



Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

Sistema de Segurança para o Equipamento de Ablação SOFIA

Autor: Livia Sant' Anna Alves
Orientador: Dr. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF
2017



Lívia Sant' Anna Alves

Sistema de Segurança para o Equipamento de Ablação SOFIA

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Dr. Suévia Rodrigues Fleury Rosa
Coorientador: Eng. Gilvanson Costa Cavalcante

Brasília, DF

2017

Lívia Sant' Anna Alves

Sistema de Segurança para o Equipamento de Ablação SOFIA/ Lívia Sant'
Anna Alves. – Brasília, DF, 2017-
92 p. ; 30 cm.

Orientador: Dr. Suélia Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2017.

1. Palavra-chave01. 2. Palavra-chave02. I. Dr. Suélia Rodrigues Fleury Rosa.
II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Sistema de Segurança
para o Equipamento de Ablação SOFIA

CDU 02:141:005.6

Lívia Sant' Anna Alves

Sistema de Segurança para o Equipamento de Ablação SOFIA

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 01 de junho de 2013 – Data da aprovação do trabalho:

Dr. Suélia Rodrigues Fleury Rosa
Orientador

Danilo dos Santos Oliveira

Eng. Joziane Porcino da Silva

Brasília, DF
2017

À Deus, porque Ele é bom em todo o tempo. Ele fortalece o cansado e renova as suas forças. Esteve comigo até o fim e não me deixou desanimar.

Aos meus pais, Cida e Luiz, e aos meus avós por dedicarem suas vidas para que eu alcançasse os meus sonhos, e compreenderem minha ausência pelo tempo dedicado aos estudos. Eu amo vocês!

À minha amiga Beatriz, por compartilhar tantos momentos de desânimo e desespero, e ter me feito sorrir em todos eles. Você é a melhor amiga que eu poderia ter.

Às minhas amigas Gabriela, Elaine, Rita, Maria Luciene, Thainara, Maria Tereza, Vanessa, Tássila e todos os amigos que tornaram minha graduação mais leve e me motivaram a ser uma pessoa melhor todos os dias.

Ao meu namorado Gabriel, que chegou quase no fim, mas trouxe toda a paz que eu precisava para concluir este trabalho. Obrigada por tanto carinho, amor e cuidado.

À todos vocês, o meu MUITO OBRIGADA!

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço à Universidade de Brasília, por me proporcionar um ambiente criativo e desafiador para os estudos.

Agradeço à professora e doutora Suélia e ao mestre Gilvanson, responsáveis pela orientação desse trabalho, que apoiaram cada etapa da pesquisa e contribuíram com as revisões do conteúdo, me deram todo o suporte com suas correções e incentivos. Agradeço a compreensão em momentos difíceis.

Também sou grato à uma parcela dos docentes da FGA que contribuíram para o meu desenvolvimento pessoal e profissional.

Por fim, agradeço aos colegas de equipe do projeto SOFIA, por compartilharem seus conhecimentos e experiências, durante todo o período em que trabalhamos juntos.

“Alguns homens veem as coisas como são, e dizem

‘Por quê?’

Eu sonho com as coisas que nunca foram e digo

‘Por que não?’”

(Geroge Bernard Shaw)

Resumo

A indústria de Equipamentos Eletromédicos (EEM) tem ganhado impulso desde a década de 50 e 60. Com este avanço, a utilização de tecnologias inovadoras tem acontecido em larga escala. Este fato trouxe consigo inúmeras preocupações sobre a segurança destas inovações no setor da saúde. Levando isto em consideração, este trabalho fornece uma análise sobre os principais problemas que este tipo de equipamento pode apresentar durante seu funcionamento, e o quanto essas avarias podem implicar e prejudicar a saúde dos profissionais e dos pacientes que estão em contato com estes aparelhos. Esta análise se estende até o caso do equipamento de ablação hepática SOFIA, desenvolvido pelo Laboratório de Engenharia Biomédica - LaB, na Universidade de Brasília - UnB, com o incentivo econômico do Ministério da Saúde. Este equipamento ainda não possui um módulo de segurança elétrica interna e, por isso, foi desenvolvido um sistema que identifica sobrecorrentes e sobreaquecimento de componentes, por meio de sensores específicos e do microcontrolador PIC16F628A, que habilita o acionamento do relé de proteção, responsável pela interrupção do funcionamento do SOFIA quando há identificação de corrente elevada; e o acionamento do sistema de refrigeração, que impede o sobreaquecimento do sistema. As técnicas utilizadas para o desenvolvimento deste projeto não só impactam nas aplicações para a indústria de EEM, que vem se desenvolvendo no país, mas também podem ser aplicadas em vários setores da indústria eletrônica, como é o caso, de iniciativas que envolvem o monitoramento de sistemas críticos, condições ambientais extremas e controle do acionamento de diversos circuitos.

