



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ACRE**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA, INOVAÇÃO E**  
**TECNOLOGIA PARA A AMAZÔNIA – CITA**

# **DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO MEDIDOR DE PARÂMETROS PARA RADIODIAGNÓSTICO**

**FÁBIO REIS FERREIRA**

RIO BRANCO, AC  
Abril de 2019

**FÁBIO REIS FERREIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO MEDIDOR DE  
PARÂMETROS PARA RADIODIAGNÓSTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência, Inovação e Tecnologia para a Amazônia, da Universidade Federal do Acre, como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Ciências e Inovação Tecnológica.**

**Orientador: Dr. Fernando Sérgio Escócio Drummond Viana de Faria**

**Co-orientador: Dr. Anselmo Fortunato Ruiz**

RIO BRANCO, AC

Abril de 2019

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ACRE**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA, INOVAÇÃO E TECNOLOGIA**  
**PARA A AMAZÔNIA – CITA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO MEDIDOR DE**  
**PARÂMETROS PARA RADIODIAGNÓSTICO**

**FÁBIO REIS FERREIRA**

DISSERTAÇÃO APROVADA EM: \_\_\_\_\_

---

DR. FERNANDO SÉRGIO ESCÓCIO DRUMMOND VIANA DE FARIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO ACRE - UFAC

---

DR. JOSÉ HUMBERTO ARAÚJO MONTEIRO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO ACRE – UFAC

---

DRA. ANA BEATRIZ ALVAREZ MAMANI  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO ACRE - UFAC

Dedico esta dissertação aos meus pais Fernando Lima e Odaisa Reis por todo amor incondicional.

Aos meus sobrinhos que os tenho como filhos.

## AGRADECIMENTOS

À Deus, que na sua infinita misericórdia, me guiou pelo caminho certo, ao buscar conquistar os meus objetivos.

À Universidade Federal do Acre (UFAC), onde estou concluindo mais um sonho acadêmico e onde tenho a honra de ser servidor.

À ex-prefeita da UFAC *Campus* Sede, Sra. Odineide Farias, pela compreensão e apoio à minha formação.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Fernando Escócio e ao co-orientador Prof. Anselmo Ruiz, por associarem suas experiências profissionais com humildade e humanização, proporcionando-me uma ótima orientação acadêmica.

Aos professores doutores José Humberto Araújo Monteiro, Ana Beatriz Alvarez Mamani e Omar Alexander Chura Vilcanqui, pela honrosa composição da banca e avaliação do trabalho.

Ao Eng. Renato Maranhão da Silva, pela participação direta na elaboração e desenvolvimento do projeto.

Aos meus amigos, em especial, Jakeline Saldanha, Thainã Pismel, Débora Capozzoli, Denis Matos, José Henrique, Rafael Vargas, Camila Lustosa, Aldenice Lima, Ângelo Alves, Carol Silva e Kelly Cristina. Vocês estiveram comigo, nos melhores momentos dessa caminhada, assim como, fortificaram os meus passos nas etapas mais difíceis.

Aos amigos Luciano, Elídio e Davi, responsáveis pelos setores de patrimônio das três unidades de saúde onde foram realizados os testes de desempenho do protótipo. Sem os amigos esse trabalho não poderia ter seguido em frente.

Ao Dr. Alexandre Gomes, pelo companheirismo e irmandade ao longo de todos esses anos. Você foi, e sempre será essencial em todas as fases da minha vida.

À família Gomes de Lima, pelo apoio estrutural e emocional, confirmando a verdadeira essência do amor.

À minha família, minha melhor essência de amor, amizade e sinceridade. Sempre ao meu lado, apoiando e incentivando-me na realização dos meus objetivos.

*"Há uma força motriz mais poderosa que o vapor, a eletricidade e a energia atômica: a vontade. "*

*Albert Einstein, 1879-1955.*

## RESUMO

A aplicação das radiações ionizantes na medicina é uma realidade cada vez mais difundida. Uma das aplicações mais comuns é o radiodiagnóstico utilizando-se radiação x para a geração de imagens do corpo humano a fim de se diagnosticar patologias e fraturas. No Brasil, a Portaria 453/98 do Ministério da Saúde determina um conjunto de requisitos técnicos para a garantia da qualidade da imagem do radiodiagnóstico. Entre os vários requisitos desta portaria estão os testes periódicos dos diversos parâmetros associados ao equipamento de raios x, dentre eles valores de corrente de filamento, tempo de exposição e fator mAs, que é dado pelo produto entre corrente de filamento e tempo de exposição. Foi realizado neste trabalho o projeto e a montagem de um equipamento capaz de realizar a medição destes três parâmetros. Entre os requisitos para o medidor desenvolvido estavam a precisão, boa exatidão e a capacidade de ser um aparelho portátil. Foi medido o desempenho do protótipo à partir da avaliação da resposta ao módulo da corrente de filamento, ao tempo de exposição e à forma de onda da corrente. Como resultado das avaliações obteve-se um erro máximo de leitura de 4,06%, quando comparado à um medidor comercial de referência, com precisão conhecida, do fabricante Sigmatek. Todos os fatores de correção para os gráficos de dispersão foram maiores que 0,99 apresentando baixa dispersão dos valores medidos, sendo esse resultado um indicativo da boa linearidade das medições. A resposta às formas de onda trifásicas não pôde ser avaliada, uma vez que não foi obtido acesso à equipamentos de raios x com geradores desses tipos. A montagem final do protótipo contou com medidas de 70 x 139 x 155 mm. O mesmo apresentou conexão remota via módulo *bluetooth*, para facilitação da leitura das medições. O trabalho estimou que a autonomia do protótipo atende, com tolerância, o tempo de realização de dois testes antes da necessidade de troca da bateria. Foi comprovado, através da análise dos custos, que o protótipo poderá ser vendido com preços que variem entre R\$445,46 à R\$1.976,90, considerando todos os custos variáveis de produção, as despesas variáveis e as margens de contribuição, em comparação aos seus concorrentes. Os objetivos específicos foram alcançados, com sugestões de aprimoramento técnico do protótipo.

**Palavras chave:** Medidor. Corrente de filamento. Aparelho de raios x.

## ABSTRACT

The application of ionizing radiation in medicine is an increasingly widespread reality. One of the most common applications is radiodiagnosis using x-radiation to generate images of the human body in order to diagnose pathologies and fractures. In Brazil, the Ordinance of the Ministério da Saúde 453/98 establishes a set of technical requirements for guaranteeing the image quality of radiodiagnosis. Among the various requirements of this ordinance are periodic tests of the various parameters associated with the x-ray equipment, including filament current, exposure time and mAs factor, which is given by the product between filament current and exposure time. This work carried out the design and assembly of an equipment capable of performing the measurement of these three parameters. Among the requirements for the developed meter were precision, good accuracy and the ability to be a portable device. The performance of the prototype was measured from the evaluation of the response to the filament current module, the exposure time and the current waveform. As a result of the evaluations a maximum reading error of 4.06% was obtained when compared to a commercial reference meter, with known accuracy, of Sigmatek. All correction factors for the dispersion plots were greater than 0.99 with low dispersion of the measured values, which is indicative of the good linearity of the measurements. The response to three-phase waveforms could not be assessed, since access to x-ray equipment with generators of these types was not obtained. The final assembly of the prototype counted on measures of 70 x 139 x 155 mm. The same had remote connection via Bluetooth module, to facilitate the reading of the measurements. The work estimated that the autonomy of the prototype meets, with tolerance, the time to perform two Tests before the need to change the battery. It has been proven through cost analysis that the prototype can be sold with prices ranging from R\$ 445.46 to R\$ 1,976.90, considering all the variable costs of production, the variable expenses and the contribution margins, compared to its competitors. The specific objectives were achieved, with suggestions for technical improvement of the prototype.

**Keywords:** Meter. Filament current. X-ray machine.



## LISTA DE SIGLAS

|        |                                          |
|--------|------------------------------------------|
| I2C    | <i>Inter-Integrated Circuit</i>          |
| LED    | Light Emissor Diode                      |
| LCD    | Liquid Crystal Display                   |
| ADC    | Anolog to Digital Converter              |
| AMPOP  | Amplificador Operacional                 |
| UPA    | Unidade de Pronto Atendimento            |
| PGQ    | Plano de Garantia da Qualidade           |
| ANVISA | Agência Nacional de Vigilância Sanitária |
| MS     | Ministério da Saúde                      |

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – Esquema da Geração de Raios X por Freamento .....                                                            | 18 |
| Figura 2 – Esquema da Geração de Raios X Característicos .....                                                          | 19 |
| Figura 3 – Diagrama de uma Ampola de Raios X .....                                                                      | 22 |
| Figura 4 – Esquema do Alvo em uma Ampola de Anodo Fixo .....                                                            | 24 |
| Figura 5 – Foto de uma Ampola de Anodo Fixo .....                                                                       | 24 |
| Figura 6 – Esquema dos Elementos Internos de uma Ampola de Anodo Giratório...                                           | 25 |
| Figura 7 – Esquema dos Elementos Presentes em um Tubo de Raios X.....                                                   | 26 |
| Figura 8 – Esquema das Radiações Presentes em um Cabeçote de Raios X.....                                               | 26 |
| Figura 9 – Representação de um Autotrafo .....                                                                          | 27 |
| Figura 10 – Esquema Básico do Sistema de Controle de Alta Tensão .....                                                  | 28 |
| Figura 11 – Local de Ligação do Medidor (Protótipo).....                                                                | 30 |
| Figura 12 – Diagrama do Sinal de Alta Tensão Passando pelo Retificador em Ponte e Sendo Aplicado a Ampola .....         | 31 |
| Figura 13 – Esquema das Ligações de Primário, Secundário e dos Diodos de um Transformador Trifásico .....               | 32 |
| Figura 14 – Formas de Onda de uma Alimentação Trifásica e da Onda Resultante Após a Retificação Desta Alimentação ..... | 33 |
| Figura 15 – Esquema Elétrico do Transformador Trifásico de 12 Pulsos.....                                               | 34 |
| Figura 16 – Diagrama Representativo do Circuito de um Gerador de Alta Frequência .....                                  | 35 |
| Figura 17 – Curva Característica da Influência da Corrente na Amplitude do Espectro de Emissão de Raios X .....         | 36 |
| Figura 18 – Visão Geral do Circuito Eletrônico do Protótipo .....                                                       | 40 |
| Figura 19 – Layout Desenvolvido para a PCI do Protótipo.....                                                            | 41 |
| Figura 20 – Diagrama de Blocos do Protótipo.....                                                                        | 41 |
| Figura 21 – Esquema Eletrônico do Circuito Fonte de Tensões .....                                                       | 43 |
| Figura 22 – Circuito de Leitura e Amplificação de Corrente .....                                                        | 44 |
| Figura 23 – Circuito de Disparo da Leitura de Corrente .....                                                            | 47 |
| Figura 24 – Esquema do Circuito do Microcontrolador e Acessórios .....                                                  | 48 |
| Figura 25 – Imagem do Módulo Bluetooth HC-06 .....                                                                      | 48 |
| Figura 26 – Esquema da Ligação do Módulo Bluetooth ao Microcontrolador .....                                            | 49 |

|                                                                                                                                    |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 27 – Display LCD Utilizado no Protótipo .....                                                                               | 50 |
| Figura 28 – Esquema da Arquitetura do Protocolo de Comunicação I2C .....                                                           | 50 |
| Figura 29 – Descritivo do módulo I2C para display LCD utilizado.....                                                               | 51 |
| Figura 30 – Esquema da ligação do módulo I2C ao microcontrolador .....                                                             | 52 |
| Figura 31 – Comparação entre o sinal original e o sinal amostrado.....                                                             | 53 |
| Figura 32 – Imagem da placa do MCP3202 .....                                                                                       | 55 |
| Figura 33 – Esquema de Ligação do Módulo MCP3202 ao Microcontrolador .....                                                         | 55 |
| Figura 34 – Fluxograma do Código Fonte Desenvolvido .....                                                                          | 56 |
| Figura 35 – Medidor comercial Sigmatek .....                                                                                       | 59 |
| Figura 36 – Forma de Ligação para as Medições .....                                                                                | 59 |
| Figura 37 – Aparelho de raios x .....                                                                                              | 60 |
| Figura 38 – Esquema de Um Divisor de Tensão para Raios X .....                                                                     | 62 |
| Figura 39 – Placa de Circuito Impresso Obtida .....                                                                                | 65 |
| Figura 40 – Aspecto da PCI com os Componentes Soldados.....                                                                        | 66 |
| Figura 41 – Caixa Padrão Utilizada para a Montagem do Protótipo.....                                                               | 66 |
| Figura 42 – Aspecto Final da Montagem do Protótipo .....                                                                           | 67 |
| Figura 43 – Aspecto Final do Protótipo .....                                                                                       | 67 |
| Figura 44 – Gráfico de Dispersão e da Regressão Linear das Leituras no Hospital e<br>Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora.....    | 69 |
| Figura 45 – Gráfico de Dispersão e da Regressão Linear das Leituras na Policlínica<br>do Tucumã .....                              | 70 |
| Figura 46 – Gráfico de Dispersão e da Regressão Linear das Leituras na Unidade de<br>Pronto Atendimento (UPA) do 2º Distrito ..... | 72 |
| Figura 47 – Gráfico de Dispersão e da Regressão Linear das Médias das Leituras<br>Realizadas.....                                  | 73 |
| Figura 48 – Placa Eletrônica do Arduino UNO .....                                                                                  | 91 |
| Figura 49 – Esquema Eletrônico da Placa Arduino UNO .....                                                                          | 92 |
| Figura 50 – Esquemático do Microcontrolador ATMEGA328P.....                                                                        | 93 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                                                                |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Raios X Característicos do Tungstênio e Suas Energias Efetivas (keV) .                                                              | 20 |
| Tabela 2 – Lista de Materiais Utilizados .....                                                                                                 | 57 |
| Tabela 3 – Resultado das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente no Equipamento da Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora.....               | 68 |
| Tabela 4 – Resultado das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente no Equipamento da Policlínica do Tucumã .....                              | 69 |
| Tabela 5 – Resultado das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente no Equipamento da Unidade de Pronto Atendimento (UPA) do 2º Distrito ..... | 71 |
| Tabela 6 – Média dos Resultados das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente dos Três Equipamentos .....                                     | 72 |
| Tabela 7 – Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo no Equipamento da Maternidade Bárbara Heliodora .....                       | 74 |
| Tabela 8 – Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo no Equipamento da Policlínica do Tucumã .....                               | 75 |
| Tabela 9 – Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo no Equipamento da Unidade de Pronto Atendimento 2º Distrito .....           | 76 |
| Tabela 10 – Média dos Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo .....                                                            | 76 |
| Tabela 11 – Resultados das Medições da Resposta à Forma de Onda do Equipamento da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora .....    | 77 |
| Tabela 12 – Resultados das Medições da Resposta à Forma de Onda do Equipamento da Policlínica do Tucumã .....                                  | 78 |
| Tabela 13 – Levantamento do Consumo de Corrente pelo Protótipo.....                                                                            | 80 |
| Tabela 14 – Orçamento com Materiais e Frete para a Montagem do Protótipo .....                                                                 | 81 |
| Tabela 15 – Valores de Produtos Similares no Mercado .....                                                                                     | 83 |
| Tabela 16 – Comparativo de Funções Disponíveis nos Produtos Analisados .....                                                                   | 84 |

## SUMÁRIO

|                                                                                              |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>                                                                     | <b>15</b> |
| 1.1 JUSTIFICATIVA.....                                                                       | 16        |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>                                                         | <b>17</b> |
| 2.1 A RADIAÇÃO X .....                                                                       | 17        |
| 2.1.1 Radiação de Freamento .....                                                            | 17        |
| 2.1.2 Radiação Característica .....                                                          | 19        |
| 2.2 O EQUIPAMENTO DE RAIOS X PARA RADIODIAGNÓSTICO .....                                     | 20        |
| 2.2.1 O Conjunto Ampola e Cabeçote de Raios X.....                                           | 21        |
| 2.2.1.1. Ampolas de Anodo Fixo .....                                                         | 23        |
| 2.2.1.2. Ampolas de Anodo Giratório.....                                                     | 25        |
| 2.2.2 Conjunto Gerador de Alta Tensão e Pannel .....                                         | 27        |
| 2.2.2.1. Gerador Monofásico de Meia Onda.....                                                | 30        |
| 2.2.2.2. Gerador Monofásico de Onda Completa .....                                           | 31        |
| 2.2.2.3. Gerador Trifásico de Onda Completa de Seis Pulsos .....                             | 32        |
| 2.2.2.4. Gerador Trifásico de Onda Completa de Doze Pulsos.....                              | 34        |
| 2.2.2.5. Gerador de Alta Frequência .....                                                    | 35        |
| 2.3 EFEITO DA CORRENTE, DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO E DO PRODUTO mAs EM EXAMES RADIOGRÁFICOS ..... | 36        |
| <b>3 OBJETIVOS.....</b>                                                                      | <b>38</b> |
| 3.1 OBJETIVO GERAL .....                                                                     | 38        |
| 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....                                                               | 38        |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>                                                            | <b>39</b> |
| 4.1 REQUISITOS PARA O PROTÓTIPO .....                                                        | 39        |
| 4.2 DESCRIÇÃO DE FUNCIONAMENTO DO PROTÓTIPO.....                                             | 39        |
| 4.2.1 Circuito Fonte de Tensões.....                                                         | 42        |
| 4.2.2 Circuito de Leitura e Amplificação de Corrente .....                                   | 43        |
| 4.2.3 Circuito de Disparo da Leitura.....                                                    | 46        |
| 4.2.4 Circuito do Microcontrolador e Acessórios .....                                        | 47        |
| 4.2.4.1. Placa Bluetooth .....                                                               | 48        |
| 4.2.4.2. Placa Display / I2C .....                                                           | 49        |
| 4.2.4.3. Placa MCP3202 Conversor ADC 12 Bits.....                                            | 52        |
| 4.3 PROGRAMAÇÃO DESENVOLVIDA PARA O MICROCONTROLADOR .....                                   | 55        |
| 4.4 MATERIAIS UTILIZADOS.....                                                                | 57        |
| 4.5 PROCEDIMENTOS DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO .....                                            | 58        |
| 4.5.1 Locais e datas das realizações dos testes .....                                        | 60        |
| 4.5.2 Procedimento de avaliação da Resposta em Relação ao Módulo da Corrente .....           | 61        |
| 4.5.3 Procedimento de avaliação da Resposta em Função do Tempo de Disparo.....               | 62        |
| 4.5.4 Procedimento de avaliação da Resposta em Função da Forma de Onda da Corrente .....     | 63        |
| 4.5.5 Procedimento de avaliação do Consumo de Energia e da Autonomia em Bateria .....        | 63        |

|                                                                                                    |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>4.5.6 Procedimento de avaliação do Custo de Produção e do Valor de Venda do Protótipo .....</b> | <b>64</b> |
| <b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>                                                              | <b>65</b> |
| 5.1 PRODUÇÃO DO PROTÓTIPO .....                                                                    | 65        |
| 5.2 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA EM RELAÇÃO AO MÓDULO DA CORRENTE.....              | 68        |
| 5.3 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA EM FUNÇÃO DO TEMPO DE DISPARO .....                | 74        |
| 5.4 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA EM FUNÇÃO DA FORMA DE ONDA DA CORRENTE .....       | 77        |
| 5.5 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DO CONSUMO DE ENERGIA E DA AUTONOMIA EM BATERIA .....          | 79        |
| 5.6 ANÁLISE DE CUSTOS DA PRODUÇÃO DO PROTÓTIPO .....                                               | 81        |
| <b>6 CONCLUSÕES .....</b>                                                                          | <b>86</b> |
| <b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                                                          | <b>88</b> |
| <b>ANEXOS .....</b>                                                                                | <b>90</b> |
| ANEXO I – A PLATAFORMA DE DESENVOLVIMENTO ARDUINO .....                                            | 91        |
| ANEXO II – Esquema Eletrônico da Placa Arduino UNO .....                                           | 94        |
| ANEXO III – Visão Geral do Circuito do Protótipo .....                                             | 95        |

## 1 INTRODUÇÃO

O radiodiagnóstico foi a primeira área da saúde a utilizar a radiação x para gerar imagens do corpo humano. A geração de imagens das estruturas ósseas representou um grande avanço no diagnóstico e tratamento de fraturas, má formações e injúrias do sistema esquelético. Com o avanço da tecnologia e das ferramentas de controle dos equipamentos de raios x, passou-se a aplicar a técnica em outros setores da medicina como em diagnósticos do sistema respiratório, por exemplo. Mais tarde, a partir da década de 70, passou-se a utilizar os raios x em sistemas mais complexos, como a tomografia e a densitometria óssea, fazendo com que a utilização de raios x para o diagnóstico médico se espalhasse de forma rápida e abrangente (BRASIL, 2002).

Com o crescimento desta técnica, notou-se a necessidade de medidas protetivas e controle da mesma. Logo, a radioproteção é um assunto de fundamental importância para a proteção dos pacientes, dos operadores e do meio ambiente dos efeitos nocivos da radiação. A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) define parâmetros para a radioproteção em serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico a partir da Portaria do Ministério da Saúde 453/98 (MS 453/98).

O documento da ANVISA *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança*, define os testes básicos que devem ser realizados nos equipamentos que utilizam raios x para o radiodiagnóstico médico e odontológico, entre eles, os testes referentes à corrente de filamento, ao tempo de exposição e ao fator mAs, que é dado pelo produto entre corrente de filamento e tempo de exposição. Estes testes podem indicar, também, a necessidade de manutenção dos equipamentos, uma vez que, muito provavelmente, um equipamento que não entrega os parâmetros solicitados pode possuir algum mau funcionamento. Desta forma, a medição desses parâmetros de forma eficiente se torna necessária para a boa qualidade do serviço de radiologia e para o enquadramento das instituições nas exigências do Ministério da Saúde (BRASIL, 1998; BRASIL, 2005).

Sendo assim, a proposta deste trabalho acadêmico foi desenvolver um equipamento que realizasse a medição de corrente de filamento, tempo de exposição e fator mAs em equipamentos de radiodiagnóstico. O desenvolvimento deste equipamento levou em conta a forma de medição de corrente mais simples e direta, utilizando um resistor tipo *shunt*. Foi escolhida, também, a plataforma de

desenvolvimento Arduino, para a realização da leitura, do processamento e a visualização dos dados. Outro critério importante foi a capacidade do equipamento em ser portátil, ou seja, ter dimensões e peso reduzidos e operar com fonte interna de alimentação.

## **1.1 JUSTIFICATIVA**

A fim de mostrar a importância e o cenário atual em que o radiodiagnóstico está inserido, o estudo amplia novos resultados de projetos desenvolvidos por outros pesquisadores. Silva (2017), por exemplo, afirma que o desenvolvimento do protótipo medidor de parâmetros de radiodiagnóstico traz resultados que fazem parte dos itens necessários à manutenção adequada dos equipamentos de raios x, uma vez que, segundo a ANVISA, os testes devem ser repetidos sempre após intervenções de manutenção no equipamento.

O trabalho também se justifica no sentido de desenvolvimento de soluções com relação custo x benefício financeiramente mais acessível, uma vez que os equipamentos já existentes no mercado nacional são baratos, mas apresentam baixa tecnologia agregada em relação à medição do módulo de corrente e tempo de disparo, por exemplo, e os equipamentos importados apresentam bom nível de tecnologia agregada, mas possuem alto custo de aquisição.

Neste contexto, por se tratar de um novo estudo no estado do ACRE, a pesquisa constitui uma boa alternativa de apoio aos estudantes, pesquisadores e demais interessados que buscam entender melhor esta tecnologia. É importante ressaltar que todos os testes são realizados de forma que os valores obtidos no protótipo podem ser comparados com os valores obtidos em um medidor comercial com precisão conhecida, do fabricante Sigmatek, pois trata-se do equipamento mais acessível técnica e financeiramente, utilizado pelas empresas que prestam serviços de engenharia clínica no estado do Acre.



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 A RADIAÇÃO X

Os raios x são um tipo de radiação eletromagnética de comprimento de onda menor do que o da luz visível e são produzidos pelo impacto entre elétrons acelerados à altas velocidades em um alvo metálico. Estes elétrons são acelerados a partir de um cátodo e disparados deste em direção à um anodo, dentro de uma estrutura à vácuo, chamada ampola de raios x. Na colisão destes elétrons com o alvo metálico (anodo) acontece a perda de energia cinética dos elétrons. Essa perda de energia se dá por meio da sua transformação em energia térmica e energia eletromagnética, podendo a segunda ser na forma de ondas infravermelhas (representando geração de calor também) ou ondas de radiação x. A geração de energia térmica no alvo metálico representa aproximadamente 99% da conversão da energia cinética dos elétrons (BUSHONG, 2010).

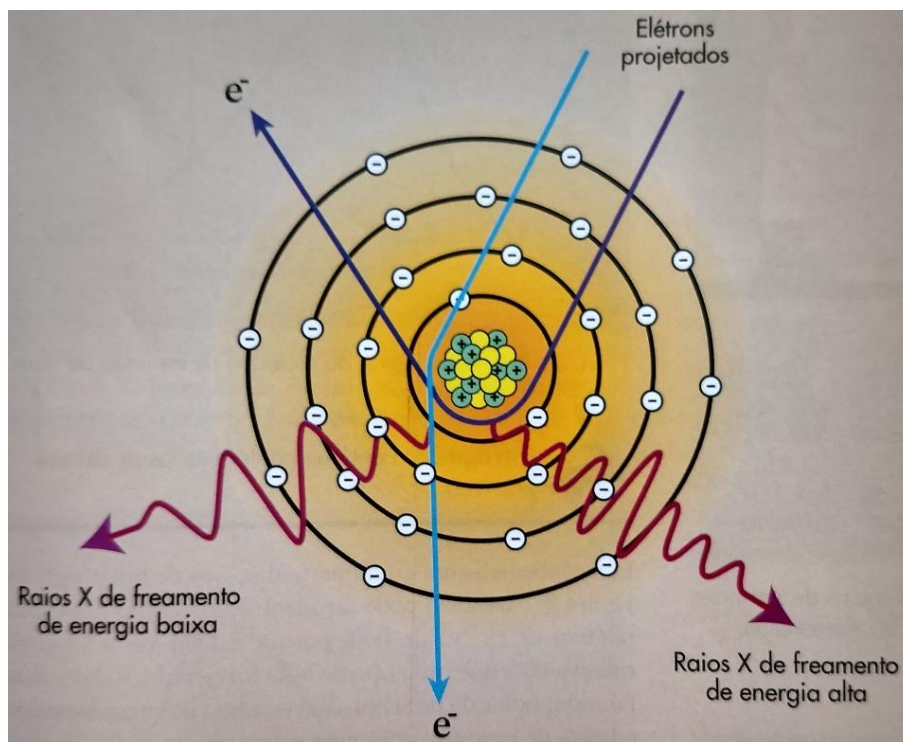
Os elétrons acelerados que se chocam com o alvo podem interagir de três formas diferentes com os átomos deste alvo. Uma das formas é a ionização comum, que gera apenas radiação infravermelha, gerando aquecimento. As outras duas formas de interação podem gerar dois tipos distintos de radiação x: Radiação de freamento e radiação característica (SOARES, 2006).

#### 2.1.1 Radiação de freamento

A radiação de freamento é emitida quando um elétron acelerado interage com o campo elétrico do núcleo de um átomo do alvo. Sendo o núcleo do átomo positivo e o elétron negativo, existe uma força de atração entre os dois, desta forma o elétron é atraído pelo núcleo. Neste processo de atração o elétron tem seu curso desviado e perde energia cinética pela ação do campo elétrico do núcleo do átomo, essa energia cinética é perdida na forma de fótons de raios x. Este tipo de radiação também é chamada de *Bremsstrahlung*, que em alemão significa justamente “radiação de freamento”. A interação de um elétron com o núcleo do átomo pode se dar em vários níveis de energia. Um elétron pode perder qualquer quantidade de energia neste processo de interação com o núcleo. Isso, pois, o elétron pode acabar não sofrendo nenhuma influência em sua trajetória, assim como pode ser levemente

desviado ou até mesmo acabar colidindo com o núcleo (BUSHONG, 2010; SOARES, 2006).

