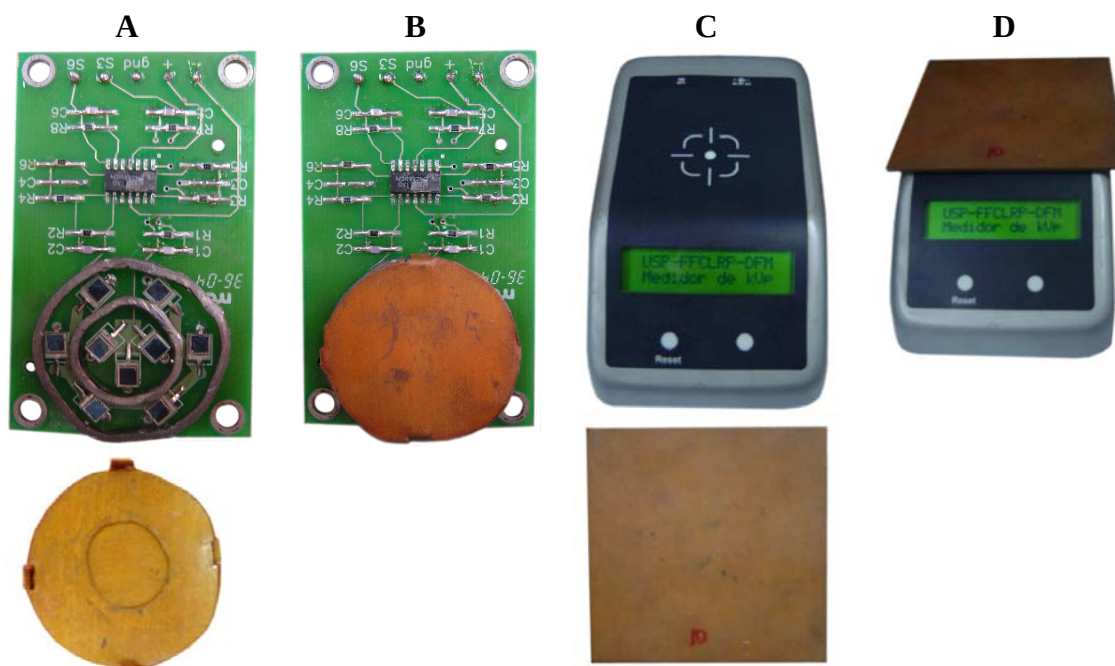


Figura 32 – Arranjo dos filtros sobre o sistema de detecção: (A) filtro redondo; (B) filtro redondo sobre o arranjo dos detectores; (C) filtro retangular; (D) filtro retangular posicionado na superfície externa do protótipo na região dos detectores

4.2 Sistema de Aquisição e Processamento de Dados

Para simplificação do circuito elétrico do sistema de aquisição e processamento de dados utilizou-se o microcontrolador Aduc832 que possui internamente as funções de aquisição e processamento de dados integradas. A Figura 33 mostra a placa eletrônica construída para o sistema de aquisição e processamento de dados do protótipo.

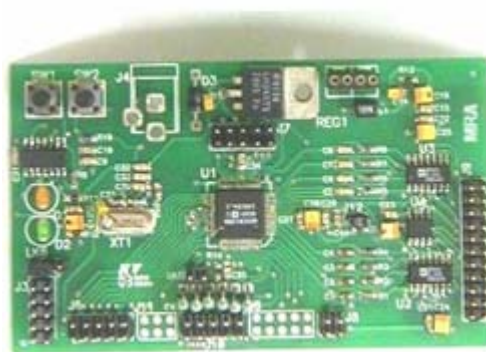


Figura 33 – Sistema de aquisição e processamento de dados

4.3 Circuito Regulador da Voltagem de Alimentação

O circuito regulador da voltagem de alimentação foi construído utilizando-se três reguladores de voltagem. Dois destes reguladores foram utilizados na regulação da voltagem positiva (L7805 e L7806) e um para a regulação da voltagem negativa (ICL7660CPA).

Os componentes utilizados nos sistemas de detecção de raios X e de aquisição e processamento de dados obrigatoriamente devem ser alimentados com valores de voltagem constantes, caso contrário não funcionam. O circuito regulador desenvolvido (Figura 34) atende plenamente a estas exigências funcionando de forma estável fornecendo as alimentações de +5, +6 e -6 volts para os outros sistemas.

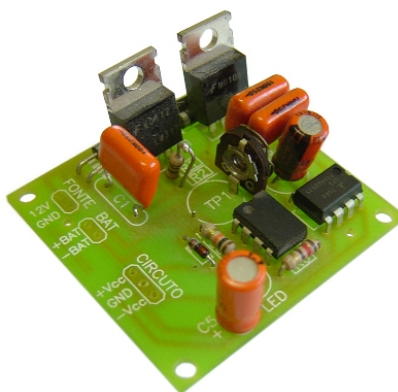
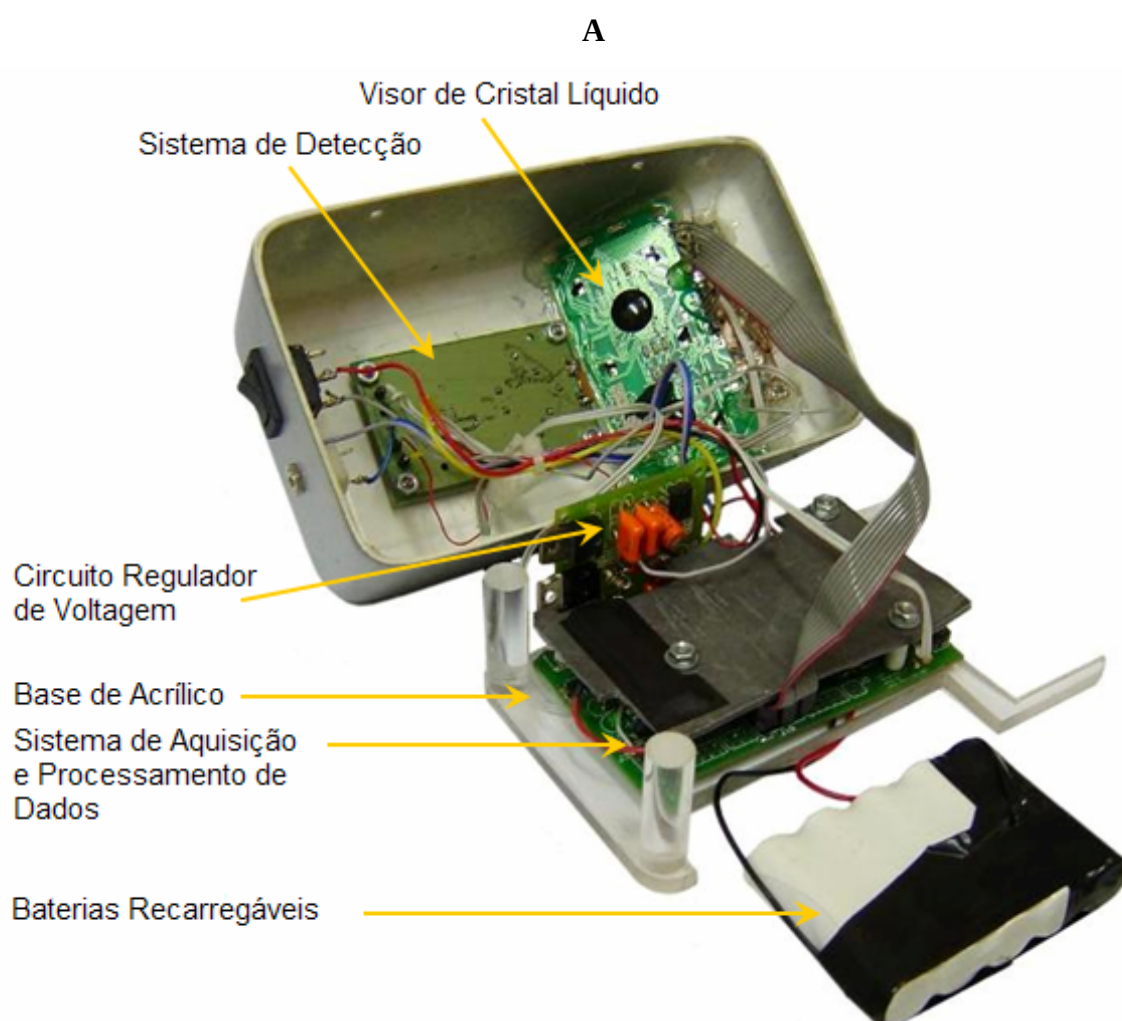