Palavras-chaves: Sistema de segurança. Sobrecorrente. Sobreaquecimento.

Abstract

The E-Medical Equipment (EEM) industry has been gaining momentum since the 1950s and 1960s. With this advancement, the use of innovative technologies has been on a large scale. This fact has brought with it numerous concerns about the safety of these innovations in the health sector. Taking this into consideration, this paper provides an analysis over the main problems that this type of equipment may present during its operation, and how much these damages may imply and harm the health of professionals and patients who are in contact with these devices. This analysis extends to the case of the hepatic ablation equipment SOFIA, developed by the Laboratory of Biomedical Engineering - LaB, at the University of Brasília - UnB, with the economical incentive of the Ministry of Health. This equipment does not have yet an internal electrical safety module, therefore, a system was developed, which identifies overcurrent and overheating of components by means of specific sensors and the microcontroller PIC16F628A, which enables the activation of the protection relay, responsible for interrupting the operation of SOFIA when high current is detected; and the activation of the cooling system, which prevents overheating of the system. The techniques used to develop this project not only impact on the applications for the EEM industry, which has been developing in the country, but can also be applied in several sectors of the electronics industry, as is the case of initiatives that involve the monitoring of critical systems, extreme environmental conditions and control of the drive of various circuits.

Key-words: Security system. Overcurrent. Overheating.

Lista de ilustrações

Figura 1	– <i>Chip</i> do microcontrolador PIC16F628A. Esta pastilha comporta um microprocessador com instruções RISC e periféricos internos de memória, osciladores, USART, entre outros.	39
Figura 2	– Descrição da arquitetura do microcontrolador PIC16F628A, onde estão apontadas as funções correspondentes a cada pino. Pode-se observar que um mesmo pino pode ser utilizado para mais de uma função. . . .	40
Figura 3	– Etapas da conversão A/D, onde $x(t)$ é o sinal analógico; $x[n]$ é o sinal discretizado no tempo, após o processo de amostragem; $q[n]$ é o sinal quantizado; e ao final do processo de codificação, aparecem os <i>bits</i> correspondentes ao sinal analógico $x(t)$	42
Figura 4	–	43
Figura 5	– Diagrama de blocos para o método de aproximações sucessivas, onde observa-se o módulo comparador, responsável pela comparação entre a entrada analógica o valor de referência definido pela resolução do conversor A/D.	44
Figura 6	– Os pinos 2 e 3 se referem à transmissão e recepção de dados, respectivamente, no conector DB25. Já no conector DB9, o pino 2 tem a função de recepção, enquanto o pino 3, a função de transmissão. Os outros pinos são para aterramento e controle de fluxo de dados.	46
Figura 7	– Sensor de corrente de efeito Hall ACS712 para aplicações que utilizam até 20A. Este módulo possui um conector onde é fornecida a corrente de entrada, dois pinos dedicados à alimentação (VCC e GND) e um pino de saída (OUT).	48
Figura 8	– Esquemático do circuito comparador, onde IP+ e IP- são as entradas de corrente no sensor ACS712; V1OUT é tensão de saída do sensor; RV1 é um potenciômetro de 20k Ω ; o pino 2, identificado com o sinal negativo, refere-se a entrada inversora do amplificador operacional LT1014; e o pino 3, identificado com o sinal positivo, refere-se à entrada não inversora.	49
Figura 9	– Sensor de temperatura NTC 3950 de 100k Ω . Possui estabilidade de 1%, ou seja, garante que a variação da características de resistência em relação à temperatura, ao decorrer do tempo, não ultrapassará 0,1°C. Além disso, este termistor pode identificar uma faixa de temperatura que vai -40°C a 300°C.	50
Figura 10	– Experimento realizado a fim de relacionar a mudança de temperatura à sua respectiva resistência, e assim adquirir uma curva que expressa o comportamento entre essas duas variáveis.	51