Figura 1 – Esquema da Geração de Raios X por Freamento



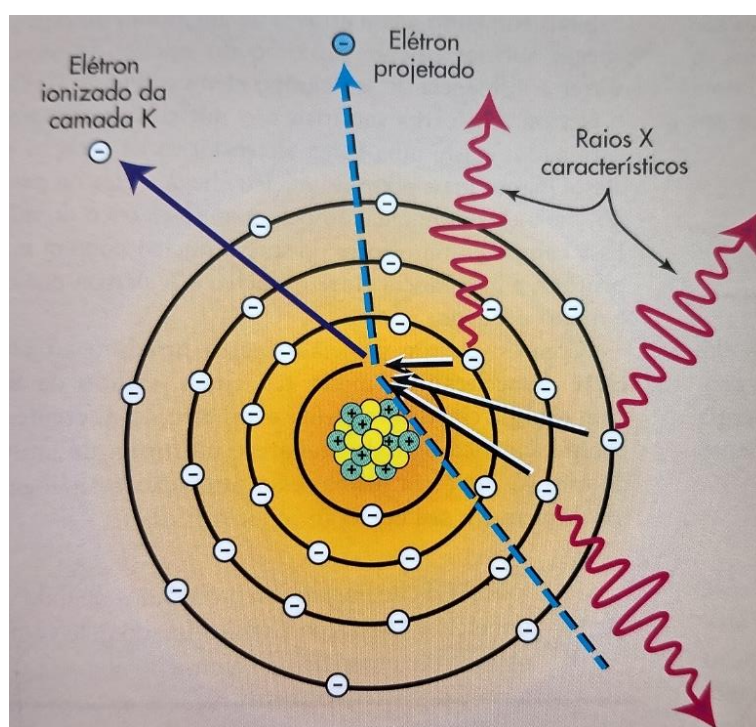
Fonte: Bushong (2010).

A Figura 1 mostra um esquema simplificado de duas interações possíveis do elétron com o núcleo do átomo. O elétron com trajetória em azul mais claro sofre uma influência mais leve do núcleo, desacelerando menos e perdendo menos energia cinética, portanto, gerando um raio x de baixa energia. Já o elétron de trajetória azul escura sofre uma influência maior, tendo sua trajetória profundamente alterada, desacelerando mais e perdendo uma energia cinética maior, logo, emitindo um raio x de energia maior. Como a energia da radiação x resultante do freamento é proporcional à energia cinética dispersada pelo freamento do elétron, a radiação x gerada pelo freamento possui um espectro de energias, desde energias bastante baixas a energias máximas que se igualam à energia de aceleração aplicada aos elétrons do feixe (SOARES, 2006).

### 2.1.2 Radiação característica

Quando um elétron acelerado interage com um elétron das camadas mais externas do átomo do alvo, acontece uma ionização comum do átomo. Esse elétron das camadas mais externas que ganhou energia é lançado a uma camada mais alta, mas, rapidamente, volta à sua camada original com a emissão de radiação infravermelha, ou seja, liberação de calor (BUSHONG, 2010; SOARES, 2006).

Figura 2 – Esquema da Geração de Raios X Característicos



Fonte: Bushong (2010).

Mas, por outro lado, como mostra a figura 2, quando o elétron acelerado interage com um elétron das camadas mais internas, acontece a remoção deste elétron de sua camada original, gerando uma lacuna dentro da eletrosfera do átomo. Esta lacuna gera uma profunda instabilidade no átomo e os elétrons das camadas mais externas tendem a completar esta lacuna, o que dá início a um efeito cascata com a emissão de uma cascata de fótons de raios x. Quando o elétron que sofre a interação é da camada K (tabela 1), ou seja, da camada mais interna, é que se tem a radiação característica interessante ao radiodiagnóstico. Isso se dá pelo fato de que a energia do fóton de raio x emitida é diretamente proporcional à energia entre a camada que perdeu um elétron e a camada que cede um elétron. Portanto,

interações entre as camadas externas e a camada K tendem a gerar feixes com mais energia.

A Tabela 1 mostra, de forma simplificada, as energias envolvidas nas interações entre os elétrons das diversas camadas de um átomo de tungstênio. Pode-se notar que, por exemplo, um elétron que sai da camada L para a camada K libera um fóton de raios x de 69 keV efetivos. Para interações entre as camadas mais distantes, em torno da camada L, por exemplo, os fótons de raios x resultantes possuem baixa energia, da ordem de 12 keV. Esses raios x são inúteis ao radiodiagnóstico, uma vez que tal energia é suficiente para penetrar apenas alguns centímetros de tecido mole. Deve-se notar que, no caso dos raios x característicos a energia da radiação produzida é diretamente proporcional à energia de ligação dos elétrons, portanto, varia com o material do qual o alvo é produzido. Ou seja, a energia associada aos fótons de raios x produzidos é uma característica do material do alvo, daí o nome raios x característicos (BUSHONG, 2010).

Tabela 1 – Raios x característicos do tungstênio e suas energias efetivas (keV)

| Transições Eletrônicas das Camadas |          |          |          |          |          |                             |
|------------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|-----------------------------|
| Característicos                    | Camada L | Camada M | Camada N | Camada O | Camada P | Energia Efetiva dos Raios X |
| K                                  | 57,4     | 66,7     | 68,9     | 69,4     | 69,5     | 69                          |
| L                                  |          | 9,3      | 11,5     | 12,1     | 12,1     | 12                          |
| M                                  |          |          | 2,2      | 2,8      | 2,8      | 3                           |
| N                                  |          |          |          | 0,52     | 0,6      | 0,6                         |
| O                                  |          |          |          |          | 0,08     | 0,1                         |

Fonte: Bushong (2010).

## 2.2 O EQUIPAMENTO DE RAIOS X PARA RADIODIAGNÓSTICO

Um equipamento de raios x para radiodiagnóstico é composto, basicamente, pelas seguintes partes:

- **Mesa de exames:** a mesa de exames é utilizada para posicionamento do paciente durante exames que necessitam do paciente deitado,

possui estrutura para colocação do filme de raios x (Mourão, *et al.*, 2009);

- **Mural de exames:** o mural é utilizado em exames com o paciente em pé e também possui estrutura para colocação do filme de raios x (Mourão, *et al.*, 2009);
- **Estativa:** estrutura móvel que dá suporte ao conjunto ampola e cabeçote. É móvel para poder posicionar a fonte de raios x da melhor forma possível para a incidência no paciente (Mourão, *et al.*, 2009);
- **Conjunto ampola e cabeçote de raios x:** como já comentado anteriormente, é na ampola que os raios x são produzidos e o chamado cabeçote é o elemento dentro do qual a ampola é lacrada (BUSHONG, 2010);
- **Conjunto gerador de alta tensão e painel:** para a geração dos raios x é necessária a aplicação de uma alta tensão sobre a ampola. O painel e o conjunto gerador de alta tensão é que fazem, respectivamente, a seleção dos parâmetros de kV, mA e tempo de exposição e a geração do sinal para aplicação na ampola (BUSHONG, 2010).

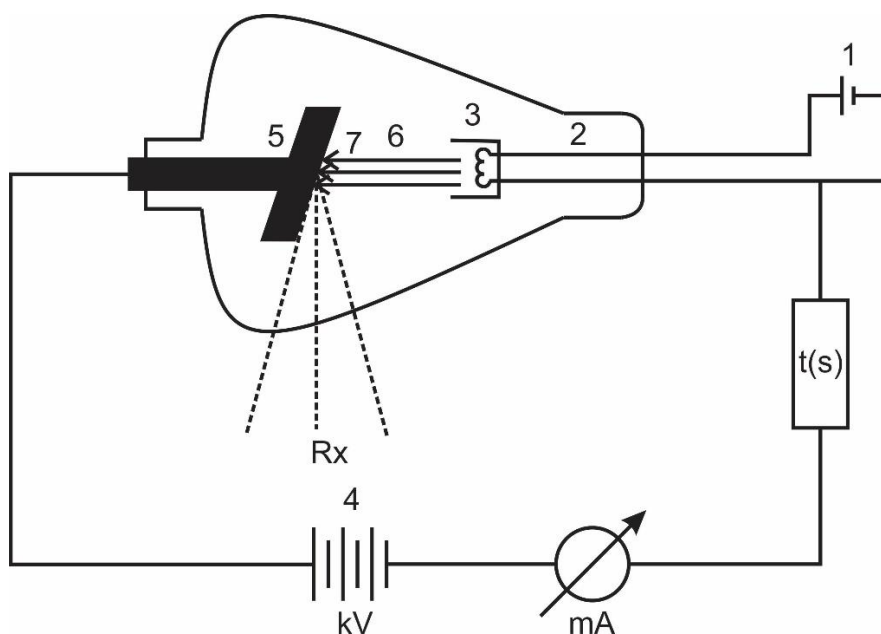
Para a melhor compreensão sobre os dois últimos elementos do aparelho de raios x, estes serão abordados mais profundamente nos próximos tópicos.

### 2.2.1 O Conjunto ampola e cabeçote de raios x

O cabeçote de raios x contém em seu interior, basicamente, a ampola de raios x, o óleo isolante e o estator, no caso das ampolas de anodo giratório. Uma ampola de raios x é um elemento de vidro, chamado também de envelope, que contém em seu interior um anodo de cobre ligado à um alvo de tungstênio e, do lado oposto, um catodo de tungstênio, lacrados à vácuo dentro da estrutura de vidro da ampola. A escolha do tungstênio como elemento componente do catodo e do anodo é proposital, a fim de se aproveitar o alto grau de dissipação térmica e o alto ponto de fusão deste material. Tal característica é desejada, pois, a emissão do feixe de raios x produz grande quantidade de calor, portanto, o material utilizado deve aguentar tais valores de temperatura e ser capaz de dissipá-la (NALI, 2005; SOARES, 2006).

A Figura 3 mostra, de forma simplificada, um diagrama de uma ampola de raios x. A fonte de tensão (1) é aplicada ao filamento (3) que forma o catodo (2). A aplicação dessa tensão gera uma corrente de filamento, responsável por fazer aparecer, uma “nuvem eletrônica”, formada por elétrons livres, ao redor do filamento. Esse processo é chamado, comumente, de pré-aquecimento do filamento e a corrente que circula pelo filamento neste momento é chamada de corrente de pré-aquecimento. Após a aplicação dessa corrente de pré-aquecimento, uma alta tensão é aplicada pela fonte de alta tensão (4). Essa alta tensão é responsável por acelerar os elétrons livres do catodo, no formato de um feixe de elétrons (6), de forma que estes se choquem com o alvo de tungstênio (7) ligado ao anodo (5). A corrente que circula entre anodo e catodo é controlada por um circuito limitador de corrente (mA) e o tempo da aplicação da alta tensão é controlado por um circuito temporizador t (s). Por fim, é justamente essa corrente que surge entre catodo e anodo, no momento da aplicação da alta tensão, que se mede com o medidor desenvolvido neste trabalho (NALI, 2005).

Figura 3 – Diagrama de uma ampola de raios x



Fonte: Nali (2005).

A ampola de raios x para radiodiagnósticos apresenta certas especificidades por conta de sua aplicação. Uma dessas características específicas é o valor do

ponto focal, ampolas utilizadas em mamografia, por exemplo, utilizam pontos focais da ordem de 0,1 a 0,3 mm. Outro problema enfrentado no radiodiagnóstico é o fato do paciente não ficar totalmente imóvel durante a exposição ao feixe de raios x. Tal fato, se não considerado, poderia acarretar o aparecimento de sombras causadas pela sobreposição dos tecidos durante a exposição. Para sanar tal problema, a técnica utilizada consiste na diminuição da exposição do paciente ao feixe de raios x. Tal procedimento só é possível ao se utilizar correntes elétricas de ordens maiores que as utilizadas em outras aplicações (NALI, 2005).

O filamento do catodo em ampolas para radiodiagnóstico é formado por um fio de tungstênio enrolado em forma de espiras, semelhante ao filamento de lâmpadas incandescentes. O elemento escolhido para a construção do filamento é o tungstênio, ou ligas deste elemento, pois o mesmo apresenta um ponto de fusão bastante elevado, da ordem de 3450°C, e por causa de seu alto número atômico,  $Z=74$ , que favorece a formação da nuvem eletrônica, citada anteriormente (NALI, 2005; SOARES, 2006).

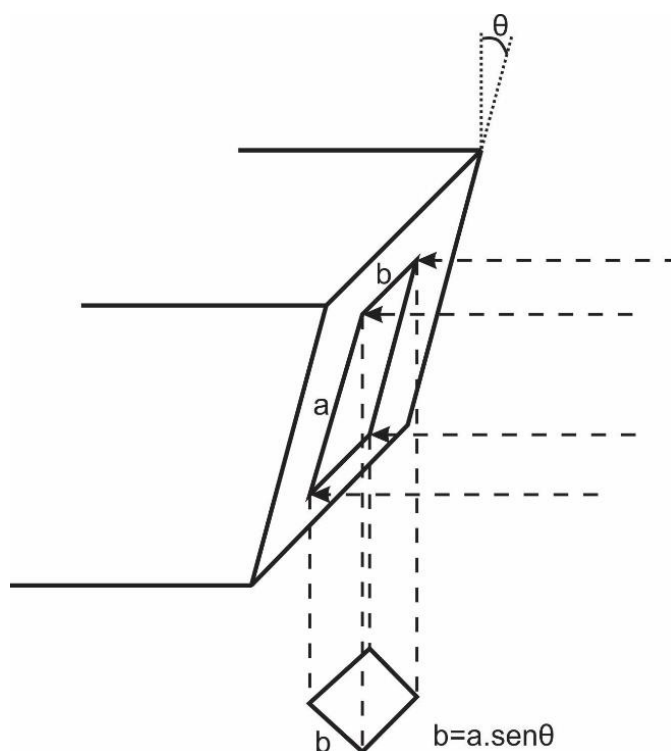
O uso de correntes elétricas maiores na ampola de raios x gera o inconveniente do aumento da temperatura do alvo de tungstênio durante a exposição. Para sanar tal problema, foi criado o advento do anodo giratório. Desta forma, pode-se classificar as ampolas de raios x em ampolas de anodo fixo e de anodo giratório (SOARES, 2006).

#### 2.2.1.1. Ampolas de anodo fixo

Nas ampolas de anodo fixo, como a mostrada na figura 4, o alvo é um anteparo fixo, cortado em um ângulo  $\Theta$ , ligado ao anodo da ampola. A área do alvo onde se dá a colisão é chamada de foco real e a área onde existe a incidência de radiação x é chamada de foco efetivo. A área do foco real é dada por uma altura  $a$  e uma largura  $b$ , mas a área do foco efetivo é dada por

$$b = a \cdot \sin \theta.$$

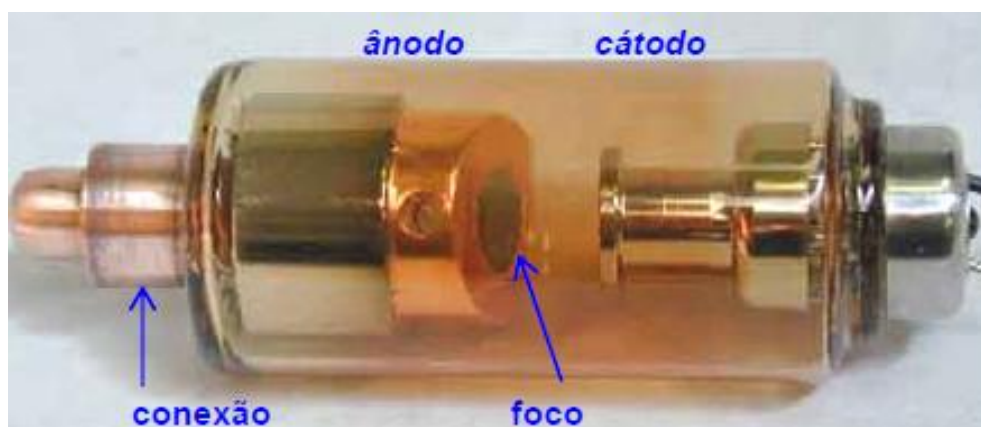
Figura 4 – Esquema do alvo em uma ampola de anodo fixo



Fonte: NALI (2005).

O fato de a área do foco real ser maior não é, na verdade, um problema, uma vez que tal característica favorece a dispersão do calor gerado pela colisão dos elétrons com o alvo. A ampola de anodo fixo é mais simples e menor que a ampola de anodo giratório, como pode ser observado na Figura 5 (SOARES, 2006).

Figura 5 – Foto de uma ampola de anodo fixo



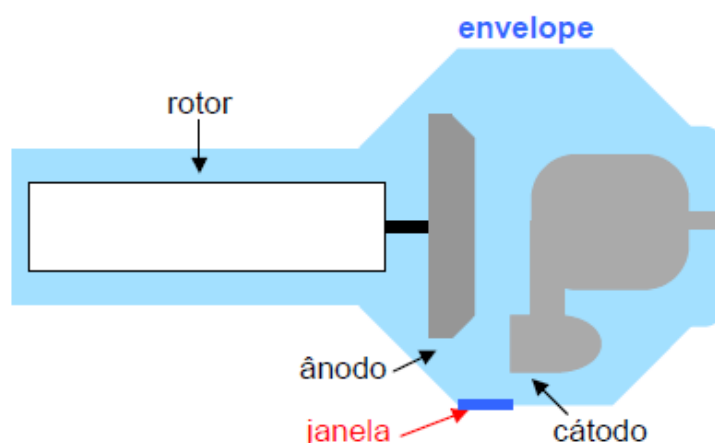
Fonte: Soares (2006).



### 2.2.1.2. Ampolas de anodo giratório

O advento da ampola de anodo giratório vem no sentido de aumentar a área disponível para o impacto do feixe de elétrons emitido pelo catodo. Nesse tipo de ampola o anodo gira, a fim de que a área que está sob impacto do feixe de elétrons seja renovada à cada instante, ou seja, o feixe de elétrons encontra sempre uma nova área para o impacto. Essa técnica favorece a dispersão do calor por todo o eixo do disco, diminuindo a erosão causada no anodo pelo feixe de elétrons. Com a diminuição da erosão do anodo é possível aumentar a potência aplicada à ampola sem sacrificar a sua vida útil. A Figura 6 mostra um esquema simplificado dos elementos que constituem uma ampola de anodo giratório (SOARES, 2006).

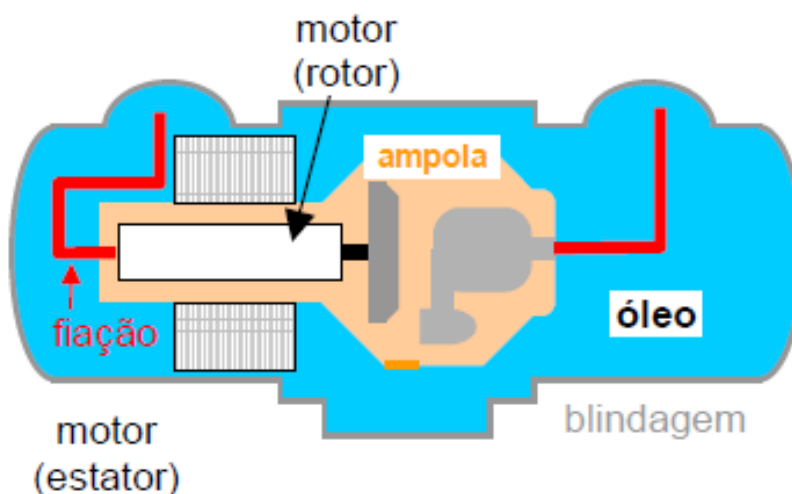
Figura 6 – Esquema dos elementos internos de uma ampola de anodo giratório



Fonte: Soares (2006).

O último elemento básico de um conjunto cabeçote e ampola de anodo giratório pode ser observado também na Figura 7, o estator. Este é utilizado para a realização do giro do anodo. Basicamente é constituído por uma bobina, semelhante aos estatores de motores elétricos, que irá gerar um campo magnético fazendo com que o eixo do anodo giratório gire, ou seja, o mesmo princípio utilizado em motores elétricos à indução. O estator só estará presente em cabeçotes de ampolas de anodo giratório (NALI, 2005; SOARES, 2006).

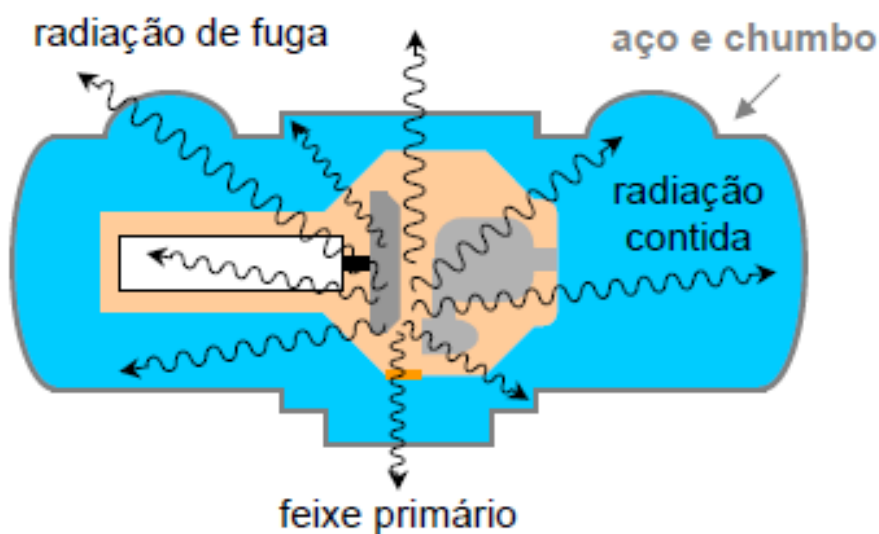
Figura 7 – Esquema dos elementos presentes em um tubo de raios x



Fonte: Soares (2006).

O cabeçote também cumpre a função de filtrar a radiação gerada na ampola, impedindo os feixes de radiação que não são perpendiculares ao alvo de atingir o meio externo ao tubo, conforme pode-se notar na Figura 8. Mesmo com a blindagem do cabeçote de raios x uma pequena parte de radiação indesejada ainda pode ser emitida pelo conjunto, à esta radiação dá-se o nome de radiação de fuga e esta deve ser levada em conta quando do dimensionamento das proteções radiológicas da sala (SOARES, 2006).

Figura 8 – Esquema das radiações presentes em um cabeçote de raios x



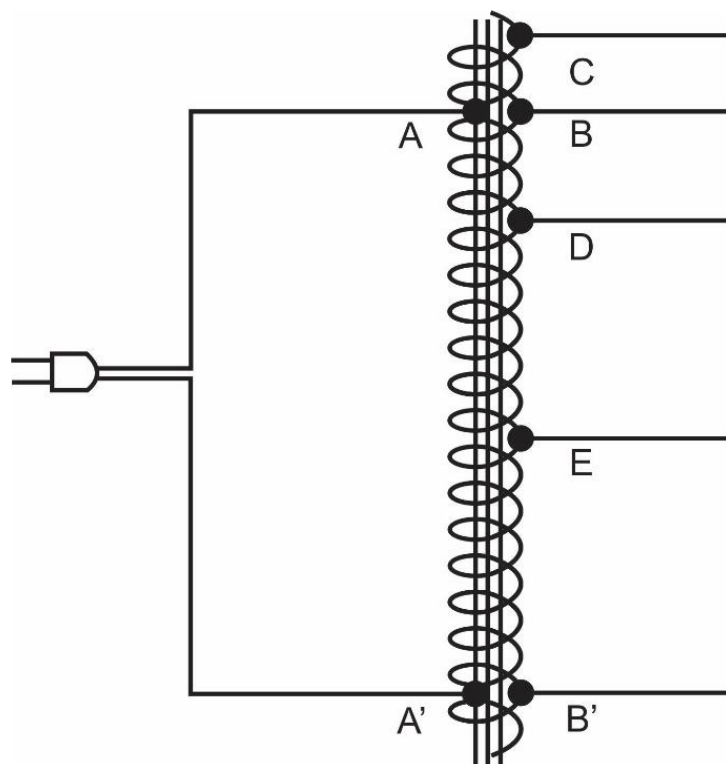
Fonte: Soares (2006).

### 2.2.2 Conjunto gerador de alta tensão e painel

O painel de controle de um equipamento de raios x é destinado à operação do equipamento. É no painel que serão selecionados os parâmetros que serão utilizados no disparo para formação da imagem. O painel, em geral, possui seletores para valores de kV, corrente de tubo (mA) e tempo de exposição (s), mostradores para esses três parâmetros e ainda para o fator mAs, que é o produto entre mA e tempo de exposição (BUSHONG, 2010).

O primeiro elemento do conjunto gerador de alta tensão é o autotransformador, ou autotransformador, de entrada. Esse autotransformador nada mais é do que um transformador com um enrolamento primário sendo alimentado em 127 V, 220 V ou 380 V e com um enrolamento secundário composto por diversas derivações, ou *taps*. A Figura 9 mostra um esquema simplificado deste tipo de conjunto (BUSHONG, 2010).

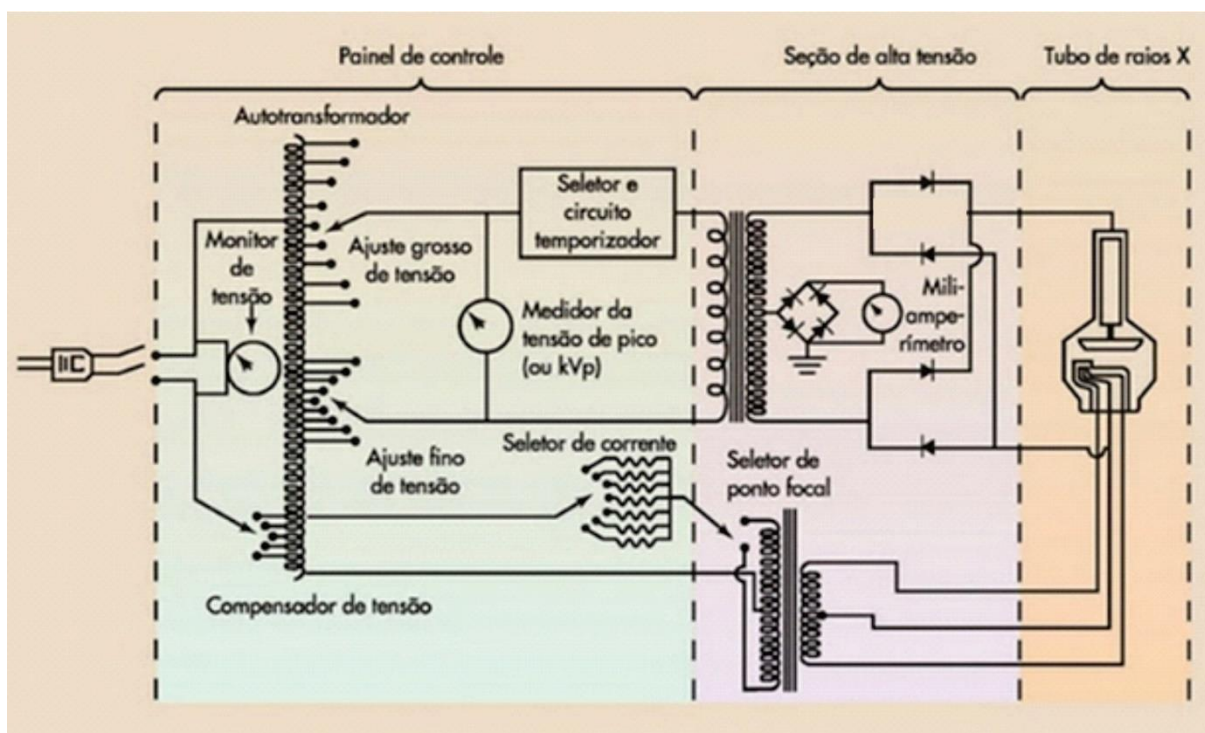
Figura 9 – Representação de um autotransformador



Fonte: Bushong (2010).

