

**UNIVERSIDADE TÉCNICA FEDERAL DO PARANÁ  
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA**

**ADRIANO APARECIDO PEREIRA DA SILVA**

**DISPOSITIVO SUPERVISOR DE ISOLAMENTO PARA UM SISTEMA  
IT-MÉDICO**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**TOLEDO**

**2017**

**ADRIANO APARECIDO PEREIRA DA SILVA**

**DISPOSITIVO SUPERVISOR DE ISOLAMENTO PARA UM SISTEMA  
IT-MÉDICO**

Trabalho de Conclusão de Curso de  
graduação, apresentado à disciplina de  
Trabalho de Conclusão de Curso 2, do  
Curso de Engenharia Eletrônica da  
Universidade Tecnológica Federal do  
Paraná

Orientador: Professor Victor Alexandre  
Franco de Carvalho

**TOLEDO**

**2017**



---

## TERMO DE APROVAÇÃO

Título do Trabalho de Conclusão de Curso Nº 67

### **Dispositivo Supervisor de Isolamento (DSI) para um Sistema IT-Médico**

por

**Adriano Aparecido Pereira da Silva**

Esse Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado às 15h do dia **22 de novembro de 2017** como requisito parcial para a obtenção do título **Bacharel em Engenharia Eletrônica**. Após deliberação da Banca Examinadora, composta pelos professores abaixo assinados, o trabalho foi considerado **APROVADO**.

---

Prof. Dr. Jaqueline Vargas  
(UTFPR-TD)

---

Prof. Dr. Alberto Vinicius De Oliveira  
(UTFPR-TD)

---

Prof. Dr. Victor Alexandre Franco De Carvalho  
(UTFPR-TD)  
Orientador(a)

---

Prof. Me. Jorge A. V. Alves  
Coordenador(a) da COELE

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus que tem me dado força e sustentação em cada momento de minha vida. Ao meu amado pai José, pela educação e por ser um exemplo de pessoa. Também à minha querida mãe Irani, que infelizmente não está mais entre nós. Ela, sempre com sua forma serena de ser, me aconselhava, incentivava e se alegrava com minhas conquistas!

Gostaria também de expressar meu apreço e agradecimentos aos meus nove irmãos (José, Maria, Rosa, Marinalva, Gesoir, Helena, Getúlio, Jucemir e Paulo) e também aos meus demais familiares, ressaltando a ajuda de meu irmão Jucemir que me apoiou muito, principalmente no começo do curso. E ao meu irmão Paulo, que já se foi e deixou muita saudade, por sempre ter me incentivado a estudar.

Em especial, agradeço a minha esposa Juliamara pelo incondicional apoio amoroso e pela paciência que tem tido comigo ao longo desses anos. Seu companheirismo e sua garra sempre me motivaram a continuar, amo você amor!

Finalmente agradeço ao professor Victor de Carvalho por sua excelente orientação e por ter me ajudado a expandir ideias. Aos demais professores com quem tive o prazer de aprender. E aos meus colegas de classe que se tornaram grandes amigos ao longo dessa jornada. Obrigado a todos!

“Tudo é possível àquele que crê. ”

**Jesus Cristo.**

## RESUMO

Aparecido Pereira da Silva, Adriano. **Dispositivo Supervisor de Isolamento para um sistema IT-Médico**. 2017. Trabalho de Conclusão de Curso 2, bacharelado em Engenharia eletrônica - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Toledo, 2017.

**Palavras-chave:** IT-Médico. DSI. Segurança Hospitalar. Transformador de Separação. Isolamento. Fuga de Corrente.

Em estabelecimentos médicos os equipamentos destinados a procedimentos intracardíacos ou de aplicações que promovem a sustentabilidade da vida necessitam de instalações elétricas diferentes das demais. Nesses ambientes a norma ABNT NBR 13534:2008 determina a adoção de um sistema elétrico chamado IT-médico. Esse sistema é caracterizado pela utilização de um transformador de separação, um dispositivo supervisor de isolamento (DSI) e por seus condutores de alimentação não possuírem tensão elétrica referenciada à massa dos equipamentos. Desta forma previne-se choques elétricos, surgimento de centelhas e desarme repentino da proteção do equipamento. O presente trabalho tem como objetivo o estudo e projeto de um DSI destinado a um sistema IT-médico, devendo esse atender aos requisitos impostos pela norma citada. Dentre esses requisitos está o monitoramento da resistência de isolamento da rede elétrica e a sinalização em caso de falhas. O protótipo do projeto foi elaborado levando em consideração o custo de produção, para que seja uma solução economicamente viável.

## ABSTRACT

Aparecido Pereira da Silva, Adriano. **Insulation Monitoring Device for a Medical IT System**. 2017. End of Course Paper 2, Bachelor of Electronic Engineering – Federal University of Technology – Parana. Toledo, 2017.

**Keywords:** Medical IT System. IMD. Hospital Safety. Isolation Transformer. Isolation. Leakage Current.

In healthcare facilities, equipment designed for intracardiac procedures or applications that promote life sustaining require electrical installations that are different from ones. In these environments, the ABNT NBR 13534:2008 standard determines the adoption of an electrical system called medical IT system. This system is characterized by the use of an isolation transformer, an insulation monitoring device (IMD) and its power conductors do not have the electrical voltage referenced to the equipment mass. This will prevent electric shock, sparking and sudden disruption of the equipment protection. This paper aims to study and design an IMD for a medical IT system, which must meet the requirements imposed by the cited standard. Among all requirements, the main ones are insulation resistance monitoring and failures signaling. The prototype of the project was elaborated taking into account the cost of production, so that it is an economically viable solution.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Sistema IT-médico monitorado por um DSI. ....	16
Figura 2: Identificação de fuga através da intensidade luminosa. ....	19
Figura 3: Medidor de isolamento permanente de uma rede CC. ....	20
Figura 4: Medição da resistência de fuga utilizando tensão CC. ....	21
Figura 5: Diagrama de blocos do DSI projetado. ....	22
Figura 6: Circuito de entrada de tensão do DSI utilizado no projeto. ....	23
Figura 7: Circuito medidor de isolamento permanente implementado no projeto. ....	24
Figura 8: Representação do circuito de medição. ....	25
Figura 9: Filtro passa-baixas ativo de primeira ordem. ....	26
Figura 10: Filtro passa-baixas não inversor de ganho unitário utilizado projeto. ....	27
Figura 11: (a) : Circuito RC, (b): resposta a um sinal de entrada degrau unitário. ....	28
Figura 12: Amplificador de diferenças simples. ....	29
Figura 13: Condicionamento do sinal de entrada do microcontrolador. ....	31
Figura 14: Sensor de temperatura LM35 utilizado. ....	32
Figura 15: Representação do circuito eletrônico dos botões do DSI. ....	33
Figura 16: Representação de um circuito de acionamento de um <i>led</i> . ....	34
Figura 17: Representação do circuito equivalente de um relé. ....	35
Figura 18: Configuração Darlington do ULN2003A acionando uma carga. ....	35
Figura 19: Circuito de acionamento dos relés e do <i>buzzer</i> . ....	36
Figura 20: Pinagem do microcontrolador PIC16F876A utilizado no projeto. ....	37
Figura 21: Representação do <i>display</i> LCD utilizado no projeto. ....	39
Figura 22: Relação dos pinos do <i>display</i> com suas respectivas funções. ....	40
Figura 23: Fluxograma de funcionamento do DSI. ....	41
Figura 24: Circuito implementado para simulação do DSI no Proteus. ....	43
Figura 25: Circuito prático do DSI montado em <i>protoboards</i> . ....	44
Figura 26: <i>Layout</i> da PCD criada no <i>software</i> Proteus. ....	46
Figura 27: Visualização 3D da PBC com os componentes gerada no Proteus. ....	47
Figura 28: (a) Parte superior da placa, (b) parte inferior da placa. ....	47
Figura 29: Placa eletrônica com os componentes montados. ....	48
Figura 30: Dispositivo supervisor de isolamento completo. ....	49
Figura 31: Tensão na saída do circuito medidor pela resistência de isolamento RF. ....	50



Figura 32: Relação de RF pela tensão de saída do medidor. ....	51
Figura 33: Medição na mesma fase que RF (a) e na fase oposta que RF (b).....	52
Figura 34: Indicação da resistência de isolamento no DSI.....	52
Figura 35: Requisitos da ABNT NBR 13534 e os aspectos técnicos. ....	53

## LISTA DE SIGLAS E ACRÔNIMOS

3D	Visão em três dimensões
A/D	Analógico para Digital
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADCON0	Registrador de configuração do conversor A/D
ADCON1	Registrador de configuração do conversor A/D
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CA	Corrente alternada
CC	Corrente contínua
CHS0	Bit de seleção do canal analógico do microcontrolador
CHS1	<i>Bit</i> de seleção do canal analógico do microcontrolador
<i>clock</i>	Determina a velocidade de operação do microcontrolador
DSI	Dispositivo Supervisor de Isolamento
EAS	Estabelecimentos Assistenciais de Saúde
EEM	Equipamento Eletromédico
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
I/O	Input/Output
IT	Sistema elétrico com fases sem referência com o terra
NBR	Norma Brasileira
PCB	Printed Circuit Board
PORTA	Registrador de leitura dos I/O do microcontrolador
PORTB	Registrador de leitura dos I/O do microcontrolador
PORTC	Registrador de leitura dos I/O do microcontrolador
PWM	<i>Pulse-Width Modulation</i>
RC	Circuito com resistor e capacitor
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
RF	Resistência de fuga ou Isolamento
TRISA	Registrador que define a se os I/O são entrada ou saída
TRISB	Registrador que define a se os I/O são entrada ou saída
TRISC	Registrador que define a se os I/O são entrada ou saída
UTI	Unidade de Tratamento Intensivo

## LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Descrição	Unidade
$V_{cc}$	Tensão na fonte	$V$
$VCC$	Tensão em corrente contínua	$V$
$VEE$	Tensão de contraste do LCD	$V$
$E$	Habilitação do <i>display</i> LCD	
$V_{out}$	Tensão de saída	$V$
$VSS$	Terminal negativo	$V$
$w$	Energia armazenada pelo indutor	$J$
$L$	Indutor	$H$
$Led +$	Ânodo do <i>led</i> de fundo do LCD	
$Led -$	Catodo do <i>led</i> de fundo do LCD	
$I_0$	Corrente inicial no indutor	$A$
$i_F$	Corrente de fuga	$A$
$V_d$	Tensão sobre o diodo	$V$
$R$	Resistor	$\Omega$
$RF$	Resistência de isolamento	$\Omega$
$R/W$	Leitura e escrita	
$f$	Frequência	$Hz$
$F_c$	Frequência de corte	$Hz$
$\tau$	Constante de tempo de carga	$s$
$C$	Capacitância	$F$
$t$	Tempo	$s$

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	13
1.2 OBJETIVO.....	14
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>15</b>
2.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UM SISTEMA IT-MÉDICO.....	15
2.2 REQUISITOS PARA O DESENVOLVIMENTO DE UM DSI.....	16
2.2.1 Classificação do local para fins médicos .....	17
2.2.2 Características normativas para a construção do DSI .....	17
2.3 MÉTODOS PARA A OBTENÇÃO DA RESISTÊNCIA DE ISOLAMENTO .....	18
2.3.1 Os primeiros medidores de isolamento permanentes em rede CA .....	18
2.3.2 Medidor de isolamento permanente em redes CC .....	19
2.3.3 Medidor de isolamento permanente em redes CA .....	20
<b>3 PROJETO DO DSI</b> .....	<b>22</b>
3.1 FONTE DE ALIMENTAÇÃO.....	23
3.2 MEDIDOR DE ISOLAMENTO PERMANENTE .....	24
3.2.1 Etapa de medição .....	25
3.2.2 Etapa de filtragem .....	26
3.2.3 Cálculo do tempo de resposta do medidor de isolamento.....	28
3.2.4 Obtenção da diferença dos sinais filtrados.....	29
3.3 CONDICIONADOR DO SINAL DO MEDIDOR DE ISOLAMENTO PERMANENTE .....	30
3.4 MEDIÇÃO DA TEMPERATURA DO TRANSFORMADOR .....	31
3.5 LEITURA DOS BOTÕES DE INTERFACE .....	32
3.6 ACIONAMENTO DOS SINAIS DE SAÍDA DO DSI .....	33

3.6.1 Acionamento dos <i>leds</i> .....	33
3.6.2 Acionamento dos relés e <i>buzzer</i> .....	34
3.7 DEFINIÇÃO DO MICROCONTROLADOR.....	37
3.7.1 Microcontrolador adotado no projeto .....	37
3.8 O <i>DISPLAY</i> LCD .....	39
3.9 O CÓDIGO DO MICROCONTROLADOR .....	40
3.10 SIMULAÇÃO DOS CIRCUITOS .....	41
3.10.1 Simulação do circuito com o Proteus .....	42
3.11 MONTAGEM DO PROJETO NA <i>PROTOBOARD</i> .....	44
3.12 OTIMIZAÇÃO DO CIRCUITO .....	45
3.13 DESENVOLVIMENTO DA PLACA ELETRÔNICA .....	46
3.14 MONTAGEM DO DSI .....	48
<b>4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS .....</b>	<b>50</b>
4.1 CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO .....	50
4.2 TESTE DE MEDIÇÃO DE RF .....	52
4.3 VERIFICAÇÃO DOS REQUISITOS DA NORMA NBR-13534 .....	53
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>54</b>
<b>6 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>55</b>
<b>7 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>56</b>
<b>APÊNDICE A: Lista de preços dos componentes utilizados no projeto .....</b>	<b>58</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O avanço do uso da tecnologia em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) é necessário e tem sido crescente nas últimas décadas. Um reflexo deste avanço foi o aumento considerável da quantidade de equipamentos eletromédicos (EEM) nesses estabelecimentos. Esses equipamentos se tornaram essenciais em diversos locais e para vários procedimentos. Sua importância tornou-se tão grande que em ambientes como os centros cirúrgicos e unidades de tratamento intensivo (UTI) a interrupção do funcionamento de um EEM pode ocasionar problemas gravíssimos, inclusive a morte do paciente [1]. No entanto, os acidentes devido a choques elétricos aumentaram à medida em que aumentou a utilização de equipamentos eletromédicos nos EAS. Em 1989, dados estatísticos obtidos nos Estados Unidos indicavam que o uso de EEM ocasionaram em torno de 10000 acidentes com aproximadamente 1000 mortes [1].

Diversas soluções foram propostas para diminuição dos riscos de choque elétrico em EEM, uma delas foi desenvolvida pela *Hewlett-Packard's Medical Electronics Division* em 1967. A proposta foi a utilização de transformadores de separação e a criação de aterramentos independentes [2]. Essa proposta serviu de base para o sistema elétrico chamado IT-médico que é um sistema de ligação elétrica que utiliza um transformador de separação e possui seu aterramento sem referência com a fonte de alimentação dos equipamentos.

Posteriormente, normas internacionais foram criadas com o objetivo de proteger tanto os pacientes quanto os profissionais do risco de choque elétrico em EAS. Atualmente adota-se a norma internacional IEC 60264-7, "*Electrical Installations of Buildings: Requirements for Special Installations or Locations – Medical Locations, Part 710.413.1.5, IT system*", que serve de referência para normas nacionais de diversos países.

Seguindo a tendência mundial, a partir da década de 80, no Brasil surgiram vários trabalhos e publicações na área de engenharia clínica hospitalar [1]. Até então, o que regulava as instalações elétricas em EAS era a norma criada pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), NBR 5410 [3], norma geral para procedimentos em instalações elétricas de baixa tensão. Porém, em 1995, entrou em vigor a norma ABNT NBR 13534 que especifica os requisitos de segurança nas instalações elétricas dos estabelecimentos assistenciais de saúde [1].

A ABNT NBR 13534:2008 [4] define os centros cirúrgicos e UTIs como locais que necessitam da instalação de um sistema IT-médico equipado com um dispositivo supervisor de isolamento (DSI). O DSI trata-se de um dispositivo que mede a resistência de isolamento entre o condutor de alimentação e o condutor terra. Além da função de monitorar o isolamento, o dispositivo deve emitir alarmes em caso de falhas e obedecer a requisitos construtivos como impedância de entrada maior que 100 k $\Omega$  e a tensão máxima de teste menor que 25 V.