Figura 11 – Divisor de tensão utilizado para adquirir as medidas de tensão referentes à variação de resistência. Por meio do conector J1, o sensor é alimentado com 5V, e as medidas de tensão são obtidas por meio do conector J2. O resistor de $27k\Omega$ foi escolhido de maneira que o divisor de tensão apresentasse uma tensão máxima de aproximadamente 3,5V, através da Equação 3.2.	52
Figura 12 – Diagrama do pinos do multiplexador analógico de quatro canais HEF4052B, onde os pinos 1, 2, 4 e 5 se referem às entradas de leitura do sensor de corrente e dos sensores de temperatura, respectivamente, enquanto o pino 3 se refere à saída conectada ao PIC16F628A.	53
Figura 13 – Módulo comparador com entradas multiplexadas. A entrada utilizada é a RA0, que está conectada à saída do multiplexador HEF4052. Desta forma, V_{IN-} receberá o valor de tensão analógica proveniente de cada sensor, enquanto V_{IN+} apresentará o valor definido pelo Módulo de Referência de Voltagem (VRCON.	54
Figura 14 – Diagrama de blocos do módulo de referência de voltagem. Este módulo apresenta 16 estágios, ou seja, por meio do V_{DD} escolhido, o valor obtido através de cada estágio é enviado como valor de referência para o processo de comparação descrito anteriormente. Cada estágio é habilita os bits VR3 a VR0 do registrador VRCON. Esta será a saída digital referente a cada entrada analógica.	54
Figura 15 – Relé eletromagnético com um contato reversível, tensão da bobina de acionamento de 12V e corrente máxima de 10A.	56
Figura 16 – Topologia utilizada para o acionamento do relé. O chaveamento depende da tensão que entra na base do transistor, que é fornecida pela porta RB1 do microcontrolador e definida por meio de programação.	56
Figura 17 – Cooler com dimensões 92 cm X 92 cm X 25 cm, tensão de 12V, consumo de 1,80W e corrente de 0,15A, velocidade 2200 RPM e ruído de 26dB.	57
Figura 18 – Topologia utilizada para o acionamento do <i>coolers</i> . O chaveamento depende da tensão que entra na base do transistor, que é fornecida pela porta RB0 do microcontrolador e definida por meio de programação.	58
Figura 19 – Fluxograma da rotina do conversor AD. Basicamente, o conversor AD utiliza um comparador, que apresenta saída igual a 1 quando a entrada analógica é maior que o valor de referência. Caso contrário, a saída será 0 e então, inicia-se um <i>loop</i> de varredura, até que o valor referente à entrada analógica seja encontrado.	61

Figura 20 – Curva característica do conversor analógico-digital implementado no PIC16F628A. Durante os experimentos, percebeu-se que a excursão de tensão na qual havia mudanças no estado do conversor ocorreu entre 0V e 3,02V.	63
Figura 21 – Fluxograma da rotina de transmissão serial. O registrador TXREG é responsável por receber a informação a ser enviada pela serial. Já o registrador PIR1 contem as informações de interrupção do sistema, e o bit chamado TXIF indica se existe ou não dados a serem transmitidos.	64
Figura 22 – Monitor serial do software utilizado para visualizar a transmissão de dados. Do lado direito, é possível observar os dados enviados no formato hexadecimal, conforme é indicado no código. Do lado esquerdo, encontra-se o carácter referente à tabela ASCII.	65
Figura 23 – Curva característica do sensor de corrente, que relaciona a corrente de entrada com a saída do módulo da Figura 13. Percebe-se que a tensão aumenta conforme a corrente também aumenta.	66
Figura 24 – Fluxograma da rotina de acionamento do relé. A flag C mencionada no fluxograma se refere a um sinalizador que indica se o resultado da operação de subtração é positivo ou negativo. Esta flag é fundamental para identificar o momento em que o relé deve ser acionado.	67
Figura 25 – Curva característica do sensor de temperatura NTC 3950 de 100kΩ. Os testes foram realizados com temperaturas entre 35°C a 84°C. Esta curva indica que a tensão identificada pelo divisor da Figura 11 aumenta proporcionalmente à temperatura.	68
Figura 26 – Fluxograma da rotina de acionamento dos <i>coolers</i> . A variável SINALLIZADOR é utilizada para que, uma vez que os <i>coolers</i> sejam ligados por meio de um sensor, estes somente desliguem quando o mesmo sensor identificar a normalização da temperatura.	69
Figura 27 – Diagrama esquemático do circuito de segurança do SOFIA. A área delimitada pela linha tracejada vermelha corresponde ao módulo do sensor de corrente; a área em azul, no módulo dos sensores de temperatura; em amarelo, encontra-se o multiplexador; em verde, está o módulo de visualização do conversor AD; em laranja, o módulo de acionamento do relé; e por fim, em violeta, encontra-se o módulo de acionamento dos <i>coolers</i>	70
Figura 28 – Face superior da PCI, projetada utilizando-se a ferramenta ARES, no software Proteus. Nesta face encontram-se todos os componentes utilizados para a construção da placa: resistores, circuitos integrados, relé e conectores.	71