Variando-se a seleção entre os *taps* do autotransformador, pode-se obter várias tensões de referência. Por exemplo, a tensão entre B e B' é a mesma tensão aplicada no primário do autotransformador, uma vez que o enrolamento entre B e B' possui o mesmo número de espiras que existe entre A e A'. Já um fechamento entre B e E resultará em uma tensão com pouco mais de 50% do total da tensão de secundário. Já para um fechamento entre C e B', a tensão será maior que a tensão máxima de primário, ou seja, alguns *taps* do autotransformador fazem a função de elevadores de tensão, (dependendo dos valores dos enrolamentos do primário e secundário). Para a seleção do valor de alta tensão (kV) que será aplicado à ampola são feitas combinações de fechamento entre esses diversos *taps* de secundário. Em geral, são utilizadas duas chaves para essas combinações, uma denominada kV Maior e a outra denominada kV Menor. As duas chaves podem ser observadas na Figura 10. A chave de kV Maior excursiona entre *taps* com uma maior variação de tensão de um para o outro, enquanto que a chave de kV Menor excursiona entre *taps* de menor variação de tensão. Desta forma é possível que o usuário realize o ajuste da seleção do kV a ser aplicado de forma fina na chave de kV Menor e de forma grossa na chave de kV Maior (SOARES, 2006).

Figura 10 – Esquema básico do sistema de controle de alta tensão



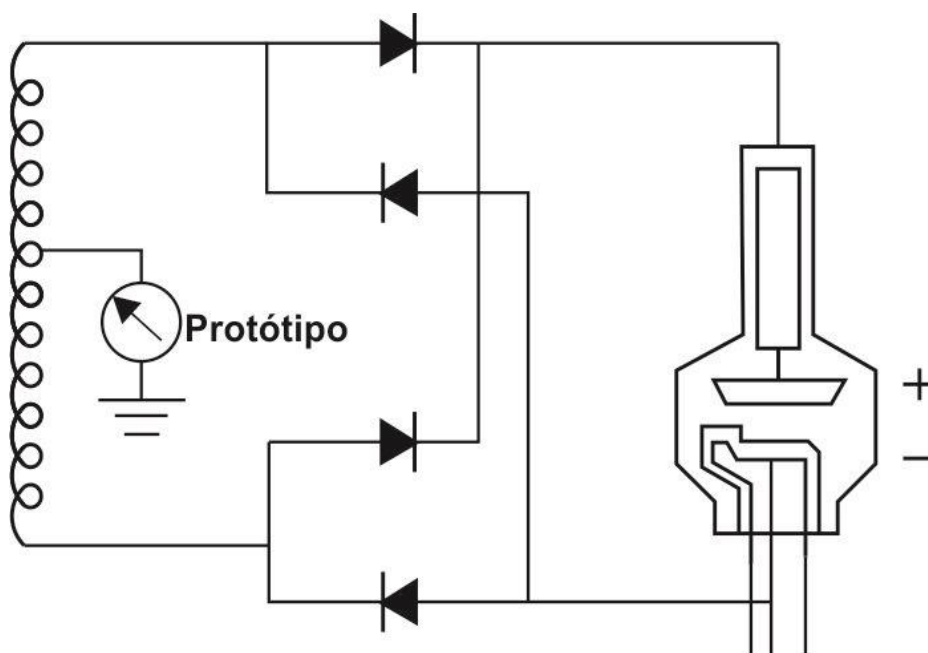
Fonte: Bushong (2010).

Na entrada deste autotransformador existe uma chave compensadora da tensão de linha e um mostrador da tensão de linha. Esses dois dispositivos são utilizados para realizar a compensação da tensão de entrada do autotransformador, uma vez que variações do valor de tensão de entrada resultarão em variações das tensões de saída, gerando erros consideráveis no valor de kV aplicado à ampola. O secundário do autotransformador, após passar pelas chaves seletoras de tensão, é aplicado à um circuito de seleção e controle de tempo. Este circuito irá realizar a leitura do tempo de disparo selecionado pelo usuário e fará o controle do fechamento do circuito de alimentação do primário do transformador de alta tensão. Existe, ainda, uma chave de seleção da corrente, em mA, que será aplicada ao tubo (chave de mA). A chave de mA está ligada em um ramo que irá alimentar o transformador de filamento, geralmente este transformador está embutido no transformador de alta tensão. Este circuito controla a corrente de pré-aquecimento do filamento, responsável por manter sempre a nuvem de elétrons ao redor do filamento, e pela alimentação do mesmo durante o disparo (BUSHONG, 2010).

Após a passagem da tensão pelos circuitos descritos acima, o sinal é aplicado ao transformador de alta tensão. Este transformador é do tipo elevador de tensão e faz a transformação da tensão de níveis de 127/220/380 V para níveis de tensão entre 40 e 127 kV, em geral. Dentro deste transformador se encontra um circuito retificador de tensão, uma vez que a tensão aplicada à ampola deve ter polaridade fixa entre catodo e anodo. Após a retificação o sinal de alta tensão é finalmente aplicado à ampola (SOARES, 2006).

Existe ainda um miliamperímetro ligado ao *tap* de retorno da corrente de filamento. Esse miliamperímetro é responsável pela medição da corrente de filamento para realimentação do sistema de controle de corrente. Em alguns equipamentos, como do fabricante nacional CDK Indústria e Comércio de Equipamentos de Raios X, neste ponto existe um borne de medição para que seja plugado o equipamento medidor de mAs, como o que foi desenvolvido neste trabalho. A Figura 11 mostra exatamente este ponto de ligação, tendo como base o esquemático já mostrado na Figura 10. Este ponto de medição pode estar no próprio transformador de alta tensão ou dentro do painel de comando, dependendo do fabricante (BUSHONG, 2010).

Figura 11 – Local de ligação do medidor (Protótipo)



Fonte: Adaptado de Bushong (2010).

Em se tratando do tipo de gerador de alta tensão existem cinco tipos, classificados em função do tipo de onda que aplicam à ampola de raios x. Uma vez que a onda característica da corrente de filamento acompanha a onda característica da tensão aplicada à ampola e o equipamento proposto neste trabalho se aplica à medição desta corrente, faz-se necessário conhecer as diferentes formas de onda que o equipamento deverá medir. Isso, pois, o valor da corrente é resultado da área sob o gráfico da corrente, portanto, para cada forma de onda diferente haverá um cálculo diferente da área sob o gráfico (SOARES, 2006).

#### 2.2.2.1. Gerador monofásico de meia onda

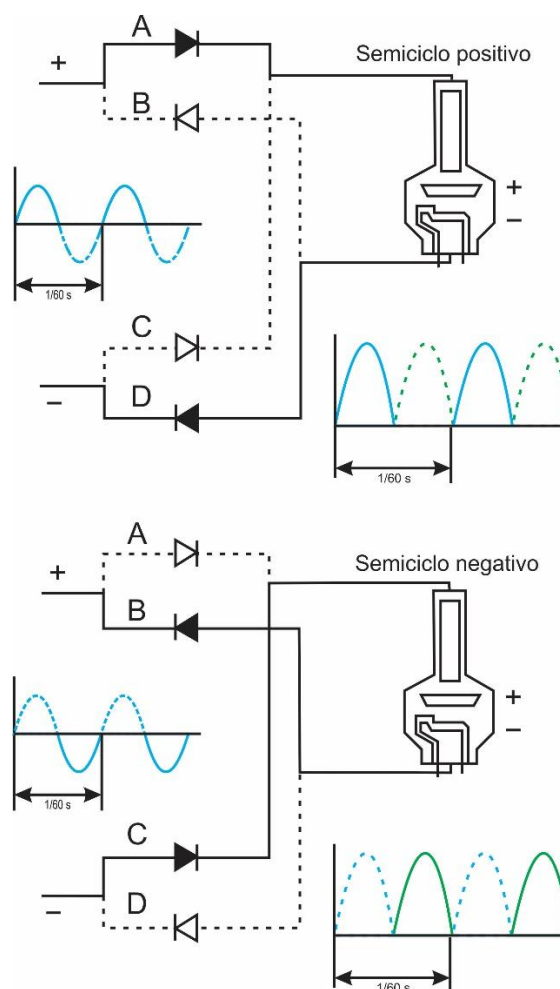
Utilizando um retificador de meia onda composto por apenas um diodo e uma onda monofásica de alimentação. Esse tipo de retificador já não é mais encontrado no mercado, uma vez que possui baixo aproveitamento da tensão aplicada ao se cortar todo o semiciclo negativo da onda. Como as redes de distribuição no Brasil possuem frequência de operação de 60 Hz, a frequência de geração de raios x em um equipamento com retificador de meia onda seria de apenas 30 Hz. Neste tipo de gerador a ondulação da tensão, ou tensão de *ripple*, é de 100%, uma vez que a onda varia entre 0 e seu valor nominal. Este tipo de gerador, por não ser encontrado

em utilização no mercado local, não será alvo de estudos mais aprofundados (BUSHONG, 2010).

#### 2.2.2.2. Gerador monofásico de onda completa

Utiliza quatro diodos retificadores para realizar a retificação da tensão, dispostos em uma configuração de ponte. Durante o semiciclo positivo da onda, os diodos A e D conduzem a corrente no sentido de anodo para catodo. A Figura 12 mostra um diagrama simples da ação do retificador e a onda resultante que é aplicada à ampola (BUSHONG, 2010).

Figura 12 – Diagrama do sinal de alta tensão passando pelo retificador em ponte e sendo aplicado a ampola



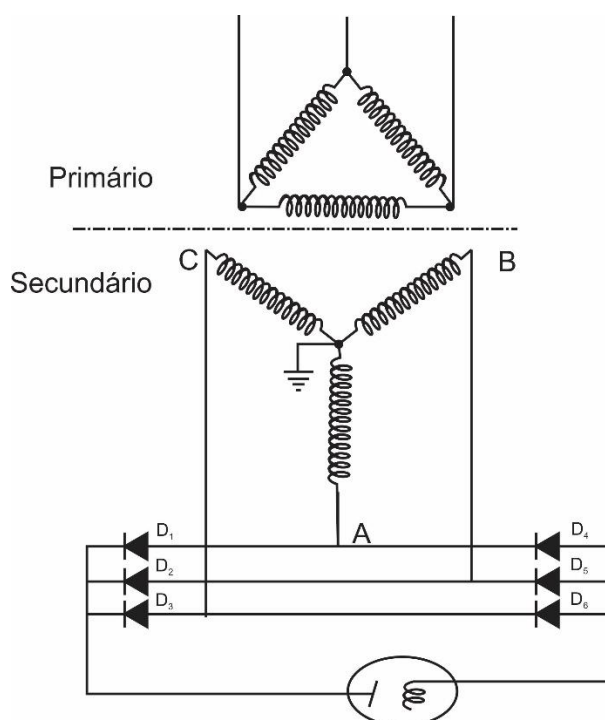
Fonte: Bushong (2010).

Durante o semiciclo negativo da onda, os diodos B e C é que fazem a condução, mantendo o mesmo sentido de fluxo de corrente, de anodo para catodo. O resultado é uma onda pulsante sendo aplicada à ampola. A principal vantagem desta técnica é que a frequência da onda de alimentação da ampola é dobrada em relação à frequência da fonte de alimentação do equipamento. Portanto, a geração de raios x também é dobrada, ou seja, para alimentações em corrente alternada de frequência 60 Hz, a geração de radiação x será de 120 Hz. O nível de ondulação da tensão, ou tensão de *ripple*, para esse caso também é de 100% (BUSHONG, 2010).

### 2.2.2.3. Gerador trifásico de onda completa de seis pulsos

Um gerador trifásico à seis pulsos utiliza um conjunto de seis diodos ligados à um transformador trifásico de um enrolamento primário e um enrolamento secundário. Com o primário ligado em delta e o secundário em estrela, liga-se dois diodos, com polaridades inversas entre si, à cada fase do secundário, conforme mostra a Figura 13 (BATISTA, 2006).

Figura 13 – Esquema das ligações de primário, secundário e dos diodos de um transformador trifásico

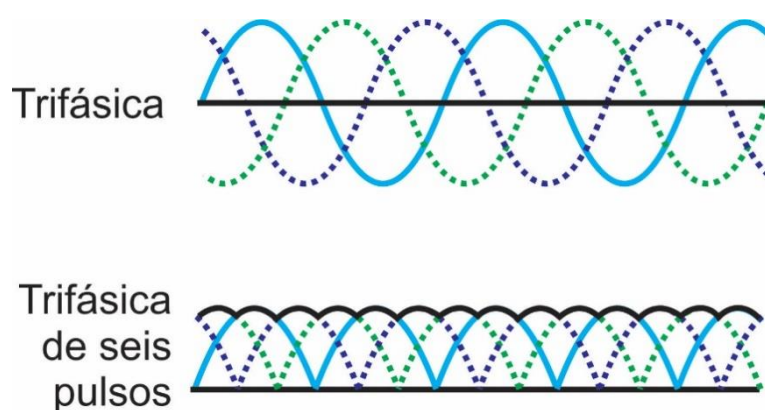


Fonte: BATISTA (2006).



A retificação neste tipo de transformador segue a lógica da retificação trifásica comum, a Figura 14 mostra a forma de onda de uma alimentação trifásica e a onda resultante da retificação desta alimentação. Em cada pico de onda existirão três diodos em condução. Quando a tensão na fase A ( $V_A$ ), durante o semiciclo positivo da onda, atinge metade de seu potencial de pico ( $+0,5V_A$ ), os diodos  $D_1$ ,  $D_6$  e  $D_5$  estão em condução, uma vez que a tensão na fase C ( $V_C$ ) está caindo para menos da metade de seu potencial de pico ( $+0,5V_C$ ) e a tensão da fase B ( $V_B$ ) se encontra no máximo potencial negativo da onda ( $-V_B$ ), fazendo com que  $D_2$ ,  $D_3$  e  $D_4$  fiquem reversamente polarizados (BATISTA, 2006).

Figura 14 – Formas de onda de uma alimentação trifásica e da onda resultante após a retificação esta alimentação



Fonte: Bushong (2010).

Desta forma a corrente elétrica flui no sentido de catodo para anodo. Quando  $V_A$ , durante a descida da onda, atinge metade de seu potencial de pico ( $+0,5 V_A$ ),  $V_B$  estará na fase de subida da onda também com metade de seu potencial de pico ( $+0,5 V_B$ ). Neste ponto os diodos  $D_1$ ,  $D_6$  e  $D_5$  entram em corte e os diodos  $D_2$ ,  $D_4$  e  $D_6$  entram em condução. Novamente, durante esta etapa a corrente elétrica flui no sentido de catodo para anodo (BATISTA, 2006; BUSHONG, 2010).

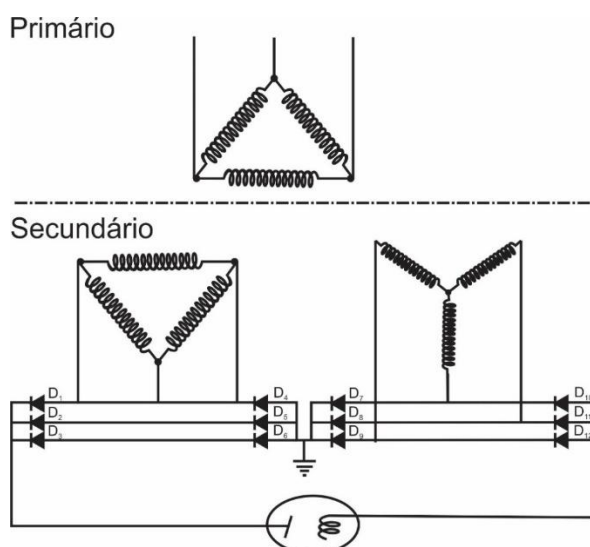
De forma similar à sequência anterior, quando  $V_B$  atinge metade de seu potencial de pico ( $+0,5 V_B$ ) os diodos  $D_2$ ,  $D_4$  e  $D_6$  entram em corte e, na sequência, os diodos  $D_3$ ,  $D_4$  e  $D_5$  entram em condução até que  $V_C$  atinja novamente metade de seu potencial de pico na descida da onda, iniciando todo o processo novamente (BATISTA, 2006; BUSHONG, 2010).

Como resultado desta retificação, obtêm-se uma corrente pulsante cujo fluxo possui sentido fixo. Esta onda pulsante varia entre metade do valor de pico de fase e o próprio valor de pico de fase ( $+0,5 V_F$  e  $V_F$ ). Considerando um ciclo completo de cada uma das ondas ( $360^\circ$ ), o retificador aplicará uma onda de corrente que apresentará seis pulsos, sendo três provenientes dos três picos positivos das fases e três provenientes dos três picos negativos das três fases. Por apresentar estes 6 picos durante o período total das ondas, este tipo de gerador leva o nome de Gerador de Seis Pulsos (BATISTA, 2006).

#### 2.2.2.4. Gerador trifásico de onda completa de doze pulsos

Uma variação do gerador trifásico de 6 pulsos é o gerador trifásico de 12 pulsos. Uma boa tática para se defasar fases de uma tensão em corrente alternada é a utilização da variação da configuração do transformador, entre estrela e triângulo. Para a geração de uma onda com 12 pulsos, no transformador de alta tensão é utilizado um segundo enrolamento secundário, conforme mostra a Figura 15. Neste tipo de transformador cada um desses dois secundários é fechado em uma configuração diferente, um em estrela e o outro em triângulo. Essa diferença de fechamento do transformador gera uma defasagem de  $30^\circ$  entre as fases de cada enrolamento, desta forma é possível gerar a onda com 12 pulsos (BATISTA, 2006; BUSHONG, 2010).

Figura 15 – Esquema elétrico do transformador trifásico de 12 pulsos

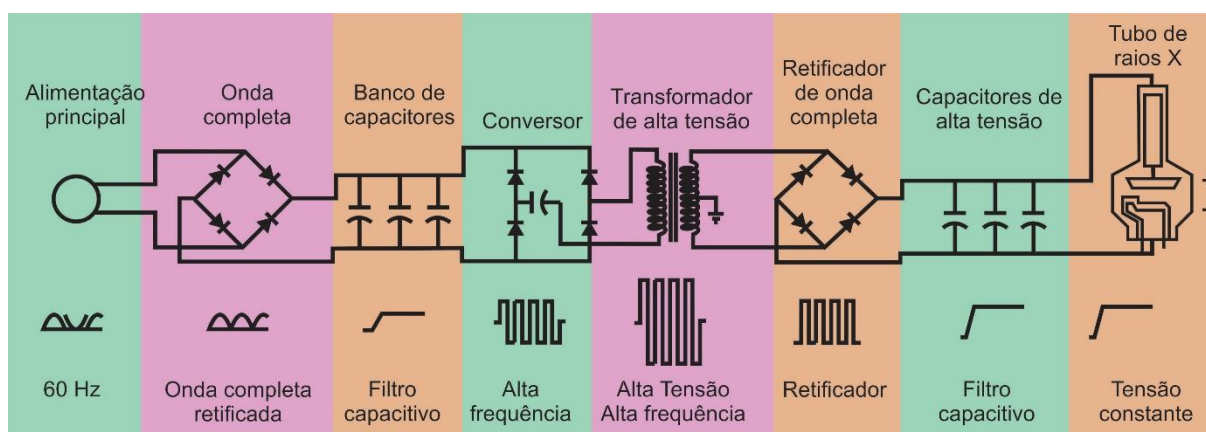


Fonte: Batista (2006)

### 2.2.2.5. Gerador de alta frequência

Os geradores de alta frequência são o tipo mais moderno de gerador de alta tensão para raios x. Basicamente, esse tipo de gerador possui seis etapas. Na primeira etapa o gerador de alta frequência realiza a retificação da onda de alimentação e em seguida a filtragem desta onda via banco de capacitores. Após essa filtragem existe uma etapa de geração de uma onda de alta frequência, que irá ser aplicada ao primário de um transformador elevador. Após a elevação desta tensão já em alta frequência, ela é novamente retificada e filtrada, para então ser aplicada à ampola de raios x. A Figura 16 mostra todas as etapas de um gerador de alta frequência (BUSHONG, 2010).

Figura 16 – Diagrama representativo do circuito de um gerador de alta frequência



Fonte: Bushong (2010).

Esse processo gera alguns ganhos, quando comparado ao processo de um gerador de baixa frequência. O primeiro ganho é o tamanho do transformador de alta tensão. Neste caso esse transformador é muito menor que os transformadores de baixa tensão, aproximadamente 10 vezes menor. Outra vantagem é a inexistência do autotransformador de entrada, pois, neste tipo de gerador a variação da tensão aplicada ao transformador de alta é feita via circuitos eletrônicos variando a amplitude da onda de alta frequência. Uma terceira, e talvez a maior, vantagem é a alta qualidade da onda aplicada à ampola de raios x. O gerador de alta frequência aplica na ampola uma onda com tensão de *ripple* menor que 1%. Isso significa dizer que uma exposição de raios x com esse tipo de gerador, possui uma ondulação de geração de radiação menor que 1 %. Efetivamente isso significa uma melhor

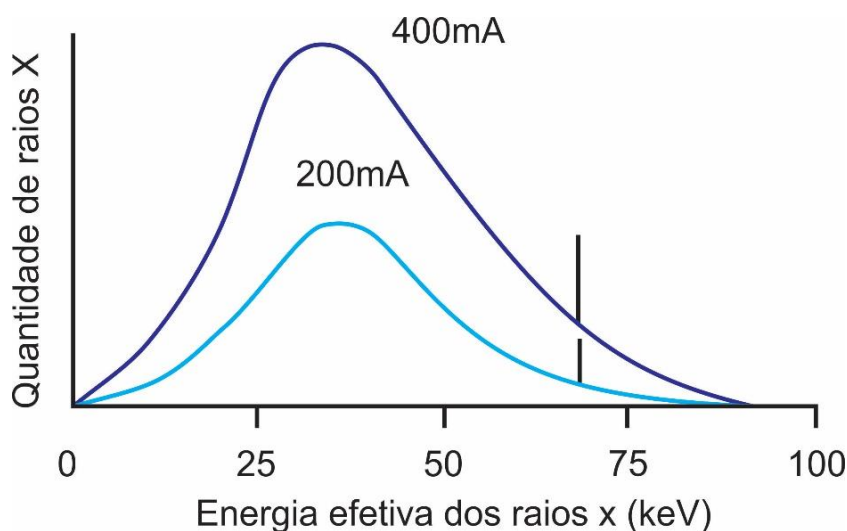
qualidade de imagem e uma exposição menor do paciente à radiação (BUSHONG, 2010).

### 2.3 EFEITO DA CORRENTE, DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO E DO PRODUTO mAs EM EXAMES RADIOGRÁFICOS

Após a explanação do funcionamento do conjunto dos equipamentos de raios x, será agora apresentado o efeito que a alteração da corrente, do tempo de exposição e do produto mAs, que é o produto entre a corrente (mA) e o tempo de exposição (s) (BUSHONG, 2010).

A corrente elétrica aplicada à ampola de raios x é diretamente responsável pela amplitude do espectro de raios x emitido na exposição. De forma simplificada, quanto maior a corrente elétrica aplicada à ampola, maior o número de elétrons a serem acelerados em direção ao anodo da ampola. Se existem mais elétrons sendo acelerados, maior será a quantidade de raios x emitidos pela interação desses elétrons com o alvo. A Figura 17 mostra a influência que a corrente tem sobre a amplitude do espectro de emissão de raios x. Um espectro de raios x gerado a partir da aplicação de uma corrente de x mA, terá a metade da amplitude de um espectro gerado a partir da aplicação de uma corrente de 2x mA (BUSHONG, 2010).

Figura 17 – Curva característica da influência da corrente na amplitude do espectro (keV) de emissão de raios x



Fonte: Bushong (2010).

De forma similar à variação da corrente, a variação do tempo de exposição também produzirá uma variação diretamente proporcional na amplitude do espectro de emissão de raios x. Basicamente, esse efeito se justifica pela própria definição de corrente elétrica, que é dada pela carga (C) por tempo. Desta forma, o aumento do tempo de exposição gerará um aumento proporcional na amplitude do espectro de emissão de radiação x por causa da quantidade de elétrons interagindo com o alvo. Desta forma, fica simples perceber que a alteração do fator mAs gerará o mesmo efeito no espectro de emissão de radiação x (BUSHONG, 2010).

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Geral**

Desenvolver um protótipo medidor de parâmetros para radiodiagnóstico capaz de apresentar bons níveis de precisão e exatidão em relação ao medidor comercial.

#### **3.2 Específicos**

3.2.1 Desenvolver um protótipo medidor dos parâmetros de tempo de exposição, corrente de filamento e fator mAs em aparelhos de raios x.

3.2.2 Desenvolver um sistema com o melhor custo x benefício alcançável, que apresente erros abaixo de 5%, quando comparado a um medidor comercial.

3.2.3 Desenvolver um protótipo que seja igualmente portátil e tenha maior autonomia de bateria em relação ao medidor comercial.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 REQUISITOS PARA O PROTÓTIPO

O protótipo desenvolvido teve os seguintes itens como requisitos básicos:

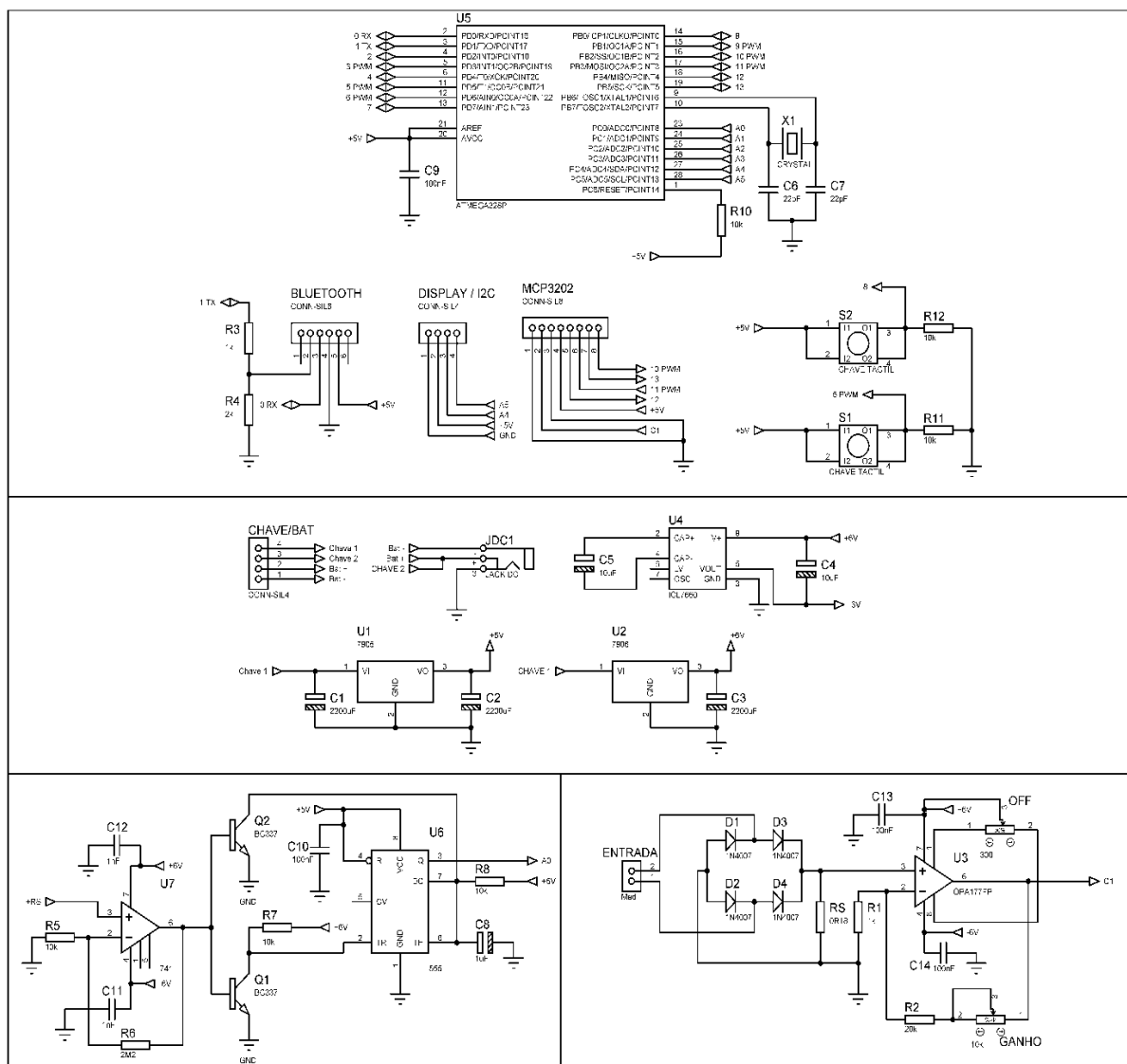
- Apresentar linearidade nos erros de medição conforme o módulo da corrente, o tempo de exposição e a forma de onda da corrente forem alterados: este requisito está diretamente ligado à característica de precisão do equipamento, já que a precisão indica o grau de concordância dos resultados de medições repetidas de um mesmo valor padrão (INMETRO, 2012);
- Apresentar baixo erro nas medições comparadas ao medidor de referência conforme o módulo da corrente, o tempo de exposição e a forma de onda da corrente forem alterados: este requisito está diretamente ligado à característica de exatidão, já que a exatidão é indicada pelo grau de concordância entre as medições de um valor medido e um valor real de um medidor padrão (INMETRO, 2012);
- Ter as menores dimensões possíveis para ser portátil e de fácil manuseio: as medições à serem realizadas pelo medidor desenvolvido são sempre feitas na própria sala do equipamento de raios x, por isso, o medidor deve ser portátil;
- Ter consumo reduzido de potência para poder ter boa autonomia quando utilizado com alimentação interna: nem sempre se tem acesso à tomadas nos locais onde serão realizadas as medições;
- Ter bom nível de tecnologia agregada para ser competitivo no mercado atual: a inovação tecnológica é uma realidade e deve ser acompanhada.