Figura 34 – Placa eletrônica do circuito regulador da fonte de alimentação utilizada nos experimentos

4.4 Arranjo Interno das Placas Eletrônicas e do Visor na Caixa do Protótipo

A caixa plástica escolhida para a montagem e o posicionamento das placas eletrônicas do protótipo possui uma forma trapezoidal com dimensões de 15,5 cm x 9,5 cm x 6,5 cm (Figura 35A). A placa de circuito impresso do sistema de detecção (Figura 29) foi fixada na parte interna da face superior desta caixa (Figura 35A) e o visor de cristal líquido (Figura 27) foi fixado na parte interna da face frontal (Figura 35A). As placas de circuito impresso do sistema de aquisição e processamento de dados (Figura 33) e do circuito regulador da voltagem de alimentação (Figura 34) foram fixadas individualmente em uma base de acrílico (Figura 35A) desenvolvida de forma a se obter superfícies de encaixe na caixa plástica do protótipo (Figura 35B).



B

Figura 35 – Protótipo proposto para a determinação da kVp: (A) arranjo interno das placas eletrônicas; (B) protótipo montado

4.5 Configuração do Protótipo para a Determinação da kVp

Os resultados da avaliação da resposta do sistema de processamento mostraram que era necessário limitar a amplitude da voltagem do sistema de detecção entre 0,5 e 4,5 V para que o protótipo pudesse reproduzir a forma de onda dos equipamentos de raios X. Assim, os sinais que chegam no sistema de processamento com amplitudes fora deste intervalo são desconsiderados no processo de determinação da kVp. Nestes casos, uma rotina foi criada para emitir uma mensagem que deve conter uma instrução específica que deve ser seguida para a operacionalização do protótipo. Estas instruções incluem:

- 1) aumentar ou diminuir o mA;
- 2) aumentar ou diminuir a DFM;
- 3) aumentar o tempo de exposição;
- 4) adicionar filtros.

A Figura 36 apresenta os resultados experimentais da resposta relativa dos fotodiodos em função da variação da kVp. Para o intervalo de quilovoltagens de pico entre 45 e 140 kVp, a relação gráfica das razões das leituras dos sinais gerados nos fotodiodos em função dos valores das kVp foi aproximada por uma função polinomial de quinto grau com coeficiente de correção r igual a 0,997.

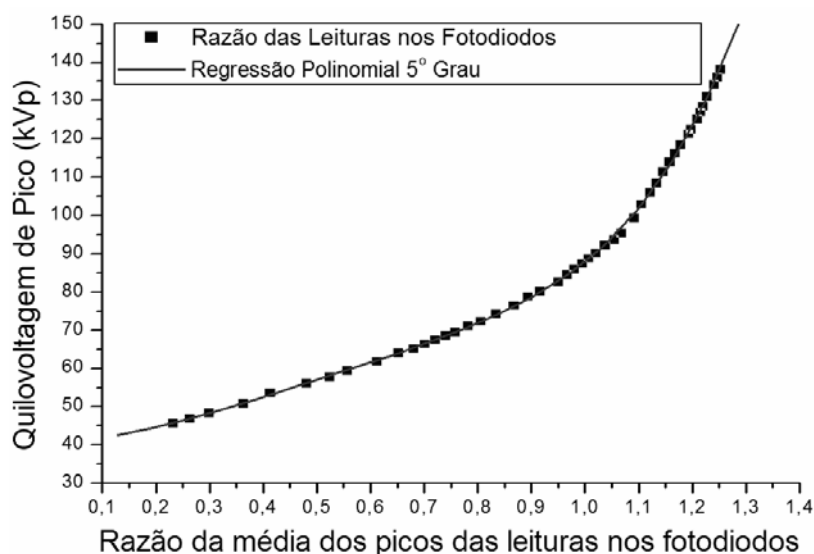


Figura 36 – Relação gráfica da kVp em função da razão da leitura nos fotodiodos aproximada por uma função polinomial de grau cinco com correlação r igual a 0,997

4.6 Resposta do Protótipo às Formas de Onda Monofásica e Trifásica

As respostas do protótipo às formas de onda monofásica e trifásica foram obtidas utilizando-se um aparelho de raios X médico trifásico e dois aparelhos de raios X odontológicos monofásicos com tempos de estabilização distintos. A determinação destas respostas foi importante para mostrar a influência da forma e estabilização da onda no desempenho do protótipo. A Figura 37 mostra a resposta do protótipo à forma de onda trifásica gerada pelo aparelho de raios X do laboratório de dosimetria do CIDRA. As Figuras 38A e 38B mostram as respostas do protótipo à forma de onda monofásica gerada pelos modelos de aparelhos de raios X Spectro 70 e RX-10, respectivamente.