Figura 29 – Face superior da PCI, projetada utilizando-se a ferramenta ARES, no software Proteus. Nesta face não existe nenhum componente, porém a maioria das soldagens para fixação se encontram aqui. A parte escura da placa, se refere ao plano de terra. 72

Lista de tabelas

Tabela 1 – Comparação entre as arquiteturas CISC e RISC quanto as suas características de operação	38
Tabela 2 – Saída do multiplexador HEF4052B, de acordo com o nível lógico das portas de seleção A0 e A1, por exemplo, quando A0=0 e A1=0, a saída apresentará o valor presente na entrada Y_{0B} . O mesmo acontece para as outras combinações de A0 e A1	53
Tabela 3 – Representação binária para um conversor AD de 4 bits, onde cada valor de referência corresponde a uma representação.	55
Tabela 4 – Representação binária para um conversor AD de 4 bits, após os testes realizados com a rotina <code>CONVERSOR_ADC</code>	62
Tabela 5 – Tabela de entrada e saída do sensor de corrente. É possível observar que o a tensão começou a aumentar a partir de uma corrente de 3,5A. Este valor foi calibrado de modo que, quando a corrente se aproximar de 6A, a tensão não ultrapasse 3,5V.	66

Lista de abreviaturas e siglas

ABIMO	Associação Brasileira de Equipamentos Médico-Odontológicos
A/D	Analógico Digital
ASCII	<i>American Standart Code for Interchange of Information</i>
CEHIS	Complexo Econômico-Industrial da Saúde
CISC	<i>Complex Instruction Set Computers</i>
CMCON	<i>Comparator Configuration Register</i>
EEM	Equipamentos Eletromédicos
EIA	<i>Eletronic Industries Alliance</i>
EMI	<i>Electromagnetic Interference</i>
EMA	Equipamentos Médico-Assistenciais
FGA	Faculdade do Gama
HCC	<i>Hepatocellular Carcinoma</i>
I/O	<i>Input/Output</i>
RFA	Radiofrequência
LaB	Laboratório de Engenharia Biomédica
UnB	Universidade de Brasília
TBJ	Transistor Bipolar de Junção
VBE	Voltagem Base-Emissor
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computers</i>
PIC	<i>Programmable Intelligent Computer</i>
CPU	<i>Central Processor Unit</i>
PROM	<i>Programmable Read Only Memory</i>
VRCON	<i>Voltage Reference Control Register</i>

RS-232	<i>Recommended Standard</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
NTC	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
SAR	Registrador de Aproximações Sucessivas

Lista de símbolos

A	Ampere
°C	Graus Celsius
mA	Miliampere
mV	Milivolt
"0"	Nível lógico baixo
"1"	Nível lógico alto
Ω	Ohm
k Ω	Quilohm
V	Volts

Sumário

I	INTRODUÇÃO	27
1	INTRODUÇÃO	28
1.1	Contextualização e Problematização	28
1.1.1	Segurança em ambientes hospitalares	29
1.1.2	Sobrecorrentes devido falha de componentes	31
1.1.3	Sobreaquecimento	31
1.1.4	Estudos correlatos	32
1.2	Justificativa	33
1.3	Objetivos	34
1.3.1	Objetivo Geral	34
1.3.2	Objetivos Específicos	34
II	REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO	36
2	REFERENCIAL BIBLIOGRÁFICO	37
2.1	Microprocessadores e microcontroladores	37
2.1.1	Microcontrolador PIC16F628A	38
2.1.1.1	Características	39
2.1.1.2	Arquitetura	40
2.1.1.3	Registradores	40
2.2	Conversor Analógico Digital	41
2.2.1	Método de Aproximações Sucessivas	42
2.3	Comunicação Serial	44
2.3.1	Comunicação RS-232	45
III	METODOLOGIA	47
3	METODOLOGIA	48
3.1	Caracterização dos sensores	48
3.1.1	Sensor de corrente ACS712	48
3.1.2	Caracterização do termistor NTC 3950	50
3.2	Caracterização do multiplexador HEF4052B	52
3.2.1	Caracterização do conversor Analógico-Digital (AD)	53
3.3	Acionamento do relé de proteção	55
3.4	Acionamento dos <i>coolers</i>	57