O presente trabalho propõe o estudo e desenvolvimento de um dispositivo supervisor de isolamento (DSI) para ser utilizado em um sistema IT-médico, devendo cumprir os requisitos impostos pela norma ABNT NBR 13534:2008, quanto a forma de medição do isolamento e a emissão de sinais de falha. O dispositivo também contemplará a função da medição da temperatura do transformador de separação, desta forma, pode-se identificar falhas de sobrecorrente nos equipamentos através do aumento da temperatura no transformador.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

Toda reforma ou construção de novos EAS, sejam eles privados ou públicos, segundo a RDC 50 da ANVISA [5], devem estar em conformidade com a norma ABNT NBR 13534:2008. Porém, atualmente grande parte dos EAS do país não estão em conformidade, pois seus projetos são antigos e não consideraram a norma atual [1]. Identifica-se uma grande oportunidade para a instalação e projeto de sistemas IT-médicos, muitos deles devendo possuir um DSI.

Novos DSIs, que tenham um preço de venda menor que o dos DSIs vendidos atualmente, seriam mais acessíveis aos EAS. Estes dispositivos poderiam ser instalados, inclusive em hospitais e clínicas da região de Toledo, aumentando a segurança dos pacientes e funcionários. A realização do atual estudo justifica-se pela existente demanda do produto [1] e por proporcionar aprendizado nas áreas de conhecimento de instalações elétricas, instrumentação e programação.

## 1.2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é projetar um dispositivo supervisor de isolamento (DSI) para monitorar a resistência de isolamento de um sistema IT-médico monofásico com tensão de até 220 V e frequência de 60 Hz.

Os objetivos específicos são:

- a) Projetar e desenvolver a placa eletrônica do dispositivo;
- b) Testar o DSI em um sistema IT;
- c) Criar um circuito de medição da temperatura do transformador de separação.



## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

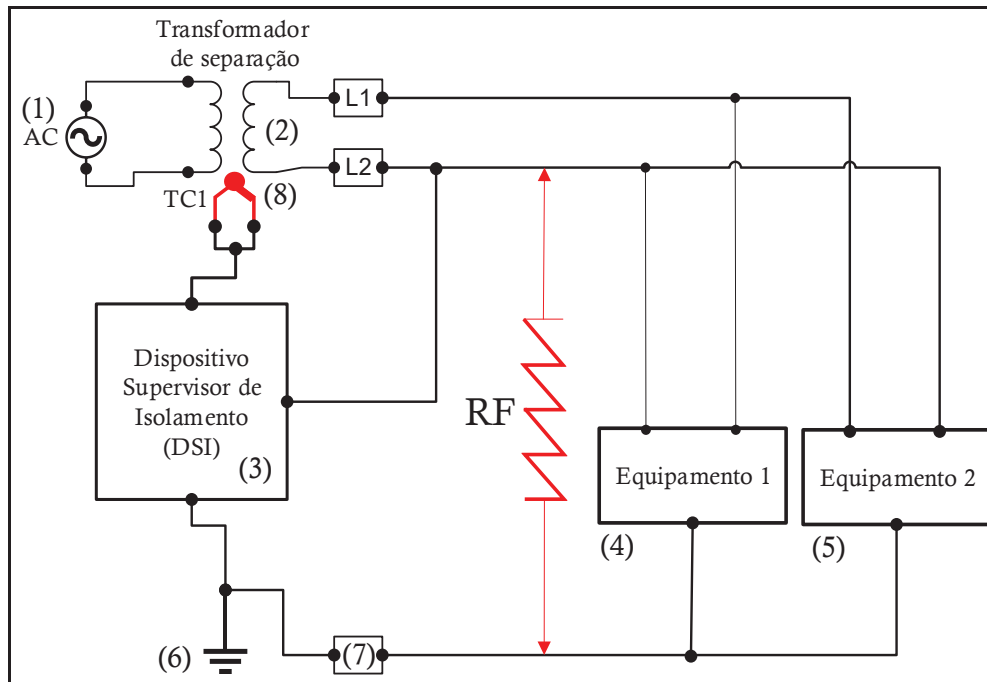
Esse capítulo fará uma revisão da literatura principal utilizada no desenvolvimento do dispositivo supervisor de isolamento (DSI). Será apresentado o princípio de funcionamento de um sistema IT-médico, os requisitos normativos para o desenvolvimento DSI e os principais métodos de obtenção da resistência de isolamento em um sistema IT-Médico.

### 2.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UM SISTEMA IT-MÉDICO

Um sistema elétrico IT, segundo [3], é um sistema no qual suas partes vivas não possuem referencial de tensão com o condutor terra ou são aterrados através de uma impedância. A nomenclatura “Sistema IT-médico” caracteriza o sistema IT empregado em ambientes hospitalares, no qual não se faz o uso de impedância de aterramento [4].

De forma a orientar as análises, uma visão geral do sistema é apresentada na Figura 1. Nela está disposto um circuito elétrico que representa um sistema IT-médico com supervisão de isolamento. O circuito é composto por uma fonte de alimentação alternada (1), um transformador de separação (2), os equipamentos (4) e (5) e um DSI (3). A resistência  $R_F$  é a resistência de isolamento entre a fase L2 e o condutor de aterramento (7). Ela ocasiona uma fuga de corrente entre a fase e a massa dos equipamentos. O ponto de aterramento (6) é distinto do aterramento das demais redes elétricas e não possui referencial com a fonte de alimentação.

Em condições normais, quando os equipamentos (4) e (5) são alimentados pelas fases provenientes do transformador de separação (2) e a resistência  $R_F$  está com valores relativamente altos (acima de 500 k $\Omega$ ), a corrente de fuga entre L2 e a massa do equipamento é desprezível. A medida que  $R_F$  diminui, ocorre um aumento da corrente de fuga, surgindo uma diferença de tensão entre L1 e a massa. Segundo a norma ABNT NBR 13534:2008, a diferença de tensão entre o condutor energizado e o de proteção não deve exceder 20 mV. Valores de tensão acima deste podem causar o surgimento de centelhas, danos ao equipamento e choques elétricos.



**Figura 1: Sistema IT-médico monitorado por um DSI.**  
**Fonte: Autoria própria.**

O Dispositivo Supervisor de Isolamento (DSI) (3), efetua o monitoramento permanente da rede de alimentação, detectando falhas de isolamento e emitindo alarmes caso estas falhas ocorram. Entende-se por medição de isolamento permanente quando o dispositivo obtém a medição de RF, diretamente entre a fase o condutor de proteção, com a rede energizada.

Através do sensor de temperatura (8) o DSI efetua a medição da temperatura no interior do transformador de separação. Esta medição se faz necessária para garantir indiretamente a detecção de sobrecorrente nos equipamentos, já que a sobrecorrente causará um aquecimento do transformador de separação.

## 2.2 REQUISITOS PARA O DESENVOLVIMENTO DE UM DSI

Faz-se necessário, antes de serem apresentados os requisitos para desenvolvimento de um DSI, a caracterização correta dos ambientes em que é proposto o uso do dispositivo.

### 2.2.1 Classificação do local para fins médicos

A Norma ABNT NBR 13534:2008 prevê uma classificação específica de locais em recintos para fins médicos. A classificação destes ambientes baseia-se no enquadramento de determinado local em grupos. A escolha de determinado grupo baseia-se no tipo de equipamento eletromédico (EEM) que se encontra no local. Estes grupos são caracterizados como:

- a. Grupo 0: Grupo que caracteriza os locais que possuem equipamentos sem aplicação direta ao paciente;
- b. Grupo 1: Grupo que caracteriza os locais que existe a previsão de uso de EEM. Esses equipamentos têm aplicação externa ao corpo humano ou aplicações a órgãos e fluídos corporais, exceto o coração;
- c. Grupo 2: Grupo que caracteriza os locais que possuem equipamentos com partes aplicadas direto ao coração ou equipamentos essenciais para a sustentabilidade da vida.

Nos locais do Grupo 2 faz-se necessário a utilização de um sistema IT-médico dispondo de um DSI. Segundo a ABNT NBR 13534:2008 as salas de cirurgia, de cateterismo cardíaco, de terapia intensiva e de central de monitoração são do Grupo 2, portanto, necessitam de um DSI.

### 2.2.2 Características normativas para a construção do DSI

Há diversas versões comerciais de DSIs com funções variadas que incluem desde a medição e sinalização de falhas até a comunicação em rede com outros equipamentos e sistemas. No entanto, a ABNT NBR 13534:2008 impõe somente condições mínimas para serem preenchidas. Estas condições são apresentadas a seguir:

- a. A resistência interna em corrente alternada deve ser de no mínimo 100 k $\Omega$ ;
- b. A tensão de medição utilizada não deve ser superior a 25 V.

- c. O valor da corrente de medição não deverá ultrapassar 1 mA, mesmo na condição de falha;
- d. Deverá ser feita a indicação de falha no isolamento antes que esta falha atinja valores menores que 50 k $\Omega$ ;
- e. Deverá efetuar o acionamento de uma lâmpada verde para o caso de operação normal;
- f. Deverá efetuar o acionamento de uma lâmpada amarela para a indicação de quando a resistência atingiu valores mínimos preestabelecidos, não podendo haver a possibilidade de remover este alarme enquanto não for removida a anomalia.
- g. Deverá efetuar o acionamento de um sinal sonoro para a indicação de quando a resistência atingiu valores mínimos preestabelecidos. Este sinal poderá ser cessado temporariamente e só poderá ser removido quando a anomalia for removida.

## 2.3 MÉTODOS PARA A OBTENÇÃO DA RESISTÊNCIA DE ISOLAMENTO

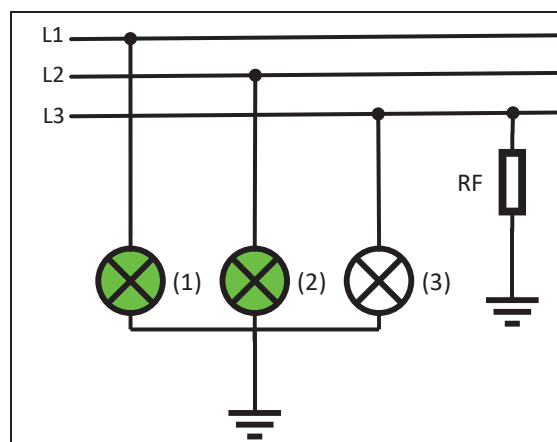
A medição da resistência de isolamento do sistema IT-médico por meio do DSI deve ser feita continuamente e com a rede energizada. A medição deve ser indireta, ou seja, a medição deve ser feita diretamente entre a fase e o condutor terra, sendo possível a utilização de tensões auxiliares para obtenção da resistência de isolamento do equipamento [3]. A seguir serão listados os principais métodos de obtenção da resistência de isolamento através de medidores permanentes.

### 2.3.1 Os primeiros medidores de isolamento permanentes em rede CA

O método de medição dos primeiros medidores se dá pela utilização de três lâmpadas ligadas entre as fases e o condutor terra. O circuito elétrico de ligação das lâmpadas pode ser observado na Figura 2, onde a ligação dos equipamentos foi omitida. Porém, subentende-se que os equipamentos são alimentados entre fases ou entre fase e neutro. Também é conveniente mencionar que a resistência do filamento

das lâmpadas deve ser na mesma ordem da resistência de fuga a ser medida para que seja perceptível a variação da intensidade da luz.

Quando não há corrente de fuga entre as fases L1, L2 ou L3 com relação ao condutor terra, as lâmpadas (1), (2) e (3) estão acesas e com a mesma intensidade de luz. Quando ocorre uma falha de isolamento, representada pela resistência  $R_F$ , a lâmpada 3 sofre uma redução de tensão sobre seus terminais. No entanto, a tensão sobre os terminais das lâmpadas (1) e (2) aumenta, aumentando também a intensidade de luz emitida por elas [6].



**Figura 2: Identificação de fuga através da intensidade luminosa. Nas fases onde não há falha de isolamento as lâmpadas estão verdes representando que estão acesas. Fonte: Adaptado de [6].**

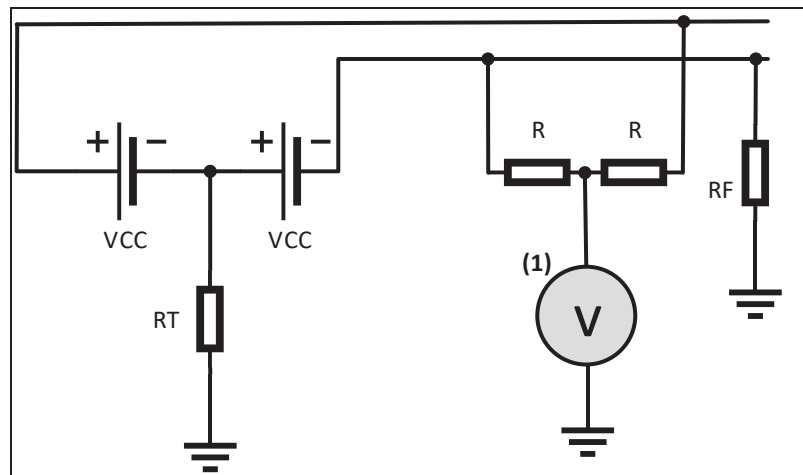
Este é um sistema fácil de se instalar, porém possui o problema de precisão na medição, pois é um método qualitativo que considera apenas a intensidade do brilho emitido pelas lâmpadas. Logo, fez-se necessário a criação de outros métodos de medição.

### 2.3.2 Medidor de isolamento permanente em redes CC

A Figura 3 representa um sistema de medição de isolamento permanente em redes de tensão contínua. Seu princípio de funcionamento baseia-se no balanço de tensão medido através de um voltímetro (1).

A tensão CC da rede é fornecida por duas fontes ligadas em série, com a região entre as duas fontes ligadas a um terminal da resistência  $R_T$  e o outro terminal

ligado ao condutor terra. Os valores de  $R_T$  devem ser acima de  $100\text{ k}\Omega$  para não gerar fugas de corrente consideráveis, apenas criando um referencial para a medição do voltímetro (1). Nota-se que tensão CC pode ser fornecida tanto por baterias como por um gerador CC. A medição se dá através do voltímetro (1) que medirá a tensão entre as resistências  $R$  e o condutor terra, definindo o valor e a polaridade da tensão [6]. Em condições normais, onde  $R_F$  não está presente, a tensão medida pelo instrumento é  $0\text{ V}$ , porém, caso ocorra fuga de corrente para o condutor terra, devido a redução de valores de  $R_F$ , a tensão medida pelo voltímetro não será mais  $0\text{ V}$ . No caso da Figura 3, o valor da medição será negativo.



**Figura 3: Medidor de isolamento permanente de uma rede CC.**  
 Fonte: Adaptado de [6].

Este método de medição não necessita de fontes de energia auxiliares, pois o circuito elétrico já fornece as tensões necessárias através das quedas de tensão provenientes dos resistores. É um método ainda utilizado atualmente e também pode ser aplicado na medição de isolamento em fontes de tensão alternadas bifásicas.

### 2.3.3 Medidor de isolamento permanente em redes CA

Os medidores de isolamento permanente mais utilizados atualmente em redes CA são os que fazem o uso da injeção de corrente, geralmente CC, diretamente na rede elétrica. Este método requer componentes ativos para realizar a medição, ao contrário do método anterior que realiza a medição da resistência de isolamento

somente por resistores [6]. A Figura 4 representa um circuito elétrico que faz o uso de um medidor de isolamento permanente utilizando tensão CC.

Na Figura 4, o equipamento (2) está alimentado pela fase L1 e pelo condutor neutro N. Quando ocorre uma falha de isolamento, representada pela resistência  $R_F$ , circula-se uma corrente  $i_F$  indicada pelas setas. Esta corrente provoca um diferencial de tensão sobre o resistor  $R$  que pode ser medida através do voltímetro (1). O valor de  $R_F$  pode ser obtido baseando-se na tensão medida sobre o resistor  $R$ .

Porém, caso haja na mesma rede elétrica equipamentos que contenham retificadores em seu circuito individual, e estes retificadores estiverem com falha de isolamento, o sinal recebido pelo medidor de isolamento pode ser perturbado. Devido a este problema, o valor medido da resistência de isolamento  $R_F$  não será preciso.