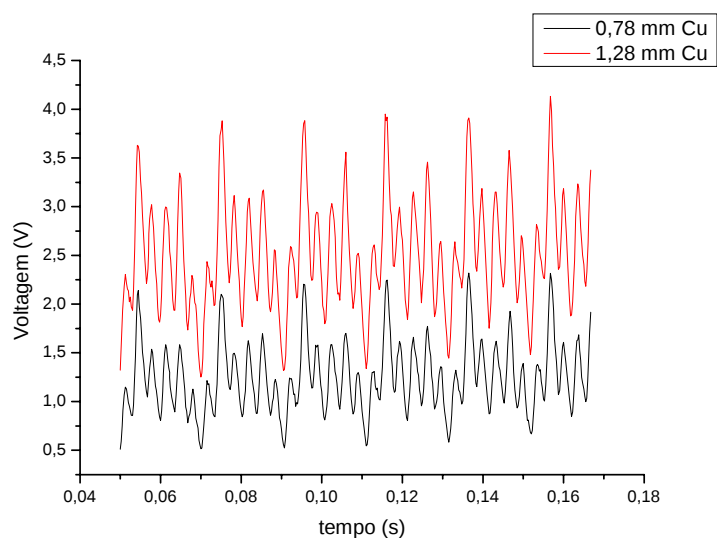


Figura 37 – Forma de onda coletada pelo protótipo para 52,8 kVp do sinal de raios X gerado pelo equipamento de raios X do laboratório de dosimetria do CIDRA

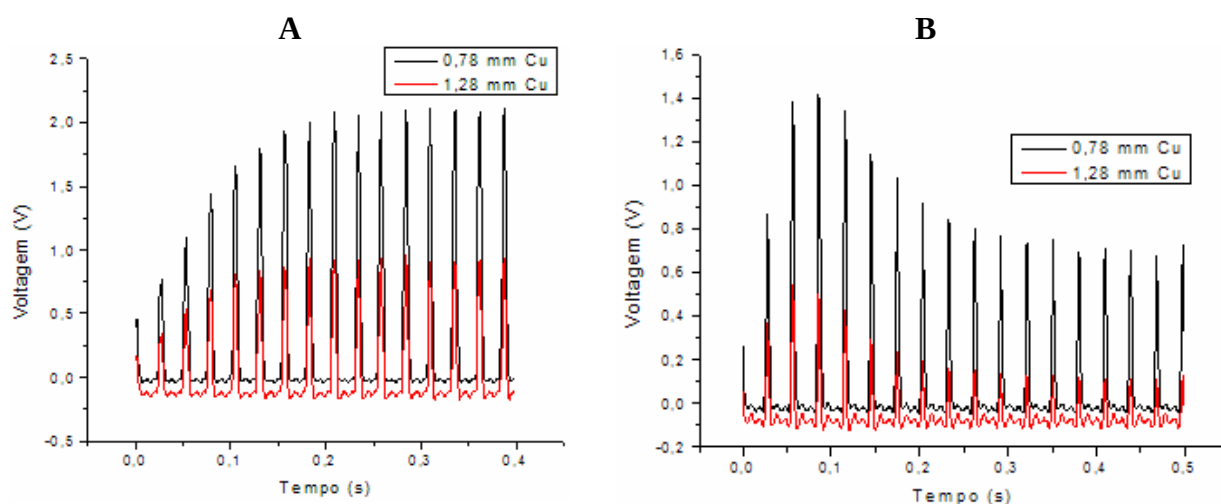


Figura 38 – Forma de onda gerada pelo: (A) Aparelho odontológico modelo Spectro 70X da marca Dabi Atlante; (B) Aparelho odontológico modelo RX-10 da marca Funk

A frequência dos sinais gerados pelos equipamentos de raios X pode variar em função do número de fases utilizadas. Equipamentos monofásicos geram um sinal com frequência de 60 Hz enquanto que os equipamentos trifásicos geram um sinal de 360 Hz. A frequência deste sinal é uma variável importante a ser considerada no método de determinação da kVp utilizado pelo protótipo. Por isso optou-se pelo cálculo da razão das leituras dos fotodiodos através da média dos picos do sinal elétrico gerado pelo sistema de detecção e não através da média dos pontos.

As Tabelas 9 e 10 mostram o resultado da análise da determinação do valor da razão das leituras nos fotodiodos em função da média dos picos e da média dos pontos.

Tabela 9 – Cálculo da razão através da média dos picos e dos pontos para o equipamento de raios X odontológico Spectro 70X

Processo de cálculo	Filtro do Conjunto de Detectores (mm Cu)		Razão das Leituras dos Fotodiodos
	0,80	1,30	
Média dos Picos	1,30	0,33	3,96
Média dos Pontos	0,15	0,02	6,35

Tabela 10 – Cálculo da razão através da média dos picos e dos pontos para o equipamento de raios X odontológico RX-10

Processo de cálculo	Filtro do Conjunto de Detectores (mm Cu)		Razão das Leituras dos Fotodiodos
	0,80	1,30	
Média dos Picos	1,87	0,93	2,01
Média dos Pontos	0,34	0,15	2,24

4.7 Validação do Protótipo

4.7.1 Desempenho do Protótipo em Função da DFM

A Tabela 11 apresenta os resultados do desempenho do protótipo, utilizando-se o aparelho de raios X trifásico do laboratório de dosimetria do CIDRA e o divisor de tensão, para a miliamperagem de 35 mA. Observou-se que os valores de kVp determinados pelo protótipo diferiram daqueles determinados pelo divisor de tensão em menos de 1 %, para os valores de DFM entre 40 e 70 cm, e em menos de 1,5 %, para os valores de DFM entre 80 e 100 cm.

Tabela 11 – Resposta do protótipo em função da variação da distância foco-medidor comparada com o divisor de tensão, para a miliamperagem de 35 mA.

DFM (cm)	Protótipo (kVp)	Divisor de Tensão (kVp)	Diferença entre as medidas (%)
40	Erro de operação ⁱ	75,6	-
50	75,0	75,4	0,53
60	75,8	75,9	0,13
70	75,7	75,6	0,13
80	76,5	75,7	1,06
90	76,7	75,6	1,46
100	Erro de operação ⁱⁱ	75,7	-

ⁱ Mensagem: “Diminuir mA ou Aumentar DFM”ⁱⁱ Mensagem: “Aumentar mA ou Diminuir DFM”

4.7.2 Desempenho do Protótipo em Função da Miliamperagem

A Tabela 12 apresenta os resultados do desempenho do protótipo em função da miliamperagem do tubo (mA), utilizando-se o aparelho de raios X trifásico do HCRP e o medidor NERO. Observou-se que os valores de kVp determinados pelo protótipo diferiram daqueles determinados pelo equipamento NERO em menos de 2%.

Tabela 12 – Resultados da comparação do protótipo com o equipamento NERO em função da variação da mA

kVp Nominal	75 mAs Nominal			125 mAs Nominal		
	Protótipo (kVp)	NERO (kVp)	Diferenças entre as medidas (%)	Protótipo (kVp)	NERO (kVp)	Diferenças entre as medidas (%)
50	Erro ⁱ	50,9	-	48,4	49,3	1,78
55	51,6	52,5	1,72	49,2	49,7	1,01
60	58,6	55,9	1,74	55,9	55,1	1,38

ⁱ Mensagem: “Aumentar mA ou Diminuir DFM”

4.7.3 Dependência Angular do Protótipo

A Tabela 13 apresenta os resultados do desempenho do protótipo em função do ângulo de incidência do feixe de raios X nos fotodiodos, utilizando-se o aparelho de raios X trifásico do laboratório de dosimetria do CIDRA e o divisor de tensão. Observou-se que a resposta do

protótipo variou entre 0,13 e 0,65 % para uma variação angular de +15° e +30°, na direção do catodo, e +15° e +30°, na direção do anodo.