IV	RESULTADOS E DISCUSSÕES	59
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	60
4.1	Rotinas do microcontrolador	60
4.1.1	Rotina do conversor AD	60
4.1.2	Rotina de transmissão serial	63
4.1.3	Rotina de acionamento do relé	65
4.1.4	Rotina de acionamento dos <i>coolers</i>	67
4.2	Esquemático do circuito de segurança	70
V	CONCLUSÃO	73
5	CONCLUSÃO	74
	REFERÊNCIAS	76
	ANEXOS	83
	ANEXO A – PROGRAMAÇÃO DO SISTEMA DE SEGURANÇA DO EQUIPAMENTO SOFIA	84

Parte I

Introdução

1 Introdução

O capítulo 1 apresenta a definição e o histórico dos equipamentos eletromédicos na indústria brasileira, a descrição do carcinoma hepatocelular e seus principais tratamentos, uma breve exposição do equipamento de ablação hepática SOFIA e, por fim, a apresentação do projeto de segurança para o equipamento de Ablação SOFIA, por meio dos objetivos gerais e específicos, e da justificativa para a solução proposta.

1.1 Contextualização e Problematização

Para fins de estudo, é importante destacar a definição de equipamentos eletromédicos (EEM). Equipamentos eletromédicos, também conhecidos como Equipamentos Médico-Assistenciais (EMA), são considerados quaisquer produções na área da saúde que necessite de fonte de energia elétrica ou qualquer fonte que forneça uma potência diferente daquela que é gerada pelo corpo humano. A finalidade destes equipamentos abrange a sua utilização para diagnósticos, tratamentos, monitoração e estética, dentro das áreas médica, odontológica, laboratorial e fisioterápica. Podem ser energizados por meio de da rede elétrica ou fonte de alimentação interna. Os equipamentos eletromédicos tem como objetivo o auxílio aos profissionais destas áreas na identificação de problemas relacionados à saúde do paciente (PIDONE, 2011).

A indústria de EEM no Brasil teve seu início nas décadas de 1950 e 1960, apoiada pela política de industrialização por substituição de importações. Até o ano de 2010, existiam no Brasil cerca de 470 empresas produtoras de equipamentos e materiais para saúde (PIERONI; REIS; SOUZA, 2010). Este setor é considerado de média-alta intensidade tecnológica, e faz com que estas empresas desempenhem um papel importante na substituição de importações por meio da produção local de produtos de menor complexidade tecnológica e de menor custo (MENDES; TOLEDO, 2012). Os EEM representam um setor estratégico no Complexo Econômico- Industrial da Saúde (CEHIS), uma vez que tem mostrado um crescimento significativo na produção industrial do país (MARQUES; ANTUNES; ALVES, 2013), conforme registrado pela Associação Brasileira de Equipamentos Médico-Odontológicos (ABIMO), entidade representante da indústria brasileira de produtos para a saúde que promove o crescimento sustentável do setor no mercado nacional e internacional (ABIMO, 2017).

Dentre os equipamentos médicos utilizados no Brasil, destacam-se aqueles utilizados para o tratamento de carcinoma hepatocelular (HCC), mais conhecido como câncer primário do fígado. O HCC é uma mutação nos genes de uma célula que pode ser causada por agentes externos, como o vírus da hepatite, ou por excesso da multiplicação de

células, como na regeneração em doenças crônicas. Até o ano de 2013, O HCC representava 70-85% dos cânceres primários do fígado, se tornando os tumores hepáticos malignos primários com maior número de ocorrências, sendo o quinto tipo de câncer mais comum em homens e o sétimo em mulheres, diagnosticado todos os anos em mais de meio milhão de pessoas por todo o mundo (GOMES et al., 2013).

O diagnóstico precoce é fundamental para garantir a total recuperação dos pacientes, visto que em estágios avançados, não é possível realizar nenhum tratamento apropriado, além de cuidados paliativos (CÁRDENAS, 2016). Após o diagnóstico e a verificação da extensão da enfermidade, pode-se selecionar a opção terapêutica mais adequada. Os principais tratamentos são: ressecção cirúrgica ou ablação percutânea, para pacientes em estágio inicial; a quimioembolização hepática, para conceder aos pacientes em estágio intermediário, uma sobrevida superior à 20 meses; e utilização de fármacos, para aqueles que se apresentam em estágio avançado ou terminal (VILANA et al., 2010).

Dentre os métodos citados para o tratamento de HCC, destaca-se a ablação por radiofrequência (RFA) que, por sua vez, é o método mais utilizado devido à sua simplicidade e efetividade como tratamento alternativo à cirurgia (LUPINACCI et al., 2013), (BRASIL, 2009), (RIBEIRO et al., 2007).