### 4.2 DESCRIÇÃO DE FUNCIONAMENTO DO PROTÓTIPO

Para um melhor entendimento do funcionamento do protótipo desenvolvido, cada circuito será abordado de forma individual. O protótipo, proposto por Silva (2017), foi dividido em quatro circuitos principais, que serão abordados

individualmente nos próximos tópicos. A figura 18 mostra uma visão geral dos circuitos citados.

Figura 18 – Visão geral do circuito eletrônico do protótipo

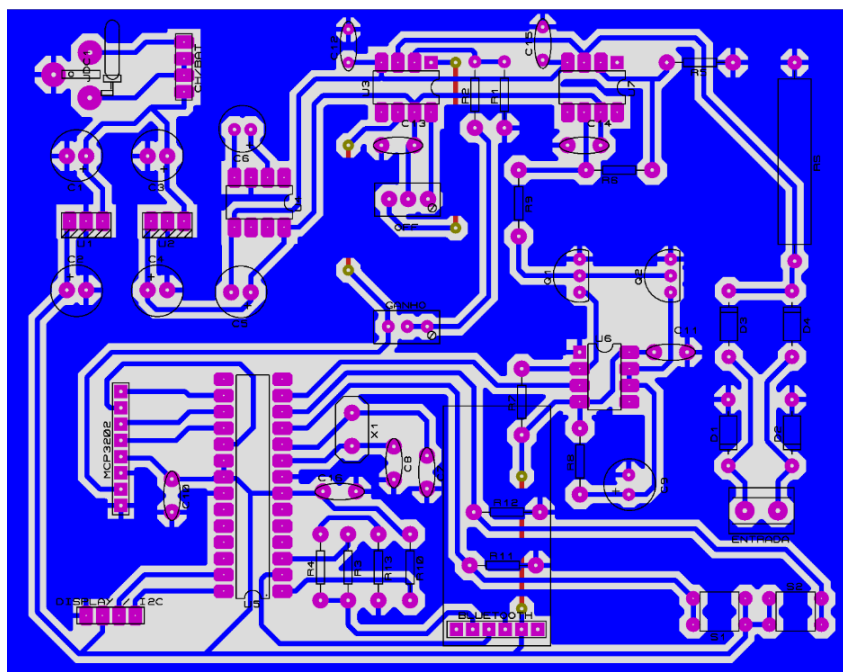


Fonte: Silva (2017), adaptado.

Após a definição do circuito e dos testes iniciais do mesmo, foi definido um layout para a placa de circuito impresso (PCI) do protótipo. Tanto para a produção do esquemático do circuito, quanto para a produção do layout da PCI, foi utilizado o pacote *Proteus 7.8 SP2*, do fabricante *Labcenter Electronics*. O layout produzido pode ser visto na figura 19.

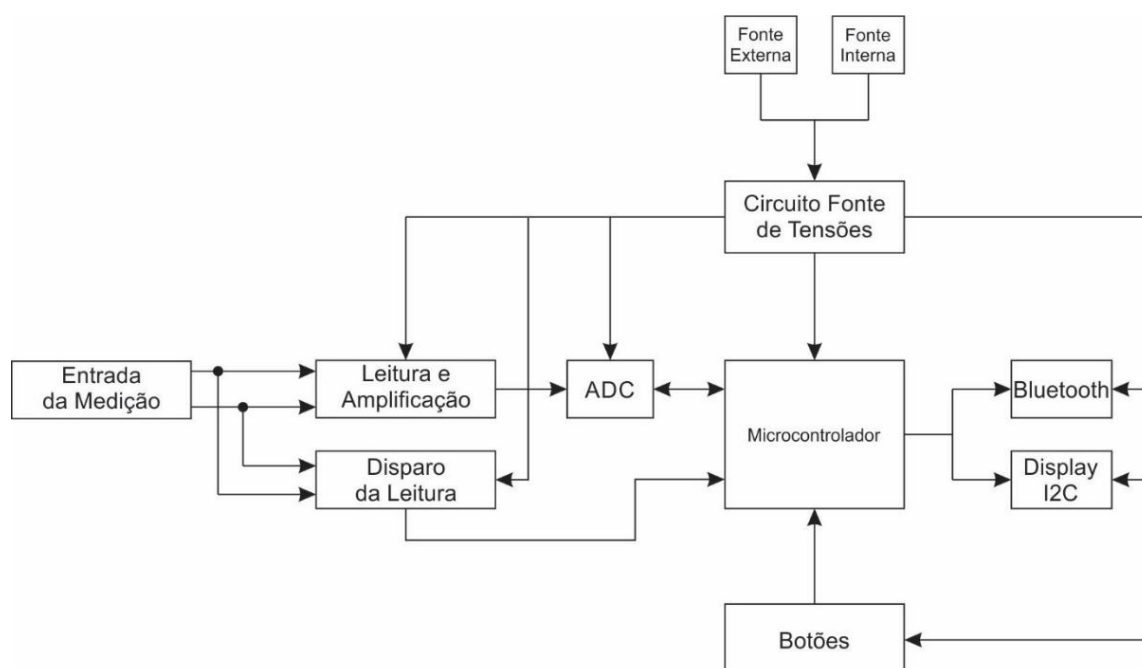


Figura 19 – *Layout* desenvolvido para a PCI do protótipo



Para um melhor entendimento do funcionamento geral do circuito eletrônico desenvolvido, é apresentado um diagrama de blocos na figura 20.

Figura 20 – Diagrama de blocos do protótipo



Fonte: Silva (2017), adaptado.

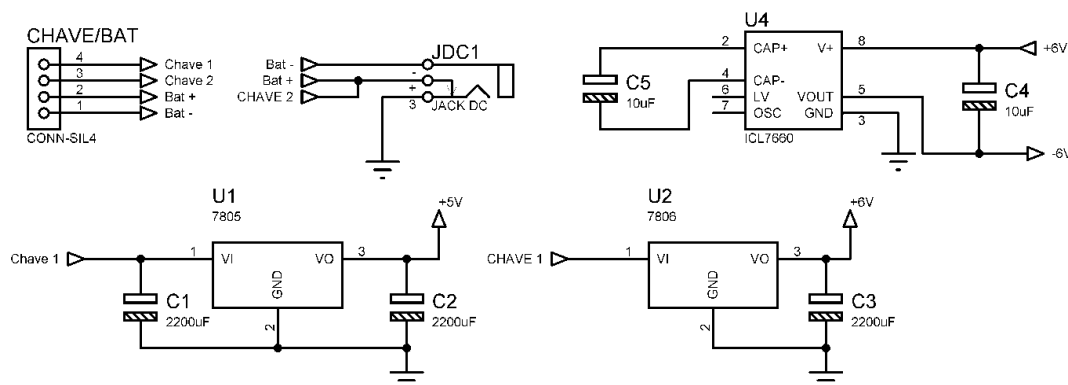
O circuito fonte de tensões recebe a alimentação interna, ou externa, faz a regulação das tensões de trabalho e as distribui para todos os elementos dos outros circuitos. Então, como pode-se observar, a entrada da medição da corrente é enviada para os circuitos de leitura e amplificação e de disparo da leitura, de forma paralela. O circuito de disparo da leitura envia um sinal de disparo para o microcontrolador, que envia outro sinal ao *ADC* para que o mesmo inicie a medição do sinal já amplificado. Após a leitura e processamento do sinal, o microcontrolador envia os dados tanto para o *Display/I2C*, quanto, para a placa *bluetooth* que faz a transferência dos dados. Os botões de interface do usuário enviam comandos para o microcontrolador, que os recebe e dá as respostas necessárias.

#### 4.2.1 Circuito fonte de tensões

Este é o circuito responsável por fornecer as tensões de alimentação do protótipo. Ele fornece três valores de tensão para a alimentação dos componentes, GND (ou negativo), +5V, +6V e -6V. Os valores de +6V e -6V são necessários para a alimentação dos amplificadores operacionais (ampops) que precisam de uma alimentação simétrica, ou *rail-to-rail*, para seu devido funcionamento. O valor de +5V é utilizado pelo microcontrolador, *display LCD*, placa *bluetooth* e conversor analógico/digital (*ADC - Analog to Digital Converter*) de 12 bits.

Estão disponíveis duas possibilidades de alimentação, por meio de uma fonte externa de 12 V ou por meio de uma bateria interna de 9 V. No caso do uso de fonte externa a conexão é feita via *plug* tipo *jack* fêmea (JDC1). Este mesmo *plug* é utilizado para chavear a conexão do negativo da bateria, via contato auxiliar. Quando este *plug* está sendo utilizado o contato auxiliar fica aberto e desconecta o negativo da bateria do circuito fonte. Quando o mesmo não está sendo utilizado o contato auxiliar faz com que o negativo da bateria fique conectado ao circuito, desta forma não é possível que os dois meios de alimentação sejam postos em paralelismo, o que causaria danos à bateria de 9 V, uma vez que a mesma não é do tipo recarregável. Os positivos da bateria e do *plug* JDC1 são ligados juntos e vão para uma chave liga/desliga por meio do conector CHAVE/BAT. Neste mesmo conector está ligado o *plug* para a bateria de 9V.

Figura 21 – Esquema eletrônico do circuito fonte de tensões



Para a obtenção dos valores positivos de tensão, ou seja +5V e +6V, foram utilizados dois reguladores de tensão, um LM7805 (U1) para +5V e um LM7806 (U2) para +6V. Os dois reguladores serão responsáveis por reduzir e regular a tensão de entrada de +9V para seus respectivos valores de trabalho. Ambos os reguladores são da fabricante *National Semiconductor* e são capazes de fornecer até 1A para o circuito. Na entrada dos regulares foi utilizado um capacitor de acoplamento de 2200uF (C1) responsável por filtrar e estabilizar a entrada dos reguladores e na saída de cada um foi utilizado, também, mais um capacitor de desacoplamento de 2200uF também (C2 e C3) responsáveis pela filtragem dos transientes de saída.

Para a obtenção do valor negativo de -6V foi utilizado um regulador que faz a inversão da polaridade da tensão de entrada, o ICL7660 da fabricante *Intersil*. Este componente é de utilização bastante simples, bastando realizar a alimentação com valores entre 4V e 12V em seu pino 8 e a ligação de dois capacitores de 10uF aos 2/4 e 8/5, respectivamente, que o regulador entrega uma tensão de igual módulo e polaridade invertida à fornecida.

#### 4.2.2 Circuito de leitura e amplificação de corrente

Para a leitura da corrente de filamento foi utilizado um resistor do tipo *shunt* (ou paralelo). Neste tipo de leitura utiliza-se um resistor de valor conhecido em série com o circuito onde se deseja realizar a medição da corrente. Com a passagem da

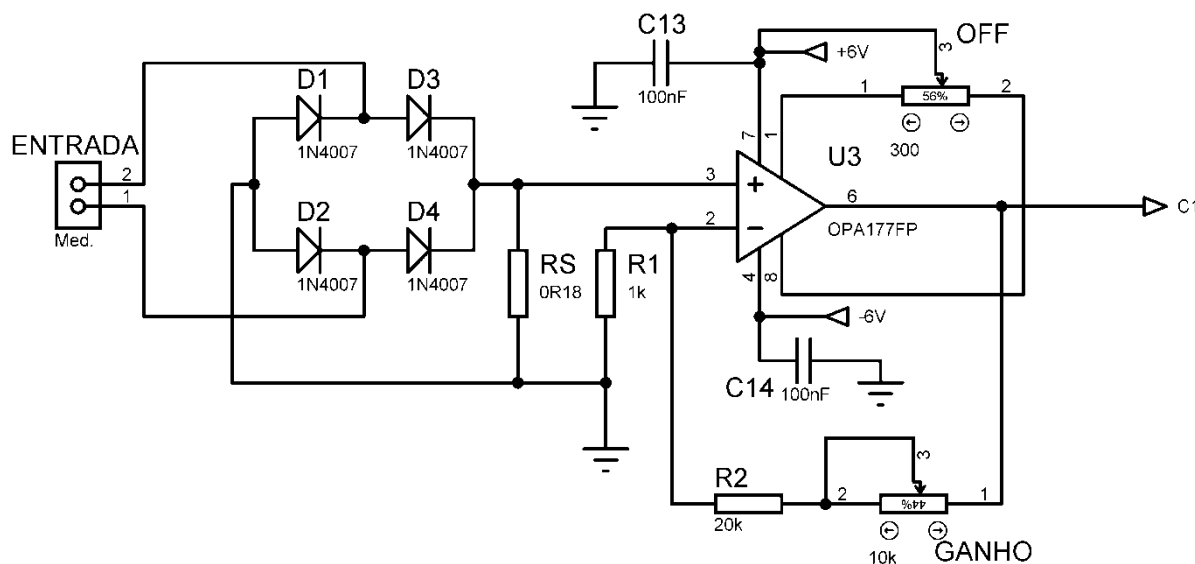
corrente pelo resistor *shunt* é gerada uma queda de tensão proporcional à corrente que circula e à resistência do resistor, conforme dita a Lei de Ohm. Desta forma é possível, a partir da leitura desta queda de tensão sobre o resistor *shunt* determinar a corrente do circuito (MALVINO, et al., 2007).

Foi escolhido um resistor *shunt* de  $0,18\Omega$  ( $R_S$ ), para que o mesmo tenha o menor impacto possível na corrente real do circuito a ser medido. Como a corrente máxima a ser medida pelo protótipo é de 1A, a queda de tensão máxima encontrada no resistor *shunt* será de:

$$V = R \cdot I = 0,18 \cdot 1 = 0,18V \quad (1)$$

Ou seja, 180mV. Para facilitar a medição deste sinal pelo microcontrolador, foi adicionada uma etapa de amplificação do sinal. Utilizando um amplificador operacional OPA177FP (U3), no modo de amplificador não inversor, foi definida a necessidade de um ganho de, aproximadamente, 27,78.

Figura 22 – Circuito de leitura e amplificação de corrente



Esse valor foi determinado que, para o maior valor de corrente esperada para o protótipo, deseja-se que o amplificador entregue o maior valor de tensão que o microcontrolador possa ler. Uma vez que o maior valor de tensão que pode ser lido pelo microprocessador é 5V e o valor de tensão produzido no resistor *shunt* pela

maior corrente esperada é de 0,18V, pode-se então determinar o ganho esperado do amplificador:

$$G = \frac{V_o}{V_i} = \frac{5V}{0,18V} = 27,78 \quad (2)$$

Onde:

$G$  = ganho;

$V_o$  = tensão de saída do amplificador;

$V_i$  = tensão de entrada do amplificador.

Desta forma, utilizando a fórmula do amplificador operacional não inversor e fixando o valor do resistor de entrada ( $R_1$ ) em  $1k\Omega$ , foi possível determinar o valor necessário para o ramo de realimentação (MALVINO, et al., 2007).

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (3)$$

$$27,78 = 1 + \frac{R_2}{1k\Omega} \quad (4)$$

$$R_2 = 26,780k\Omega \quad (5)$$

Mas, este valor de resistência não é obtido no mercado. Para uma melhor precisão esta resistência calculada foi dividida em duas resistências, uma fixa e outra ajustável, ou seja, um resistor de  $20k\Omega$  ( $R_2$ ) e um pequeno resistor variável de  $10k\Omega$  (GANHO). A solução com o resistor variável ainda se faz interessante pelo fato de que o circuito prático pode possuir pequenas variações nos valores de tensão estipulados e este componente pode oferecer ainda um ajuste de ganho bastante importante. A saída do amplificador é enviada, então, para o pino C1 do conversor ADC de 12 *bits*, para que este faça a leitura e posteriormente envie os dados para o processador.

Ainda foi adicionado um resistor variável entre os pinos 1 e 8 e a alimentação de +6 V do amplificador operacional OFF. Este resistor variável tem a função de ajuste *offset*, que é a diferença de tensão que o amplificador pode apresentar na saída mesmo quando a entrada esteja em 0 V. Este circuito ainda conta com um retificador em ponte de diodos, composto pelos diodos D1 à D4, em sua entrada.

### 4.2.3 Circuito de disparo da leitura

Como citado anteriormente, é necessário que o protótipo seja capaz de realizar a leitura tanto de sinais de corrente DC contínua quanto de sinais DC pulsante. Isso se dá pela variedade de sinais de corrente gerados nos diferentes conjuntos geradores de alta tensão. Esse fato gera um problema para o processamento da leitura do sinal pelo microcontrolador. Como o protótipo deve ser capaz de ler o tempo pelo qual a corrente foi aplicada, é necessário que exista uma espécie de disparo da leitura dessa corrente, com início e fim da leitura e posterior determinação do tempo de sua aplicação. Ou seja, algo deve servir de aviso para que o microcontrolador inicie e depois termine a medição da corrente.

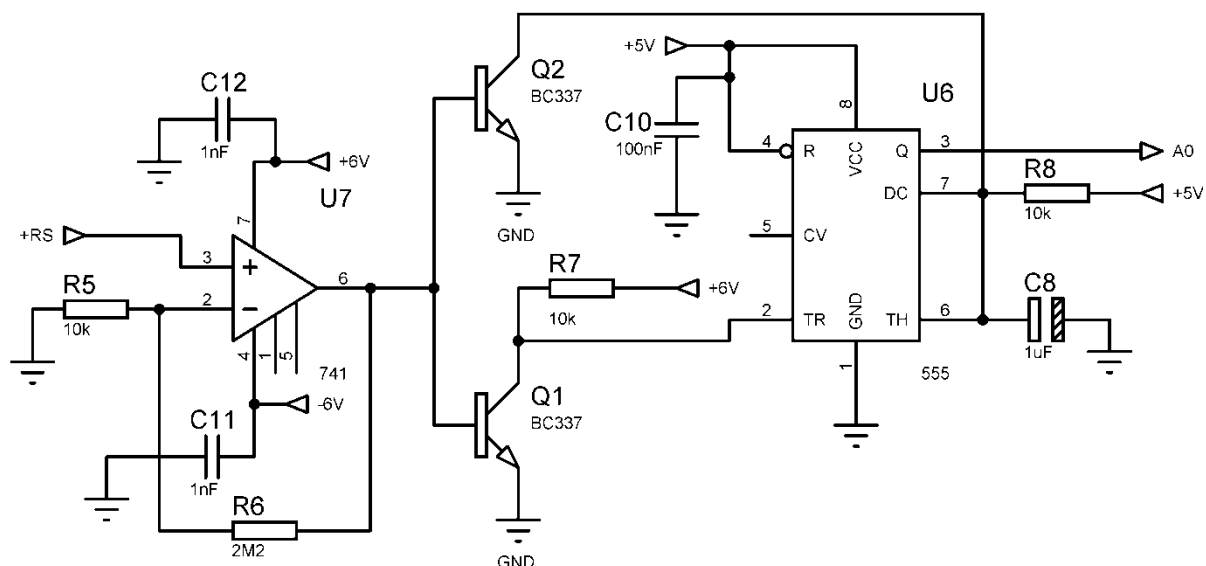
Esse aviso poderia ser apenas a própria leitura da corrente, ou seja, ao perceber que a corrente é diferente de zero o microcontrolador inicia a leitura e ao perceber que a corrente voltou à zero o microprocessador encerra a leitura. Mas, isso não é possível, pois, em geradores monofásicos de onda completa o sinal realiza uma passagem por zero em uma frequência de 120 Hz, portanto, realizando o disparo da leitura por essa lógica o protótipo encerraria a leitura na primeira passagem por zero que a onda realizasse.

Para que esse processo não ocorresse, optou-se pela construção de um circuito de disparo para a leitura da corrente. Este circuito gera um sinal alto quando do início do pulso de corrente, este sinal é lido pelo microcontrolador que inicia a leitura da corrente. O circuito mantém este sinal em estado alto por alguns milésimos de segundos quando o pulso passa por zero. Desta forma o microcontrolador continua a leitura mesmo quando o sinal da corrente passa por zero.

O circuito é constituído, inicialmente, por um amplificador operacional também na configuração de amplificador não inversor (U7). Este amplificador está configurado para um ganho de aproximadamente 220. Esse ganho alto se deve ao fato de que a saída do amplificador operacional deve ir à nível máximo para qualquer valor de corrente que seja aplicada ao resistor *shunt* que seja diferente de zero. A entrada não inversora do amplificador está ligada ao resistor *shunt* via linha +RS. A saída do amplificador é aplicada à dois transistores NPN (Q1 e Q2). Esses dois transistores fazem o papel de disparar um oscilador tipo 555 no modo monoestável. O conjunto capacitor C8 e resistor R8 determinam o valor do tempo de atraso que o circuito terá em relação ao fim do disparo, neste caso 11ms. A saída do

oscilador é ligada ao pino A0 do microcontrolador, que faz a leitura do sinal de disparo. O circuito de disparo de leitura pode ser observado na figura 23.

Figura 23 – Circuito de disparo da leitura de corrente



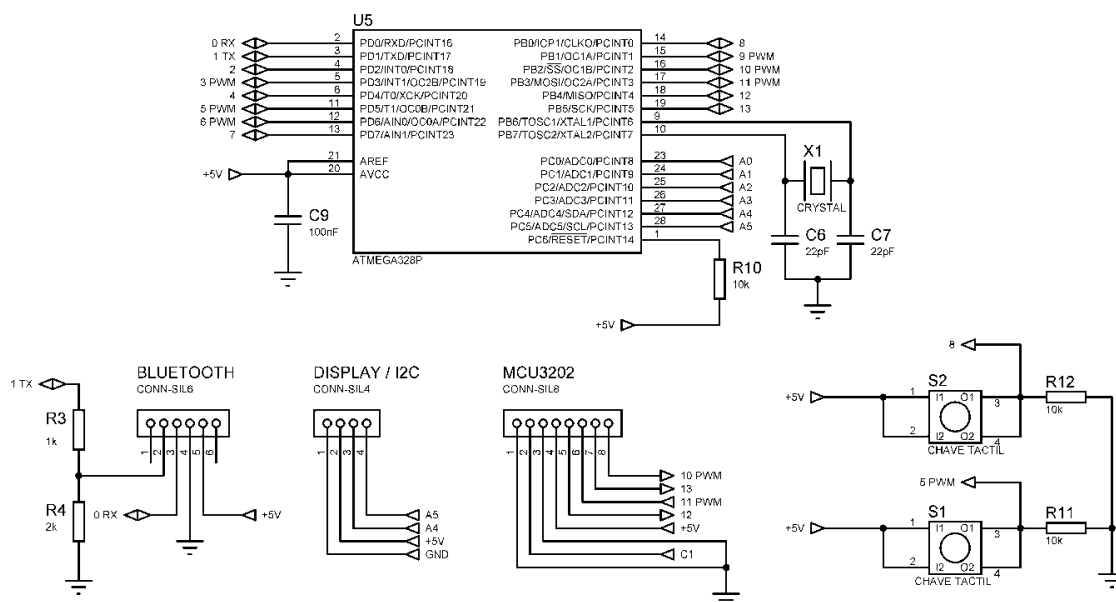
#### 4.2.4 Circuito do microcontrolador e acessórios

Este circuito é composto pelo microcontrolador ATMEGA328P, dois capacitores de 22 pF (C6 e C7) e um cristal oscilador (X1) de 16 MHz que cumprem o papel de gerar o *clock* para o microcontrolador, um resistor de 10 kΩ (R10) que cumpre a função de resistor de *pull-up* para o reset do microcontrolador e duas chaves tácteis (S1 e S2) que servem como interface para o usuário.

Existem ainda as conexões para as placas acessórios, que são as placas do *display LCD* 16x2 junto com a placa de comunicação *I2C*, a placa *bluetooth* e placa do conversor *ADC* de 12 *bits*, que é o MCU3202. Uma observação importante a ser feita é que as funções de conversor *ADC* de 12 *bits*, *bluetooth* e conversor *I2C* foram deixadas em placas separadas pelo fácil acesso à essas placas no mercado e pelo baixo preço das mesmas. Essas placas serão descritas mais detalhadamente abaixo. A figura 24 mostra o esquema das ligações entre o microcontrolador ATMEGA328P e as placas acessório. Deve-se notar que os pinos do microcontrolador estão numerados de acordo com a pinagem real, que são os

números mais próximos ao microcontrolador, e pela pinagem do Arduino, que são os números mais nas pontas do microcontrolador.

Figura 24 – Esquema do circuito do microcontrolador e acessórios



#### 4.2.4.1. Placa *bluetooth*

Para a comunicação via *bluetooth* foi escolhido um módulo (*shield*) *bluetooth* HC-06. O módulo proporciona a comunicação *bluetooth* a partir da comunicação serial entre o mesmo e o microcontrolador via portas RX e TX. O módulo possui um alcance padrão de 10 metros e já vem montado em uma placa bastante simples com uma antena integrada (PEREIRA, 2016).

Figura 25 – Imagem do módulo *bluetooth* HC-06

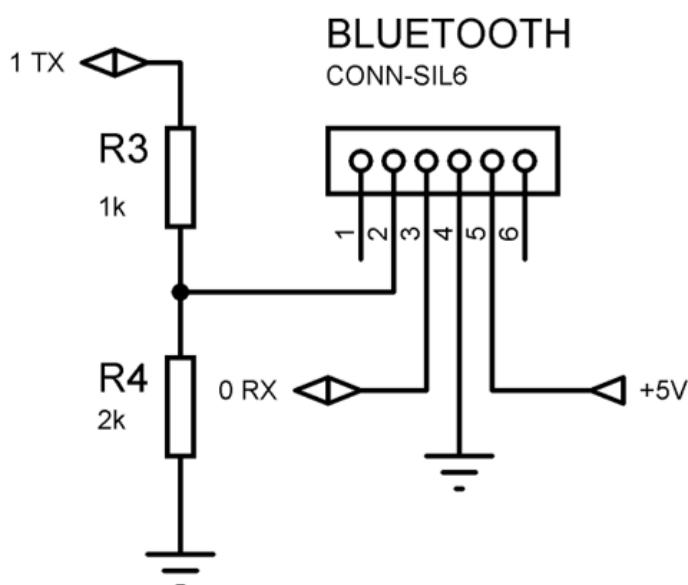


Fonte: Thomsen (2015).



A placa do módulo possui 6 pinos, mas apenas quatro pinos são utilizados, sendo eles VCC (Pino 5 do conector *BLUETOOTH*), GND (Pino 4 do conector *BLUETOOTH*), RX (Pino 2 do conector *BLUETOOTH*) e TX (Pino 3 do conector *BLUETOOTH*), como pode ser notado na figura 26. Nesta aplicação a tensão de alimentação (VCC) utilizada foi de 5V. Para o sinal de RX foi necessária a aplicação de um divisor de tensão, uma vez que o módulo trabalha com um sinal RX em níveis de 3,3V e a saída TX do microcontrolador trabalha com sinais de 5V. Desta forma, foi montado um divisor de tensão com um resistor de 1k $\Omega$  e outro resistor de 2k $\Omega$ , fazendo com que apenas dois terços da tensão de 5V, ou seja, apenas 3,33V, seja aplicada ao módulo *bluetooth*. Assim, a porta TX do microcontrolador é aplicada ao divisor de tensão e após isso segue para o pino RX do módulo. O pino RX do microcontrolador é aplicado diretamente ao pino TX do módulo *bluetooth*.