Tabela 13 – Resposta do protótipo em função do ângulo de incidência do feixe de raios X nos detectores

Inclinação	Protótipo (kVp)	Divisor de Tensão (kVp)	Diferença entre as medidas (%)
+30 graus no lado do anodo	76,8	76,3	0,65
+15 graus no lado do anodo	76,4	76,5	0,13
Sem inclinação	76,5	76,4	0,13
+15 graus no lado do catodo	76,5	76,5	0,00
+30 graus no lado do catodo	76,3	76,4	0,13

4.7.4 Influência do Efeito Anódico no Desempenho do Protótipo

A Tabela 14 apresenta os resultados da influência do efeito anódico no desempenho do protótipo, utilizando-se o aparelho de raios X trifásico do laboratório de dosimetria do CIDRA e o divisor de tensão. Observou-se que o efeito anódico causou uma variação na resposta do protótipo menor que 1,5%, comparada à resposta do divisor de tensão.

Tabela 14 – Resposta do Protótipo em Função da Direção do Anodo

Posição do Protótipo	Protótipo (kVp)	Divisor de Tensão (kVp)	Diferença entre as medidas (%)
Posição inicial	77,3	76,9	0,52
+90 graus	77,8	76,7	1,43
+180 graus	77,5	76,8	0,91
+270 graus	77,8	76,9	1,17

4.7.5 Desempenho do Protótipo em Relação ao Tamanho do Campo

A Tabela 15 apresenta os resultados do desempenho do protótipo em função do tamanho do campo de radiação, utilizando-se o aparelho de raios X trifásico do laboratório de dosimetria do CIDRA e o divisor de tensão. Observou-se que a variação da resposta do protótipo foi menor que 0,5% em relação ao divisor de tensão, para tamanhos de campo entre 16 e 400 cm².

Tabela 15 – Resposta do protótipo em função da variação do tamanho do campo

Tamanho do campo (cm²)	Protótipo (kVp)	Divisor de Tensão (kVp)	Diferença entre as medidas (%)
16	75,5	75,3	0,27
64	75,5	75,2	0,40
144	75,6	75,4	0,27
256	75,5	75,3	0,27
400	75,6	75,4	0,27

4.7.6 Desempenho do Protótipo em Função da Filtragem do Feixe

A Tabela 16 apresenta os resultados do desempenho do protótipo em função da filtragem do feixe de raios X, utilizando-se o aparelho de raios X do laboratório de dosimetria do CIDRA, em relação ao divisor de tensão. Observou-se que as variações das respostas de ambos os medidores forma menores que 6 % em relação ao divisor de tensão, para filtrações adicionais entre 1 e 9 mm de Al.

Tabela 16 – Resposta do Protótipo e do Medidor Unfors em Função da Variação da Filtração Adicional

Filtração Adicional (mmAl)	Protótipo (kVp)	Divisor de Tensão (Kvp)	Unfors (kVp)	Divisor de Tensão (kVp)	Diferença em relação ao Divisor de Tensão (%)	
					Protótipo	Unfors
1	53,7	56,6	57,6	56,6	5,40	1,74
2	54,4	56,4	58,0	56,6	3,68	2,41
3	54,7	56,5	58,1	56,5	3,29	2,75
4	55,3	56,5	58,4	56,6	2,17	3,08
5	55,6	56,5	58,7	56,4	1,62	3,92
6	55,9	56,4	59,1	56,5	0,90	4,4
7	56,3	56,3	59,4	56,5	0,00	4,88
8	56,6	56,5	59,6	56,6	0,18	5,03
9	56,8	56,5	59,8	56,5	0,53	5,52
Variação Máxima					5,40	5,52

4.7.7 Desempenho do Protótipo em Relação ao Medidor NERO e ao Divisor de Tensão Utilizando Equipamentos de Raios X Trifásico

A Tabela 17 apresenta os resultados do desempenho do protótipo em relação ao medidor NERO e ao divisor de tensão, utilizando-se o aparelho de raios trifásico do laboratório de dosimetria do CIDRA. De acordo com os resultados apresentados nesta Tabela, observou-se que as variações das respostas de ambos os medidores forma menores que 2% em relação ao divisor de tensão para valores de quilovoltagem de pico entre 45 e 125 kVp.

A relação gráfica (Figura 39) entre os valores da kVp determinados pelo divisor de tensão e os valores da kVp determinados pelo protótipo foi ajustada por uma reta com coeficiente de correlação r igual a 0,999.

Tabela 17 – Resposta do Protótipo e do equipamento NERO comparados com o divisor de tensão

mA	Protótipo (kVp)	NERO (kVp)	Divisor de Tensão (kVp)	Diferença em relação ao Divisor de Tensão (%)	
				Protótipo	NERO
35	47,7	47,9	47,7	0,10	0,42
	52,0	52,2	51,7	0,66	0,97
	56,2	56,5	56,1	0,20	0,71
	60,6	62,1	61,5	1,43	0,98
	62,8	64,1	63,0	0,33	1,75
	70,9	71,1	70,0	1,30	1,57
	73,9	75,1	73,6	0,41	2,04
	76,6	77,1	77,1	0,71	0,00
	82,1	82,6	81,5	0,72	1,35
32	84,2	87,0	85,6	1,65	1,64
	88,7	91,0	89,3	0,66	1,90
	92,3	95,9	94,2	2,03	1,80
	100,3	100,6	99,4	0,95	1,21
26	105,8	105,5	104,2	1,57	1,25
	109,5	110,3	108,4	1,00	1,75
	115,2	115,6	113,9	1,14	1,51
21	121,1	121,6	120,0	0,95	1,33
Variação Máxima (%)				2,03	2,04

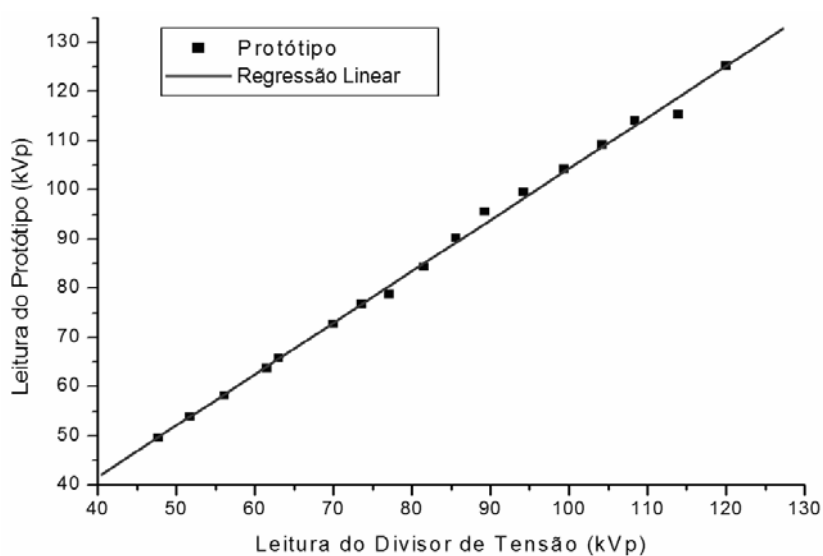


Figura 39 – Resposta do protótipo comparada com o divisor de tensão

4.7.8 Desempenho do Protótipo para Equipamentos de Raios X Monofásicos

A Tabela 18 apresenta os resultados do desempenho do protótipo em relação ao medidor NERO, utilizando-se os equipamentos de raios X monofásicos. Observou-se que a variação da resposta do protótipo foi menor que 1 % comparada à resposta do medidor NERO.