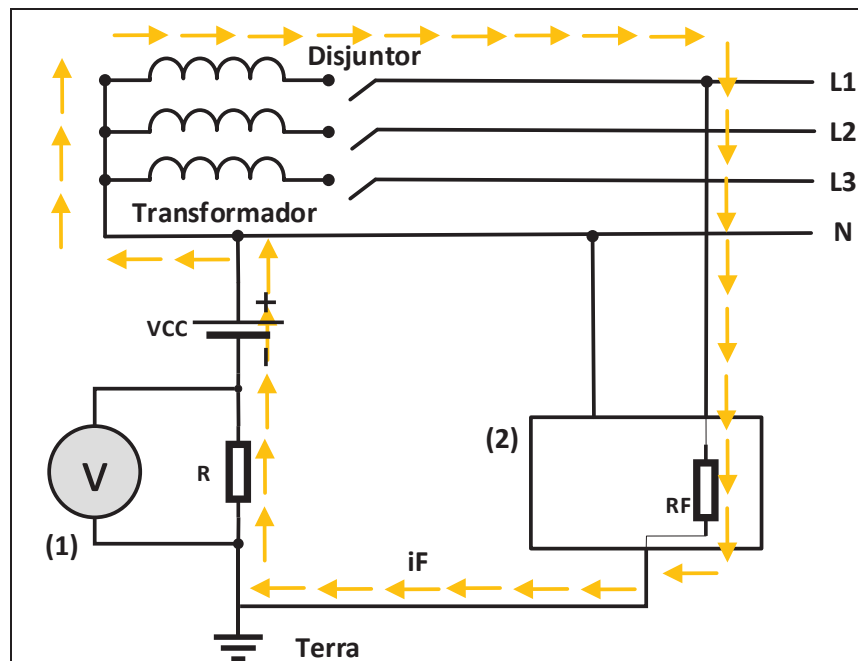
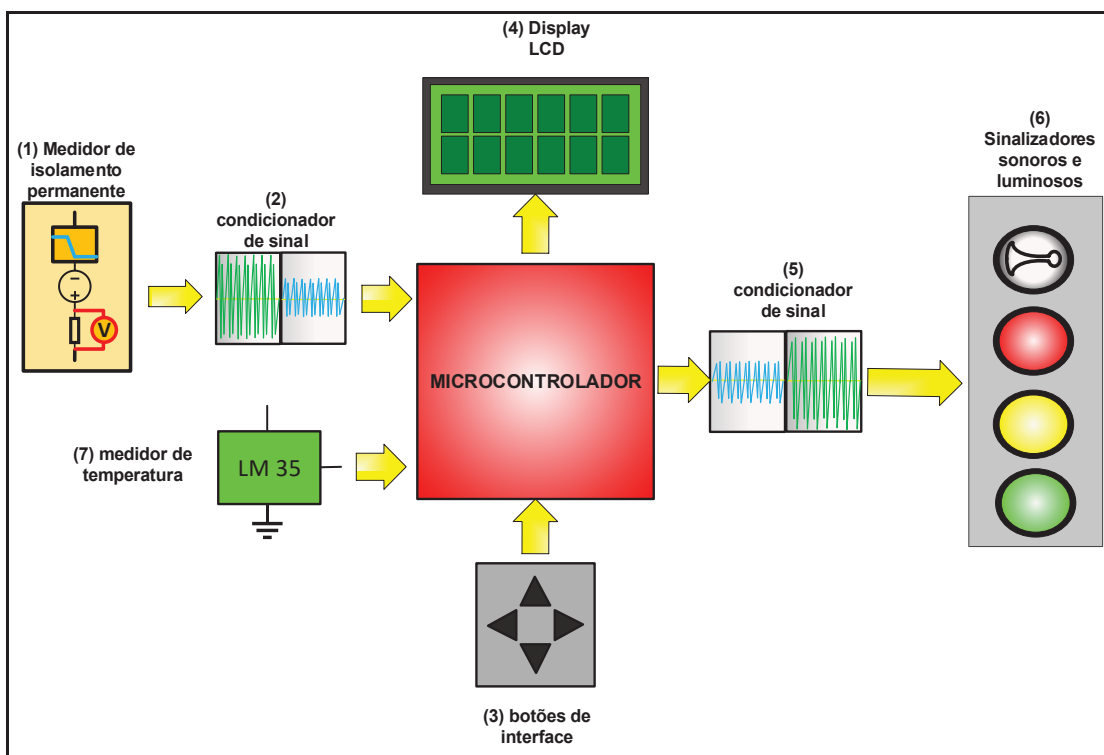


Figura 4: Medição da resistência de fuga utilizando tensão CC.  
Fonte: Adaptado de [6].

Para resolver este problema, ao invés de corrente contínua, utiliza-se a injeção de corrente alternada com valores menores que 10 Hz. Esta solução aumentou a complexidade do medidor, pela necessidade da geração de um sinal em baixa frequência e da filtragem da corrente que flui através do resistor  $R$  [6].

### 3 PROJETO DO DSI

O projeto do DSI está de acordo com o diagrama de blocos apresentado na Figura 5. Este diagrama caracteriza o fluxo de funcionamento do dispositivo. O circuito medidor de isolamento permanente (1) obtém um sinal de tensão relacionado à resistência de isolamento entre as fases e o condutor terra. Esse sinal passa por uma etapa de condicionamento (2) com o intuito de adequá-lo aos níveis de tensão de entrada do microcontrolador.



**Figura 5: Diagrama de blocos do DSI projetado.**  
**Fonte: Autoria própria.**

Continuando a análise da Figura 5, para a emissão dos sinais luminosos e sonoros (6), o sinal gerado pelo microcontrolador passa por uma etapa de condicionamento (5) que ajustará a tensão para níveis adequados a cada dispositivo de saída. Os botões de interface (3) são responsáveis pela interação do usuário com o microcontrolador. Esses botões são multifuncionais e dão a possibilidade de navegar nas telas do *display* (4) e reconhecer alarmes. O medidor de temperatura (7) é responsável pela medição da temperatura no transformador de separação. Quando

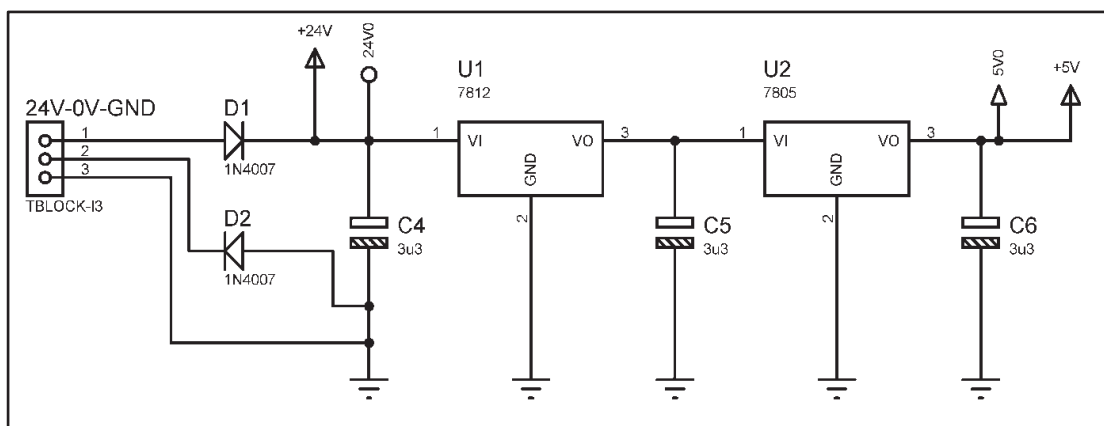


esta temperatura exceder 80 °C, o microcontrolador emitirá um alarme acionando um sinal luminoso vermelho e um sinal sonoro .

### 3.1 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

Realizou-se um estudo sobre qual nível de tensão seria utilizado para a alimentação do DSI. O nível de tensão 24 VCC, que é considerado tensão auxiliar pela NBR 5410 [3]. Tensões auxiliares devem ser utilizadas na alimentação de componentes e dispositivos que o usuário tem contato físico [3], como botões e manoplas, com o objetivo de diminuir o risco de choques elétricos. Como se tornou um nível de tensão necessário nos quadros de alimentação, diversos fabricantes desenvolveram dispositivos que possuem tensão de alimentação de 24 VCC. Baseado na sua usabilidade e na possibilidade de reduzir custos de produção do projeto, já que etapas de transformação e retificação da tensão não seriam necessárias, optou-se pela utilização da tensão 24 VCC para alimentação do DSI.

O circuito representado na Figura 6 corresponde ao circuito de entrada de alimentação do DSI. Este circuito fornece as tensões de 5 VCC para a alimentação de circuitos relacionados ao microcontrolador e ao sensor de temperatura. Esse circuito também faz o tratamento da tensão 24 VCC para o circuito medidor de isolamento permanente, para a alimentação dos relés e para o dispositivo de sinalização externo.



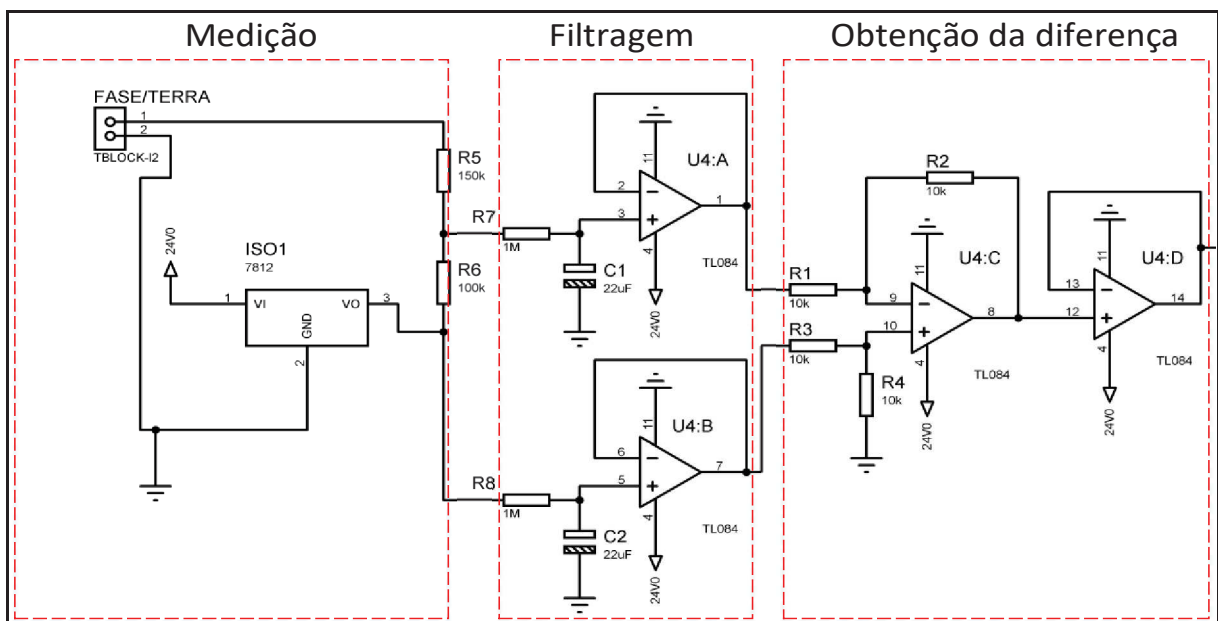
**Figura 6: Circuito de entrada de tensão do DSI utilizado no projeto.**  
**Fonte: Autoria própria.**

Os diodos D1 e D2 foram utilizados para proteção do circuito contra inversão de polaridade da tensão de entrada. Já os reguladores de tensão U1 e U2 possuem

uma tensão de saída de 12 VCC e 5 VCC respectivamente e foram cuidadosamente escolhidos para garantir a funcionalidade do sistema e fornecer uma corrente de até 1 A. Nota-se apenas a necessidade das tensões 24 VCC e 5 VCC na parte de controle do projeto, no entanto, utilizou-se os dois reguladores em cascata com o intuito de reduzir a dissipação de calor gerada pelos reguladores possibilitando a utilização de dissipadores de calor menores. Por fim, os capacitores C4, C5 e C6 são utilizados para evitar oscilações em altas frequências.

### 3.2 MEDIDOR DE ISOLAMENTO PERMANENTE

O medidor de isolamento utilizado no projeto foi baseado no tipo de medição apresentada no item 2.3.3 (medidor de isolamento em rede CA). No caso do projeto, o sistema IT a ser medido é monofásico. O circuito do medidor de isolamento permanente utilizado no projeto está apresentado na Figura 7.



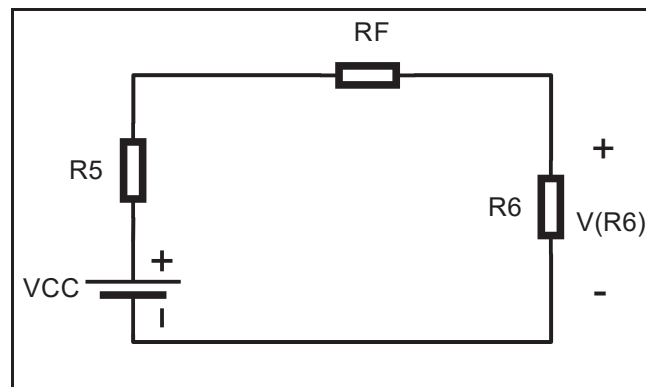
**Figura 7: Circuito medidor de isolamento permanente implementado no projeto.**  
**Fonte: Autoria própria.**

O circuito da Figura 7 está dividido em três partes, sendo elas a parte “Medição” que injeta a tensão de 12 VCC entre uma das fases e o condutor terra, a “Filtragem” que elimina os níveis de tensão alternada e a “Obtenção da diferença” que

elimina os níveis comuns de tensão coletados sobre o resistor R6. Cada parte o circuito da Figura 7 será explicado com mais detalhes a seguir.

### 3.2.1 Etapa de medição

Considerando a ocorrência de uma resistência de fuga  $R_F$ , a região da Figura 7 identificada como “Medição” se comportará como o circuito representado na Figura 8, caso sejam desconsiderados os níveis de tensão alternada da rede elétrica.



**Figura 8: Representação do circuito de medição.**  
Fonte: Autoria própria.

Inicialmente nota-se que se  $R_F$  for igual a zero, ou seja, ocorrer um curto-circuito com entre uma das fases e o condutor terra, a tensão  $V_{R6}$  se dará pela equação (1).

$$V_{R6} = VCC \left( \frac{R6}{R5 + R6} \right). \quad (1)$$

Considerando que  $R5 = 150 \text{ k}\Omega$ ,  $R6 = 100 \text{ k}\Omega$  e  $VCC = 12 \text{ V}$ , como mostrado na figura 7, obtém-se a tensão sobre o resistor R6 como sendo 4,8 V. Essa é a tensão DC máxima que pode incidir sobre o resistor R6. Nota-se que essa relação de resistores é uma segurança do circuito, pois limita a tensão máxima de saída para valores menores que a tensão máxima suportada pela entrada do microcontrolador que é de 5,5 V.

Nos casos em que  $R_F$  é diferente de zero obtém-se a seguinte equação:

$$V_{R6} = \frac{VCC \times R6}{R5 + R6 + RF} \quad (2)$$

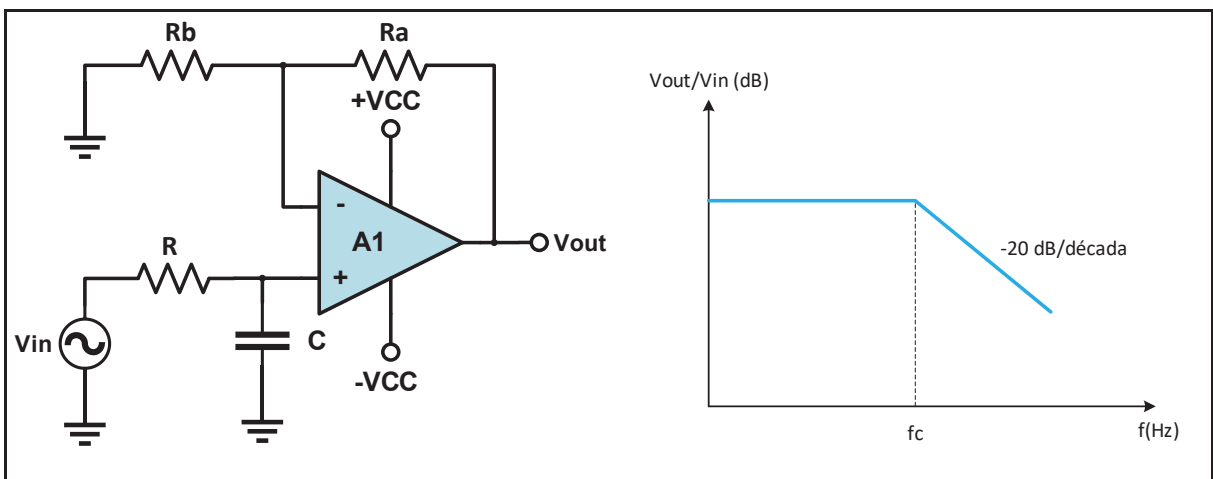
A partir da equação (2) chega-se a uma equação que relaciona a resistência de isolamento RF ao valor de tensão sobre o resistor R6 (equação (3)).

$$RF = R6 \left( \frac{VCC}{V_{R6}} - 1 \right) - R5. \quad (3)$$

### 3.2.2 Etapa de filtragem

A tensão medida sobre o resistor R6 “entra” na etapa denominada “Filtragem” mostrada na Figura 7. Esta etapa será responsável por admitir somente do nível de tensão DC auxiliar que foi injetado na rede na etapa “Medição”.