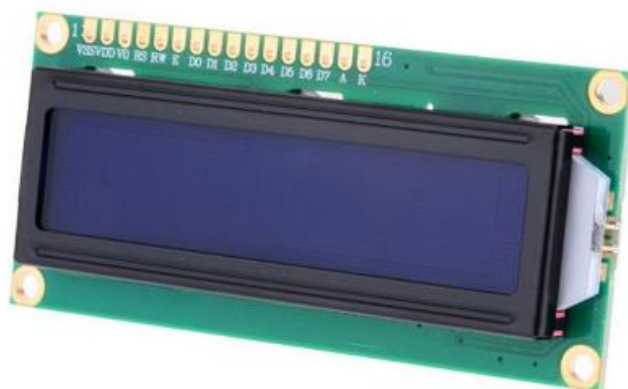
Figura 26 – Esquema da ligação do módulo *bluetooth* ao microcontrolador



#### 4.2.4.2. Placa *display* / I2C

O *display* utilizado foi possui 16 colunas por 2 linhas (16x2) que utiliza um controlador HD44780, muito utilizado em diversos projetos por se adaptar muito bem com vários tipos de microcontroladores (THOMSEN, 2011).

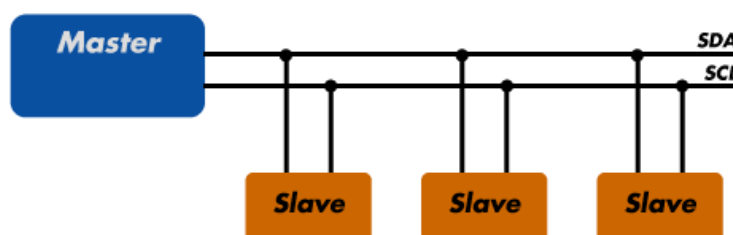
Figura 27 – *Display LCD* utilizado no protótipo



Fonte: Thomsen (2011).

Para a ligação do *display* 16x2 é necessária a utilização de seis portas de comunicação do microcontrolador, além de dois pinos para alimentação do *display* e a necessidade da adição de um potenciômetro para controle do contraste. Esse fato, além de demandar muitas portas do microcontrolador, demandaria também um espaço maior na placa final. Para evitar esses inconvenientes, foi utilizada uma placa de comunicação *Inter-Integrated Circuit (I2C)* para a comunicação entre o microcontrolador e o *display* (Cia, 2014).

Figura 28 – Esquema da arquitetura do protocolo de comunicação *I2C*

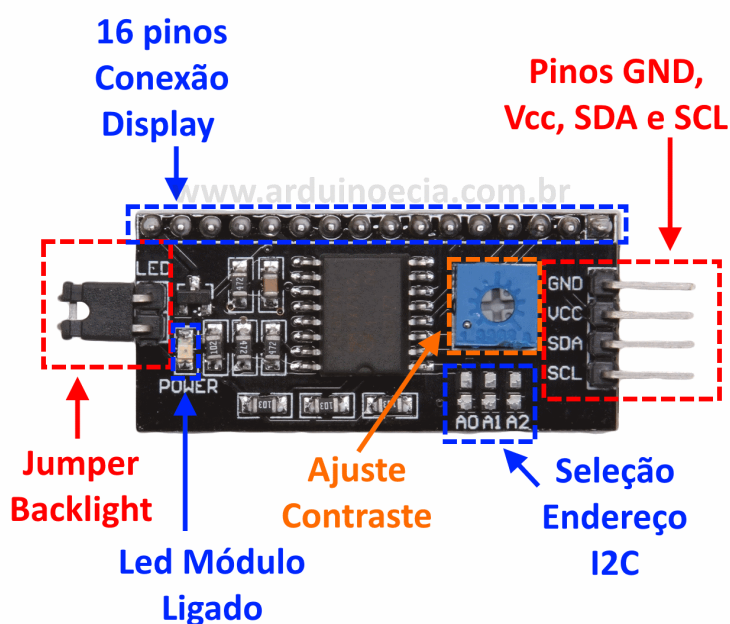


Fonte: Reis (2014).

A comunicação *I2C* é baseada na arquitetura de barramento. Nesse protocolo de comunicação todos os dispositivos estão ligados à mesmo barramento e cada dispositivo possui seu próprio endereço. Apenas dois pinos, ou duas vias, são necessários para a definição do barramento *I2C*, vias *SDA* e *SCL*. A sigla *SDA* vem do inglês *Serial Data* e *SCL* significa *Serial Clock*. A via *SDA* é utilizada para comunicação serial bidirecional, ou seja, os dados são tanto enviados como recebidos por essa via. Já a via *SCL* é utilizada para realizar a sincronização entre

os dispositivos, tornando a comunicação pela via SDA confiável. Nesta arquitetura existem dispositivos configurados no modo escravo (*slave*) e pelo menos um dispositivo configurado com mestre (*master*). O papel do *master* é iniciar a comunicação no barramento, enquanto que os *slave* apenas respondem às solicitações do *master* (REIS, 2014).

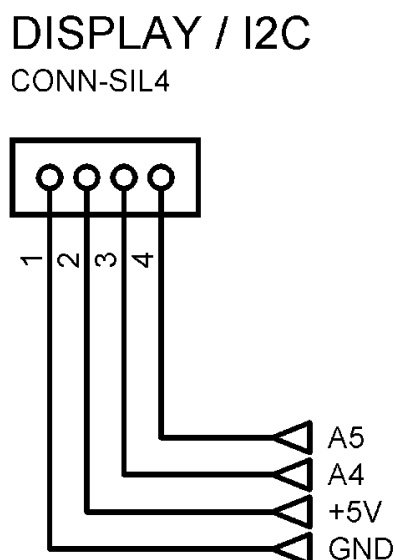
Figura 29 – Descritivo do módulo I2C para *display LCD* utilizado



Fonte: Cia (2014).

A placa de comunicação I2C escolhida utiliza um chip PCF8574. Como pode ser observado na figura 29, o módulo possui duas barras principais de contatos, uma utilizada para a ligação aos 16 pinos do *display LCD* e outra utilizada para a ligação da alimentação (VCC e GND) e das linhas DAS e SCL. Existe ainda um contato para a ligação física do *led de backlight*, que faz a iluminação de fundo do *display*. Esse contato pode ser deixado aberto, desligando o *led de backlight*, ou pode ser adicionado um *jumper* ao contato, proporcionando a ligação do *led de backlight* via programação do microcontrolador. Um pequeno potenciômetro faz o controle de contraste do *display* e um *led* faz a indicação visual de *display* ligado. Ainda existem três contatos para a seleção de endereçamento da placa I2C. Como existem três contatos para a definição do endereçamento, pode-se definir nove endereços diferentes para o módulo, variando a sequência de contatos abertos e fechados.

Figura 30 – Esquema da ligação do módulo I2C ao microcontrolador



#### 4.2.4.3. Placa MCP3202 conversor ADC 12 bits

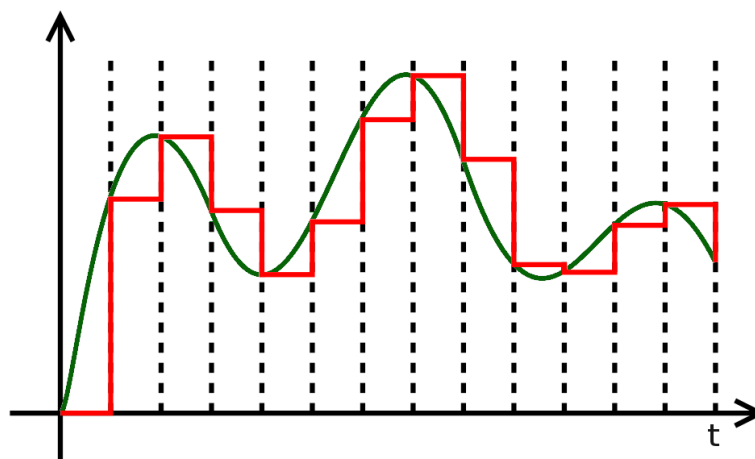
Para que o microcontrolador possa realizar a leitura do sinal de corrente é necessário que os valores do sinal de entrada, que é um sinal analógico, sejam convertidos para valores digitais. O microcontrolador Atmega328P, utilizado no Arduino, possui seis portas constituídas por conversores analógico/digital, ou conversores ADC do inglês *Analogic to Digital Converter*.

A função do ADC, basicamente, é transformar um sinal analógico, que é contínuo no tempo, em um sinal digital, que é discreto no tempo. Essa amostragem é realizada por meio um circuito chamado *sample & hold* (amostrar e manter), que faz com que um valor instantâneo do sinal analógico seja armazenado, geralmente em um capacitor de leitura, para que o circuito de conversão possa ler esta amostra. O circuito conversor irá transformar o valor lido em um valor inteiro, dentro de uma escala de valores que é determinada pela resolução do ADC.

Após a leitura da amostra pontual, o circuito de *sample & hold* descarrega o valor armazenado e faz outro acoplamento, a fim de oferecer um novo valor para ser lido pelo conversor. Desta forma, são lidas apenas amostras pontuais do sinal analógico. Note que, desta forma o sinal digital será formado apenas por partes do

sinal analógico, perdendo-se, portanto, parte das informações contidas neste, como pode-se notar na figura 31.

Figura 31 – Comparação entre o sinal original e o sinal amostrado



Fonte: Puhlmann (2015).

Para a redução das perdas da informação contidas no sinal analógico pode-se utilizar conversores com maior número de *bits* de resolução. A resolução determina o menor valor de variação de tensão que o conversor é capaz de notar. Existem no mercado, conversores com os mais diversos valores de *bits* de resolução, 8, 10, 12, 16 *bits*, por exemplo. Foi citado anteriormente que, o circuito de conversão transforma o valor do sinal lido em um valor inteiro dentro de uma escala determinada (mede um valor analógico e transforma em um valor binário dependendo do número de *bits*). Esta escala é determinada pelos *bits* de resolução, ou quantidade de *bits*, do conversor. Para conversores de 10 *bits*, por exemplo, a escala terá  $2^{10}$  valores, ou seja, ela irá variar entre 0 e 1023. Com a quantidade de valores que o conversor pode ter e sabendo a tensão de referência do mesmo, pode-se calcular a menor variação de tensão que o mesmo consegue notar, ou seja, sua resolução real.

$$resolução = \frac{V_{ref}}{2^n} \quad (6)$$

Onde:

$V_{ref}$  = tensão de referência do conversor

$n$  = número de *bits* de resolução do conversor

Desta forma, um conversor de 10 *bits* que utiliza uma tensão de referência de 5 V poderá notar uma variação de tensão de 4,88 mV. Perceba-se que, variações de tensão menores que este valor não serão notadas pelo conversor, ou seja, as informações que gerarem uma variação de tensão menor que 4,88 mV não serão computadas durante a conversão.

Para a produção do protótipo deste trabalho, foi definida a utilização de um resistor *shunt* de 0,18  $\Omega$ . Um equipamento de raios x, em geral, possui como menor escala de corrente o valor de 50 mA. O ganho do circuito de amplificação de sinal foi determinado em 27,78, conforme já abordado no descritivo de tal circuito. Desta forma, a tensão obtida para a menor escala de corrente é de:

$$V = 0,18 \Omega \cdot 0,05 A \cdot 27,78 = 250,02 \text{ mV} \quad (7)$$

Ou seja, o conversor seria capaz de notar apenas intervalos maiores que:

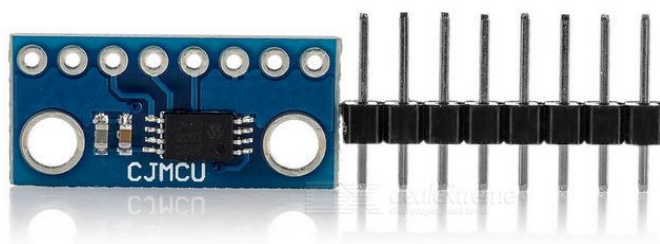
$$I_{\text{mínimo}} = \frac{0,05 A \cdot 0,00488 V}{0,25002 V} = 0,98 \text{ mA} \quad (8)$$

A resolução obtida com o conversor de 10 *bits* não é, em absoluto, impraticável. Pode-se medir intervalos de corrente de, aproximadamente, 1 mA. Mas, para a precisão desejada esse mínimo ainda é pouco. Portanto, optou-se pelo uso de um conversor externo de 12 *bits* de resolução, o que proporciona uma escala entre 0 e 4095. Como a tensão de referência é a mesma, 5 V, obteve-se uma resolução de 1,22 mV. Desta forma, a corrente mínima medida passou a ser de:

$$I_{\text{mínimo}} = \frac{0,05 A \cdot 0,00122 V}{0,25002 V} = 0,24 \text{ mA} \quad (9)$$

Desta forma, a corrente mínima que o medidor é capaz de apresentar é de 0,24 mA. Logo, o conversor escolhido foi um MCP3202, que além de oferecer os 12 *bits* de resolução, oferece também um modo de leitura diferencial, interessante para a filtragem de ruídos que possam aparecer no plano de terra da placa de circuito impresso. O ADC escolhido ainda oferece a vantagem da comunicação SPI, que acaba por economizar portas, gerando uma placa de circuito impresso menor.

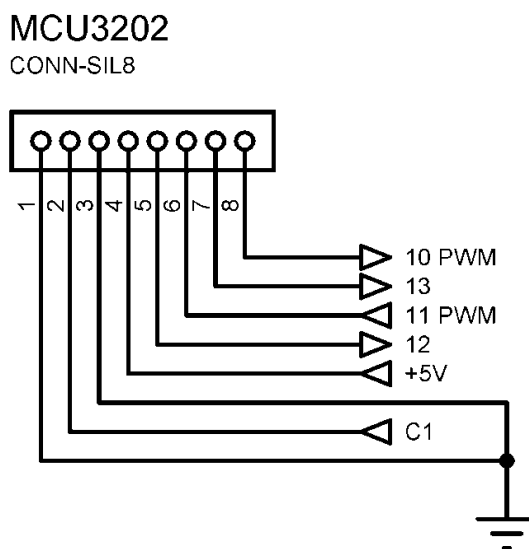
Figura 32 – Imagem da placa do MCP3202



Fonte: Deal Extreme (2017).

Para a ligação do módulo do conversor *ADC* de 12 *bits* ao microcontrolador, foi utilizado o esquema da figura 33. Pode-se notar que o canal 2 do conversor foi ligado ao plano de terra. Desta forma é realizada a leitura da diferença de tensão entre o canal 1, que está ligado ao pino 2 do conversor, e o canal 2, que está ligado ao pino 3 do conversor. Esse método de leitura consegue descartar qualquer ruído que possa aparecer no plano de terra.

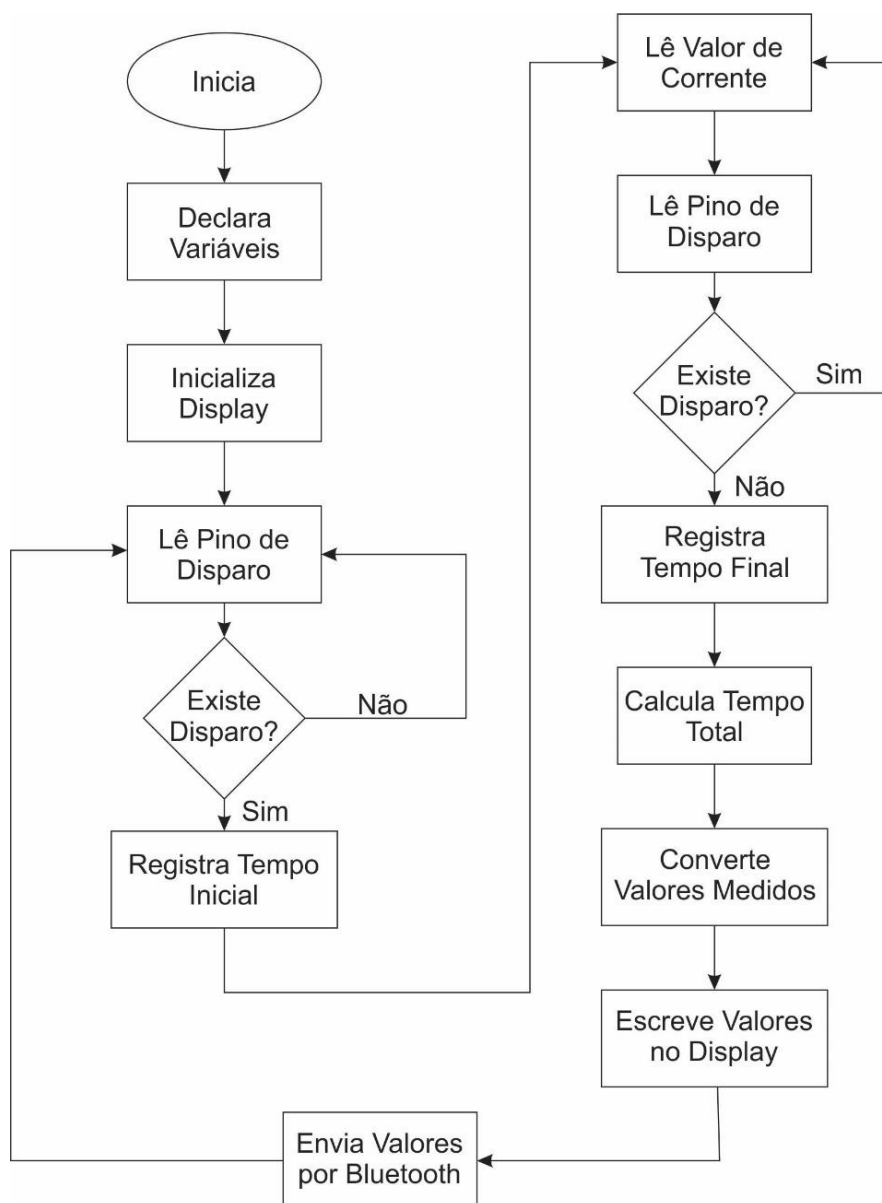
Figura 33 – Esquema de ligação do módulo MCP3202 ao microcontrolador



#### 4.3 PROGRAMAÇÃO DESENVOLVIDA PARA O MICROCONTROLADOR

Segue um fluxograma simplificado sobre a programação desenvolvida na *IDE* do Arduino, para funcionamento do microcontrolador.

Figura 34 – Fluxograma do código fonte desenvolvido



Fonte: Silva (2017), adaptado.

O programa inicia quando o equipamento é energizado, via chave liga/desliga. Existe um bloco inicial de declaração de variáveis que serão utilizadas durante o decorrer do *loop* do programa. Logo em seguida é inicializado o *display*. O programa então entra em uma sequência de verificação da existência de sinal de disparo, enquanto não houver disparo o programa não seguirá para outras tarefas. Quando o sinal de disparo é lido, o programa registra o milissegundo inicial da leitura, para depois determinar o tempo total da permanência do sinal de disparo. Em seguida é tomada uma amostra da corrente via leitura do *ADC* e realizada uma nova leitura do pino de disparo. Neste momento, se ainda existir sinal de disparo é realizada uma



nova tomada de amostra do valor de corrente e esse *loop* se mantém enquanto houver sinal de disparo. Quando o microcontrolador detectar a ausência do sinal de disparo, o que quer dizer que o pulso de corrente terminou, é realizado o registro do milissegundo final. Após esse registro é feito o cálculo do tempo total, subtraindo-se o tempo inicial do tempo final. Em seguida é calculada a corrente lida a partir do tratamento das amostras obtidas. Após esses cálculos, os valores de corrente, tempo de disparo e fator mAs são exibidos no *display LCD* e enviados para o módulo *bluetooth* para transmissão. Por fim, o equipamento volta para o monitoramento do sinal de disparo, reiniciando o primeiro *loop* da programação.

#### 4.4 MATERIAIS UTILIZADOS

Segue abaixo, na Tabela 2, a lista resumida de todos os materiais utilizados para a construção do protótipo.

Tabela 2 – Lista de materiais utilizados

| Tipo de Componente | Qnt | Referência                 |
|--------------------|-----|----------------------------|
| Bateria Interna    | 1   | 9V                         |
| Borne              | 1   | Tipo Banana Fêmea Vermelho |
| Borne              | 1   | Tipo Banana Fêmea Preto    |
| Caixa de Montagem  | 1   | PB-211                     |
| Capacitor          | 3   | 2200uF / 25V               |
| Capacitor          | 2   | 10uF / 25V                 |
| Capacitor          | 2   | 22pF                       |
| Capacitor          | 1   | 1uF / 50V                  |
| Capacitor          | 4   | 100nF                      |
| Capacitor          | 2   | 1nF                        |
| Chave              | 2   | Chave Táctil               |
| Chave              | 1   | Tipo Gangorra              |
| Circuito Integrado | 1   | 7805                       |
| Circuito Integrado | 1   | 7806                       |
| Circuito Integrado | 1   | OPA177FP                   |
| Circuito Integrado | 1   | ICL7660                    |
| Circuito Integrado | 1   | ATMEGA328P                 |
| Circuito Integrado | 1   | 555                        |
| Circuito Integrado | 1   | 741                        |
| Conector           | 1   | SIL6                       |
| Conector           | 2   | SIL4                       |
| Conector           | 1   | Conector KRE               |
| Conector           | 1   | JACK Fêmea                 |

Tabela 2 – Lista de Materiais Utilizados (cont.)

| <b>Tipo de Componente</b>   | <b>Qnt</b> | <b>Referência</b>     |
|-----------------------------|------------|-----------------------|
| Conector                    | 1          | SIL8                  |
| Cristal                     | 1          | 16 MHz                |
| Custos com Frete            | 1          | -                     |
| Diodo                       | 4          | 1N4007                |
| Display                     | 1          | Display LCD 16x2      |
| Fonte externa               | 1          | 12V / 1A              |
| Placa Acessório             | 1          | Comunicação I2C       |
| Placa Acessório             | 1          | Bluetooth HS-05       |
| Placa Acessório             | 1          | Conversor ADC 12 bits |
| Placa f. vidro face simples | 1          | 10 x 10               |
| Resistor                    | 2          | 1 k                   |
| Resistor                    | 1          | 20 k                  |
| Resistor                    | 1          | 2 k                   |
| Resistor                    | 6          | 10 k                  |
| Resistor                    | 1          | 2M2                   |
| Resistor                    | 1          | 0,18 $\Omega$         |
| Transistor                  | 2          | BC337                 |
| Trimpot                     | 1          | Trimpot 10 k $\Omega$ |
| Trimpot                     | 1          | Trimpot 300 $\Omega$  |

Fonte: Próprio autor.

#### 4.5 PROCEDIMENTOS DE VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO

Para a validação do protótipo foram desenvolvidos alguns procedimentos, a fim de se padronizar os testes de forma a dotar os mesmos critérios científicos para a aprovação dos dados levantados. Como o protótipo é, basicamente, um equipamento que realiza a leitura de uma dada corrente elétrica e do tempo que a mesma dura, foi necessário a determinação de testes que, de forma criteriosa, fossem capazes de determinar a resposta do protótipo à essas grandezas. Neste sentido, o procedimento desenvolvido prevê a aplicação de vários valores diferentes de corrente, vários valores diferentes de tempo e diferentes formas de onda de corrente, para se determinar as respostas do protótipo à estas condições.

Todos os testes foram realizados de forma que os valores obtidos no protótipo pudessem ser comparados com os valores obtidos em um medidor comercial com precisão conhecida, do fabricante Sigmatek, como visto na figura 35. Este medidor é conectado em série com o terminal mA e o terra do transformador de alta tensão. Uma ponte retificadora de onda completa alimenta um resistor de carga de 4,7 ohms.

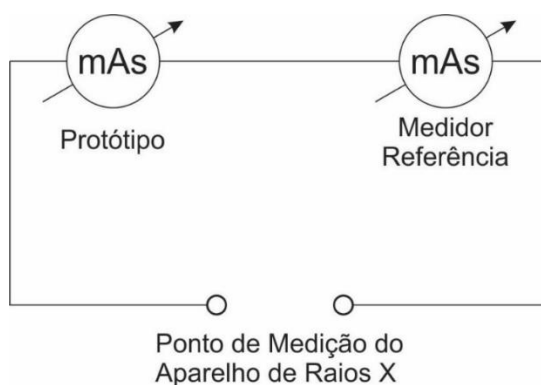
Figura 35 – Medidor comercial Sigmatek



Fonte: Sigmatek (2019).

Em todos os testes realizados com o intuito de comparar o protótipo produzido com o equipamento comercial, utilizado como referência, os dois equipamentos foram ligados em série entre si e em série com o ponto de medição dos equipamentos de raios x, conforme a figura 36.

Figura 36 – Forma de ligação para as medições



Fonte: Silva (2017), adaptado.

É importante ressaltar que, pelo fato dos instrumentos estarem conectados em série, entende-se que a corrente do circuito foi a mesma, levando em consideração somente a incerteza do tipo A apresentada por ambos equipamentos. Conforme o VIM (Vocabulário Internacional de Metrologia), a avaliação do tipo A da incerteza de medição é a avaliação de uma componente da incerteza de medição

por uma análise estatística dos valores medidos, obtidos sob condições definidas de medição.

Desta forma, entende-se que, se o escopo do trabalho levasse em consideração o estudo das incertezas, o único erro que seria considerado era o erro de amostragem que os dois equipamentos de medição inseriram no mensurando durante a mensuração.

#### **4.5.1 Locais e datas das realizações dos testes**

Foram realizados testes em três aparelhos de raios x, localizados na Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora, na Unidade de Pronto Atendimento do Segundo Distrito – UPA Segundo Distrito e na Policlínica do Tucumã, todos no município de Rio Branco, Estado do Acre.

Os testes foram realizados na segunda quinzena do mês de agosto de 2018, em aparelhos de raios x (figura 37) com características técnicas quase semelhantes (diferenciando somente na faixa de corrente do aparelho instalado na Maternidade Barbara Heliodora, que possui somente quatro faixas, em comparação aos outros dois).

Figura 37 – Aparelho de raios x



Fonte: Próprio autor.

O aparelho, do modelo Compacto Plus, trata-se de um equipamento de raios x para aplicações radiográficas que auxiliam no diagnóstico médico. O sistema é composto dos seguintes módulos: Gabinete e painel de controle, estativa EG, mural bucky MB, mesa bucky, unidade selada rotax e colimador.

Em relação aos dados técnicos do equipamento, o mesmo apresenta faixas de corrente (focos programáveis) entre 50, 100, 150, 200, 300 e 500mA; alimentação trifásica 220Vff; faixa de operação entre 200 a 250Vac; potência de entrada de 70KVA (para operação em máxima potência); frequência de operação de 50/60Hz; resistência aparente da rede entre 0,10 0,20; proteção de sobre corrente com disjuntor termomagnético de 63A (interno); potência nominal: 50KW@500mA/100kV (opcional até 60 kW); faixa de kV entre 30 e 125kV e faixa de mAs de 1 até limite do tubo ou 500mAs.

#### **4.5.2 Procedimento de avaliação da resposta em relação ao módulo da corrente**

Para esta avaliação, foram aplicados seguidos pulsos de corrente de valores diferentes, com um mesmo tempo de disparo. Para cada valor de corrente diferente, foram aplicados quatro pulsos (para Maternidade Barbara Heliodora) e cinco pulsos (para Unidade de Pronto Atendimento do Segundo Distrito – UPA Segundo Distrito e Policlínica do Tucumã) de forma sequencial. Os valores foram escolhidos dentro da faixa de leitura projetada para o protótipo, entre 50mA e 800mA.