Levando em consideração estes aspectos, o LaB - Laboratório de Engenharia Biomédica localizado na Universidade de Brasília - UnB, ambos vinculados ao LEI (Laboratório de Engenharia e Inovação) da FGA (Faculdade do Gama), com o apoio e financiamento do Ministério da Saúde, deu início em janeiro de 2015, a um projeto que tem como proposta o desenvolvimento de um equipamento de ablação por radiofrequência chamado SOFIA (*Software of Intense Ablation*) (MARQUES, 2016).

O SOFIA é um equipamento médico que realiza ablação por meio de radiofrequência (RFA), cujo objetivo é o tratamento de pacientes que possuem hepatocarcinoma celular. O equipamento é constituído por um gerador de RFA, um eletrodo ativo e um software de controle, além de contar com uma placa que possui diversos sensores que realizam medidas em tempo real de parâmetros importantes durante o processo de ablação, como por exemplo, temperatura, corrente e tensão elétrica, potência e impedância.

1.1.1 Segurança em ambientes hospitalares

Recentemente, houve um grande avanço nas tecnologias que envolvem equipamentos médicos. Este fato trouxe maiores preocupações com relação à segurança e o funcionamento adequado dos mecanismos utilizados no tratamento de moléstias (MONTEIRO; LESSA, 2005), (HINRICHSEN et al., 2011).

Esta inovação tecnológica que vem ocorrendo dentro dos ambientes hospitalares acarretou no surgimento de problemas relacionados à falta de planejamento local para a

instalação do EEM, qualidade insatisfatória, pouca capacitação e conhecimento técnico por parte dos profissionais que manuseiam os equipamentos, uso indevido por escassez de informação, serviço de manutenção local inepto e com custos elevados (KUWABARA; ÉVORA; OLIVEIRA, 2010).

A determinação dos riscos pode ser realizada em etapas: análise, que envolve a identificação dos perigos e suas causas; estimativa, responsável por classificar o perigo de acordo com a gravidade e a frequência com que ocorre; avaliação, onde se determina quais riscos necessitam ser reduzidos; controle, elaboração de procedimentos que visam à redução dos riscos identificados; resultados, onde é analisada a eficácia da solução proposta (FLORENCE; CALIL, 2005).

No Brasil e em outros países em desenvolvimento, pesquisas foram realizadas para verificar a frequência de eventos adversos ligados à acidentes hospitalares e suas possíveis causas. Eventos adversos são incidentes não desejados, problemas terapêuticos ou estabelecimentos de assistência à saúde inadequados (HINRICHSEN *et al.*, 2011). A partir destes estudos, foi possível observar que 7,6% dos pacientes internados foram acometidos por algum tipo de incidência, e que 66,7% poderiam ser evitadas de alguma forma. Os eventos adversos cirúrgicos foram os mais frequentes (35,2%) (MENDES *et al.*, 2009). Estes vão desde as disfunções de equipe (coordenação e comunicação), perturbações exteriores (interrupções), falta de recursos (material e humano), falta de supervisão, até as falhas que ocorrem nos equipamentos (FRAGATA, 2010).

Em 2013, a Revista Gaúcha de Enfermagem publicou uma análise do número e da qualidade das notificações manuscritas e digitalizadas sobre incidentes na área da saúde. Além deste aspecto, este estudo levantou quais foram os principais motivos para a ocorrência de incidentes no ambiente hospitalar. Os problemas relacionados aos Equipamentos Médico-Hospitalares apresentou um índice de 1,4% em uma amostra de 1089 notificações (CAPUCHO *et al.*, 2013). Estes problemas apresentam três tipos de causas: uso inapropriado do equipamento, falha do equipamento ou falha da equipe (RIBEIRO; SILVA; FERREIRA, 2016).

Em geral, as falhas apresentadas por EEM que se referem à segurança interna do equipamento estão relacionadas a proteções atuando intempestivamente, ou seja, operando com uma constante de tempo inadequada, ou sobretensões, sobrecorrentes e sobreaquecimento de dispositivos (DECKMANN; POMILIO, 2010). As consequências disso são a ocorrência de choques elétricos, o não acionamento de alarmes de monitoramento e de suporte, perturbações físicas em pessoas e falhas de operação, por exemplo. .

Estes problemas podem causar danos materiais (redução da vida útil de transformadores, capacitores e equipamentos eletrônicos sensíveis), além de oferecer perigo aos profissionais da saúde e ao paciente. Isto faz com que a eficiência e a segurança do procedimento médico seja comprometida (DECKMANN; POMILIO, 2010).

1.1.2 Sobrecorrentes devido falha de componentes

O mau funcionamento em componentes eletrônicos pode ocorrer devido à inúmeros tipos de falhas, causadas principalmente por variabilidade no processo produtivo destes dispositivos. Ou seja, ocorrem variações no processo que afetam o nível da qualidade do produto. Essas variações podem tornar imprevisível o surgimento de falhas em dispositivos comuns (PRATES; BANDEIRA, 2011).