A etapa de filtragem é composta por dois filtros passa-baixas de primeira ordem que coletam a tensão sobre os terminais de R6. O filtro implementado no projeto foi baseado no filtro passa-baixas ativo apresentado por [7]. O circuito desse filtro pode ser observado na Figura 9.



**Figura 9: Filtro passa-baixas ativo de primeira ordem.**  
Fonte: Adaptado de [7].

Na configuração de filtro apresentada na Figura 9, frequências acima da frequência de corte  $f_c$  são atenuadas a uma taxa de 20 dB/década. Enquanto, em frequências mais baixas que  $f_c$ , o ganho de tensão permanece praticamente

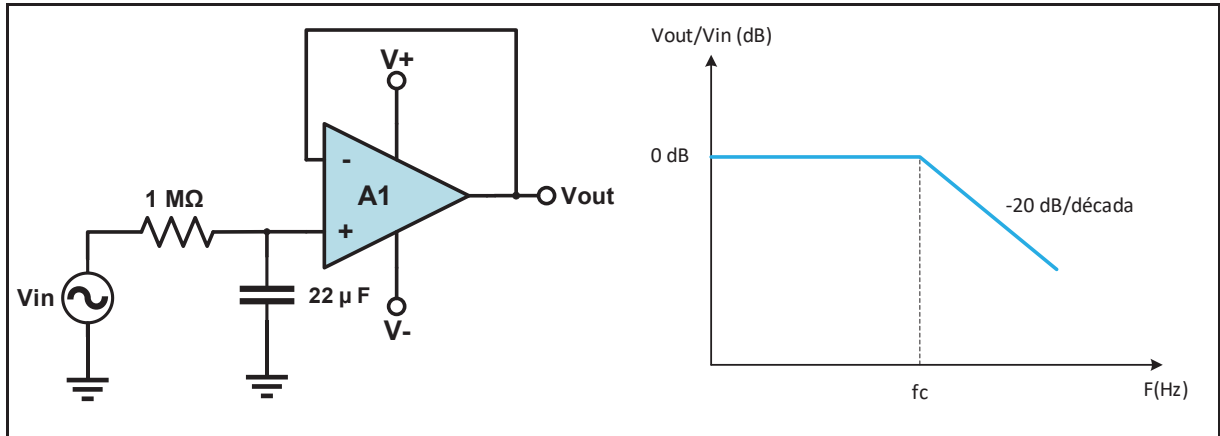
constante. Através dessa configuração, além da filtragem, é possível adicionar um ganho de tensão ao sinal de entrada. Esse ganho ( $V_{out}/V_{in}$ ) é definido na equação (4).

$$V_{out}/V_{in} = \frac{R_a}{R_b} + 1 \quad (4)$$

Já  $f_c$  é definida na equação (5).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

Como é desejado para o projeto que o ganho seja unitário, pois o valor máximo de tensão já foi limitado na etapa de medição mostrada na Figura 7, alterou-se o circuito para o modelo apresentado na Figura 10. Esse circuito é um filtro passa-baixas de ganho unitário que pode ser interpretado como um filtro passa-baixas RC acoplado a um *buffer* de tensão.



**Figura 10: Filtro passa-baixas não inversor de ganho unitário utilizado projeto.**  
Fonte: Autoria própria.

Utilizando a equação (5), conclui-se que a frequência de corte do filtro é de 7,23 mHz, ou seja, um valor muito próximo a de um nível DC de tensão. Nesse caso, a parcela de tensão alternada da rede de alimentação com frequência de 60 Hz será praticamente eliminada do sinal, restando somente o nível de tensão DC desejado.

### 3.2.3 Cálculo do tempo de resposta do medidor de isolamento

Devido ao valor dos resistores e dos capacitores utilizados na etapa de filtragem, existirá um atraso na obtenção na resistência de isolamento na saída do medidor de isolamento permanente. Isso quer dizer que um valor de resistência de isolamento confiável só será gerado para a entrada do microcontrolador depois de determinado tempo. O circuito aproximado para análise do tempo de resposta do medidor é mostrado na Figura 11.

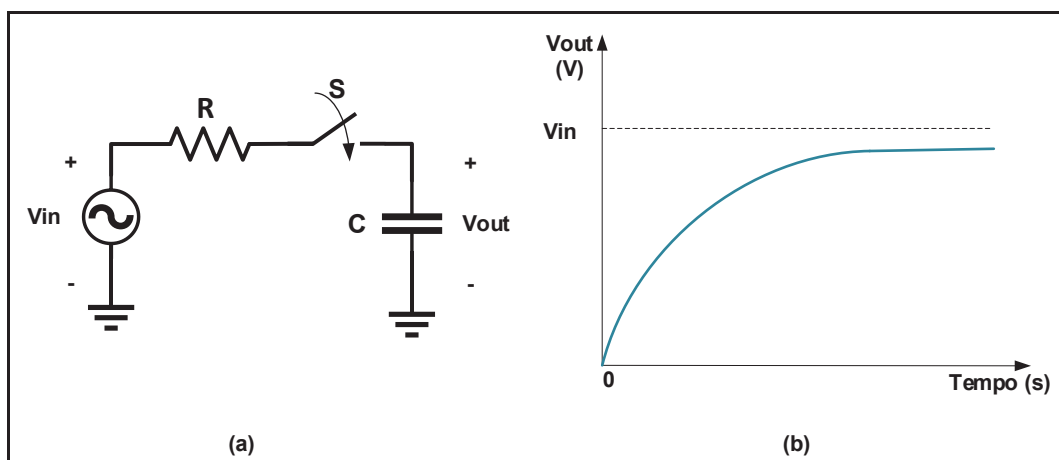


Figura 11: (a) : Circuito RC, (b): resposta a um sinal de entrada degrau unitário.  
Fonte: Adaptado de [11].

Observando-se a Figura 11 (a), para hipótese onde o tempo de carregamento será o maior, considera-se que o capacitor  $C$  está inicialmente descarregado no momento do fechamento da chave  $S$ , fazendo com que  $V_{out}(0)$  seja igual a zero. O comportamento de  $V_{out}$  no tempo pode ser observado no gráfico apresentado na Figura 11 (b). De acordo com [11],  $V_{out}$  pode ser determinado pela equação (6).

$$V_{out}(t) = V_{in} \left( 1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) u(t) \quad (6)$$

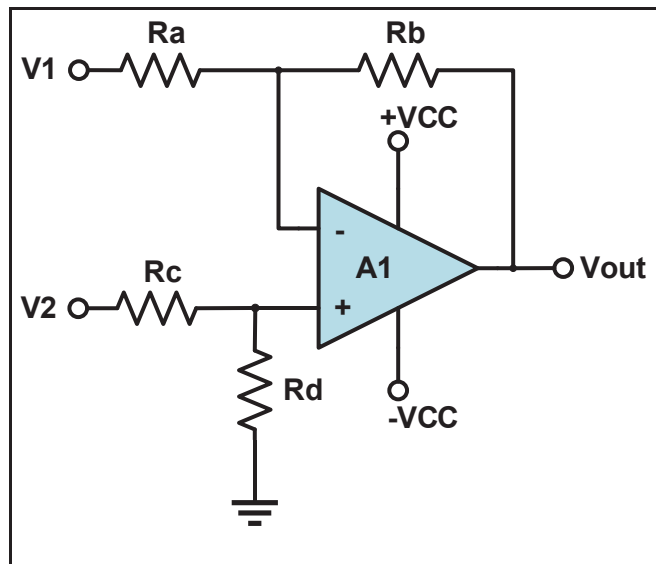
Onde  $u(t)$  representa o degrau unitário causado pelo fechamento da chave  $S$ .  $\tau$  é a constante de tempo do circuito. A constante de tempo  $\tau$  é obtida através da equação (7).

$$\tau = RC \quad (7)$$

Como os filtros da etapa de filtragem estão em paralelo, pode-se considerar que o tempo de resposta do circuito é determinado somente por um dos filtros e calculado por meio da equação (6). Considerando o valor de  $R$  igual a  $1\text{ M}\Omega$  e  $C$  igual a  $20\text{ }\mu\text{F}$ , e admitindo que um valor de tensão de saída aceitável para o filtro seja de 99% do valor de entrada, calculou-se que o tempo de resposta, na pior das hipóteses, será de aproximadamente 92 segundos.

### 3.2.4 Obtenção da diferença dos sinais filtrados

Voltando à Figura 7, o sinal que sai da etapa de filtragem entra na etapa denominada “Obtenção da diferença”. Essa etapa se faz necessária pelo fato do sinal filtrado sobre cada um dos terminais do resistor  $R6$  possuir nível de tensão comum entre eles e superiores à tensão máxima suportada pelo microcontrolador. Na verdade, o valor de tensão que realmente interessa é somente a diferença de tensão sobre os dois terminais. Foi feito o uso do chamado amplificador de diferenças [8] que pode ser observado na Figura 12.



**Figura 12: Amplificador de diferenças simples.**  
Fonte: Adaptado de [8].

Analisando-se o circuito da Figura 12, observa-se uma combinação de uma configuração inversora com uma não inversora. Sendo que a razão apropriada para o divisor de tensão deverá obedecer a equação (8).

$$\frac{R_d}{R_c + R_d} = \frac{R_b}{R_a + R_b} \quad (8)$$

Esta condição é satisfeita somente se obedecer a equação (9).

$$\frac{R_d}{R_c} = \frac{R_b}{R_a} \quad (9)$$

Como o objetivo foi somente amplificar a diferença dos sinais, não introduzindo ganho, considerou-se o uso de quatro resistores iguais de 10 k $\Omega$ .

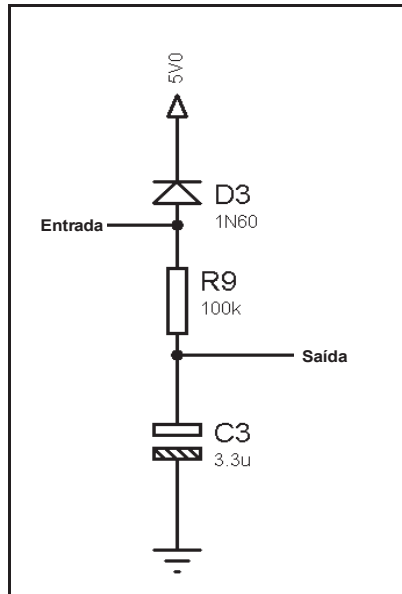
Na saída do circuito amplificador de diferenças utilizou-se um seguidor de tensão para conexão com o estágio de condicionamento do sinal para o microcontrolador. A utilização dessa configuração para isolamento é recomendada para conectar um estágio de alta impedância de saída a uma entrada de baixa impedância [8].

### 3.3 CONDICIONADOR DO SINAL DO MEDIDOR DE ISOLAMENTO PERMANENTE

Apesar da etapa de medição de isolamento permanente já realizar um pré-tratamento do sinal para níveis de tensão que não excedam a tensão máxima de entrada do microcontrolador, optou-se por efetuar preventivamente mais um condicionamento com objetivo de eliminar ruídos e evitar surtos de tensão. A Figura 13 representa o circuito de condicionamento de entrada de sinal do microcontrolador.

A combinação do resistor R9 com o capacitor C3 consiste em um filtro passa-baixas com frequência de corte de 0,48 Hz. As combinações deste filtro com os filtros implementados na etapa anterior atenuam ainda mais as frequências indesejáveis, garantindo um sinal ainda mais fidedigno.





**Figura 13: Condicionamento do sinal de entrada do microcontrolador.**  
**Fonte: Autoria própria.**

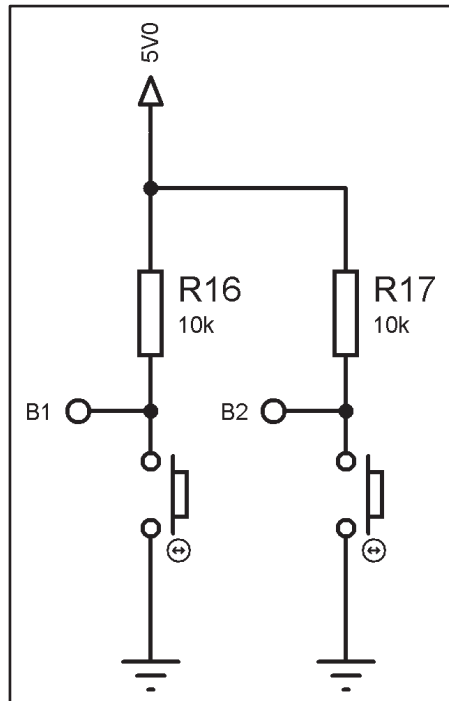
Continuando a análise da Figura 13, o diodo *schottky* D3 atua como proteção contra surtos de tensão. D3 é um diodo de germânio que possui uma queda de tensão de aproximadamente 0,3 V quando polarizado diretamente. A tensão máxima suportada pela entrada do microcontrolador selecionado é de 5,5 V. De acordo com a configuração adotada, tensões superiores a 5,3 V serão direcionadas para a fonte de tensão de 5 V do circuito, protegendo a entrada do microcontrolador.

### 3.4 MEDIÇÃO DA TEMPERATURA DO TRANSFORMADOR

A proteção contra sobrecorrente em um sistema IT-médico se dá pelo monitoramento da temperatura do transformador de separação. O DSI projetado contempla a medição da temperatura do transformador. Desta forma integra-se tanto o monitoramento do isolamento e da sobrecorrente em um único dispositivo, dispensando o uso de dispositivos adicionais.

O sensor de temperatura utilizado no projeto foi circuito integrado LM35, ilustrado na Figura 14. Esse circuito integrado possui saída de tensão linearmente proporcional à temperatura e opera em uma faixa de medição de -55 °C a 150 °C com acurácia de 0,25 °C. Essa faixa de temperatura é adequada para a medição no





**Figura 15:** Representação do circuito eletrônico dos botões do DSI.  
**Fonte:** Autoria própria.

### 3.6 ACIONAMENTO DOS SINAIS DE SAÍDA DO DSI

O DSI possuirá sinais luminosos e sonoros em sua própria placa, bem como o acionamento de relés que servirão para acionamento externo. No dispositivo, os sinais luminosos serão gerados por *leds* e o sinal sonoro por um *buzzer*.

#### 3.6.1 Acionamento dos *leds*

A Figura 16 representa o circuito de acionamento adotado no projeto para acionar cada *led*, onde VCC é a tensão de saída do microcontrolador e R é o resistor que controlará a corrente no circuito. Ao todo, serão acionados 3 *leds* com corrente direta máxima ( $I_{max}$ ) de 20 mA e queda de tensão  $V_d$  de 2 V sobre seus terminais. Esses dados estão de acordo com as informações técnicas apresentadas no *data sheet* do componente [10].

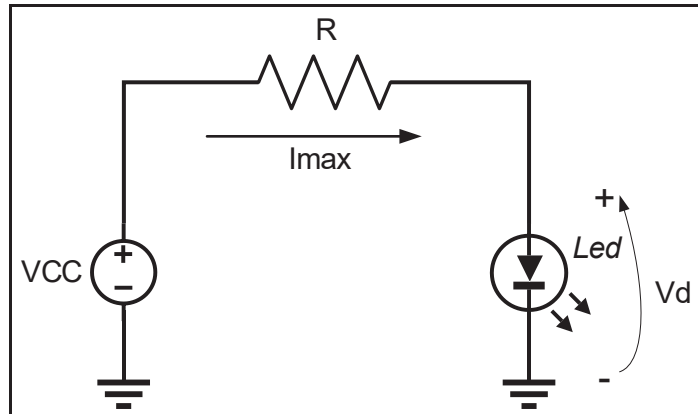


Figura 16: Representação de um circuito de acionamento de um *led*.  
Fonte: Autoria própria.