Tabela 18 – Resposta do protótipo para dois equipamentos de raios X monofásicos comparado com o equipamento NERO

Equipamento de raios X (Modelo)	Protótipo (kVp)	NERO (kVp)	Diferença entre as medidas (%)
Specctro 70X	58,4	58,8	0,68
RX10	56,8	56,5	0,53

5 DISCUSSÃO

5.1 Sistema de Detecção Desenvolvido

O sistema de detecção do protótipo utilizou um conjunto com 6 fotodiodos e outro com 3, cada um com filtragem distinta. De acordo com o método do processo de filtragem utilizado pelo protótipo [27], era necessário utilizar-se pelo menos dois conjuntos de fotodiodos com filtrações distintas. Considerando-se a necessidade de se restringir a área ocupada pelos detectores (portabilidade do protótipo) foi necessário limitar-se a quantidade de fotodiodos pelo sistema de detecção. Assim, optou-se pelo uso do arranjo circular composto por dois conjuntos detectores (um com 6 fotodiodos e outro com 3) de forma a criar a maior área de detecção no menor espaço possível. Este número de fotodiodos permitiu a geração de um sinal de saída adequado para o circuito de amplificação. Uma alternativa para a redução do número de detectores utilizados seria aumentar o ganho do circuito de amplificação. Entretanto, isto tornaria o circuito de amplificação susceptível aos ruídos elétricos externos e a possíveis oscilações do sinal de saída. Além disto, ocorreria uma descaracterização do sinal de saída quanto à forma de onda do sinal de entrada.

Na montagem do circuito de detecção considerou-se a importância do consumo de energia, das dimensões da placa eletrônica e do tempo de resposta. O uso do amplificador operacional LMC660 com encapsulamento SOIC garantiu a redução de, ambas, consumo de energia e dimensões da placa eletrônica.

O ganho do circuito de amplificação foi selecionado para se obter um intervalo de resposta entre 0 e 5V, exigido pelo sistema de aquisição. A estabilidade no funcionamento deste circuito foi garantida através da utilização de capacitores de 27 pF em cada etapa da amplificação.

De acordo com os resultados apresentados, o circuito amplificador apresentou um baixo valor de consumo, da ordem de 2 miliamperes. A portabilidade do protótipo exigiu a utilização de baterias recarregáveis, por isso para minimizar-se a quantidade de baterias utilizadas, determinou-se que a soma do consumo de todos os sistemas não deveria passar de 100mA. Como o protótipo foi composto de 3 sistemas, além do visor de cristal líquido, cada

sistema não poderia consumir mais do que 20 mA. Assim, conforme definido anteriormente, o valor de consumo medido para o sistema de detecção foi 10 vezes menor do que o máximo permitido definido anteriormente.

Portanto, o sistema de detecção desenvolvido permitiu portabilidade, baixo consumo de energia, alta sensibilidade e rápido tempo de resposta, necessários para garantir-se a operacionalização do protótipo no domínio da detecção e amplificação do sinal gerado pelos raios X.

5.2 Sistema de Aquisição e Processamento de Dados

Os resultados apresentados pelo sistema de aquisição e processamento de dados do protótipo mostraram um baixo valor de consumo de energia (18mA), alta velocidade de conversão (247000 aquisições por segundo) e precisão (12 bits) do sistema de aquisição e alta capacidade de processamento (1,3 milhões de instruções por segundo).

O microcontrolador Aduc832, utilizado para o processamento de dados do protótipo, possui internamente um conversor AD de 12 bits. Isto possibilita a execução das tarefas de aquisição e de processamento por um único componente eletrônico, reduzindo-se, assim, as dimensões da placa eletrônica.

Os microcontroladores são componentes eletrônicos que foram desenvolvidos com base nos primeiros microprocessadores e atualmente estão sendo amplamente utilizados em sistemas de controle. A grande vantagem de se utilizar estes componentes é que eles possuem internamente uma grande variedade de dispositivos dedicados como os temporizados, os conversores AD e DA, as interfaces de comunicação serial e paralela e as memórias de programa e de dados. O funcionamento de cada dispositivo é definido através de um programa de controle que é gravado na memória de programa destes componentes.

O programa de controle é baseado em um conjunto de instruções pré-definidas, cada instrução define o funcionamento de cada dispositivo interno. Entretanto, este conjunto de instruções depende da arquitetura do microcontrolador. As arquiteturas mais conhecidas são a CISC e a RISC. A arquitetura RISC é mais rápida do que a CISC para executar operações de controle, mas é mais lenta para processos que incluem cálculos matemáticos.

A versatilidade dos microcontroladores possibilita uma redução drástica da quantidade de componentes utilizados nos esquemas elétricos de qualquer equipamento. Além disto, quanto menor a quantidade de componentes utilizados, menor será o consumo de energia total do circuito eletrônico montado.

Neste trabalho, devido à necessidade de realização de cálculos matemáticos, utilizou-se o microcontrolador Aduc832 da série 8051, baseada na arquitetura CISC. Este microcontrolador necessita apenas de alguns componentes discretos para funcionar, por isto conseguiu-se desenvolver um sistema de aquisição e processamento de dados com pequenas dimensões (5,5 cm de largura por 9,5 cm de comprimento e 1,5 cm de altura).

Para a seleção deste componente, considerou-se principalmente:

- 1) a velocidade (7200 aquisições por segundo);
- 2) a precisão do conversor AD (mínimo de 11 bits), utilizado para a aquisição;
- 3) a capacidade de processamento do sistema (maior que 100000 instruções por segundo);
- 4) o consumo de energia (no máximo de 20 mA).

A velocidade de trabalho do conversor AD foi determinada em função da quantidade de pontos que deveriam ser coletados das formas de onda geradas pelos equipamentos de raios X. Os equipamentos de raios X trifásicos geram uma forma de onda de 360 Hz e os monofásicos de 60 Hz. Determinou-se que era necessário coletar 20 pontos por período do sinal gerado para que fosse possível reproduzir-se corretamente a forma de onda. Assim, a velocidade foi determinada multiplicando-se o número de pontos pela frequência dos equipamentos trifásicos, que é a mais alta. O resultado deste cálculo mostrou que o conversor AD deveria realizar aquisições a 7200 Hz, ou seja, deveria coletar 7200 pontos por segundo. De acordo com os dados fornecidos pelo fabricante, o conversor AD do microcontrolador Aduc832, seria capaz de coletar até 247000 pontos por segundo.

A precisão do conversor AD é representada por um número na base binária (bits) e está diretamente relacionada com o número de subdivisões do intervalo de leitura a ser realizada. Para se determinar o número de subdivisões do intervalo de leitura é necessário converter este número binário para a base decimal. No caso do protótipo, era necessário realizar-se leituras no intervalo entre 45 e 125 kVp com uma casa decimal de precisão. Isto resultou em um intervalo de leitura com 800 subdivisões. O microcontrolador utilizado possui uma precisão de 12 bits, que equivale a 4096 subdivisões para o intervalo de leitura. Assim, conseguiu-se obter a precisão necessária (800 subdivisões) para o intervalo de leitura de kVp designado para o protótipo.