Além dos defeitos encontrados na fabricação dos componentes, podem ocorrer falhas aleatórias durante o período de vida útil do dispositivo (sobrecargas aleatórias, problemas externos de alimentação elétrica, vibração, impactos mecânicos, bruscas variações de temperatura, erros humanos de operação, entre outros); e falhas que estão relacionadas ao final da vida útil (corrosão, fadiga, trincas, deterioração mecânica, elétrica ou química, manutenção insuficiente, entre outros) (FAGUNDES et al., 2011), (SILVA; ANDRADE, 2016), (SANTOS; FILHO; ROSA, 2016).

Para o caso dos transistores e outros dispositivos semicondutores, além dos problemas citados acima, ainda podem ocorrer perda de comutação, ou seja, perda da capacidade de chaveamento; e Interferência Eletromagnética (em inglês, *Electromagnetic Interference* - EMI). A EMI são distúrbios provocados intencionalmente ou de forma não intencional pelos circuitos internos ou outros equipamentos eletro-eletrônicos ligados a mesma rede elétrica, ou por eventos naturais (descargas atmosféricas, radiações cósmicas e solares) (SARTORI et al., 2014), (SANCHES, 2010).

O uso de transistores de potência em EEM que funcionam com alta frequência possui desvantagens. Para obter a corrente necessária, os transistores são alocados em bancos paralelos ou em série-paralelos na saída. Se um dos transistores falha, ocorre um aumento de carga nos transistores restantes. Este aumento pode acarretar na queima destes componentes (JR, 2004), e conseqüentemente em avarias no funcionamento dos EEM. Este fato pode provocar uma fuga de corrente, superior àquela suportada pelo paciente.

1.1.3 Sobreaquecimento

Um dos principais problemas que originam falhas em componentes é o sobreaquecimento, também chamado de superaquecimento. Este fenômeno ocorre como consequência da crescente miniaturização de sistemas e o aumento das densidades térmicas dissipadas pelos componentes atuais (GEORG; FILHO, 2004), (LEHNEN, 2012), (SOUZA, 2014), (ESSS, 2017).

De acordo com a termodinâmica, todos os dispositivos eletrônicos estão sujeitos a geração de calor, devido o efeito Joule, o qual necessita ser removido para que o equipamento continue operando continuamente. O efeito Joule afirma que circulação do fluxo de

corrente elétrica em um condutor apresenta um fenômeno de produção de calor, resultado das violentas colisões dos elétrons livres com os átomos dos condutores (LOURENÇO; SILVA; FILHO, 2007). Fisicamente, a confiabilidade dos componentes eletrônicos só é garantida em temperatura moderada, definida pelos fabricantes (REIS, 2013).

O sobreaquecimento pode provocar a destruição das camadas de óxido dos semicondutores que constituem os circuitos integrados. Isto ocorre porque, além da degradação causada por rachaduras, expansão e outras deformações estruturais, também pode ser causada por diferentes mudanças nas propriedades físicas e químicas de um material específico devido à exposição a altos níveis de calor (JÚNIOR; CALDEIRA, 2017).

Nos transistores bipolares (TBJ), o aquecimento excessivo provoca a redução da tensão entre a base e o emissor (VBE). Assim, o transistor fica excessivamente polarizado, e a corrente elevada aumentaria ainda mais a temperatura que, por sua vez, diminuiria novamente o VBE. Este processo é chamado de colapso térmico, e permanece até a total destruição do transistor (BARÚQUI, 2012).

Este fato impacta diretamente na ocorrência de falhas e na confiabilidade destes dispositivos. Por isso, os fabricantes limitam a temperatura de funcionamento tipicamente em torno de 85°C a 110°C (ESSS, 2017).

Atualmente, existem diversos métodos de refrigeração para sistemas eletrônicos: dissipadores de calor tradicionais, convecção forçada, utilização de líquidos (jatos contínuos e jatos sintéticos) para trocas de calor (LEHNEN, 2012), (ESTEVES, 2012), refrigeração por compressão mecânica de vapor (YEE, 2017). Cabe ao projetista do sistema, identificar qual é o método mais eficiente para a aplicação desejada.