O equipamento de raios x da Maternidade Barbara Heliodora tem como corrente máxima a escala de 300mA, portanto, foram escolhidos os valores de 50, 100, 150 e 300mA. O equipamento da Unidade de Pronto Atendimento do Segundo Distrito – UPA Segundo Distrito, possui uma corrente máxima de 500mA, portanto foram escolhidos os valores de 50, 100, 200, 300 e 500mA. Por fim, o equipamento da Policlínica do Tucumã, possui uma corrente máxima de 500mA, portanto, também foram escolhidos os valores de 50, 100, 200, 300 e 500mA. O valor de tempo de disparo escolhido foi de 0,2 s.

O medidor utilizado para as comparações faz a exibição apenas do fator mAs, não mostrando nem o tempo de disparo nem a corrente medida. Nestes testes, para critério de comparação, foi considerado que o equipamento realize a medição do

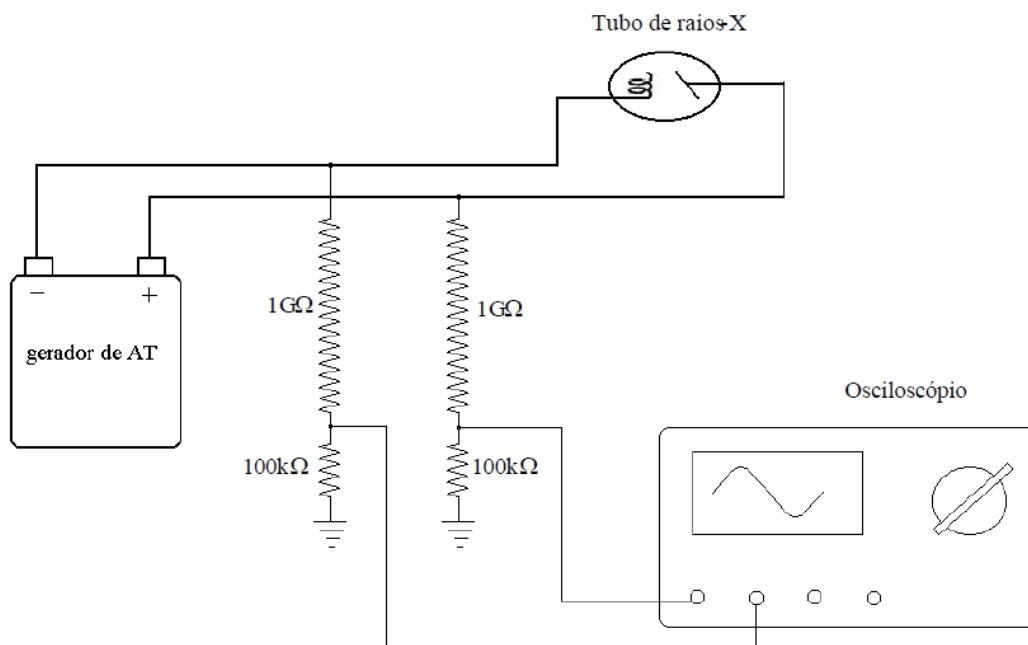
tempo de disparo de forma ideal possibilitando, desta forma, o cálculo da corrente medida pelo equipamento comercial a partir da multiplicação do valor de mAs mostrado pelo tempo de disparo selecionado.

#### 4.5.3 Procedimento de avaliação da resposta em função do tempo de disparo

Para esta avaliação, foram aplicados seguidos pulsos de correntes de mesmo valor, realizando a variação do tempo de disparo. Para cada valor de tempo de disparo diferente, foram aplicados três pulsos de forma sequencial, com um valor de corrente de 200mA. Os valores de tempo de disparo escolhidos ficaram entre 0,2s e 1s (tempo limítrofe do equipamento).

Como o medidor comercial utilizado não mostra o tempo de disparo lido, para estes testes o tempo de disparo foi medido utilizando-se um divisor de tensão e um osciloscópio. Para os testes realizados foi utilizado um divisor de tensão da marca Tecnodesign, que possui uma relação de 1V/10kV. A figura 38 mostra o esquema básico de um divisor de tensão para equipamentos de raios x.

Figura 38 – Esquema de um divisor de tensão para raios x



Fonte: Batista (2006).

O divisor de tensão possibilita a medição da alta tensão aplicada à ampola e do tempo de exposição e é composto por um conjunto de resistores de alta

impedância que são ligados à uma derivação dos cabos de alta tensão, que ligam a ampola ao gerador de alta tensão. Desta forma, é possível obter uma amostra da onda de alta tensão aplicada à ampola. Realizando-se a medição desta amostra com um osciloscópio, pode-se determinar tanto o tempo de exposição (duração da onda) quanto o valor da alta tensão, amplitude da onda, a partir da relação do divisor de tensão (BATISTA, 2006).

#### **4.5.4 Procedimento de avaliação da resposta em função da forma de onda da corrente**

Para este teste foram feitos disparos com o mesmo valor de corrente e tempo de exposição em diferentes equipamentos. Foram utilizados, para esta avaliação, o equipamento de raios x da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora, que se possui um gerador de alta tensão bifásico de onda completa, e o equipamento da Policlínica do Tucumã, que possui um gerador de alta tensão de alta frequência. As formas de ondas trifásicas não foram avaliadas por falta de acesso à equipamentos que trabalhem com esses tipos de geradores.

Esta avaliação foi realizada usando-se como parâmetros valores de fator mAs em cada um dos dois equipamentos de raios x utilizados. Essa tática foi adotada, pois, cada equipamento possui valores próprios de mA e tempo de exposição, sendo mais fácil a utilização do fator mAs neste caso.

#### **4.5.5 Procedimento de avaliação do consumo de energia e da autonomia em bateria**

Para esta avaliação foi realizada a medição da corrente consumida pelo equipamento em operação e das correntes consumidas por cada circuito apresentado e para cada placa acessório. As medições foram realizadas colocando-se um multímetro, na configuração de amperímetro, primeiramente em série com cada circuito e depois em série com a alimentação geral do protótipo.

Após as medições dos consumos, foi realizado um cálculo aproximado da autonomia que poderia ser alcançada pelo protótipo. Esse cálculo foi realizado levando-se em conta o consumo total encontrado e a autonomia, em mAh, da bateria escolhida. Com os cálculos teóricos em mãos, o protótipo foi deixado ligado

até que a bateria exaurisse, conseguindo, assim, um valor de autonomia mais próximo do real.

#### **4.5.6 Procedimento de avaliação do custo de produção e do valor de venda do protótipo**

Para esta avaliação foi realizada a soma dos valores de todos os componentes, placas e acessórios utilizados para a montagem do protótipo. Neste cálculo não foram contabilizadas as horas aplicadas ao projeto do equipamento, uma vez que tal custo deve ser distribuído dentro de uma perspectiva de produção, cálculo que seria extremamente difícil e impreciso de ser realizado sem perspectivas reais de aceitação no mercado.

Devem ainda ser adicionados os custos com mão de obra para a realização desta montagem, os custos de impostos que porventura venham a incidir sobre a comercialização do produto, os custos de manutenção da empresa que venha a realizar a produção e comercialização do produto, entre outros custos variáveis e fixos associados à produção e comercialização do produto. Fato é que, tal levantamento de custos poderia gerar, por si só, um novo projeto de trabalho acadêmico. Teriam que ser levantados os impostos que incidiriam sobre o produto, o processo de produção deveria ser analisado e estudado, seria necessária a simulação da abertura de uma empresa, que tivesse a capacidade de produção necessária, entre outras coisas. Para simplificação deste projeto, foram considerados apenas os custos com o material necessário para a produção de uma unidade do protótipo proposto e seus respectivos valores de frete.



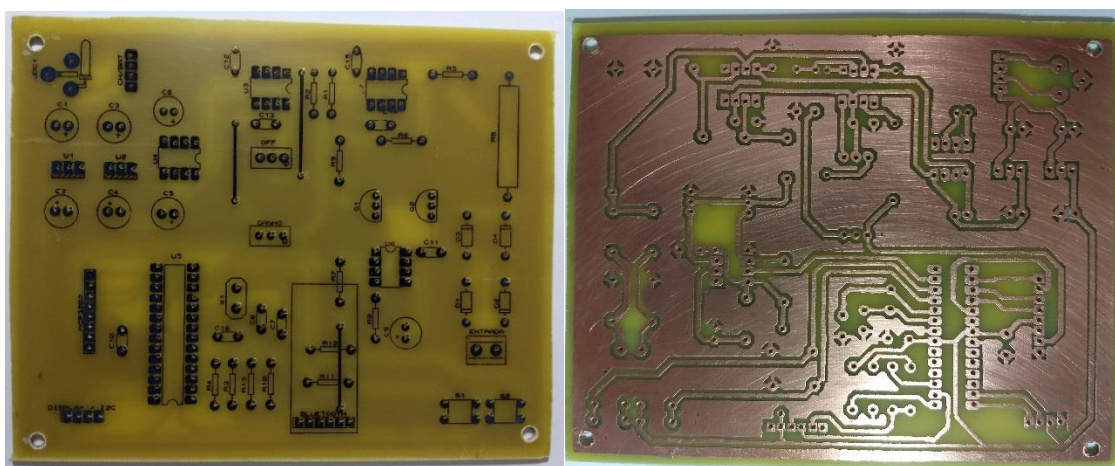
## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir são apresentados os resultados obtidos, tanto na montagem prática do protótipo, quanto nos testes propostos no capítulo anterior.

### 5.1 PRODUÇÃO DO PROTÓTIPO

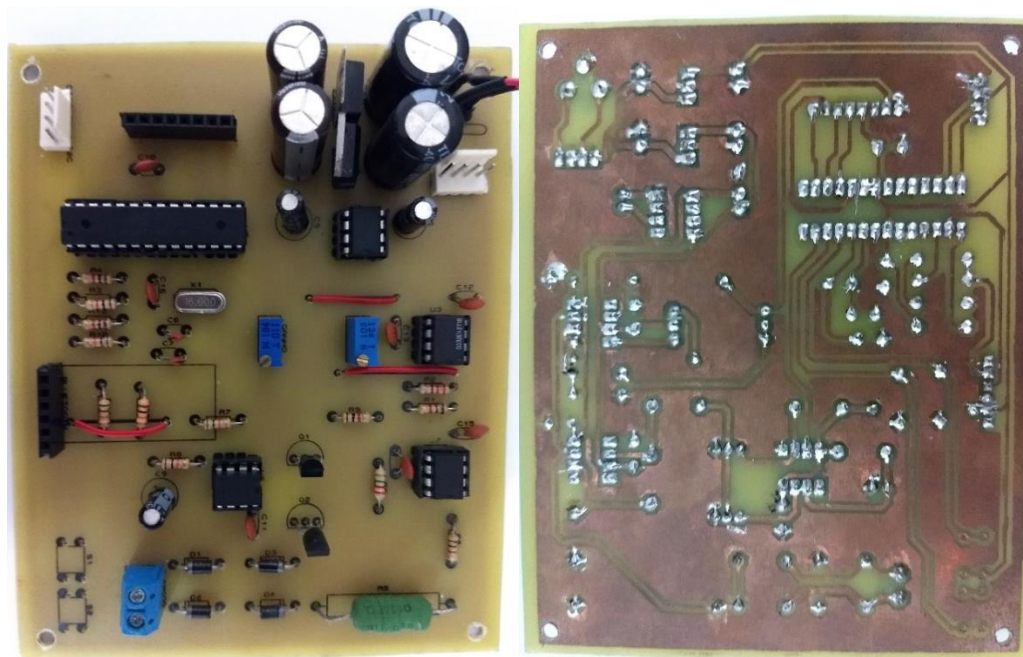
A produção do protótipo foi iniciada com a confecção da placa de circuito impresso. A PCI foi produzida baseada no layout já exposto anteriormente. Para tal produção, foi utilizado um método bastante rudimentar e caseiro de produção de placas. Utilizou-se papel tipo glossy (papel para fotografias) e impressora laser, para a impressão do layout e transferência para a placa virgem, e percloroeto de ferro para a corrosão do cobre excedente. O processo de produção da PCI não será abordado profundamente neste trabalho por não ser o foco do mesmo. A figura 39 mostra a face dos componentes (esquerda) e a face da solda (direita) da placa de circuito impresso que foi confeccionada para o protótipo.

Figura 39 – Placa de circuito impresso obtida



Após a produção da placa, todos os componentes foram fixados e soldados à esta. Antes da montagem em caixa, o circuito foi testado e foram verificadas todas as suas funcionalidades. A figura 40 mostra o aspecto final da face dos componentes (esquerda) e da face das soldas (direita) já com todos os componentes devidamente soldados.

Figura 40 – Aspecto da PCI com os componentes soldados



Para a montagem em caixa, foi escolhida uma caixa padrão do fabricante Patola, modelo PB-211, que pode ser observada juntamente com suas medidas na figura 41. Deve-se notar que, as medidas apresentadas nesta figura, são as medidas finais do equipamento.

Figura 41 – Caixa padrão utilizada para a montagem do protótipo



Fonte: Patola (2017).

Por fim, foram adicionadas à PCI as placas acessórias (*bluetooth* e conversor ADC de 12 *bits*), a placa de comunicação I2C foi soldada à placa *display*, foram fixadas à caixa de montagem a chave liga/desliga, o conector *jack* dedicado à alimentação externa, os bornes para conexão das pontas de prova e o conjunto *display* + placa I2C. O aspecto final da montagem pode ser observado na figura 42.

Figura 42 – Aspecto final da montagem do protótipo



Por fim, a figura 43 mostra o aspecto final do protótipo já montado e finalizado.

Figura 43 – Aspecto final do protótipo



## 5.2 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA EM RELAÇÃO AO MÓDULO DA CORRENTE

Neste tópico serão mostrados todos os resultados obtidos para a resposta ao módulo da corrente. Todos os testes deste tópico foram realizados com um tempo de disparo de 0,2s (200ms). Serão expostos os resultados para cada um dos três equipamentos de raios x onde o protótipo foi ensaiado e, ao fim, uma média de todos os testes.

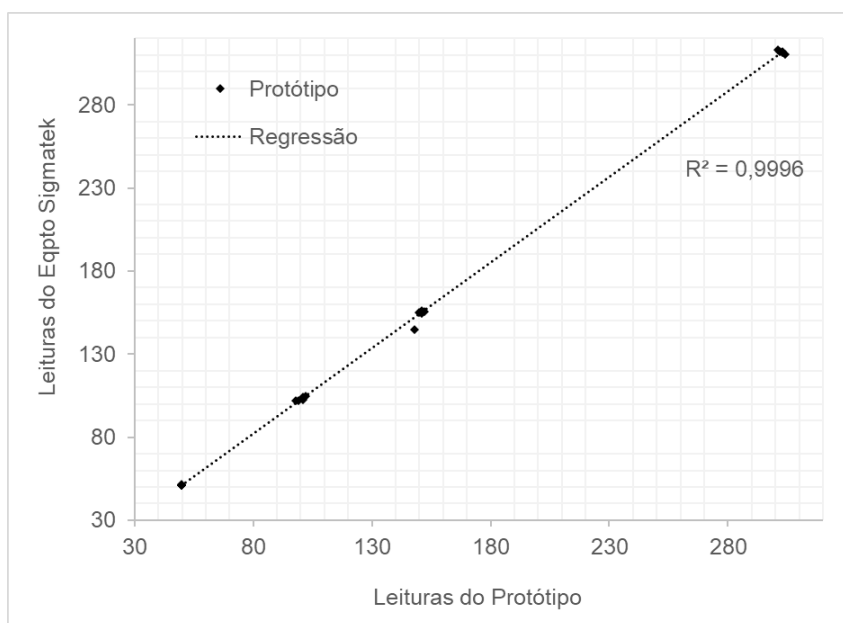
A tabela 3 mostra os resultados encontrados nas medições que avaliaram a resposta do protótipo em relação ao módulo da corrente no Hospital e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora. Pode-se perceber que o maior erro encontrado entre todas as medições foi de 4,06%% e que a média geral entre os erros foi de 2,85%.

Tabela 3 – Resultado das medições da resposta ao módulo da corrente no equipamento da Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora

| Corrente Seleccionada (mA)                                                                                                                       | Eqpto Sigmatek* | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 50                                                                                                                                               | 49,8            | 51,28     | 2,97%    | 2,92%              | 3,16%              |
|                                                                                                                                                  | 49,8            | 51,17     | 2,75%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 49,9            | 51,41     | 3,03%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 49,7            | 51,27     | 3,16%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 49,9            | 51,24     | 2,69%    |                    |                    |
| 100                                                                                                                                              | 101             | 102,25    | 1,24%    | 2,73%              | 3,79%              |
|                                                                                                                                                  | 102             | 104,48    | 2,43%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 101             | 103,97    | 2,94%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 99              | 102,24    | 3,27%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 98              | 101,71    | 3,79%    |                    |                    |
| 150                                                                                                                                              | 151             | 154,56    | 2,36%    | 2,65%              | 3,28%              |
|                                                                                                                                                  | 148             | 144,87    | 2,11%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 152             | 155,46    | 2,28%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 150             | 154,92    | 3,28%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 151             | 155,87    | 3,23%    |                    |                    |
| 300                                                                                                                                              | 303             | 311,94    | 2,95%    | 3,08%              | 4,06%              |
|                                                                                                                                                  | 302             | 312,26    | 3,40%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 304             | 310,52    | 2,14%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 301             | 313,21    | 4,06%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 303             | 311,68    | 2,86%    |                    |                    |
| *A corrente apresentada foi calculada pela multiplicação do mAs mostrado pelo equipamento por 0,2s que foi o tempo de disparo usados nos testes. |                 |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                                                                                                                                                  |                 |           |          | 2,85%              | 4,06%              |

A figura 44 mostra o gráfico de dispersão e a regressão linear para essas medições. Pode-se notar que para estas medições encontrou-se um coeficiente de correlação  $R^2$  de 0,9996.

Figura 44 – Gráfico de dispersão e da regressão linear das leituras no Hospital e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora



A tabela 4 mostra os resultados encontrados nas medições que avaliaram a resposta do protótipo em relação ao módulo da corrente na Policlínica do Tucumã. Para este caso, o maior erro encontrado entre todas as medições foi de 3,14% e que a média geral entre os erros foi de 1,65%.

Tabela 4 – Resultado das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente no Equipamento da Policlínica do Tucumã

| Corrente Seleccionada (mA) | Eqpto Sigmatek* | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro | Maior Erro |
|----------------------------|-----------------|-----------|----------|---------------|------------|
| 50                         | 50,8            | 50,1      | 1,38%    | 2,19%         | 3,14%      |
|                            | 52,2            | 51,2      | 1,92%    |               |            |
|                            | 50,9            | 49,3      | 3,14%    |               |            |
|                            | 51,3            | 50,4      | 1,75%    |               |            |
|                            | 51,1            | 49,7      | 2,74%    |               |            |
| 100                        | 101             | 99,6      | 1,39%    | 1,19%         | 1,82%      |
|                            | 102             | 103,2     | 1,18%    |               |            |
|                            | 99              | 100,8     | 1,82%    |               |            |
|                            | 101             | 100,2     | 0,79%    |               |            |
|                            | 100             | 100,8     | 0,80%    |               |            |

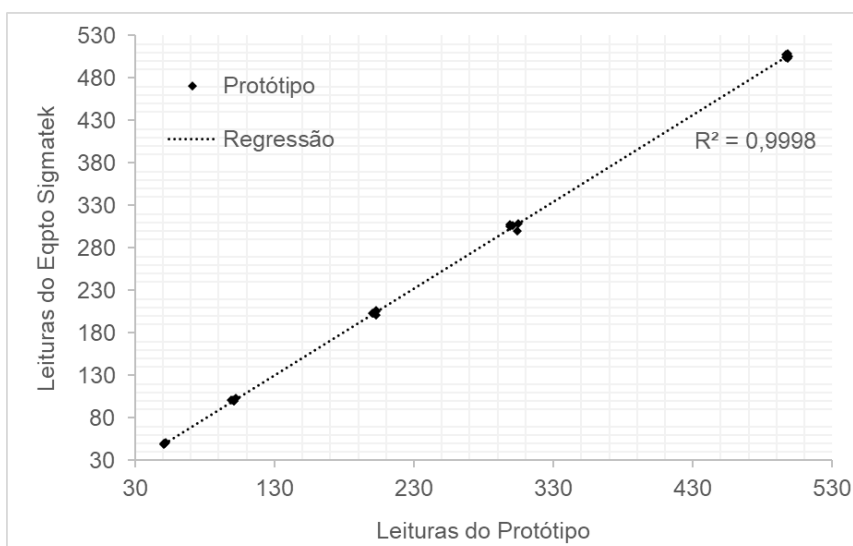


Tabela 4 – Resultado das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente no Equipamento da Policlínica do Tucumã (cont.)

| Corrente Seleccionada (mA)                                                                                                                       | Eqpto Sigmatek* | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 200                                                                                                                                              | 201             | 203,7     | 1,34%    | 1,34%              | 1,70%              |
|                                                                                                                                                  | 203             | 206,2     | 1,58%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 203             | 200,9     | 1,03%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 200             | 203,4     | 1,70%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 203             | 205,1     | 1,03%    |                    |                    |
| 300                                                                                                                                              | 305             | 308,8     | 1,25%    | 1,89%              | 2,74%              |
|                                                                                                                                                  | 304             | 299,9     | 1,35%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 301             | 306,6     | 1,86%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 299             | 305,8     | 2,27%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 299             | 307,2     | 2,74%    |                    |                    |
| 500                                                                                                                                              | 498             | 503,7     | 1,14%    | 1,65%              | 2,19%              |
|                                                                                                                                                  | 497             | 504,2     | 1,45%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 497             | 507,9     | 2,19%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 498             | 508,3     | 2,07%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 499             | 505,9     | 1,38%    |                    |                    |
| *A corrente apresentada foi calculada pela multiplicação do mAs mostrado pelo equipamento por 0,2s que foi o tempo de disparo usados nos testes. |                 |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                                                                                                                                                  |                 |           |          | 1,65%              | 3,14%              |

A figura 45 mostra o gráfico de dispersão e a regressão linear para as medições da Policlínica do Tucumã. Pode-se notar que o coeficiente de correlação encontrado foi de 0,9998.

Figura 45 – Gráfico de dispersão e da regressão linear das leituras na Policlínica do Tucumã



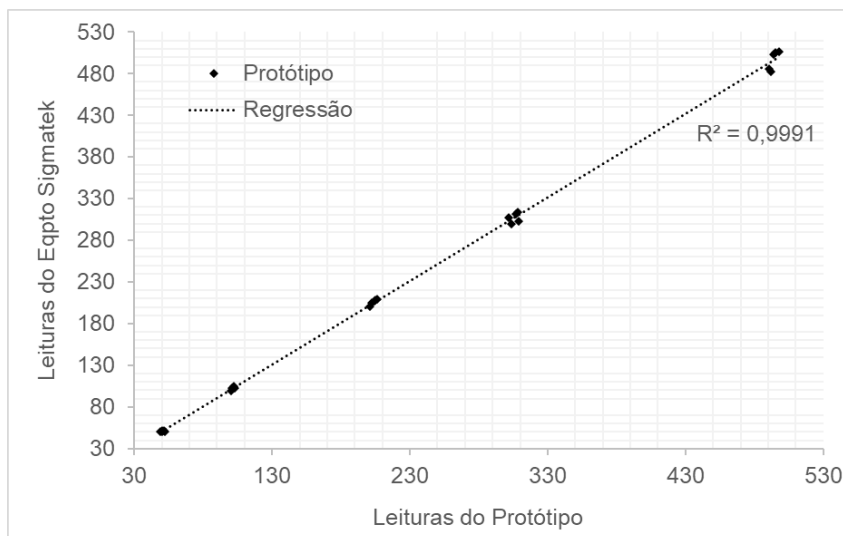
A tabela 5 traz os resultados obtidos nas medições que avaliaram a resposta do protótipo em relação ao módulo da corrente na Unidade de Pronto Atendimento (UPA) do 2º Distrito. Para este caso, o maior erro encontrado entre todas as medições foi de 3,84% e que a média geral entre os erros foi de 1,59%.

Tabela 5 – Resultado das medições da resposta ao módulo da corrente no equipamento da Unidade de Pronto Atendimento (UPA) do 2º Distrito

| Corrente Seleccionada (mA)                                                                                                                       | Eqpto Sigmatek* | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 50                                                                                                                                               | 50,3            | 50,1      | 0,40%    | 1,80%              | 3,84%              |
|                                                                                                                                                  | 51,8            | 51,2      | 1,16%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 49,2            | 50,3      | 2,24%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 52,1            | 50,1      | 3,84%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 50,4            | 51,1      | 1,39%    |                    |                    |
| 100                                                                                                                                              | 102             | 104,1     | 2,06%    | 1,39%              | 2,25%              |
|                                                                                                                                                  | 101             | 102,3     | 1,29%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 100             | 99,5      | 0,50%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 103             | 102,1     | 0,87%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 102             | 104,3     | 2,25%    |                    |                    |
| 200                                                                                                                                              | 204             | 207,3     | 1,62%    | 1,28%              | 1,62%              |
|                                                                                                                                                  | 205             | 208,2     | 1,56%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 201             | 200,1     | 0,45%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 206             | 209,1     | 1,50%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 202             | 204,6     | 1,29%    |                    |                    |
| 300                                                                                                                                              | 308             | 314,2     | 2,01%    | 1,70%              | 2,04%              |
|                                                                                                                                                  | 309             | 302,7     | 2,04%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 304             | 299,7     | 1,41%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 302             | 306,9     | 1,62%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 307             | 311,3     | 1,40%    |                    |                    |
| 500                                                                                                                                              | 494             | 503,4     | 1,90%    | 1,78%              | 2,06%              |
|                                                                                                                                                  | 495             | 505,2     | 2,06%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 498             | 506,7     | 1,75%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 491             | 485,3     | 1,16%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                  | 492             | 482,1     | 2,01%    |                    |                    |
| *A corrente apresentada foi calculada pela multiplicação do mAs mostrado pelo equipamento por 0,2s que foi o tempo de disparo usados nos testes. |                 |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                                                                                                                                                  |                 |           |          | 1,59%              | 3,84%              |

A figura 46 (página seguinte) mostra o gráfico de dispersão e a regressão linear para as medições da Unidade de Pronto Atendimento (UPA) do 2º Distrito. Pode-se notar, neste caso, que o coeficiente de correlação encontrado foi de 0,9991.

Figura 46 – Gráfico de dispersão e da regressão linear das leituras na Unidade de Pronto Atendimento (UPA) do 2º Distrito



Por fim, a tabela 6 apresenta uma média de todas as medições realizadas durante os ensaios. Pode-se notar que a média geral dos erros foi de 1,67% e que o maior erro encontrado 4,06%. Deve-se notar, também, que esta tabela representa uma média das três tabelas anteriores e o maior erro indicado nela representa o maior erro das médias.