O Resistor R apresentado na Figura 16 pode ser definido de acordo com a equação (10).

$$R = \frac{V_{cc} - V_d}{I_{max}} \quad (10)$$

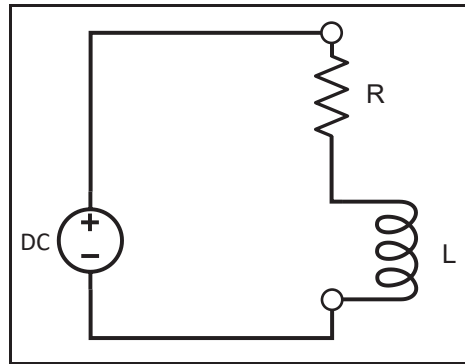
Aplicando a equação (10), obtém-se a resistência mínima aceitável para o valor de R como sendo 150  $\Omega$ . Para não utilizar correntes próximas da corrente de saturação do *led*, optou-se por utilizar um resistor de 220  $\Omega$ . Nesse caso a corrente que circulará pelo *led* será de aproximadamente 13 mA.

### 3.6.2 Acionamento dos relés e *buzzer*

O DSI deverá acionar 4 relés de 24 VCC com 0,5 W cada. Nesse caso, estes não podem ser acionados diretamente pela saída do microcontrolador. A Figura 17 representa o circuito equivalente de uma bobina de um relé acionada por uma fonte de tensão contínua, assim como no projeto.

Quando o circuito é desenergizado, a corrente no indutor não muda instantaneamente. Considerando a eminência da desenergização, ainda existe uma corrente  $I_0$  circulando por L. De acordo com [11] a energia armazenada no indutor é dada pela equação (11).

$$w = \frac{1}{2} LI_0^2. \quad (11)$$

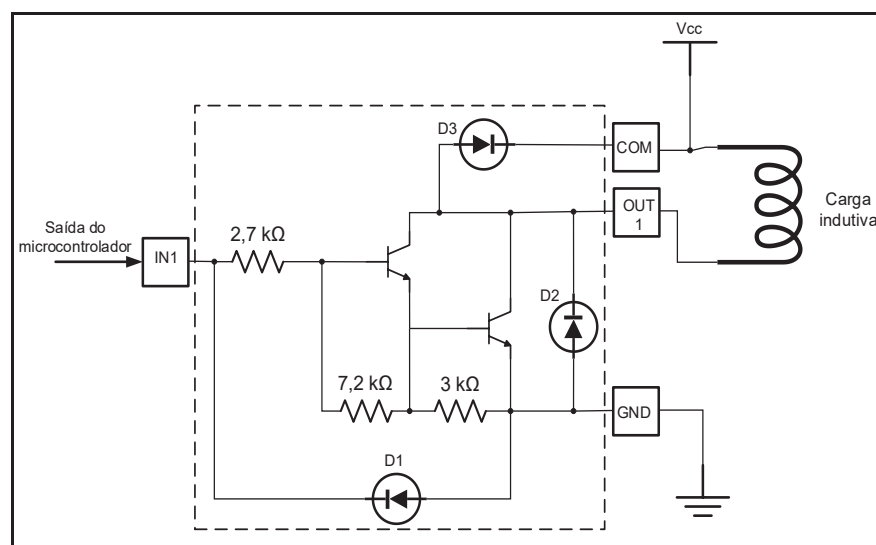


**Figura 17: Representação do circuito equivalente de um relé.**  
 Fonte: Autoria própria.

Portanto, no momento da abertura do circuito, haverá uma indução de uma tensão reversa, podendo atingir valores de tensão acima dos suportados pelo circuito de acionamento, causando danos ao mesmo.

Já o *buzzer* utilizado no projeto necessita de uma corrente de 30 mA para emitir sons adequadamente. Porém, as saídas do microcontrolador possuem limite máximo de corrente de 20 mA. Logo, o *buzzer* não pode ser acionado pela saída do microcontrolador.

Devido a estes fatores, optou-se por utilizar o circuito integrado ULN2003A [12] para o acionamento dos relés e do *buzzer*. Este circuito integrado consiste em um conjunto com sete transistores Darlington como mostrados na Figura 18 na região demarcada pelo retângulo tracejado. O ULN2003A é ideal para o acionamento de relés, bobinas e lâmpadas com corrente de até 500 mA.

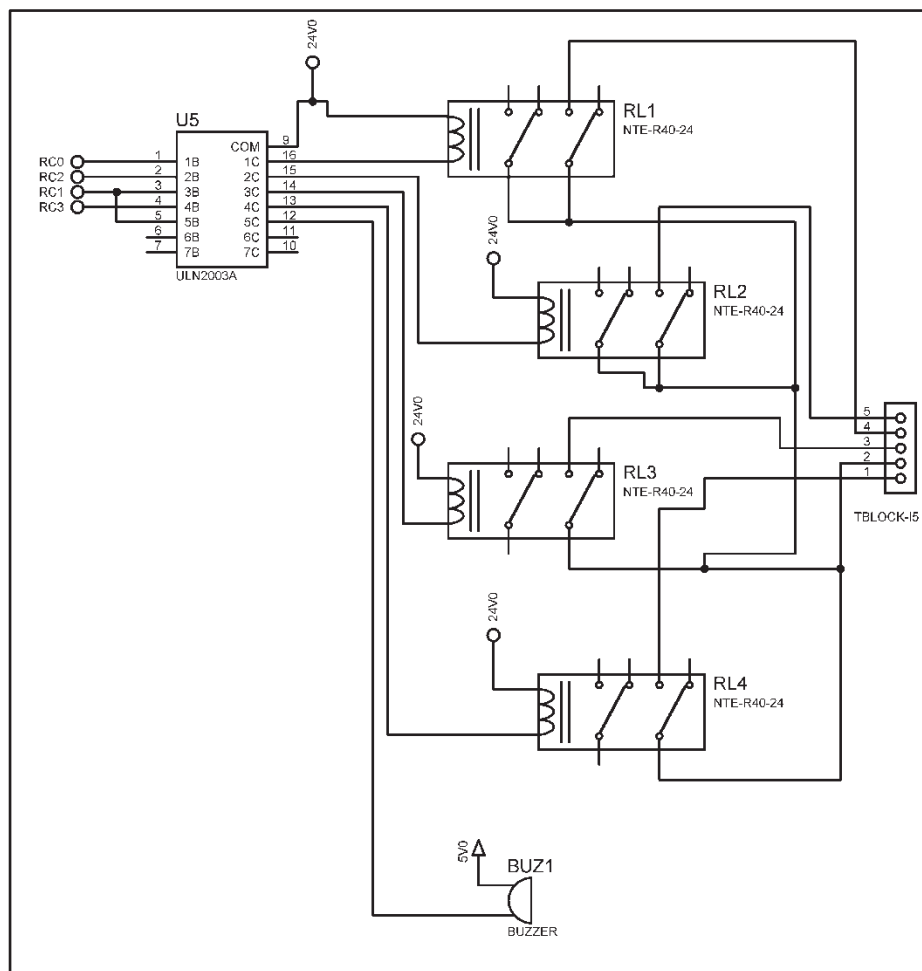


**Figura 18: Configuração Darlington do ULN2003A acionando uma carga.**  
 Fonte: Autoria própria.

Esta configuração de ligação apresentada na Figura 18 cria o efeito de um único transistor com um ganho de corrente muito alto, na ordem de 10.000 A/A. O alto ganho do componente permite uma corrente de carga na ordem de 300 mA com uma corrente de entrada na ordem de 0,5 mA. Essa condição é ideal para acionamentos de cargas elevadas através de saídas de microcontroladores por exemplo.

Além do benefício do alto ganho, o componente possui três diodos para proteção contra surtos. O D3 é usado para suprimir o retorno de tensão reversa causadas pelas bobinas. Nesse caso, a energia armazenada na bobina flui através de D3 para o terminal COM. Em condições normais os diodos D1 e D2 estão polarizados reversamente e protegem o circuito do componente mediante a correntes parasitas.

A Figura 19 representa o circuito de acionamento dos relés e do *buzzer* utilizados no projeto. Os terminais RC0 a RC3 são saídas do microcontrolador e o terminal TBLOCK-I5 é o terminal de ligação para sinais externos ao dispositivo.



**Figura 19: Circuito de acionamento dos relés e do *buzzer*.**  
**Fonte: Autoria própria**

### 3.7 DEFINIÇÃO DO MICROCONTROLADOR

A escolha do microcontrolador foi feita baseada nas condições mínimas necessárias para o projeto, apresentadas no item 2.2.2. O dispositivo deverá possuir ao menos 11 I/O digitais, 2 delas utilizadas para os botões de programação, 5 para acionamentos no *display* LCD e 4 para acionamentos das lâmpadas de sinalização e alarme sonoro. Deverá também possuir dois conversores A/D com resolução de 10 *bits*, um para a leitura da tensão referente a resistência de isolamento e outro para a leitura da temperatura. Também deverá conter funções como *timers*. Visando futuras implementações, será considerada a necessidade de comunicação *serial* e de mais duas entradas A/D com resolução de 10 *bits*. Isto possibilitará a elaboração de funções como a coleta de dados para um supervisor, a comunicação entre dispositivos e a identificação de qual equipamento está em falha.

#### 3.7.1 Microcontrolador adotado no projeto

Para cumprir os requisitos apresentados no item anterior, optou-se pela utilização do microcontrolador PIC16F876A no qual a representação de sua pinagem está apresentada na Figura 20.

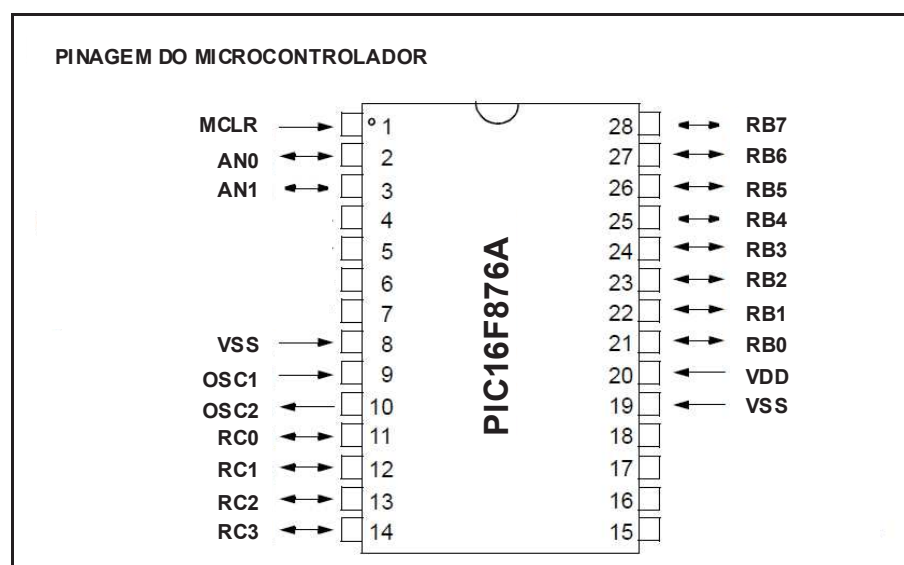


Figura 20: Pinagem do microcontrolador PIC16F876A utilizado no projeto.  
Fonte: Adaptado de [9].

Grande parte de seus pinos podem ser configurados tanto como entrada quanto como saída. O PORTA possui 6 I/O, o PORTB possui 8 I/O, assim como o PORTC, obtendo um total de 22 pinos I/O. Alguns desses pinos possuem mais de uma função, por exemplo, o pino 2 pode ser configurado como I/O digital ou entrada analógica.

O PORTA é uma porta bidirecional, ou seja, pode atuar tanto como porta de entrada, tendo interação com circuitos externos, tanto como porta de saída, transmitindo informações para circuitos externos. O direcionamento do PORTA é realizado pelo registrador TRISA. Atribuindo um *bit* de TRISA igual a 1, o PORTA corresponderá a um pino de entrada (i.e., colocando a correspondente saída do microcontrolador em alta impedância). Por outro lado, atribuindo 0 a TRISA fará com que o PORTA trabalhe como uma saída.

As entradas analógicas do microcontrolador podem ser configuradas nos pinos I/O do PORTA através do registrador ADCON1. Vale salientar que mesmo havendo 5 entradas analógicas, o conversor A/D efetua somente a leitura de uma entrada analógica configurada através dos bits CHS1 e CHS0 do registrador ADCON0 e do *bit* de seleção de *clock* de conversão A/D ADCS2 do registrador ADCON1.

A conversão A/D necessita de um determinado tempo para ser finalizada. Portanto, faz-se necessário o uso do *bit* 2 do registrador ADCON0. Esse *bit* indica se o processo de conversão foi finalizado ou está em andamento.

Os pinos 0 e 1 do PORTA foram utilizados para leitura do sensor de temperatura do transformador e para a leitura do sinal de saída do medidor de isolamento permanente. Os outros quatro pinos foram deixados como reserva para utilização em projetos futuros.

Diferentemente do PORTA, o PORTB possui tamanho de 8 *bits* pois dispõe de 8 pinos I/O bidirecionais. Os *bits* do registrador TRISB, quando definidos como 1, ajustam os *bits* de PORTB como entrada e quando definidos como 0, ajustam os pinos de PORTB como saída. Esta porta também acumula outras funções específicas como a de programação interna do software do microcontrolador e também a de comunicação serial.

Os pinos do PORTB foram utilizados no projeto para o acionamento do *display* LCD, para a comunicação com o computador e para programação do microcontrolador. Os dois pinos I/O restantes ficaram como pinos reserva para a utilização em projetos futuros.



Semelhantemente ao PORTB, o PORTC também tem tamanho de 8 *bits* e pinos I/O bidirecionais. Os *bits* do registrador TRISC definidos como 1 ajustam os *bits* de PORTC como entrada. Já quando os *bits* do registrador TRISC são iguais a 0, ajustam os pinos de PORTC como saída. Dentre as funções que podem ser configuradas para o PORTC está a entrada ou saída para osciladores de *timers* internos, funções de comparação entre entrada, saída de PWM, configuração para comunicação *serial* síncrona e assíncrona.

Apesar da diversidade de funções que podem realizadas pelo PORTC, seus pinos somente foram utilizados para o acionamento dos relés, do *buzzer*, dos *leds* de sinalização e também para a leitura dos botões de interface com o usuário do dispositivo. Dois pinos I/O foram deixados como reserva para utilização em projetos futuros.

Estas informações apresentadas caracterizam as principais configurações que foram realizadas para possibilitar a utilização do microcontrolador. Demais informações a respeito do microcontrolador podem ser obtidas na folha de dados do componente [9].

### 3.8 O DISPLAY LCD

Para a apresentação do valor da resistência de isolamento medida e o valor da temperatura no transformador, optou-se pela utilização de um display LCD (*Liquid Crystal Display*) de 2 linhas de 16 caracteres. Esse é um *display* amplamente utilizado no projeto de dispositivos devido a facilidade de utilização e baixo custo. A Figura 25 mostra o desenho do *display* e a disposição dos terminais.

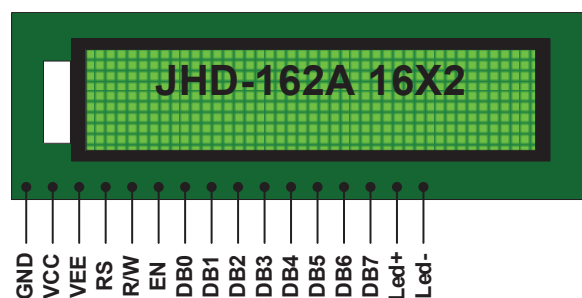


Figura 21: Representação do *display* LCD utilizado no projeto.  
Fonte: Autoria própria.

A relação das funções de cada terminal do *display* LCD apresentado na Figura 25 estão demonstradas na Figura 26. Demais informações podem ser obtidas em [13].