A capacidade de processamento do sistema depende da taxa de instruções a ser executada. Esta taxa varia de acordo com a complexidade dos processos a serem realizados. Assim, as operações matemáticas (que normalmente exigem a execução de muitas instruções) podem demorar mais tempo para serem realizadas em relação às operações lógicas (como por

exemplo, tomadas de decisões). Para o caso do protótipo, é necessária a realização de várias operações matemáticas para determinação de apenas um valor da kVp. Por esta razão, optou-se pela utilização do microcontrolador Aduc832, que possui uma taxa de processamento máxima de 1,3 milhões de instruções por segundo.

O consumo de energia máximo do sistema de aquisição e processamento de dados é de 30 mA durante a operação do protótipo.

Portanto, o sistema de aquisição e processamento permitiu portabilidade, baixo consumo de energia, alta velocidade de aquisição e precisão e alta taxa de processamento necessários para garantir-se a operacionalização do protótipo no domínio da aquisição e do processamento dos dados.

5.3 Circuito Regulador de Voltagem

O Visor e os sistemas de detecção, de aquisição e de processamento de dados necessitavam de voltagens de alimentação reguladas. Para atender a esta necessidade, foi necessário desenvolver-se um circuito regulador que fosse capaz de alimentar estes sistemas com voltagens constantes.

Este sistema regulador de voltagem, que consome 10 mA de energia, foi configurado de forma a garantir-se uma capacidade de fornecimento de corrente máxima de saída de 100 mA.

5.4 Montagem do Protótipo

As placas eletrônicas do sistema de detecção, do visor de cristal líquido, a chave liga/desliga, a entrada de alimentação externa e a bateria recarregável foram fixadas na parte interna na caixa plástica do protótipo. As placas eletrônicas do circuito regulador de voltagem e do sistema de aquisição e processamento de dados foram fixadas na base de acrílico através do auxílio de parafusos.

A caixa plástica foi fixada na base de acrílico através do auxílio de parafusos. Esta caixa foi utilizada como um sistema de proteção e de isolamento dos circuitos eletrônicos do sistema. As dimensões da caixa e o arranjo das placas eletrônicas, da bateria, do visor, da chave liga/desliga e da entrada de alimentação foram selecionados de forma a minimizar o volume total e, portanto, garantir a portabilidade do protótipo.

5.5 Validação do Protótipo

A intensidade do feixe de raios X é inversamente proporcional ao quadrado da distância (lei do inverso do quadrado da distância). A resposta do sistema de detecção do protótipo depende da intensidade do feixe dos raios X que incide nos fotodiodos e, portanto, da distância entre os detectores e o tubo de raios X.

O protótipo apresentou a melhor concordância nas medidas de quilovoltagem de pico (0,13%) com o divisor de tensão para valores de DFM entre 60 e 70 cm (Tabela 11). Esta concordância é explicada pelo fato da amplitude do sinal elétrico gerado pelo sistema de detecção (2,5 V) situar-se próximo ao valor médio da voltagem de operação do sistema de aquisição (entre 0,5 e 4,5 V). Para o aumento da DFM entre 70 e 100 cm, observou-se que as amplitudes dos sinais gerados se aproximaram do valor mínimo de voltagem (0,5V) necessário para a reprodução correta da forma de onda. Em consequência disto, as diferenças em amplitudes dos picos associados ao sinal gerado diminuíram com o aumento da DFM. Esta redução na diferença de amplitude elevou o valor da razão das leituras dos fotodiodos e, portanto, o aumento do valor da kVp. Para o aumento da DFM entre 40 e 50 cm, observou-se que as amplitudes dos sinais gerados pelo sistema de detecção (superior a 4,0 V) se aproximaram do valor máximo de voltagem (4,5 V) necessário para a reprodução correta da forma de onda. Em consequência disto, as diferenças entre as amplitudes dos picos associados ao sinal gerado aumentaram com o aumento da DFM. Este aumento na diferença de amplitude diminuiu o valor da razão das leituras dos fotodiodos e, portanto, a redução do valor da kVp. A amplitude do sinal elétrico permaneceu acima de 4,5 V para valores de DFM menores ou igual a 40 cm e, em consequência disto, a rotina de advertência do sistema de processamento exibiu uma mensagem de erro de operação (diminuir o mA ou aumentar a DFM). A amplitude do sinal permaneceu abaixo de 0,5 V para valores de DFM menores ou igual a 100 cm e, em consequência disto, a rotina de advertência do sistema de processamento exibiu uma mensagem de erro de operação (aumentar o mA ou diminuir a DFM).

Conforme a Tabela 12, observou-se que a resposta do protótipo é inversamente proporcional ao valor de mA. Para os valores de quilovoltagens testados, 55 e 60 kVp, observou-se que a resposta do protótipo diminuiu com o aumento do mA. O aumento do valor de mA (aumento da intensidade do feixe de raios X) fez crescer a amplitude do sinal elétrico gerado pelo sistema de detecção e, assim, reduziu as diferenças entre os picos deste sinal. Em consequência disto, o valor da razão das leituras dos fotodiodos foi reduzido e, portanto, a diminuição do valor da kVp. O protótipo não conseguiu determinar o valor da quilovoltagem

para o valor nominal de 50 kVp utilizando o valor de 75 mA. Nesta situação, foi exibida a mensagem “aumentar mA ou diminuir DFM” indicando que o sinal elétrico gerado pelo sistema de detecção permaneceu abaixo do valor de 0,5 V, necessário para a reprodução da forma de onda. De acordo com os resultados apresentados na Tabela 12, observou-se que a menor diferença entre as respostas do protótipo e do medidor NERO ocorreu para a quilovoltagem nominal de 55 kVp e miliamperagem de 125 mA.

De acordo com os resultados apresentados nas Tabelas 13, 14 e 15, observou-se que o desempenho do protótipo independente do ângulo de incidência, do tamanho do campo de radiação e do efeito anódico. Entretanto, recomenda-se que a região sensível do protótipo seja posicionada no centro do campo de radiação com dimensões de 10 cm x 10 cm.

A quantidade de filtragem inerente utilizada nos tubos de raios X médico e odontológico depende do fabricante e do modelo. O processo de filtragem modifica o espectro de saída do feixe de raios X e, portanto, interfere no processo da determinação da quilovoltagem de pico. Assim, foi necessário determinar-se a dependência da resposta do protótipo em função da filtração adicional do tubo de raios X. De acordo com os resultados mostrados na Tabela 16, observou-se que o protótipo apresentou o melhor desempenho para a filtragem adicional de 7 mm de Al e o pior para 1,0 mm de Al, em comparação com o divisor de tensão. Ao contrário, o medidor Unfors apresentou o melhor desempenho para 1,0 mm de Al e o pior para 9,0 mm, em comparação ao divisor de tensão. A resposta do protótipo em relação ao divisor de tensão variou entre zero e 5,4 %, enquanto que a resposta do medidor Unfors variou entre 1,7 e 5,5 %. Portanto, o desempenho do protótipo foi semelhante ao do medidor Unfors que também utiliza tecnologia digital e um processo de filtragem diferenciada de feixes de raios X para a determinação da kVp.