Tabela 6 – Média dos Resultados das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente dos Três Equipamentos

| Corrente Seleccionada (mA) | Eqpto Sigmatek* | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro | Maior Erro |
|----------------------------|-----------------|-----------|----------|---------------|------------|
| 50                         | 50,30           | 50,49     | 0,38%    | 0,50%         | 0,87%      |
|                            | 51,27           | 51,19     | 0,15%    |               |            |
|                            | 50,00           | 50,34     | 0,67%    |               |            |
|                            | 51,03           | 50,59     | 0,87%    |               |            |
|                            | 50,47           | 50,68     | 0,42%    |               |            |
| 100                        | 101,33          | 101,98    | 0,64%    | 1,30%         | 2,27%      |
|                            | 101,67          | 103,33    | 1,63%    |               |            |
|                            | 100,00          | 101,42    | 1,42%    |               |            |
|                            | 101,00          | 101,51    | 0,51%    |               |            |
|                            | 100,00          | 102,27    | 2,27%    |               |            |
| 150                        | 151,00          | 154,56    | 2,36%    | 2,65%         | 3,28%      |
|                            | 148,00          | 144,87    | 2,11%    |               |            |
|                            | 152,00          | 155,46    | 2,28%    |               |            |
|                            | 150,00          | 154,92    | 3,28%    |               |            |
|                            | 151,00          | 155,87    | 3,23%    |               |            |

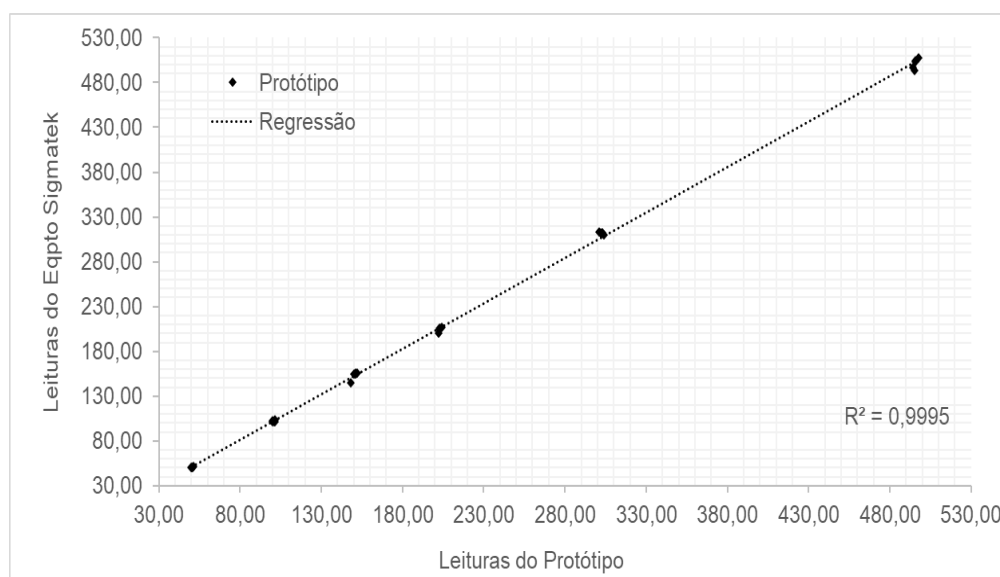


Tabela 6 – Média dos Resultados das Medições da Resposta ao Módulo da Corrente dos Três Equipamentos (cont.)

| Corrente Seleccionada (mA)                                                                                                                      | Eqpto Sigmatek* | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 200                                                                                                                                             | 202,50          | 205,50    | 1,48%    | 1,31%              | 1,60%              |
|                                                                                                                                                 | 204,00          | 207,20    | 1,57%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 202,00          | 200,50    | 0,74%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 203,00          | 206,25    | 1,60%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 202,50          | 204,85    | 1,16%    |                    |                    |
| 300                                                                                                                                             | 303,00          | 311,94    | 2,95%    | 3,08%              | 4,06%              |
|                                                                                                                                                 | 302,00          | 312,26    | 3,40%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 304,00          | 310,52    | 2,14%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 301,00          | 313,21    | 4,06%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 303,00          | 311,68    | 2,86%    |                    |                    |
| 500                                                                                                                                             | 496,00          | 503,55    | 1,52%    | 1,20%              | 1,97%              |
|                                                                                                                                                 | 496,00          | 504,70    | 1,75%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 497,50          | 507,30    | 1,97%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 494,50          | 496,80    | 0,47%    |                    |                    |
|                                                                                                                                                 | 495,50          | 494,00    | 0,30%    |                    |                    |
| *A corrente apresentada foi calculada pela multiplicação do mAs mostrado pelo equipamento por 0,2s que foi o tempo de disparo usados nos testes |                 |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                                                                                                                                                 |                 |           |          | 1,67%              | 4,06%              |

Por fim, a figura 47 mostra o gráfico de dispersão e a regressão linear para a tabela das médias das medições. Pode-se notar que o coeficiente de correlação encontrado foi de 0,9995.

Figura 47 – Gráfico de dispersão e da regressão linear das médias das leituras realizadas



Desta forma, o maior erro encontrado para estes testes foi no equipamento da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora e representou um erro de 4,06% quando comparado ao medidor de referência. A média geral dos erros encontrados ficou em 2,85%. Pelos gráficos de dispersão pode-se notar que não houveram grandes diferenças de leitura com o aumento da corrente lida, portanto, pode-se afirmar que o equipamento apresenta boa linearidade nas leituras do módulo da corrente.

### 5.3 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA EM FUNÇÃO DO TEMPO DE DISPARO

Neste tópico serão apresentados e analisados os dados obtidos com os testes de avaliação da resposta do protótipo com relação ao tempo de disparo. Todos os disparos realizados para estes testes foram feitos na escala de 200mA. Serão apresentados todos os resultados para cada um dos três equipamentos de raios x onde o protótipo foi ensaiado e, ao fim, uma média de todos os testes.

Tabela 7 – Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo no Equipamento da Maternidade Bárbara Heliodora

| Tempo Selecionado (s) | Divisor de Tensão | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-----------------------|-------------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 0,2                   | 0,201             | 0,201     | 0,00%    | 0,33%              | 0,50%              |
|                       | 0,202             | 0,203     | 0,50%    |                    |                    |
|                       | 0,201             | 0,202     | 0,50%    |                    |                    |
| 0,4                   | 0,400             | 0,401     | 0,25%    | 0,25%              | 0,25%              |
|                       | 0,401             | 0,402     | 0,25%    |                    |                    |
|                       | 0,401             | 0,400     | 0,25%    |                    |                    |
| 0,6                   | 0,602             | 0,603     | 0,17%    | 0,28%              | 0,50%              |
|                       | 0,601             | 0,604     | 0,50%    |                    |                    |
|                       | 0,603             | 0,604     | 0,17%    |                    |                    |
| 0,8                   | 0,802             | 0,804     | 0,25%    | 0,21%              | 0,25%              |
|                       | 0,803             | 0,802     | 0,12%    |                    |                    |
|                       | 0,803             | 0,801     | 0,25%    |                    |                    |
| 1,0                   | 1,001             | 1,003     | 0,20%    | 0,20%              | 0,20%              |
|                       | 1,002             | 1,004     | 0,20%    |                    |                    |
|                       | 1,001             | 1,003     | 0,20%    |                    |                    |
|                       |                   |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                       |                   |           |          | 0,25%              | 0,50%              |

A tabela 7 (página anterior) apresenta os resultados obtidos da resposta ao tempo de disparo nos ensaios realizados no aparelho de raios x da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora. Pode-se notar que o maior erro encontrado nestes ensaios foi de 0,50% com relação aos valores encontrados no osciloscópio, utilizando-se o divisor de tensão e que a média geral do erro foi de 0,25%

Já a tabela 8 apresenta os resultados obtidos nos ensaios realizados no aparelho de raios x da Policlínica do Tucumã. Percebe-se que o maior erro encontrado foi de 0,50% com relação aos valores encontrados no osciloscópio, utilizando-se o divisor de tensão e que a média dos erros foi de 0,2%

Tabela 8 – Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo no Equipamento da Policlínica do Tucumã

| Tempo Selecionado (s) | Divisor de Tensão | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-----------------------|-------------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 0,2                   | 0,200             | 0,201     | 0,50%    | 0,33%              | 0,50%              |
|                       | 0,200             | 0,201     | 0,50%    |                    |                    |
|                       | 0,201             | 0,201     | 0,00%    |                    |                    |
| 0,4                   | 0,401             | 0,400     | 0,25%    | 0,17%              | 0,25%              |
|                       | 0,400             | 0,400     | 0,00%    |                    |                    |
|                       | 0,400             | 0,401     | 0,25%    |                    |                    |
| 0,6                   | 0,601             | 0,602     | 0,17%    | 0,22%              | 0,33%              |
|                       | 0,601             | 0,602     | 0,17%    |                    |                    |
|                       | 0,600             | 0,602     | 0,33%    |                    |                    |
| 0,8                   | 0,802             | 0,801     | 0,12%    | 0,17%              | 0,25%              |
|                       | 0,802             | 0,800     | 0,25%    |                    |                    |
|                       | 0,801             | 0,800     | 0,12%    |                    |                    |
| 1,0                   | 1,000             | 1,002     | 0,20%    | 0,13%              | 0,20%              |
|                       | 1,002             | 1,001     | 0,10%    |                    |                    |
|                       | 1,001             | 1,002     | 0,10%    |                    |                    |
|                       |                   |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                       |                   |           |          | 0,20%              | 0,50%              |

A tabela 9 (página seguinte) mostra os resultados obtidos nos ensaios realizados no aparelho de raios x da Unidade de Pronto Atendimento do 2º Distrito. Percebe-se que o maior erro encontrado foi de 0,50% com relação aos valores encontrados no osciloscópio e que a média dos erros foi de 0,23%.

Tabela 9 – Resultados das Medições da Resposta ao Tempo de Disparo no Equipamento da Unidade de Pronto Atendimento 2° Distrito

| Tempo Selecionado (s) | Divisor de Tensão | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-----------------------|-------------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 0,2                   | 0,200             | 0,199     | 0,50%    | 0,50%              | 0,50%              |
|                       | 0,200             | 0,201     | 0,50%    |                    |                    |
|                       | 0,201             | 0,202     | 0,50%    |                    |                    |
| 0,4                   | 0,401             | 0,400     | 0,25%    | 0,25%              | 0,25%              |
|                       | 0,400             | 0,401     | 0,25%    |                    |                    |
|                       | 0,400             | 0,401     | 0,25%    |                    |                    |
| 0,6                   | 0,600             | 0,602     | 0,33%    | 0,22%              | 0,33%              |
|                       | 0,601             | 0,600     | 0,17%    |                    |                    |
|                       | 0,601             | 0,602     | 0,17%    |                    |                    |
| 0,8                   | 0,801             | 0,801     | 0,00%    | 0,08%              | 0,25%              |
|                       | 0,802             | 0,800     | 0,25%    |                    |                    |
|                       | 0,801             | 0,801     | 0,00%    |                    |                    |
| 1,0                   | 1,002             | 1,001     | 0,10%    | 0,10%              | 0,10%              |
|                       | 1,001             | 1,000     | 0,10%    |                    |                    |
|                       | 1,000             | 0,999     | 0,10%    |                    |                    |
|                       |                   |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                       |                   |           |          | 0,23%              | 0,50%              |

A tabela 10 mostra as médias das medições realizadas nos equipamentos.

Tabela 10 – Média dos resultados das medições da resposta ao tempo de disparo

| Tempo Selecionado (s) | Divisor de Tensão | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-----------------------|-------------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 0,2                   | 0,200             | 0,200     | 0,00%    | 0,28%              | 0,50%              |
|                       | 0,201             | 0,202     | 0,50%    |                    |                    |
|                       | 0,201             | 0,202     | 0,33%    |                    |                    |
| 0,4                   | 0,401             | 0,400     | 0,08%    | 0,11%              | 0,17%              |
|                       | 0,400             | 0,401     | 0,17%    |                    |                    |
|                       | 0,400             | 0,401     | 0,08%    |                    |                    |
| 0,6                   | 0,601             | 0,602     | 0,22%    | 0,20%              | 0,22%              |
|                       | 0,601             | 0,602     | 0,17%    |                    |                    |
|                       | 0,601             | 0,603     | 0,22%    |                    |                    |
| 0,8                   | 0,802             | 0,802     | 0,04%    | 0,12%              | 0,21%              |
|                       | 0,802             | 0,801     | 0,21%    |                    |                    |
|                       | 0,802             | 0,801     | 0,12%    |                    |                    |
| 1,0                   | 1,001             | 1,002     | 0,10%    | 0,06%              | 0,10%              |
|                       | 1,002             | 1,002     | 0,00%    |                    |                    |
|                       | 1,001             | 1,001     | 0,07%    |                    |                    |
|                       |                   |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                       |                   |           |          | 0,15%              | 0,50%              |

Para todos os casos das tabelas deste tópico, o fator de correção da regressão linear calculada no gráfico de dispersão foi igual à 1, portanto, optou-se pela não apresentação dos gráficos de dispersão destas últimas três tabelas, uma vez que o grande agrupamento dos dados no eixo impossibilita a visualização desta dispersão de pontos.

O maior erro encontrado para estes testes foi igual para todos os três equipamentos de raios x e representou um erro de apenas 0,5% quando comparado às medições realizadas com o conjunto osciloscópio e divisor de tensão. A média geral dos erros encontrados ficou em 0,15%. Como comentado anteriormente, os gráficos de dispersão mostraram retas de correção com coeficientes de valor unitário, o que representa a ótima linearidade das leituras.

#### 5.4 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA EM FUNÇÃO DA FORMA DE ONDA DA CORRENTE

Neste tópico serão apresentados e analisados os dados obtidos para os testes de avaliação da resposta do protótipo com relação à forma de onda da corrente dos geradores dos equipamentos de raios x utilizados na avaliação. Serão apresentados todos os resultados para cada um dos dois equipamentos de raios x onde o protótipo foi ensaiado e, ao fim, uma média de todos os testes.

A tabela 11 mostra os valores das medições realizadas no aparelho de raios x da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora. O maior erro obtido nestes testes foi de 3,12% entre a leitura do protótipo e a leitura do equipamento de referência e a média dos erros foi de 2,63%.

Tabela 11 – Resultados das medições da resposta à forma de onda do equipamento da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora

| mAs Selecionado | Equipamento Sigmatek | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro | Maior Erro |
|-----------------|----------------------|-----------|----------|---------------|------------|
| 40              | 40,90                | 41,86     | 2,35%    | 2,52%         | 2,79%      |
|                 | 40,70                | 41,68     | 2,41%    |               |            |
|                 | 40,10                | 41,22     | 2,79%    |               |            |
| 80              | 81,30                | 83,45     | 2,64%    | 2,90%         | 3,12%      |
|                 | 81,80                | 84,21     | 2,95%    |               |            |
|                 | 81,40                | 83,94     | 3,12%    |               |            |

Tabela 11 – Resultados das Medições da Resposta à Forma de Onda do Equipamento da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora (cont.)

| mAs Selecionado | Equipamento Sigmatek | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-----------------|----------------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 120             | 121,50               | 125,25    | 3,09%    | 2,82%              | 3,09%              |
|                 | 122,10               | 124,97    | 2,35%    |                    |                    |
|                 | 121,80               | 125,48    | 3,02%    |                    |                    |
| 160             | 161,90               | 165,87    | 2,45%    | 2,45%              | 2,52%              |
|                 | 161,60               | 165,45    | 2,38%    |                    |                    |
|                 | 162,50               | 166,59    | 2,52%    |                    |                    |
| 200,0           | 203,00               | 207,98    | 2,45%    | 2,46%              | 2,63%              |
|                 | 204,00               | 208,68    | 2,29%    |                    |                    |
|                 | 203,00               | 208,34    | 2,63%    |                    |                    |
|                 |                      |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                 |                      |           |          | 2,63%              | 3,12%              |

A tabela 12 mostra os valores das medições realizadas no aparelho de raios x da Policlínica do Tucumã.

Tabela 12 – Resultados das medições da resposta à forma de onda do equipamento da Policlínica do Tucumã

| mAs Selecionado | Equipamento Sigmatek | Protótipo | Erro (%) | Média do Erro      | Maior Erro         |
|-----------------|----------------------|-----------|----------|--------------------|--------------------|
| 40              | 40,50                | 41,21     | 1,75%    | 1,67%              | 1,75%              |
|                 | 40,80                | 41,43     | 1,54%    |                    |                    |
|                 | 40,20                | 40,89     | 1,72%    |                    |                    |
| 80              | 81,40                | 82,67     | 1,56%    | 1,60%              | 1,79%              |
|                 | 81,20                | 82,65     | 1,79%    |                    |                    |
|                 | 81,60                | 82,79     | 1,46%    |                    |                    |
| 120             | 122,10               | 124,31    | 1,81%    | 1,68%              | 1,87%              |
|                 | 121,80               | 123,48    | 1,38%    |                    |                    |
|                 | 121,70               | 123,97    | 1,87%    |                    |                    |
| 160             | 162,20               | 164,53    | 1,44%    | 1,44%              | 1,62%              |
|                 | 161,70               | 164,32    | 1,62%    |                    |                    |
|                 | 162,30               | 164,37    | 1,28%    |                    |                    |
| 200,0           | 202,00               | 205,31    | 1,64%    | 1,52%              | 1,68%              |
|                 | 203,00               | 205,54    | 1,25%    |                    |                    |
|                 | 203,00               | 206,41    | 1,68%    |                    |                    |
|                 |                      |           |          | <b>Média Geral</b> | <b>Maior Total</b> |
|                 |                      |           |          | 1,58%              | 1,87%              |

O maior erro obtido nestes testes foi de 1,87% entre a leitura do protótipo e a leitura do equipamento de referência e a média dos erros foi de 1,58%.

Para todos os casos das tabelas deste tópico, o fator de correção da regressão linear calculada no gráfico de dispersão foi igual à 1, portanto, optou-se pela não apresentação dos gráficos de dispersão destas últimas três tabelas, uma vez que o grande agrupamento dos dados no eixo impossibilita a visualização desta dispersão de pontos.

O maior erro encontrado para estes testes foi no equipamento da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora que foi de 3,12%, quando comparado aos valores medidos no medidor de referência. Este mesmo equipamento apresentou uma média geral de 2,63% de erro nas leituras. Já nas medições realizadas no equipamento da Policlínica do Tucumã, obteve-se um erro máximo de 1,87% e um erro médio de 1,58%.

Considerando a diferença entre os erros encontrados nos dois equipamentos, pode-se dizer que o erro apresentado no primeiro é ligeiramente maior que o erro apresentado no segundo. Contudo, esta diferença não significa, necessariamente, que o protótipo tenha apresentado resposta diferente para o tipo de forma de onda do gerador. Logo, faz-se necessária uma avaliação mais profunda desta resposta, uma vez que a resposta a outras formas de onda não pode ser avaliada.

## 5.5 RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO DO CONSUMO DE ENERGIA E DA AUTONOMIA EM BATERIA

Neste tópico, serão apresentados os resultados para as medições da corrente consumida pelo protótipo, da autonomia calculada e da autonomia medida. A tabela 13 mostra os valores de consumo de corrente obtidos nas medições. Foi observado uma grande variação do consumo de corrente por parte do módulo *bluetooth* e do *display LCD*, por isso, esses dois consumos aparecem descritos pontualmente na tabela.

Tabela 13 – Levantamento do consumo de corrente do protótipo

| Elemento                                       | Corrente Consumida (mA) |
|------------------------------------------------|-------------------------|
| Circuito Fonte de Tensões                      | 0,1                     |
| Circuito de Leitura e Amplificação de Corrente | 1,3                     |
| Circuito de Disparo da Leitura                 | 12,3                    |
| Circuito do Microcontrolador                   | 5,4                     |
| Placa ADC 12 bits                              | 0,2                     |
| Luz de Fundo do Display                        | 23,1                    |
| Bluetooth (Sem Realizar Busca)                 | 20,6                    |
| Bluetooth (Realizando Busca)*                  | 18,1                    |
| <b>Total</b>                                   | <b>81,1</b>             |

\*O valor apresentado para este item representa apenas o acréscimo de corrente quando comparado ao item anterior.

Pode-se notar que, ao se ligar o protótipo com o *bluetooth* e a luz de fundo do *display* ligados, o consumo de corrente atingiu o valor de 81,1mA, pois o módulo *bluetooth* entra em modo de busca de dispositivos quando é ligado. Assim que acontece o pareamento do módulo *bluetooth* com algum dispositivo, o consumo de corrente baixa para aproximadamente 63,1mA, que representa uma queda de 22,2% no consumo de energia do protótipo, quando comparada a situação do *bluetooth* procurando dispositivos e a situação em que o *bluetooth* já se encontra pareado.

Outro fato que pode ser observado é a redução do consumo quando a luz de fundo do *display* é desligada. A luz de fundo do *display* consome 23,1mA e representa uma redução de 28,48% no consumo de corrente, quando considerada a situação do *bluetooth* procurando dispositivos. Quando considerada a situação do *bluetooth* já pareado, essa redução subiu para 50,8%.

Com estes dados em mãos, foi possível estimar a duração da bateria interna. Para esse cálculo, considerou-se a autonomia da bateria de 9V utilizada, que é de 450mA.h. Para um consumo de 81,1mA é obtida uma autonomia de aproximadamente 5,55 horas. Após essa estimativa, o equipamento foi ligado e marcou-se o tempo que a bateria demorou para atingir 8V. Este valor de tensão da bateria se justifica por ser o valor mínimo com o qual o equipamento pode realizar medições, uma vez que este valor é o valor de tensão mínima de entrada do regulador LM7806. Desta forma, obteve-se um tempo de autonomia de quatro horas e cinquenta minutos.



Considerando que os testes de resposta ao módulo da corrente realizados no equipamento da Maternidade e Clínica de Mulheres Bárbara Heliodora, por exemplo, levaram em torno de duas horas e que os mesmos são similares aos testes periódicos preconizados pela ANVISA, pode-se estimar que a autonomia do protótipo atende, com tolerância, o tempo de realização de dois testes antes da necessidade de troca da bateria.

## 5.6 ANÁLISE DE CUSTOS DA PRODUÇÃO DO PROTÓTIPO

Seguem abaixo, na tabela 14, os dados relacionados aos custos dos componentes eletrônicos, placas acessórias, caixa de montagem, bornes, chaves, *plugs*, dentre outros. Todos os componentes foram comprados em fornecedores de lojas virtuais, entre os meses de janeiro e fevereiro de 2018, uma vez que a disponibilidade desses componentes no mercado local é muito limitada.

Tabela 5 – Orçamento com materiais e frete para a montagem do protótipo

| Tipo de Componente | Qnt | Identificação na Placa | Referência                 | Fornecedor | Preço Und | Preço Total |
|--------------------|-----|------------------------|----------------------------|------------|-----------|-------------|
| Bateria Interna    | 1   | Externo à Placa        | 9V                         | SóTudo     | R\$ 4,00  | R\$ 4,00    |
| Borne              | 1   | Externo à Placa        | Tipo Banana Fêmea Vermelho | SóTudo     | R\$ 1,50  | R\$ 1,50    |
| Borne              | 1   | Externo à Placa        | Tipo Banana Fêmea Preto    | SóTudo     | R\$ 1,50  | R\$ 1,50    |
| Caixa de Montagem  | 1   | Externo à Placa        | PB-211                     | Cinestec   | R\$ 39,60 | R\$ 39,60   |
| Capacitor          | 3   | C1-C3                  | 2200uF / 25V               | SóTudo     | R\$ 1,20  | R\$ 3,60    |
| Capacitor          | 2   | C4, C5                 | 10uF / 25V                 | SóTudo     | R\$ 0,20  | R\$ 0,40    |
| Capacitor          | 2   | C6, C7                 | 22pF                       | Cinestec   | R\$ 0,06  | R\$ 0,12    |
| Capacitor          | 1   | C8                     | 1uF / 50V                  | SóTudo     | R\$ 0,20  | R\$ 0,20    |
| Capacitor          | 4   | C9,C10,C13,C14         | 100nF                      | Cinestec   | R\$ 0,50  | R\$ 2,00    |
| Capacitor          | 2   | C11,C12                | 1nF                        | Cinestec   | R\$ 0,10  | R\$ 0,20    |

Tabela 14 – Orçamento com materiais e frete para a montagem do protótipo (cont.)

| Tipo de Componente | Qnt | Identificação na Placa | Referência            | Fornecedor                            | Preço Und | Preço Total |
|--------------------|-----|------------------------|-----------------------|---------------------------------------|-----------|-------------|
| Chave              | 2   | S1,S2                  | Chave Tátil           | SóTudo                                | R\$ 0,40  | R\$ 0,80    |
| Chave              | 1   | Externo à Placa        | Tipo Gangorra         | SóTudo                                | R\$ 1,50  | R\$ 1,50    |
| Circuito Integrado | 1   | U1                     | 7805                  | SóTudo                                | R\$ 1,30  | R\$ 1,30    |
| Circuito Integrado | 1   | U2                     | 7806                  | SóTudo                                | R\$ 2,50  | R\$ 2,50    |
| Circuito Integrado | 1   | U3                     | OPA177FP              | Ponto da Eletrônica                   | R\$ 15,20 | R\$ 15,20   |
| Circuito Integrado | 1   | U4                     | ICL7660               | Ponto da Eletrônica                   | R\$ 4,00  | R\$ 4,00    |
| Circuito Integrado | 1   | U5                     | ATMEGA328 P           | Cinestec                              | R\$ 18,00 | R\$ 18,00   |
| Circuito Integrado | 1   | U6                     | 555                   | SóTudo                                | R\$ 1,00  | R\$ 1,00    |
| Circuito Integrado | 1   | U7                     | 741                   | SóTudo                                | R\$ 1,30  | R\$ 1,30    |
| Conector           | 1   | BLUETOOTH              | SIL6                  | Cinestec                              | R\$ 0,70  | R\$ 0,70    |
| Conector           | 2   | CHAVE/BAT, DISPLAY/I2C | SIL4                  | Cinestec                              | R\$ 0,50  | R\$ 1,00    |
| Conector           | 1   | ENTRADA                | Conector KRE          | Cinestec                              | R\$ 1,00  | R\$ 1,00    |
| Conector           | 1   | JDC1                   | JACK Fêmea            | SóTudo                                | R\$ 0,70  | R\$ 0,70    |
| Conector           | 1   | MCP3202                | SIL8                  | Cinestec                              |           | R\$ 0,70    |
| Cristal            | 1   | X1                     | 16 MHz                | Cinestec                              | R\$ 0,90  | R\$ 0,90    |
| Custos com Frete   | 1   | -                      | -                     | SóTudo, Cinestec, Ponto da Eletrônica | R\$ 79,00 | R\$ 79,00   |
| Diodo              | 4   | D1-D4                  | 1N4007                | SóTudo                                | R\$ 0,10  | R\$ 0,40    |
| Display            | 1   | Externo à Placa        | Display LCD 16x2      | SóTudo                                | R\$ 16,50 | R\$ 16,50   |
| Fonte externa      | 1   | Externo à Placa        | 12V / 1A              | SóTudo                                | R\$ 15,00 | R\$ 15,00   |
| Placa Acessório    | 1   | Externo à Placa        | Placa Comunicação I2C | SóTudo                                | R\$ 9,90  | R\$ 9,90    |
| Placa Acessório    | 1   | Externo à Placa        | Placa Bluetooth HS-05 | SóTudo                                | R\$ 46,00 | R\$ 46,00   |

Tabela 14 – Orçamento com materiais e frete para a montagem do protótipo (cont.)

| Tipo de Componente            | Qnt | Identificação na Placa | Referência            | Fornecedor   | Preço Und | Preço Total       |
|-------------------------------|-----|------------------------|-----------------------|--------------|-----------|-------------------|
| Placa Acessório               | 1   | Externo à Placa        | ADC 12 bits           | Deal Extreme | R\$ 25,79 | R\$ 25,79         |
| Placa fib. vidro face simples | 1   |                        | 10 x 10               | Cinestec     | R\$ 7,00  | R\$ 7,00          |
| Resistor                      | 2   | R1, R3                 | 1k                    | SóTudo       | R\$ 0,15  | R\$ 0,30          |
| Resistor                      | 1   | R2                     | 20k                   | SóTudo       | R\$ 0,15  | R\$ 0,15          |
| Resistor                      | 1   | R4                     | 2k                    | SóTudo       | R\$ 0,15  | R\$ 0,15          |
| Resistor                      | 6   | R5, R7, R8, R10-R12    | 10 k                  | SóTudo       | R\$ 0,15  | R\$ 0,90          |
| Resistor                      | 1   | R6                     | 2M2                   | SóTudo       | R\$ 0,15  | R\$ 0,15          |
| Resistor                      | 1   | RS                     | 0,18 $\Omega$         | SóTudo       | R\$ 0,50  | R\$ 0,50          |
| Transistor                    | 2   | Q1, Q2                 | BC337                 | SóTudo       | R\$ 2,20  | R\$ 4,40          |
| Trimpot                       | 1   | GANHO                  | Trimpot 10 k $\Omega$ | Cinestec     | R\$ 1,50  | R\$ 1,50          |
| Trimpot                       | 1   | OFF                    | Trimpot 300 $\Omega$  | Cinestec     | R\$ 1,50  | R\$ 1,50          |
| <b>Total Geral</b>            |     |                        |                       |              |           | <b>R\$ 312,16</b> |

Portanto, o custo total, com materiais, encontrado para o protótipo é de R\$312,16. O valor de venda foi estimado realizando-se um levantamento dos valores de produtos similares disponíveis no mercado, que constam na tabela 15.