Pino	Nome	Função
1	VSS	Terra do componente
2	VCC	Fonte de tensão para a lógica
3	VEE	Fonte de tensão do contraste do LCD
4	RS	Seleção do registrador
5	R/W	Leitura/escrita
6	E	Habilitação do dispositivo
7	DB0	Bit 0
8	DB1	Bit 1
9	DB2	Bit 2
10	DB3	Bit 3
11	DB4	Bit 4
12	DB5	Bit 5
13	DB6	Bit 6
14	DB7	Bit 7
15	Led+	Ânodo do <i>led</i> de fundo
16	Led-	Cátodo do <i>led</i> de fundo

Figura 22: Relação dos pinos do *display* com suas respectivas funções.

Fonte: Autoria própria.

### 3.9 O CÓDIGO DO MICROCONTROLADOR

O código criado para o dispositivo supervisor de isolamento abrange etapas que vão da leitura dos sinais de temperatura, isolamento e botões até a atuação de alarmes e acionamento do *display*. Apesar de ter sido desenvolvido na linguagem C, optou-se por sua apresentação em forma de fluxograma, pois facilita o entendimento e dá uma ideia ampla do processo de funcionamento do dispositivo. O fluxograma relativo ao código pode ser verificado na Figura 23.

Após as rotinas de inicialização do programa, que engloba a declaração das variáveis e dos protótipos das funções, o código entra em um *loop* infinito. Nesse *loop* incrementa-se o tempo de varredura, lê-se as teclas e os sinais A/D e testa-se o estouro do tempo de varredura. Caso não tenha ocorrido o estouro, repete-se as etapas de incremento e leitura.

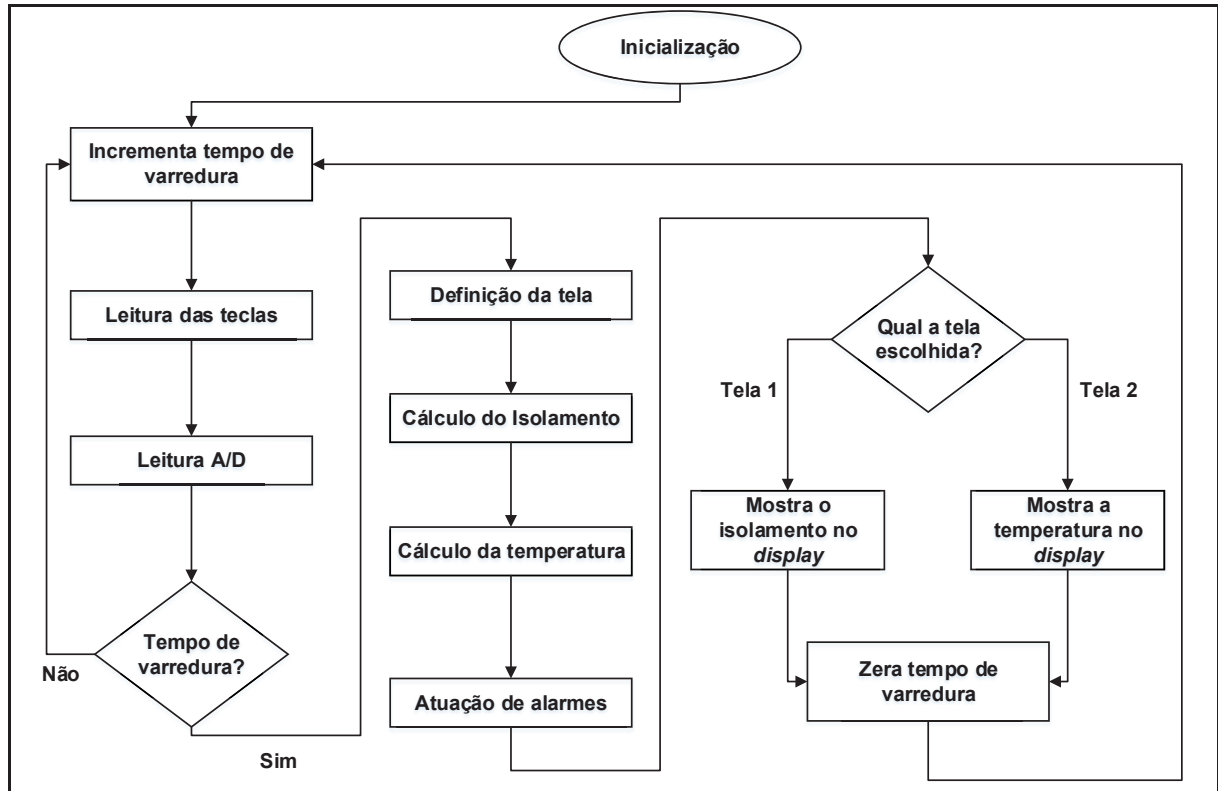


Figura 23: Fluxograma de funcionamento do DSI.  
Fonte: Autoria própria.

Ocorrido o estouro do tempo de varredura, define-se a tela a mostrar no display de acordo com a leitura dos botões, calcula-se a resistência de isolamento e a temperatura de acordo com os valores obtidos pelo conversor A/D e são atuadas as saídas referentes à condição atual do sistema. Posteriormente, de acordo com a definição da tela, mostra-se a temperatura ou a resistência de isolamento no *display* LCD. Por fim, zera-se a variável de tempo de varredura e retorna-se para a etapa do início do *loop*.

### 3.10 SIMULAÇÃO DOS CIRCUITOS

É de extrema necessidade o uso de programas computacionais para a simulação dos circuitos eletrônicos. Existem diversos softwares no mercado que podem gerar simulações precisas. Com a utilização dessas ferramentas obtém-se vantagens como a redução de custos de projeto e o melhor aproveitamento do tempo.

O circuito completo, incluindo o microcontrolador, o *display*, a medição de temperatura e o circuito de medição de isolamento permanente foram simulados no

*software* Proteus Design Suit, desenvolvido pela empresa Labcenter Electronics Ltd. Esse *software* é uma ferramenta de desenvolvimento de circuitos eletrônicos que contempla desde a simulação do circuito até o desenvolvimento da PCB.

### 3.10.1 Simulação do circuito com o Proteus

Inicialmente o projeto do DSI foi implementado no *software* Proteus. Projetou-se o sistema de medição de isolamento permanente, o condicionamento do sinal para entrada do microcontrolador, o circuito de acionamento das saídas e a interface de interação com o usuário, a qual é composta pelos botões e *display* LCD. Logo após, iniciou-se o processo de implementação do código do microcontrolador, já que o Proteus também dá suporte para a execução e depuração de códigos através de um microcontrolador virtual. O circuito apresentado na Figura 24 foi usado na simulação do DSI e é a base do projeto físico.

O circuito da Figura 24 funciona da seguinte maneira: O regulador de tensão ISO12V injeta tensão contínua nos terminais de saída do transformador TR1 através dos resistores R2 e R4. Esse transformador, junto com a fonte de tensão alternada V1 e o resistor R3, representam um sistema IT-médico. Os terminais POT1 e POT2 do potenciômetro RV1 estão ligando uma das fases de saída do transformador ao condutor terra, ou seja, representando a resistência de isolamento das fases com o aterramento.

Em condições de funcionamento normal do sistema, a chave SW1 está aberta não ocorrendo circulação de corrente pelos resistores R2 e R4. Já quando a chave SW1 está fechada, a resistência ajustada em RV1 fecha a malha do circuito causando uma circulação de corrente elétrica e uma queda de tensão sobre o resistor R2. Através dessa queda de tensão sobre o resistor que será obtido o valor de RF.

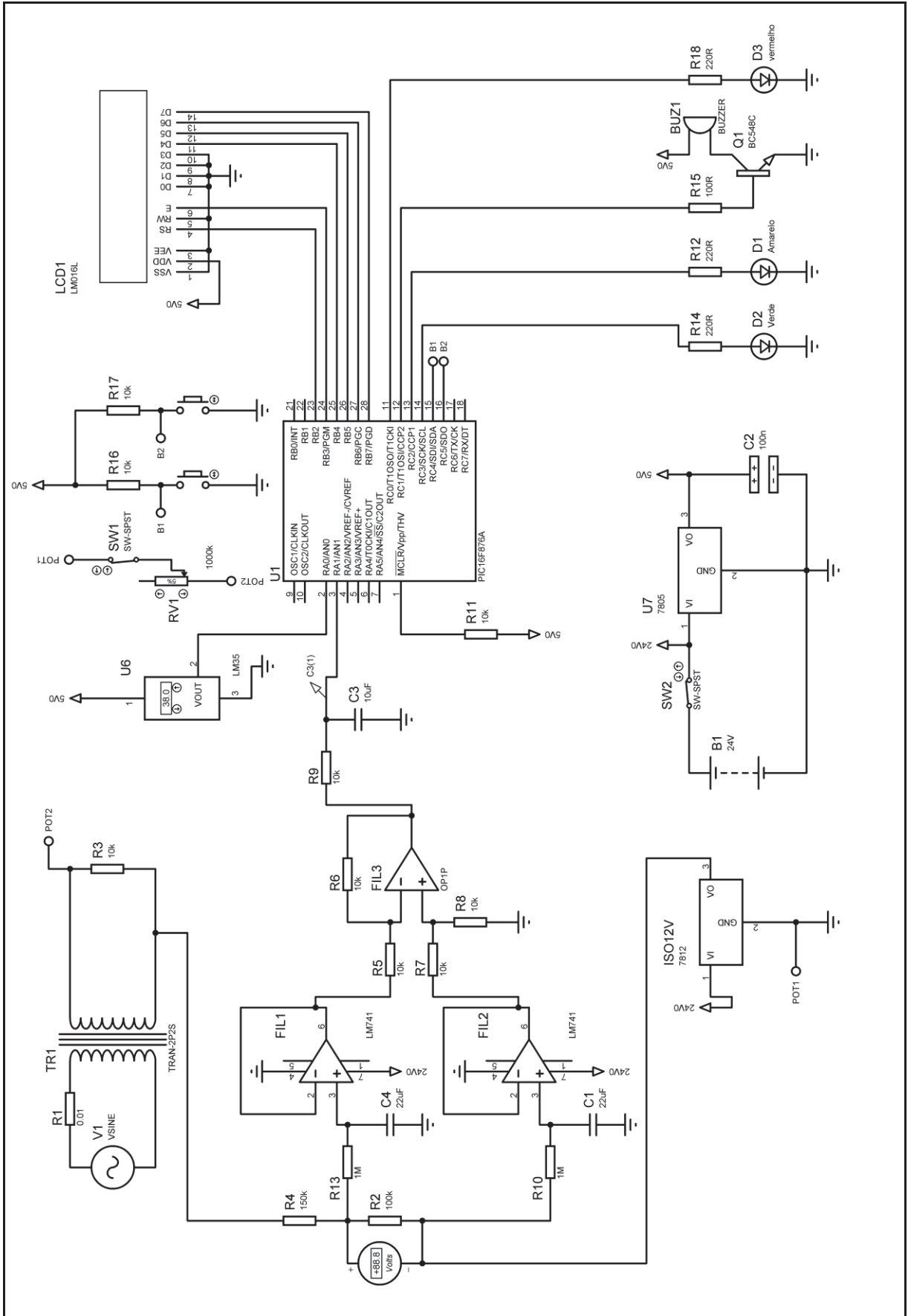
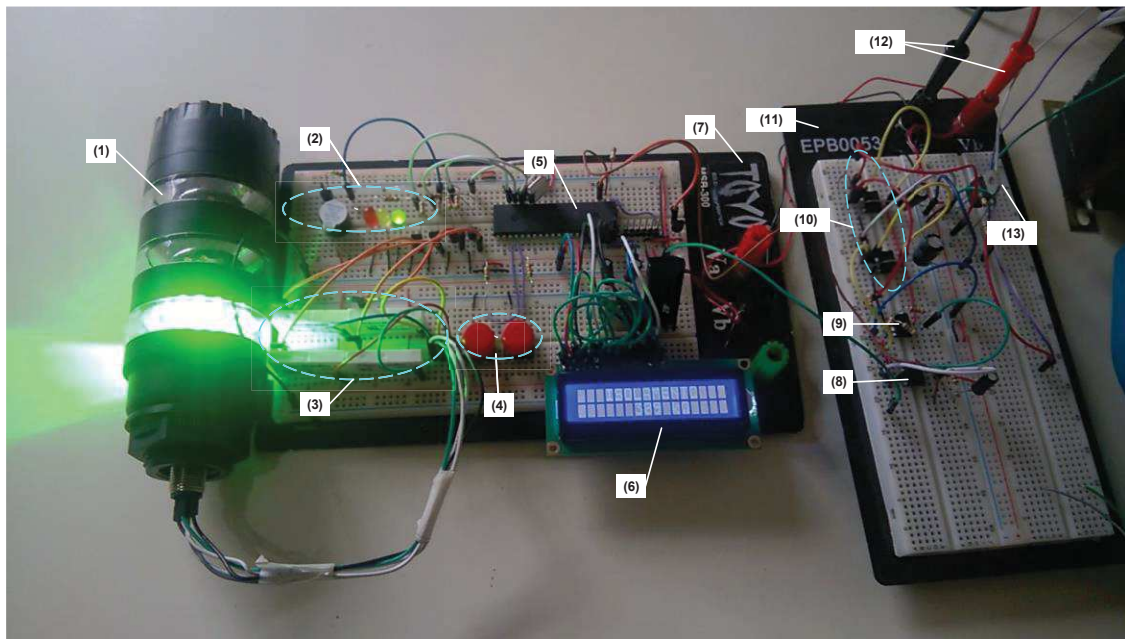


Figura 24: Circuito implementado para simulação do DSI no Proteus.  
 Fonte: Autoria própria.

### 3.11 MONTAGEM DO PROJETO NA *PROTOBOARD*

Inicialmente, a montagem do circuito prático se fez através da utilização de duas *protoboards*. O circuito montado foi similar ao utilizado nas simulações, somente sendo acrescentado relés para o acionamento dos sinais luminosos e sonoros do campo. A Figura 25 apresenta o circuito montado.



**Figura 25: Circuito prático do DSI montado em *protoboards*.**  
**Fonte: Autoria própria.**

Na Figura 25 estão identificados os principais itens do projeto. Esses itens serão listados a seguir:

1. Conjunto de sinalização sonoro e luminoso, responsável pela indicação de falhas externas ao dispositivo;
2. *Leds* e *buzzer*, responsáveis pela indicação de falhas no dispositivo;
3. Relés para acionamento dos sinais externos ao dispositivo;
4. Botões do dispositivo, responsáveis pelo reconhecimento de alarmes e alternância de telas;
5. PIC16F877A, microcontrolador inicialmente utilizado no projeto;
6. *Display* LCD;
7. *Protoboard* com circuito de condicionamento e processamento do sinal e acionamento das saídas;

8. Circuito seguidor de tensão com LM741;
9. Circuito comparador com LM741;
10. Circuito de filtragem com LM741;
11. *Protoboard* com circuito de medição de isolamento permanente;
12. Alimentação 24 VCC para o sistema;
13. Regulador de tensão LM7812;

### 3.12 OTIMIZAÇÃO DO CIRCUITO

Com o objetivo de otimizar o circuito, procurou-se alternativas para reduzir a quantidade de componentes utilizados e conseqüentemente diminuir o tamanho da placa eletrônica, assim como o custo de produção do dispositivo. As seguintes medidas foram tomadas como forma de otimização do circuito. Essas medidas estão listadas a seguir:

- a. Substituição de 5 resistores, 5 transistores BC548C e 4 diodos 1N4007 utilizados no acionamento dos relés e do *buzzer*, pelo circuito integrado ULN2003A.
- b. Substituição dos 4 amplificadores operacionais LM741 pelo amplificador operacional TL084, que é um circuito integrado com 4 amplificadores operacionais;
- c. Substituição do microcontrolador PIC16F877A, que possui 40 pinos, pelo PIC16F876A que possui 28 pinos;

A economia resultante com as alterações no circuito foi de aproximadamente 7,00 reais, que representado 22% com relação ao preço dos componentes usados antes da alteração.

As dimensões da placa eletrônica, sem as modificações, seriam de 118 mm de largura por 116 mm de altura. Após as modificações, reduziu-se as dimensões da placa para 100 mm de largura por 75 mm de altura. A diferença das dimensões representa uma redução de 45% da área, também reduzindo o custo de confecção da placa.