A relação gráfica (Figura 39) entre os valores da kVp determinados pelo divisor de tensão e os valores da kVp determinados pelo protótipo foi ajustada por uma reta com coeficiente de correlação r igual a 0,999. Este valor de correlação mostra a linearidade da resposta do protótipo em função da kVp para o intervalo de quilovoltagem entre 45 e 125 kVp. Isto foi garantido pela seleção das espessuras dos filtros (um conjunto de filtros de Cu com espessura de 0,78 mm e 1,28 mm e o outro com 2,78 mm e 3,28 mm) e pela voltagem de operação do sistema de detecção do protótipo (de 0,5 a 4,5 V).

A Tabela 17 apresentou os resultados do desempenho do protótipo em comparação ao medidor NERO e ao divisor de tensão. Esses resultados foram obtidos para o intervalo nominal de quilovoltagens entre 45 e 125 kVp, tamanho de campo de 15 cm x 15 cm, DFM de 70 cm e filtragem adicional de 5 mm de Al. Para a miliamperagem de 35 mA, observou-se

uma diferença máxima de 1,4 % entre os valores de kVp determinados pelo protótipo em relação aos valores determinados pelo divisor de tensão. Para o medidor NERO, esta diferença aumentou para 2 %. Para a miliamperagem de 32 mA, observou-se uma diferença máxima de 2 % entre os valores de kVp determinados pelo protótipo em relação aos valores determinados pelo divisor de tensão. Para o medidor NERO, esta diferença diminuiu para 1,9 %. Para a miliamperagem de 26 mA, observou-se uma diferença máxima de 1,6 % entre os valores de kVp determinados pelo protótipo em relação aos valores determinados pelo divisor de tensão. Para o medidor NERO, esta diferença diminuiu para 1,8 %. Para 21 mA, observou-se uma diferença máxima de 0,95 entre os valores de kVp determinados pelo protótipo em relação aos valores determinados pelo divisor de tensão. Para o medidor NERO, esta diferença diminuiu para 1,33 %. Assim, para esta variação de miliamperagem, tanto o protótipo quanto o medidor NERO apresentaram uma diferença máxima em resposta menor que 2,1 % quando comparados ao divisor de tensão. Portanto, o desempenho do protótipo foi semelhante ao do medidor NERO. Assim como o protótipo, este medidor de kVp utiliza o processo da filtragem do feixe de raios X para a determinação da kVp. Entretanto, a eletrônica deste medidor utiliza uma quantidade maior de componentes eletrônicos e, portanto, não é portátil.

O divisor de tensão é considerado o método padrão para a determinação da kVp dos equipamentos de raios X médico com limitações pelo fato de tratar-se de um método não invasivo e de difícil utilização.

O método de cálculo da razão das leituras dos fotodiodos, através da média dos picos, utilizado pelo programa de controle do sistema de processamento não é influenciado pela forma de onda, conforme mencionado anteriormente (os equipamentos de raios X monofásicos e trifásicos possuem ondas com períodos diferentes, mas com amplitudes semelhantes). Por esta razão, a resposta do protótipo independe do período, mas depende da amplitude, portanto, a resposta do protótipo independe da forma de onda do gerador de raios X. Isto foi confirmado através dos resultados do desempenho do protótipo para os aparelhos de raios X odontológico (monofásicos) apresentados na Tabela 18. A variação da resposta do protótipo foi menor que 1 % quando comparada ao medidor NERO utilizando-se dois modelos de aparelhos de raios X odontológico. A determinação da kVp dos aparelhos de raios X odontológico deve ser realizada com a região sensível do protótipo centrada no campo de radiação, 20 cm de DFM o tempo de exposição de 500 mseg.

De acordo com os resultados apresentados sobre o desempenho do protótipo, as incertezas associadas à determinação da kVp dos equipamentos de raios X médico e

odontológico foram menores que 3%. Portanto, de acordo com os principais testes exigidos pelas Normas da ABNT, que foram realizados durante a validação do protótipo, e que admitem um valor menor que 5%, este protótipo é adequado para a determinação da kVp nos PCQ, em conformidade com a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

6 CONCLUSÃO

O uso de detectores de alta sensibilidade foi importante para se evitar que o circuito de amplificação trabalhasse com ganho muito alto. Portanto, garantiu-se a estabilidade do sinal gerado pelo circuito amplificador do protótipo.

A seleção da faixa de trabalho do sistema de detecção entre 0,5 e 4,5V garantiu a operacionalização do protótipo em um grande intervalo de variação de intensidade de raios X. Em consequência disto, o protótipo pode operar em grandes intervalos de DFM (entre 50 e 90 cm), de mAs (entre 10 e 35 mA) e de filtragem (entre 4 e 9 mm de Al). A seleção desta faixa de trabalho também foi importante para tornar a resposta do protótipo independente do efeito anódico e do tamanho do campo de radiação.

O microcontrolador Aduc832, que integra os sistemas de aquisição e de processamento de dados, permitiu alta velocidade de aquisição (7200 Hz), alta precisão (12 bits) e alta taxa de processamento (1,3 milhões de instruções por segundo). A seleção desta velocidade de aquisição foi importante para se conseguir um número de pontos suficiente para a reprodução da forma de onda. A precisão de 12 bits foi necessária para que protótipo trabalhasse no intervalo entre 45 e 125 kVp, com uma casa decimal de precisão. A alta taxa de processamento permitiu a realização dos cálculos matemáticos, usados na determinação da quilovoltagem de pico, e a exibição dos resultados no visor em tempo real.

A construção do protótipo utilizou componentes com encapsulamento SOIC para os sistemas de detecção, de aquisição e de processamento de dados. Isto permitiu a redução das dimensões das placas eletrônicas destes sistemas e, portanto, a portabilidade do protótipo. Este tipo de encapsulamento permitiu, também, a redução do consumo de energia. A separação das placas eletrônicas de cada sistema que constituiu o protótipo foi necessária para facilitar o processo de manutenção.

A reposta do protótipo independe da forma de onda do gerador de raios X pelo fato do método de determinação da kVp utilizado depender apenas da amplitude da forma de onda e não da sua frequência. Em consequência disto, o protótipo é capaz de determinar a kVp dos aparelhos de raios X médico e odontológico com a mesma eficiência.

Os resultados do desempenho do protótipo mostraram incertezas menores que 3 % na determinação da kVp dos equipamentos de raios X médico e odontológico. Portanto, de acordo com as principais Normas da ABNT, este protótipo é apropriado para a determinação da kVp destes equipamentos na rotina dos PCQ, em conformidade com a Portaria 453 do Ministério da Saúde.

Com base na eletrônica digital, obteve-se um protótipo para a determinação da kVp, portátil, com baixo consumo de energia e de fácil manutenção. Assim, disponibilizou-se uma tecnologia nacional para a determinação da kVp, apropriada para o uso nos programas de controle de qualidade dos equipamentos de raios X médico e odontológico.