Tabela 15 – Valores de produtos similares no mercado

| Nº | Fabricante                        | Modelo | Fornecedor   | Procedência | Valor        |
|----|-----------------------------------|--------|--------------|-------------|--------------|
| 1  | Electronic Control Concepts (ECC) | 870    | Biomed Equip | EUA         | R\$1.976,40* |
| 2  | Tecnodesign                       |        | Tecnodesign  | BRA         | R\$1300,00   |
| 3  | Sigmathek                         |        | Sigmathek    | BRA         | R\$850,00    |

\*Valor real de compra US\$540,00. Conversão realizada segundo cotação do dólar em 01/02/2018.

Foi, também, realizado um pequeno comparativo com as principais funções que cada um dos equipamentos da tabela 15 apresentam. Tal comparativo teve como intuito de levantar quais atributos cada aparelho analisado oferece como vantagem, comparando-os com o aparelho desenvolvido neste trabalho, para assim ter-se uma base de avaliação para se determinar um valor médio ao qual o produto possa ser vendido. Esta comparação é mostrada na tabela 16.

Tabela 16 – Comparativo de funções disponíveis nos produtos analisados

| Função                                          | ECC (P1) | Tecnodesign (P2) | Sigmathek (P3) | Protótipo |
|-------------------------------------------------|----------|------------------|----------------|-----------|
| Operação em bateria                             | X        |                  | X              | X         |
| Comunicação via <i>bluetooth</i>                |          |                  |                | X         |
| <i>Display</i> com luz de fundo                 | X        |                  |                | X         |
| Exibição do fator mAs                           | X        | X                | X              | X         |
| Exibição do tempo de exposição (s)              | X        |                  |                | X         |
| Exibição do valor da corrente de filamento (mA) | X        |                  |                | X         |

Desta forma, o equipamento ao qual o protótipo desenvolvido mais se assemelha é o produto do fabricante *Electronic Control Concepts (ECC)*. Todavia, existe o fato deste produto ser importado, logo, em uma possível compra, teria seu preço acrescido pelo alto custo das taxas de importação.

Luiz (2018), em sua obra intitulada “Como definir preço de venda?” do SEBRAE Brasília, afirma que, para formação do preço de venda de um produto, deve-se primeiramente calcular a margem de contribuição. O termo margem de contribuição indica o quanto sobra das vendas para que empresário possa pagar suas despesas fixas e gerar lucro.

Para encontrar a margem de contribuição, é preciso realizar a seguinte conta:

$$MC = \text{Valor das vendas} - (\text{Custos variáveis} + \text{despesas variáveis}) \quad (10)$$

Para isso, é necessário saber por quanto comprou a matéria-prima para fazer o seu produto, bem como, precisa saber por quanto seus concorrentes estão vendendo este mesmo produto. Desta forma, levando em consideração 5% de despesas variáveis (embalagem, marketing e frete), tem-se:

$$\text{Gastos variáveis unitários} = R\$312,16 + 5\% = R\$327,77 \quad (11)$$

Em seguida, calcula-se as margens de contribuição, em porcentagem, para cada fabricante.

$$\text{Margem de contribuição P1} = R\$1.976,40 - R\$327,77 = R\$1.648,63 \text{ (83,42\%)} \quad (12)$$

$$\text{Margem de contribuição P2} = R\$ 1.300,00 - R\$327,77 = R\$972,23 \text{ (49,19\%)} \quad (13)$$

$$\text{Margem de contribuição P3} = R\$850,00 - R\$327,77 = R\$522,23 \text{ (26,42\%)} \quad (14)$$

Logo, a formação do preço de venda se dará pela seguinte fórmula:

$$\text{Preço de Venda} = \frac{\text{Gastos variáveis unitários (R\$)}}{(100\% - \text{margem de contribuição})} \times 100 \quad (15)$$

Aplicando essa fórmula e substituindo os valores, considerando as margens de contribuição retiradas da comparação dos três concorrentes, têm-se:

$$\text{Preço de Venda 1} = \frac{R\$327,77}{(100\% - 83,42\%)} \times 100 = R\$1.976,90 \quad (16)$$

$$\text{Preço de Venda 2} = \frac{R\$327,77}{(100\% - 49,19\%)} \times 100 = R\$645,09 \quad (17)$$

$$\text{Preço de Venda 3} = \frac{R\$327,77}{(100\% - 26,42\%)} \times 100 = R\$445,46 \quad (18)$$

Desta forma, comprova-se que o protótipo poderá ser vendido com preços que variem entre R\$445,46 à R\$1.976,90, considerando todos os custos variáveis de produção, as despesas variáveis e as margens de contribuição, em comparação aos seus concorrentes. Assim, com os dados analisados, pode-se afirmar que o protótipo é viável financeiramente para a venda no mercado.

## 6 CONCLUSÕES

Após o desenvolvimento de um protótipo medidor de parâmetros para radiodiagnóstico, pode-se concluir que o estudo obteve resultados tecnicamente satisfatórios em relação ao desempenho nas medições. O erro máximo encontrado durante a avaliação da resposta ao módulo da corrente foi de 4,06%. O erro máximo encontrado durante a avaliação da resposta ao tempo de disparo foi de apenas 0,5%. Com relação à resposta à forma de onda obteve-se um erro máximo de 3,12%. Sendo que, a linearidade desses erros se demonstrou satisfatória, uma vez que as retas de correção dos gráficos de dispersão apresentaram coeficientes maiores que 0,99 em todos os casos, sendo que em alguns casos esse coeficiente chegou a 1. Faz-se necessário destacar, que o desempenho do protótipo com relação às formas de onda trifásicas não foi avaliado pela indisponibilidade de acesso à equipamentos que possuam geradores deste tipo. Sendo assim, essa avaliação deve ser realizada em possíveis trabalhos futuros. Apesar do bom desempenho do protótipo nos testes, quando comparado à um equipamento já existente no mercado, acredita-se que este desempenho possa ser melhorado, utilizando-se componentes ainda mais precisos e de melhor qualidade técnica.

Quanto à portabilidade do medidor desenvolvido, chegou-se a bons resultados quanto às dimensões. A caixa final do protótipo ficou com medidas de 70 x 139 x 155 mm (Altura x Largura x Profundidade). Esta caixa ainda possui uma alça, que pode ser posicionada para o transporte ou para servir de apoio e deixar o equipamento levemente inclinado, facilitando a leitura dos dados. O módulo *bluetooth* também representou um bom atributo, uma vez que dispensa a movimentação do usuário para realizar a leitura dos dados.

Neste contexto, o trabalho estimou que a autonomia do protótipo atende, com tolerância, o tempo de realização de dois testes antes da necessidade de troca da bateria. Todavia, uma possibilidade de avanço da pesquisa seria a troca da fonte de energia (da bateria de 9V para alguma outra bateria com maior capacidade de fornecimento de carga). Outra opção seria a incorporação de baterias recarregáveis, o que necessitaria da adição de um circuito de recarga para as mesmas. Em paralelo com estas ações, pode-se estudar a possibilidade de desligar o módulo *bluetooth* e/ou *backlight* do *display LCD*, visto que estes dois itens apresentaram,

juntos, um consumo aproximado de 66mA, sendo que o equipamento apresentou um consumo máximo aproximado de 81mA.

Com relação à análise dos custos de produção do protótipo, foram encontrados valores satisfatórios, considerando todos os custos variáveis de produção, as despesas variáveis e as margens de contribuição, em comparação aos seus concorrentes. Foi comprovado que o protótipo poderá ser vendido com preços que variem entre R\$445,46 à R\$1.976,90. Assim, com os dados analisados, pode-se afirmar que o protótipo é viável financeiramente para a venda no mercado.

Por fim, como sugestão para aprimoramento técnico do protótipo, aconselha-se a utilização de componentes mais precisos (como amplificadores operacionais de instrumentação, por exemplo), aquisição de fonte interna com maior autonomia e aperfeiçoar o processo de produção da placa de circuito impresso, utilizando tinta fotossensível à luz ultravioleta.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARDUINO, Playground. **What is Arduino?**. Disponível em <https://www.arduino.cc/>. Acesso em 25 de outubro de 2017.

BATISTA, Eutrópio Vieira. **Sistema Dosimétrico Microcontrolado, Baseado em Detectores Semicondutores, para Análise de Desempenho de Equipamentos Mamográficos**. 110 p. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife. 2006.

BRASIL. **Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação a distância**. Brasília: Ministério da Saúde, Vol. I. 2002.

BRASIL. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança**. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

BRASIL. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Ministério da Saúde Portaria, N° 453, 1998.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9°.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CIA, Arduino e. **Como utilizar o módulo I2C com display LCD**. Disponível em: <http://www.arduino.cc/it/2014/12/modulo-i2c-display-16x2-arduino.html>. Acesso em 26 de setembro de 2017.

EXTREME, Deal. **MCP3202 Dual-channel 12-Bit A/D Converter SPI Serial Port Module**. Disponível em: <http://www.dx.com/p/mcp3202-dual-channel-12-bit-a-d-converter-spi-serial-port-module-388684#.WgXMTmhSzIV>. Acesso em: 05 de outubro de 2017.

INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012)**. Duque de Caxias : INMETRO, 2012.

LUIZ, Adalberto de Sousa. **Como definir preço de venda?** – Sebrae. 43 p. il., color. Brasília, 2018.

MALVINO, Albert; BATES, David J. **ELETRÔNICA**. São Paulo: Makron Books, Vol. 2. 2007.

MOURÃO, Arnaldo Prata; Oliveira, Fernando Amaral de. **Fundamentos de Radiologia e Imagem**. São Caetano do Sul: Difusão, 2009.

NALI, Ivan Christensen. **Desenvolvimento de um Protótipo para Determinação da kVp em Procedimentos de Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico médico e Odontológico**. 76 p. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia), Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto. 2005.



PATOLA. **PB-211**. Disponível em: [http://www.patola.com.br/index.php?route=product/product&search=pb%20211&product\\_id=130](http://www.patola.com.br/index.php?route=product/product&search=pb%20211&product_id=130). Acesso em: 09 de setembro de 2017.

PEREIRA, Álvaro Luiz Marinho. **Desenvolvimento de uma Plataforma de Sensoriamento Móvel de Baixo Custo com o Arduino**. 79 p. Monografia (Graduação em Sistemas de Informação), Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri, Diamantina. 2016.

PUHLMANN, Henrique. **Trazendo o Mundo Real para Dentro do Processador: Conversor A/D**. Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/conversor-a-d/>. Acesso em: 11 de outubro de 2017.

REIS, Valdinei Rodrigues dos. **I2C: Protocolo de Comunicação**. Disponível em: <http://www.arduino.br.com/arduino/i2c-protocolo-de-comunicacao/>. Acesso em: 26 de setembro de 2017.

SIGMATEK, **Medidor Digital De Miliamperagem Mas Sg 1000 Sigmatek**. Disponível em: <http://www.sigmatek.com.br/>. Acesso em: 09 de março de 2019.

SILVA, Renato Maranhão da. **Projeto e montagem de medidor invasivo de tempo de exposição, corrente de filamento e fator mAs em aparelhos de raios X para radiodiagnóstico utilizando plataforma de desenvolvimento arduino**. Monografia (Engenharia Elétrica - Graduação) – Instituto de Ensino Superior do Acre, 2017.

SOARES, Flávio Augusto Penna. **Produção de Raios X em Ampolas Radiográficas: Estudo do Tomógrafo Computadorizado do Hospital Regional de São José / SC**. 102 p. Tese (Doutorado em Física Experimental), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2006.

SOUZA, Fábio. **Arduino Uno**. Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/arduino-uno/>. Acesso em: 11 de outubro de 2017.

THOMSEN, Adilson. **Configuração do Módulo Bluetooth HC-06 com Arduino**. Disponível em: <http://buildbot.com.br/blog/configuracao-do-modulo-bluetooth-hc-06-com-arduino/>. Acesso em: 26 de setembro de 2017.

THOMSEN, Adilson. **Controlando um LCD 16x2 com Arduino**. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/blog/controlando-um-lcd-16x2-com-arduino/>. Acesso em: 26 de setembro de 2017.

## ANEXOS

## ANEXO I – A PLATAFORMA DE DESENVOLVIMENTO ARDUINO

O Arduino é uma plataforma de desenvolvimento projetada com o intuito de ser de fácil acesso e utilização. Esta plataforma segue a filosofia do hardware e software livres, o que significa dizer que todos os detalhes da programação e das placas eletrônicas é disponibilizada livremente para sofrer alterações e adições de funcionalidades por qualquer pessoa ao redor do mundo (ARDUINO, 2017).

Esta plataforma de desenvolvimento é composta por um hardware, que basicamente é uma placa eletrônica, e um software, que é o ambiente de desenvolvimento do código fonte que será gravado no microcontrolador do Arduino. Para a programação é utilizada uma linguagem que o fabricante chama de linguagem Arduino. Essa linguagem é, basicamente, uma adaptação da linguagem *Wiring*. O hardware do Arduino surgiu baseado em microcontroladores da fabricante Atmel, mais especificamente na linha ATMEGA. Hoje em dia já existem placas Arduino com outros microcontroladores, mais potentes, como o exemplo da Arduino DUE que utiliza um processador do tipo ARM. Para o desenvolvimento deste projeto foi utilizado um Arduino UNO, que utiliza um microcontrolador ATMEGA328P e pode ser visto na figura 48 (ARDUINO, 2017).

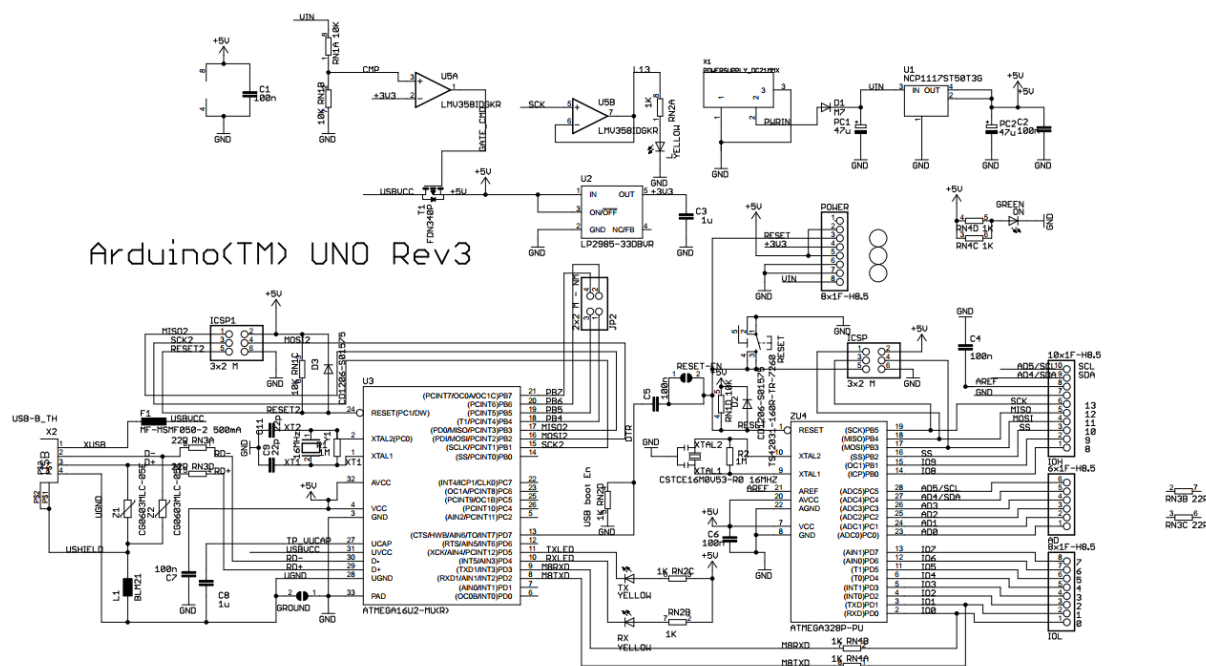
Figura 48 – Placa Eletrônica do Arduino UNO



Fonte: Arduino (2017).

Como foi comentado, o Arduino é uma plataforma de desenvolvimento e tem como objetivo facilitar o desenvolvimento de soluções tecnológicas para problemas práticos do cotidiano. Utilizando-se desta plataforma, desenvolvedores podem, de forma fácil e eficiente, criar dispositivos que se comuniquem com os mais diversos tipos de sensores e transdutores eletrônicos. Pode-se, também, criar soluções integradas à conectividade via internet. A principal vantagem do uso de uma plataforma de desenvolvimento, como o Arduino, é que já estão integrados à placa diversos periféricos necessários à utilização do microcontrolador, como pode ser notado na figura 49. Por exemplo, o Arduino UNO, utilizado neste projeto, já possui integrado à sua placa dispositivos que possibilitam a gravação do código fonte no microcontrolador via comunicação USB. Ou seja, utilizando um Arduino, não é necessário a utilização de gravadores de microcontroladores. Desta forma, é possível realizar todos os testes necessários na placa Arduino ante de se criar uma placa dedicada ao projeto em desenvolvimento, processo que foi utilizado para o desenvolvimento do protótipo deste trabalho (ARDUINO, 2017).

Figura 49 – Esquema Eletrônico da Placa Arduino UNO

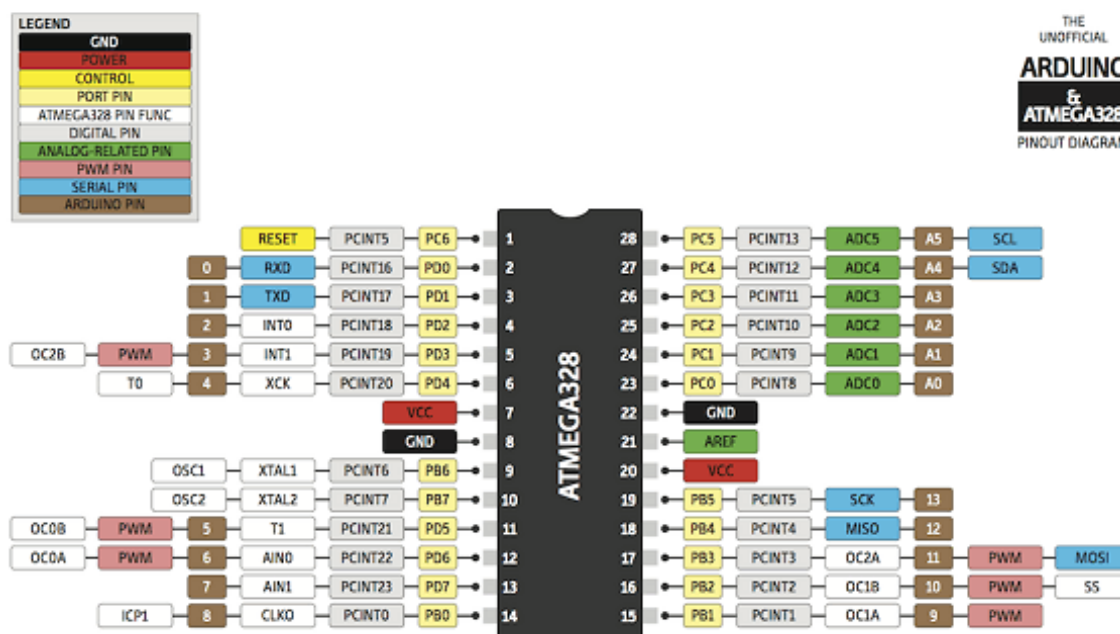


Fonte: Arduino (2017).

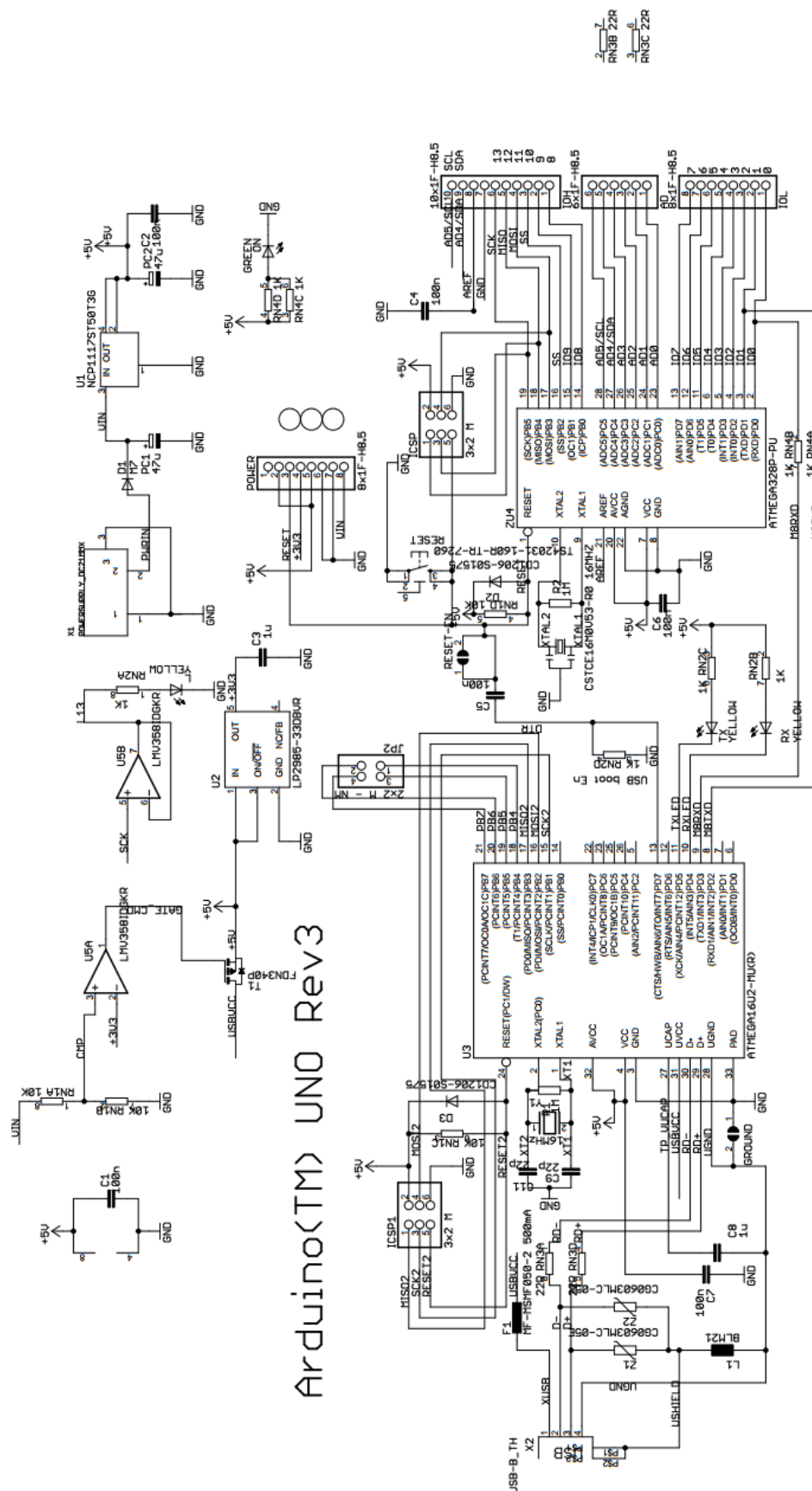
No entanto, ao fim do projeto a tendência é que aqueles componentes periféricos usados na placa de desenvolvimento, que não sejam interessantes ao produto final, não sejam utilizados. Por exemplo, o Arduino UNO possui, além do microcontrolador principal, um microcontrolador secundário (U3) responsável por realizar a comunicação via USB durante a programação do microcontrolador principal. Em um projeto finalizado, esse microcontrolador secundário tende a ser deixado de fora, pois, não agregará funcionalidade ao mesmo (ARDUINO, 2017).

Portanto, durante toda a fase de desenvolvimento do projeto proposto neste trabalho acadêmico, foi utilizado um Arduino UNO, mas para a finalização do mesmo apenas o microcontrolador, o cristal oscilador de 16 MHz e os capacitores de 22 pF, responsáveis pelo sinal de *clock* do microcontrolador, e um resistor de 10 k $\Omega$ , usado com *pull-up* para o pino de reset, foram usados. Pode-se observar a pinagem do microcontrolador ATMEGA328P na figura 50 e sua relação com os pinos da placa Arduino (números em branco nas caixas com preenchimento marrom) (ARDUINO, 2017).

Figura 50 – Esquemático do Microcontrolador ATMEGA328P

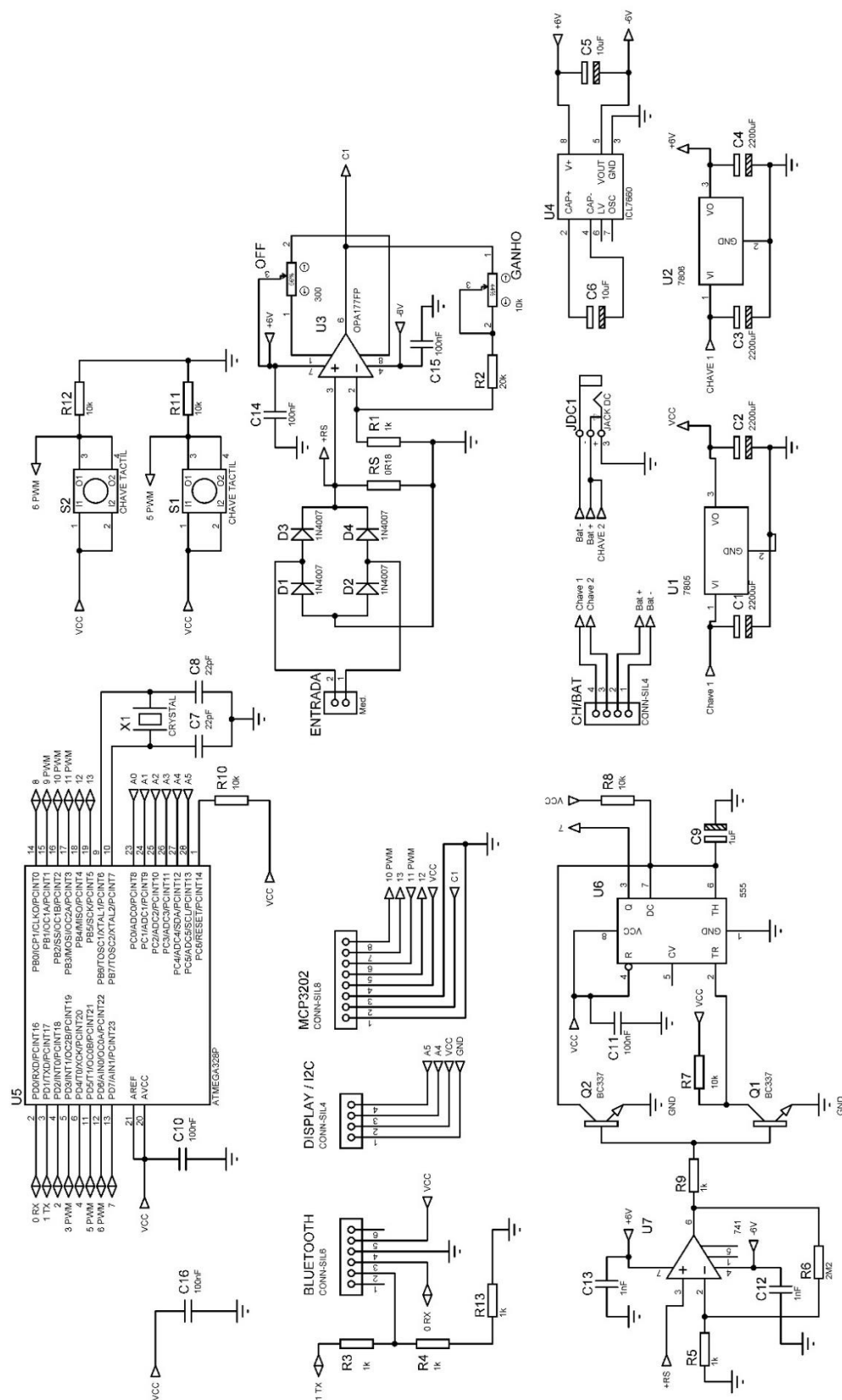


## ANEXO II – Esquema Eletrônico da Placa Arduino UNO



Fonte: Silva (2017), adaptado.

## ANEXO III – Visão Geral do Circuito do Protótipo



Fonte: Silva (2017), adaptado.