### 3.13 DESENVOLVIMENTO DA PLACA ELETRÔNICA

O *software* Proteus possibilita a criação de placas de circuito impresso (do inglês, *Printed Circuit Board – PCB*). Para isso, definiu-se todos os modelos de itens a serem utilizados, tanto os componentes, quanto os terminais, conectores e bornes.

Foi feita a montagem fiel do circuito eletrônico no ambiente de programação. No *layout* de criação da PCB foram posicionados os componentes e feitas as ligações adequadas. Também foram adicionados terminais de entrada e saída necessários e criadas malhas de aterramento para proteção do circuito contra indução eletromagnética. A Figura 26 mostra o *layout* finalizado e a Figura 27 mostra a visualização 3D com os componentes.

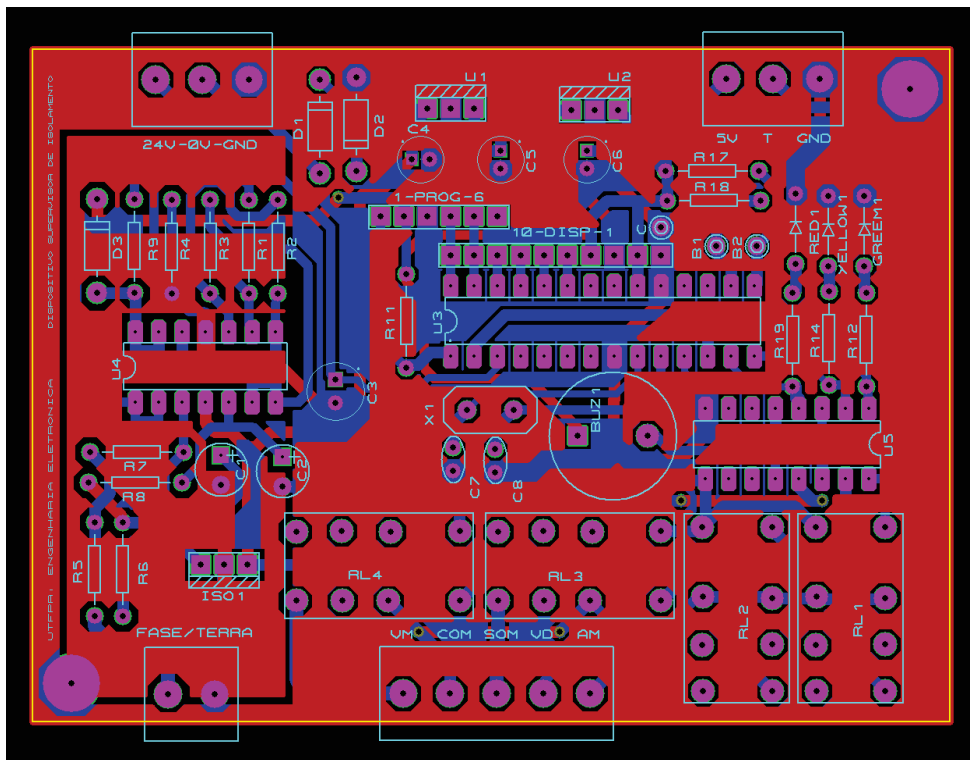


Figura 26: *Layout* da PCD criada no *software* Proteus.  
Fonte: Autoria própria.



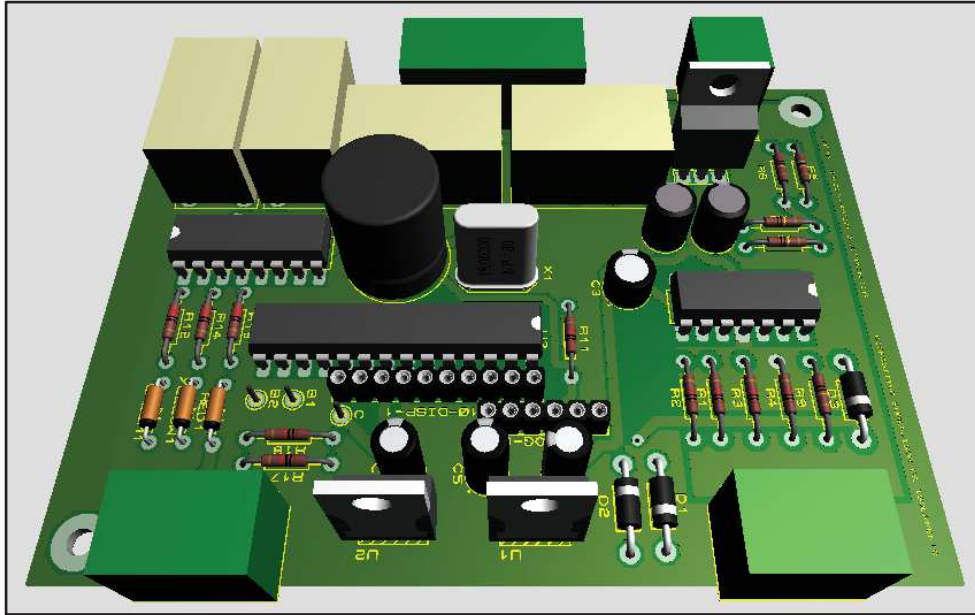


Figura 27: Visualização 3D da PBC com os componentes gerada no Proteus.  
Fonte: Autoria própria.

Após a conclusão do *layout*, os arquivos pertinentes foram encaminhados para uma empresa especializada em criação e desenvolvimento de placas eletrônicas. Essa empresa realizou a confecção das placas que estão mostradas na Figura 28, sendo a placa (a) a parte superior e a placa (b) é a parte inferior.

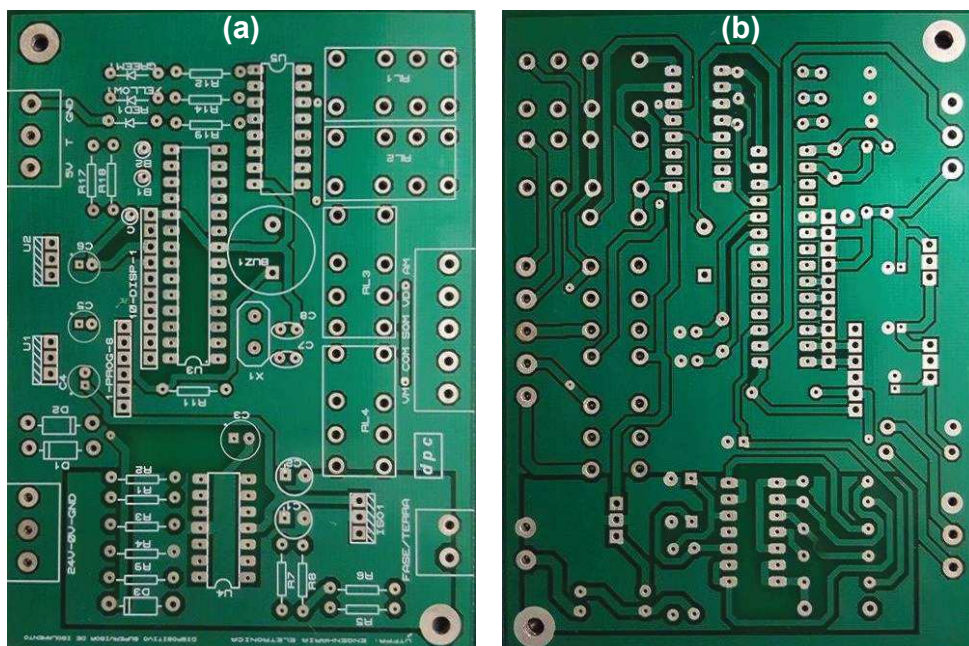
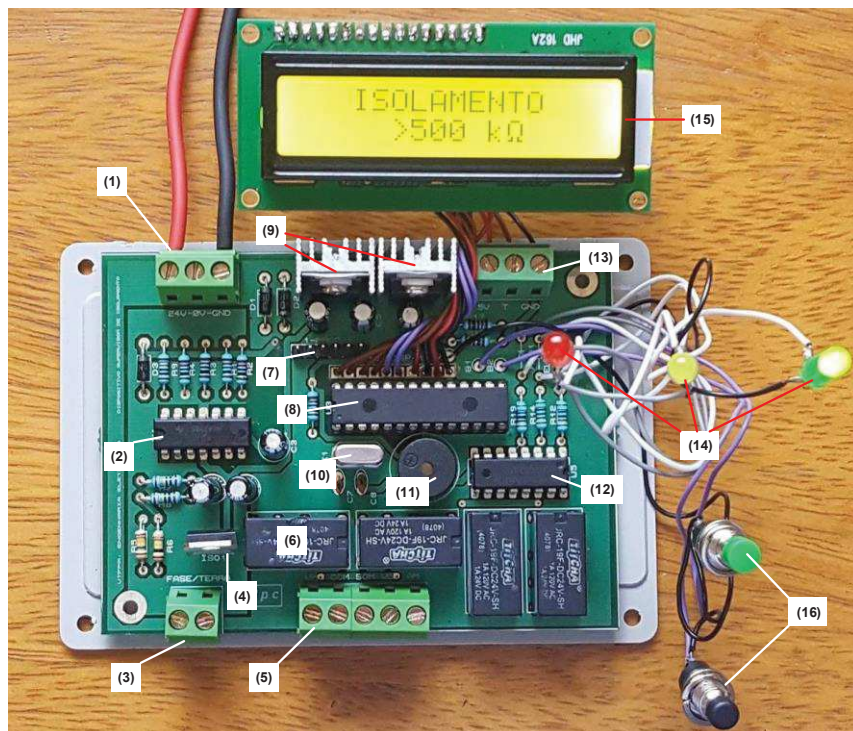


Figura 28: (a) Parte superior da placa, (b) parte inferior da placa.  
Fonte: Autoria própria

Posteriormente, iniciou-se o processo de testes das trilhas. Com o auxílio de um multímetro, mediu-se todas as terminações a procura de curto-circuito ou mesmo baixa resistência entre as trilhas. Após os testes iniciou-se o processo de montagem do dispositivo

### 3.14 MONTAGEM DO DSI

No processo de montagem do DSI, os componentes foram colocados em suas devidas posições para posterior soldagem. A soldagem foi efetuada com o auxílio de um ferro de solda no processo manual. A Figura 29 mostra a placa eletrônica com os componentes montados.



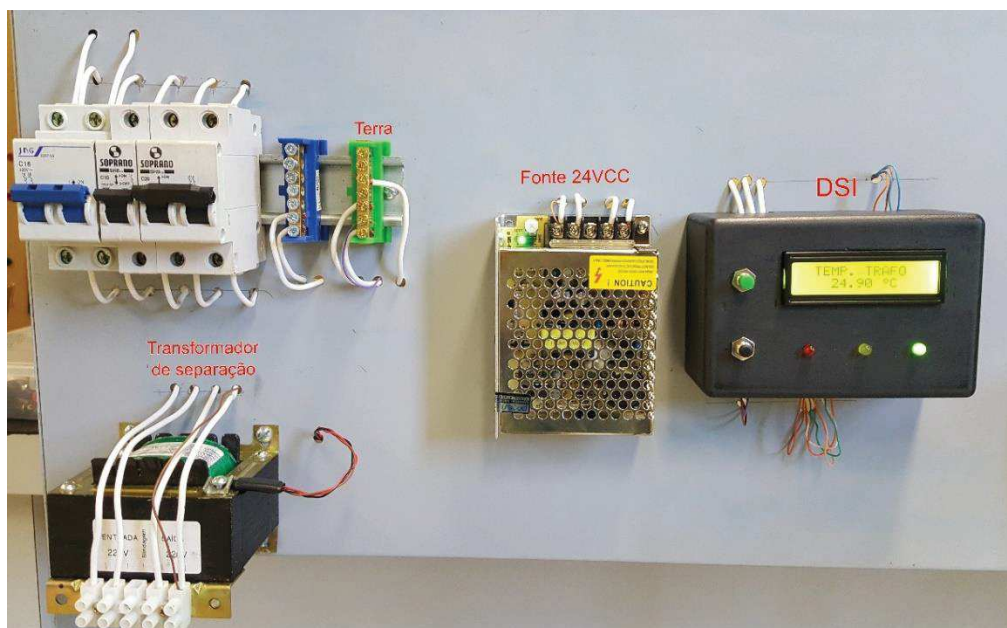
**Figura 29: Placa eletrônica com os componentes montados.**  
Fonte: Autoria própria.

Na Figura 29 estão indicados os itens mais relevantes do circuito eletrônico montado do projeto. Esses itens serão listados a seguir:

1. Borne de entrada de alimentação 24 VCC do DSI;
2. Amplificador operacional TL084;

3. Borne de entrada de medição da rede IT;
4. LM7812 que injeta tensão 12 VCC na rede IT;
5. Borne de conexão da sinalização externa ao dispositivo;
6. Relé utilizado para acionar sinalização externa;
7. Terminais para configuração do microcontrolador;
8. Microcontrolador PIC16F876A;
9. Conjunto condicionador de tensão para o microcontrolador;
10. Cristal oscilador de 16 MHz.
11. *Buzzer*;
12. Circuito integrado ULN2003A;
13. Conector do sensor de temperatura;
14. *Leds* de indicação de estado do dispositivo;
15. *Display* LCD de 16X2;
16. Botões de interface;

Após a montagem dos componentes, optou-se por confeccionar um enclausuramento para conter a placa, o *display* e os botões. Foi utilizado uma caixa plástica e criado na mesma os orifícios necessários. Também montou-se um sistema IT-médico em bancada, sendo este apresentado na Figura 30. Esse sistema está sendo monitorado pelo DSI desenvolvido.



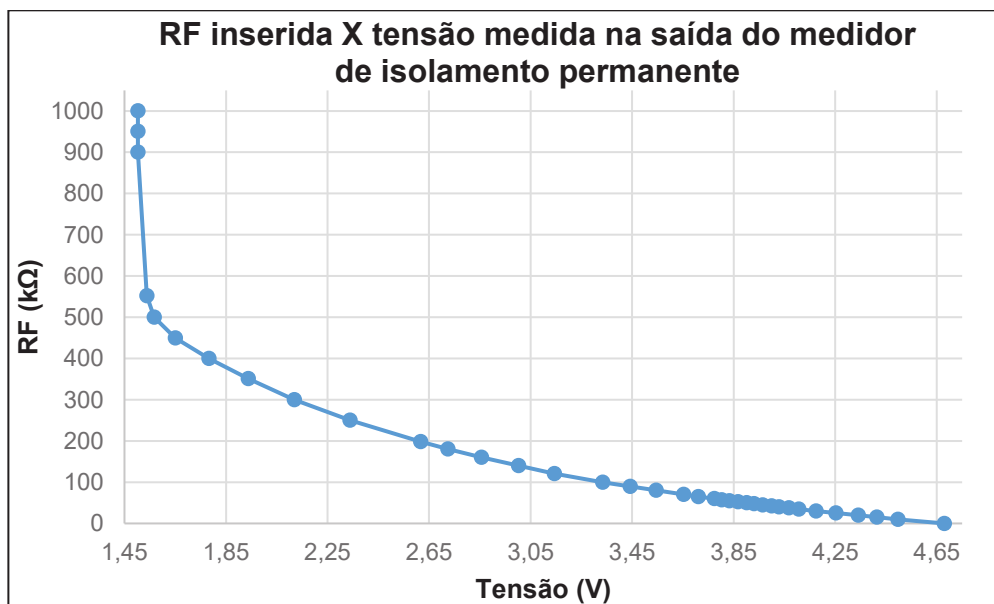
**Figura 30: Dispositivo supervisor de isolamento completo.**  
Fonte: Autora própria.

## 4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Após a conclusão da montagem do DSI e do sistema IT-médico em bancada, foram realizadas medições para a calibração e testes. Estes tiveram o objetivo de verificar se o dispositivo se adequaria aos requisitos básicos mostrados no item 2.2.2. As medições e os testes foram efetuados em ambiente seco climatizado com temperatura de 20 °C.

### 4.1 CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO

Para a calibração do dispositivo, foram coletadas amostras de tensão na saída do circuito medidor de isolamento permanente mediante a inserção de resistências de fuga RF conhecidas, entre uma fase de saída do transformador de separação e o condutor terra. Ou seja, foram simuladas falhas de isolamento e medidas as tensões resultantes da saída do circuito medidor. A cada inserção de RF, aguardou-se o tempo de 92 segundos calculado no item 3.2.3, para se efetuar a medição da tensão. A Figura 31 mostra um gráfico que relaciona os valores de RF pela tensão de saída do medidor de isolamento permanente.