Referências Bibliográficas

-
- [1] BRASIL, CNEN - Norma 3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, Resolução No 27. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 6 de jan. 2005. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/nn_301.pdf>.
- [2] BRASIL, Portaria 493 - RE nº, 64, 25 de agosto de 2000. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, de 4 de abril de 2003.
- [3] GHILARDI NETTO, T. Algumas Contribuições para a Evolução do Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico. 1986. Livre Docência – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [4] MISTÉRIO DA SAÚDE, Portaria 453, Brasília, Diário Oficial, 1998.
- [5] GHILARDI NETTO, T.; PAULA, E. de. A New Tool and its Sensitivity to Spectral Changes. **Revista Brasileira de Engenharia**. v.6, n. 2, p. 46-52, 1989.
- [6] EUA, CFR 21 – Capítulo I - FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, Subcapítulo H - MEDICAL DEVICES. Título da Patente: MULTIPLE KEITHLEY, VICTOREEN, AND INOVISION INSTRUMENTS. FDA no. 1526801, Solon, OH, 10 jan. 1988. Disponível em: <http://www.zapconnect.com/products/index.cfm/fuseaction/products_display_detail/eregnum/1526801/owner_operator_number/1526801/product_code/LHO/1526801.html>.
- [7] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR10011**: Medidores e monitores portáteis de taxa de exposição de raios X e gama, para uso em radioproteção. Rio de Janeiro, 1987.
- [8] SOARES, Flávio Augusto P., LOPES, Henrique Batista M., **Radiodiagnóstico - Fundamentos Físicos**, Florianópolis:Insular, 2003. 85 p.
- [9] ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York : John Wiley & Sons, 1986. 640p.
- [10] BROCHI, M. A. C., Métodos de Simulação Computacional para Redução de Dose em Radiodiagnóstico. 1990. 79 p. Dissertação (Mestrado em Física Médica) – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [11] Publicação Científica número 569 da Organização Panamericana de Saúde “Garantia de Qualidade em Radiodiagnóstico”, oriunda da Organização Mundial de Saúde. Publicada na Cidade do México, em 1984. Trabalho realizado por João Emílio Peixoto, do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da CNEN.

-
- [12] CORTE, R. E. F., Implantação de um programa de controle de qualidade de imagens radiográficas em um hospital de grande porte. 1991. 91 p. Dissertação (Mestrado em Ciências na área de Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [13] Eastman Kodak Company. **Sensitometric Properties of X-Ray Films**. Rochester. N. Y., 1963.
- [14] GOES, E. G.; PELA, C. A.; GHILARDI NETTO, T., A time-scale sensitometric method for evaluating screen-film systems, **Physics in Medicine and Biology**, v.42, p. 1939, 1997.
- [15] PINA, D. R.; DUARTE, S. B.; GHILARDI NETTO, T. et al., Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment, **Physics in Medicine and Biology**, v.49, p. 215, 2004.
- [16] PINA, D. R., Metodologia para Otimização de Imagens Radiográficas. 2002. 113 p. Tese (Doutorado em Ciências na área de Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [17] Christensen, E. E.; Curry, T. S. Dowday, J. E. **A introduction to the Physics of Diagnostic Radiology**. 2 ed., Philadelphia: Lea&Febiger, 1978.
- [18] Ter-Pogossian, M. **The Physical Aspects of Diagnostic Radiology**. 2 ed. New York: Harper&Row Publishers, 1969.
- [19] Cleare, H. M.; Splettstosser, H. R.; Seemann, H. E. An Experimental Study of the Mottle Produced by X-Ray Intensifying Screen. **American Journal of Roegten**, v. 88, p. 168, 1962.
- [20] Sturm, R. E.; Morgan, H. R. Screen Intensification Systems and their Limitations, **American Journal of Roegten**, v.62, p. 617, 1949.
- [21] Rosmann, K. Spatial Fluctuation on X-Ray Quanta and the Recording of Radiographic Mottle. **American Journal of Roegten**, v. 90, p. 864, 1963.
- [22] STANTON, L.; LIGHTFOOT, D. A.; MANN, S. A Penetrameter Method for Field KV Calibration of Diagnostic X-Ray Machines. **Radiology**, v. 87, p. 87-98, 1966.
- [23] ARDRAN, G. M.; CROOKS, H. E. Checking Diagnostic X-Ray Beam Quality. **British Journal of Radiology**. v.41, n. 483, p. 193-198, 1968.
- [24] GHILARDI NETTO, T.; CAMERON, J.R. An Expensive kVp Penetrameter. **Medical Physics**. v.12, p. 259-260, 1985.

-
- [25] GHILARDI NETTO, T. Garantia e Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico. 1998. Apostila – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- [26] Morgan, R. H. A Simple Method For Measuring Peak Voltage in Diagnostic Roentgen Equipment. **American Journal of Roentgenology and Radium Therapy**, v. 1.11., n. 2, Agosto de 1944.
- [27] NEWELL, R. R.; HENRY, G. C. Measuring X-Ray Kilovoltage by Absorption in Two Filters. Apresentado no 39. Annual Meeting of the Radiological Society of North America, de 13 a 18 de Dezembro de 1953, Chicago, Illinois, EUA.
- [28] PAIXÃO, R. R.; HONDA, R. **Processadores Intel**. São Paulo: Érica. 200 p.
- [29] NICOLosi, D. E. C. **Microcontrolador 8051 Detalhado**. São Paulo: Érica, 2000. 221 p.
- [30] SILVA, V. P. **Aplicações Práticas para o Microcontrolador 8051**. 11. ed. São Paulo: Érica, 2003. 244 p.
- [31] Kuhnel, C. **BASCOM Programming of Microcontrollers with Ease**. FL: Universal Publishers, 2001. 236p.
- [32] In-Stat/MDR. Affordable SOC: MCU Demand in Applications 2002-2007. **Semiconductor International**, Scottsdale, Ariz., Janeiro de 2004.
- [33] INFOMET, Informações britadas, fundidas e laminadas. Handbook – Metais e Ligas – Cobre – Informações Gerais: Mineração e Metalurgia. Disponível em:
<http://www.infomet.com.br/cu_mineracao.php>.
- [34] NEUROSOFt Virtual X-ray, version 1.0. Produzido por Renato Glauco de Souza Rodrigues. Disponível em: <<http://www.neurosoft.com.br/raiosX.zip>>. Acesso em: 10 jun. 2004.
- [35] Birch, R.; Marshall, M. Computation of Bremsstrahlung X-ray Spectra and Comparison Spectra Measured with a Ge(Li) Detector. **Phys. Med. Biol.** v.24, p. 505-517, 1979.
- [36] MALVINO, A. P. **Eletrônica**. 4. ed. São Paulo: Makron Books, 1995, 558 p.
- [37] CIPELLI, A. M. V.; SANDRINI, W. J. S.; MARKUS, O. **Teoria e Desenvolvimento de Projetos de Circuitos Eletrônicos**. 21 ed. Paulo: Érica. 464 p.
- [38] ANALOG DEVICES: ADUC832 HOMEPAGE. Disponível em:
<<http://www.analog.com/en/prod/0%2C2877%2CADUC832%2C00.html>>. Acesso em: 15 jul. 2004.

[39] Renesas Technology: The HD44780U dot-matrix liquid crystal display controller and driver LSI displays alphanumerics, Japanese kana characters, and symbols. Disponível em:
<http://www.renesas.com/fmwk.jsp?cnt=discontinued_products_02.htm&fp=/products/lcd/child_folder/&title=Discontinued%20products>. Acesso em: 11 nov. 2004.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)