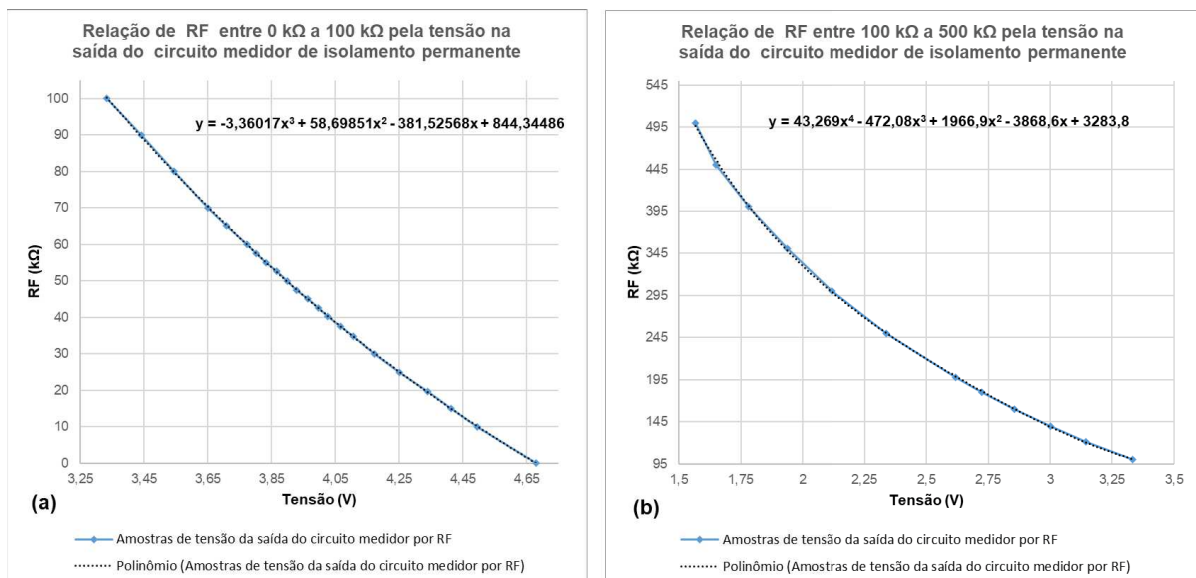


**Figura 31: Tensão na saída do circuito medidor pela resistência de isolamento RF.**  
**Fonte: Autoria própria.**

Analisando-se o gráfico da Figura 31, observa-se uma saturação da medição para valores acima de 500 kΩ. A saturação ocorreu nesse patamar de resistência devido ao nível de isolamento entre as trilhas da placa eletrônica, sendo que a proximidade entre as trilhas, o acabamento da placa e até mesmo o verniz utilizado podem influenciar na isolação. Nesse caso, ajustou-se no código o valor máximo a se mostrar a resistência de isolamento como sendo de 500 kΩ. Valores acima desses serão mostrados no *display* como “Isolamento >500 kΩ”.

As amostras mostradas na Figura 31 também foram utilizadas para gerar polinômios para calcular o valor de RF. Com o objetivo de simplificar o cálculo de RF pelo microcontrolador, foram gerados dois polinômios, o primeiro para cálculo de RF quando o valor de tensão medido for maior que 3,33 V, que são os valores de RF menores que 100 kΩ (Figura 32 (a)) e o segundo quando o valor de tensão medido for menor que 3,33 V que são os valores de RF maiores que 100 kΩ (Figura 32 (b)).

Caso fosse usado somente um polinômio para representar os valores de RF de 0 kΩ a 500 kΩ, seu grau deveria ser maior que 6 para desempenhar a mesma coerência com as amostras, desempenhados pelos polinômios da Figura 32. Esse aumento no grau do polinômio representaria mais cálculos matemáticos a serem realizados pelo microcontrolador.

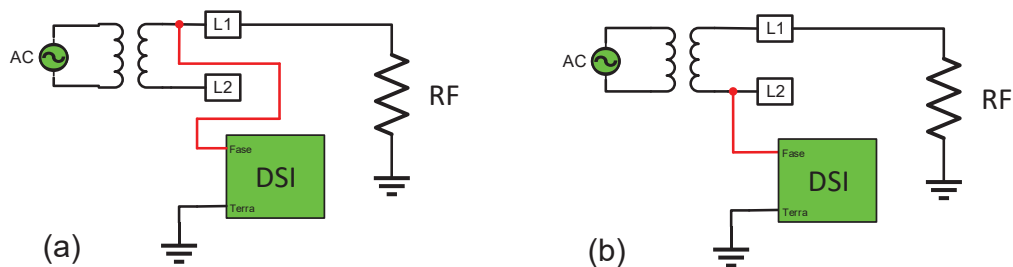


**Figura 32: Relação de RF pela tensão de saída do medidor de isolamento permanente para (a): valores de RF menores que 100 kΩ, (b): valores de RF de 100 kΩ a 500 kΩ.**

Fonte: Autoria própria.

## 4.2 TESTE DE MEDIÇÃO DE RF

Após efetuar a calibração, foram efetuadas medidas em torno do valor crítico estipulado pela norma NBR 13534 [4]. Os valores dos resistores foram escolhidos na faixa de 10 k $\Omega$  a 100 k $\Omega$ , acrescentando-se 10 k $\Omega$  a cada medida e aguardando 92 segundos para coletar a tensão. A resolução de medição ajustada no DSI é de 1 k $\Omega$ . O circuito ilustrativo do procedimento realizado nos testes de medição está representado na Figura 33.



**Figura 33:** Medição na mesma fase que RF (a) e na fase oposta que RF (b).  
Fonte: Autoria própria.

A Figura 34 mostra os dados coletados a partir do procedimento citado anteriormente.

Valor de RF (k $\Omega$ )	Primeira medição (k $\Omega$ )		Segunda medição (k $\Omega$ )		Terceira medição (k $\Omega$ )		Média (k $\Omega$ )	
	L1	L2	L1	L2	L1	L2	L1	L2
10	11	9	10	8	10	8	10,33	8,33
20	20	18	20	18	21	19	20,33	18,33
30	31	28	30	29	30	28	30,33	28,33
40	41	39	40	38	40	39	40,33	38,67
50	50	49	51	50	50	49	50,33	49,33
60	60	59	60	59	61	60	60,33	59,33
70	70	69	71	70	70	69	70,33	69,33
80	80	79	81	79	80	78	80,33	78,67
90	90	89	90	89	90	88	90,00	88,67
100	100	99	100	98	99	98	99,67	98,33

**Figura 34:** Indicação da resistência de isolamento no DSI de acordo com o valor de RF inserido entre a fase L1 e o condutor terra ou entre L2 e o condutor terra.  
Fonte: Autoria própria.

Foram inseridas as resistências de isolamento RF em ambas as fases L1 e L2, em uma de cada vez. Quando o ponto de medição do DSI é ligado à mesma fase que foi inserido RF (Figura 33.a), o valor médio medido pelo DSI correspondeu à

resistência inserida considerando o arredondamento do valor. Já quando o ponto de medição do DSI é ligado na fase oposta à que foi inserido RF (Figura 33.b), o valor médio medido pelo DSI ficou entre  $1\text{k}\Omega$  a  $2\text{k}\Omega$  menor que o valor da resistência.

#### 4.3 VERIFICAÇÃO DOS REQUISITOS DA NORMA NBR-13534

Continuando os testes, com o sistema IT ligado em 220 V, foi medida a corrente AC entre a fase L1 em curto-circuito com o condutor terra e, posteriormente, a fase L2 em curto-circuito com o condutor terra. Essa é a condição mais crítica, onde a corrente AC na entrada do medidor será maior. Para efetuar essa medição utilizou-se o multímetro Agilent, modelo U1252B. Ajustou-se o multímetro para medição de corrente na posição “mA” e com os *plugs* conectados nos terminais “440 mA” inseriu-se um *plug* em uma fase e outro *plug* no condutor terra do sistema IT-médico. O valor de corrente medido tanto entre L1 e o condutor terra quanto entre L2 e o condutor terra foi de 0,9 mA. A medição foi repetida por três vezes e a corrente medida continuou sendo 0,9 mA.

Através do valor da tensão sobre os terminais Fase e Terra do DSI que foi de 220 V e corrente medida pelo multímetro que foi de 0,9 mA, calculou-se a resistência entrada do medidor de isolamento do DSI como aproximadamente  $245\text{k}\Omega$ .

Confirmou-se também que o acionamento dos sinais sonoros e luminosos também condisseram com os requisitos da ABNT NBR 13534. A Figura 35 mostra a relação entre esses requisitos e os aspectos técnicos do projeto desenvolvido.

	ABNT NBR 13534	DSI Projetado
Impedância interna em corrente Alternada	Mínimo de $100\text{k}\Omega$ .	Maior que $245\text{k}\Omega$ .
Tensão de medição	Máximo de 25 VCC	12 VCC
Corrente injetada	Corrente máxima de 1 mA	Corrente máxima de 0,9 mA
Indicação de queda de resistência de isolamento	Antes ou no máximo de $50\text{k}\Omega$ .	De $10\text{k}\Omega$ a $500\text{k}\Omega$ .
Sobrecarga e elevação da temperatura do transformador	Supervisão	Supervisão e sinalização

**Figura 35: Requisitos da ABNT NBR 13534 e os aspectos técnicos do DSI desenvolvido.**

**Fonte: Autoria própria.**

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Analisando-se os resultados, constatou-se que o DSI projetado se mostrou compatível com os requisitos mínimos impostos pela NBR 13534. A resistência interna de isolamento mínima que ocorre na situação de curto circuito entre uma das fases e o condutor terra é de aproximadamente 245 k $\Omega$ , sendo que o valor mínimo admitido pela norma é de 100 k $\Omega$ . Já o valor da corrente de medição não ultrapassou 0,9 mA, ou seja, menor que o valor máximo estipulado que é de 1 mA. O dispositivo também contemplou a sinalização de falhas de isolamento de acordo com o limite mínimo de valor imposto que é de 50 k $\Omega$  e adicionalmente, contemplou a medição e a emissão de falhas temperatura do transformador, eliminando a necessidade de um dispositivo monitor de temperatura.

Os DSIs disponíveis no mercado com características similares ao DSI projetado possuem preços em uma faixa de R\$ 1200,00 a R\$ 4000,00. O custo do dispositivo projetado, incluindo os componentes, consumíveis e a confecção da placa eletrônica, ficou em torno de R\$ 202,00, sendo possível a sua redução através da produção em grande escala. Estima-se um tempo de duas horas para montar o componente, correspondendo a um valor de mão-de-obra de aproximadamente R\$ 25,00, considerando um salário mensal de R\$ 2200,00. Nesse caso, o custo de produção do DSI projetado fica em torno de R\$ 227,00 reais. Caso o produto seja vendido por R\$ 1000,00, desconsiderando os impostos, o lucro seria maior que 300%. Baseado nesses valores observa-se a viabilidade do projeto.

No contexto social, o atual projeto pode ajudar a melhorar as condições de segurança nos estabelecimentos assistenciais de saúde, já que em muitos destes o sistema IT-médico não é adotado devido ao custo do produto. A continuidade do estudo pode melhorar o projeto e desenvolver dispositivos ainda mais acessíveis economicamente.

Baseado nos argumentos apresentados, conclui-se que o objetivo principal do projeto de desenvolver um DSI que atendesse os requisitos da ABNT NBR 13534 e com viabilidade econômica foi alcançado. Assim como os objetivos específicos de projetar e desenvolver a placa eletrônica, testar o DSI em um sistema IT e medir a temperatura do transformador de separação.



## 6 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se como trabalhos futuros os seguintes itens:

- a. Melhorias no circuito medidor de isolamento permanente;
- b. Criação de um circuito para comunicação com outros dispositivos;
- c. Desenvolvimento de um dispositivo localizador de falhas que indicará em qual circuito está a fuga de isolamento;
- d. Instalação do DSI em um ambiente hospitalar.

## 7 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

[1] DOBES. Maurício I. **Estudo de Instalações Elétricas Hospitalares para Segurança e Funcionalidade de Equipamentos Eletromédicos.** Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

[2] FRIEDLANDER, G. D. **Electricity in Hospital: elimination of lethal hazards.** IEEE Spectrum SEPTEMBER, Vol. 8, pp. 40-51, EUA. 1971.

[3] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 5410:** Instalações elétricas de baixa tensão. Rio de Janeiro. 2004.

[4] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13534:** Instalações elétricas para estabelecimentos assistenciais de saúde – Requisitos de segurança. Rio de Janeiro. 2008.

[5] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **RDC nº 50:** Dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde. Diário Oficial da União, Brasília, 2002.

[6] JULLIEN, F.; HERITIER, I. **The IT earthing System (unearthed neutral) in LV.** Cahier technique no. 178. França. 1999.

[7] BOYLESTAD, Robert L.; NASHELSKY, Louis. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos.** 8. ed. São Paulo, SP: Pearson Prentice Hall, 2004, ISBN: 8587918222.

[8] SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth Carless. **Microeletrônica.** 5.ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2007, ISBN: 9788576050223.

[9] Microchip Technology Inc., **"PIC16F87XA Data Sheet"**, 2007, DS39582B.

[10] NTE Electronics Inc., "NTE3019 Light Emitting Diode (LED) Red Diffused, 5mm".

[11] SADIKU, MATTHEW.N.O. **Fundamento de circuitos elétricos.** 3. ed. São Paulo: BOOKMAN, 2008.

[12] Texas Instruments Inc., “**ULN200x, ULQ200x High-Voltage, High-Current Darlington Transistor Arrays**”, 1976, SLRS0270.

[13] Sunrom Electronics, “**LCD module JHD162A**”, 2004. Disponível em: <<http://www.sunrom.com/p/16x2-lcd-black-on-yellow>>.

**APÊNDICE A:** Lista de preços dos componentes utilizados no projeto

<b>Categoria</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Valor</b>	<b>Preço unitário</b>	<b>Preço</b>
Capacitores	2	22 uF	R\$ 0,28	R\$ 0,56
Capacitores	1	10 uF	R\$ 0,20	R\$ 0,20
Capacitores	3	3,3 uF	R\$ 0,18	R\$ 0,54
Capacitores	2	22 pF	R\$ 0,12	R\$ 0,24
Resistores	7	10 kΩ	R\$ 0,12	R\$ 0,84
Resistores	1	150 kΩ	R\$ 0,12	R\$ 0,12
Resistores	2	100 kΩ	R\$ 0,12	R\$ 0,24
Resistores	2	1 MΩ	R\$ 0,12	R\$ 0,24
Resistores	3	220 Ω	R\$ 0,12	R\$ 0,36
Circuitos integrados	2	7812	R\$ 0,99	R\$ 1,98
Circuitos integrados	1	7805	R\$ 0,97	R\$ 0,97
Circuitos integrados	1	PIC16F876A	R\$ 20,16	R\$ 20,16
Circuitos integrados	1	TL084	R\$ 1,68	R\$ 1,68
Circuitos integrados	1	ULN2003A	R\$ 1,42	R\$ 1,42
<i>Buzzers</i>	1	5V	R\$ 1,84	R\$ 1,84
<i>Leds</i>	3	5mm	R\$ 0,50	R\$ 1,50
Diodos	3	1N4007	R\$ 0,06	R\$ 0,18
Conectores	1	CONN-SIL6	R\$ 1,50	R\$ 1,50
Conectores	1	CONN-SIL10	R\$ 1,60	R\$ 1,60
Conectores	3	TBLOCK-I3	R\$ 0,99	R\$ 2,97
Conectores	1	28 pinos	R\$ 3,81	R\$ 3,81
Conectores	2	TBLOCK-I2	R\$ 0,72	R\$ 1,44
Relés	4	NTE-R40-24	R\$ 8,35	R\$ 33,40
Botões de pulso	2	PBS 102105	R\$ 3,25	R\$ 6,50
Embalagem	1	Caixa 120X80	R\$ 23,62	R\$ 23,62
Placa eletrônica	1	Placa 100X75	R\$ 54,00	R\$ 54,00
<i>Display LCD</i>	1	<i>Display 16X2</i>	R\$ 38,85	R\$ 38,85
Cristal Oscilador	1	16MHz	R\$ 1,16	R\$ 1,16

**Total = R\$ 201,92**