1.1.4 Estudos correlatos

Existem diversas categorias de sistemas de segurança associados aos dispositivos que existem no mercado ou que estão em fase de desenvolvimento. Um exemplo disto é o trabalho desenvolvido por pesquisadores da Universidade de Passo Fundo (UPF), no Rio Grande do Sul, onde é feita a análise de corrente elétrica para a supervisão da segurança em equipamentos eletro médicos. Para esta solução utilizou-se um software desenvolvido em Delphi, que é capaz de cadastrar a marca e o modelo de equipamentos, capturar o número patrimonial através de um circuito eletrônico, cadastrar formas de onda da corrente elétrica de alimentação e realizar sua Transformada de Fourier. Assim, a corrente pode ser monitorada durante um procedimento e ser comparada à onda padrão (SPALDING et al., 2004).

Ainda sobre a importância do monitoramento do funcionamento de equipamentos de alto valor agregado, o Instituto Brasileiro de Petróleo, Gás e Biocombustíveis (IBP) utilizou um software, chamado Pulsar, para o monitoramento de grupos de geradores,

controlados por *hardware*.

O *hardware* a ser monitorado tem como principal componente, a FPGA (*Field Programmable Grid Array*). Este circuito integrado fornece ao *software* Pulsar, amostras de sinais digitalizados, para que este possa processá-las matematicamente.

O *software* Pulsar é multiplataforma, ou seja, pode ser aplicado a diversos *softwares* e *hardwares*. Dependendo da arquitetura de *hardware* em que o *software* está sendo executado, é possível ainda acionar alarmes ou saídas digitais e com isso interromper o funcionamento de equipamentos de alto valor agregado em caso de falha (BORBA et al., 2015).

1.2 Justificativa

Cabe observar que a maioria dos EEMs, durante a utilização, está frequentemente em contato com o paciente e/ou com os profissionais da área médica. Portanto, o perigo de choque elétrico sempre existe nesse ambiente. (BARBOSA; IAIONE; WENDLING, 2009).

O choque elétrico, também chamado de eletrocussão, se caracteriza pela passagem de corrente elétrica pelo corpo humano. Para que seja perceptível, esta corrente deve ser suficiente para ultrapassar o valor da impedância do corpo (XAVIER, 2017). Podem resultar em queimaduras, lesões neurais, lesões musculares, contrações ou tetanização dos músculos, eletrólise do sangue, lesão renal, alterações sensoriais ou motoras, perda de memória, alterações visuais, prolapso de órgãos, asfixia (paralisia da musculatura respiratória e dos centros respiratórios), arritmias (fibrilação ventricular ou atrial) e parada cardíaca, entre outros (XAVIER, 2017).

Para o caso do equipamento SOFIA, descrito na seção 1.1, o uso de radiofrequência (tipicamente entre 400kHz e 500 kHz) diminui os riscos eletroestimulação causados pelos choques elétricos (JR, 2004). Isto ocorre devido a minimização do efeito farádico, que consiste na indução ao movimento dos íons presentes nos tecidos orgânicos, em sincronia com a variação do campo elétrico promovida por uma corrente elétrica alternada que percorre o organismo (XAVIER, 2017), (SILVA, 2015b), (CAMPAGNOLO, 2012).

Porém, conforme visto nas seções anteriores, falhas nos componentes eletrônicos podem gerar um aumento expressivo nas correntes fornecidas ao corpo do paciente. Estas falhas também podem estar relacionadas com a alteração da constante de tempo dos componentes, resultando na diminuição da frequência de operação e na sincronização descrita pelo efeito farádico.

No SOFIA e em outros equipamentos que realizam ablação por radiofrequência, o objetivo da RFA é induzir dano térmico ao tecido por meio da energia eletromagnética.

Com isso, o paciente torna-se circuito fechado com o gerador de RFA, o eletrodo e a placa de aterramento, localizada nas costas do paciente. Dessa forma, os íons presentes no fígado sofrem agitação, na tentativa de seguirem as diferentes direções da corrente elétrica alternada. Essa agitação é a responsável pelo calor gerado ao redor do eletrodo (JUNIOR et al., 2008). Portanto, a qualidade do procedimento de ablação depende do controle eficiente da corrente entregue ao paciente.

Outro problema relacionado à passagem excessiva de corrente elétrica no corpo humano são as queimaduras, ocasionadas devido ao efeito Joule.

O efeito Joule também é responsável pelo fenômeno do sobreaquecimento de componentes, descrito na seção 1.1.3. Para minimizar os efeitos de aquecimentos, foram utilizados para a construção do SOFIA, dissipadores, dimensionados de acordo com as especificações dos componentes, e coolers que funcionam de forma que o ar quente é transferido para fora da caixa do equipamento, por meio das saídas de ar. No entanto, essas saídas de ar podem ser comprometidas de acordo com o local onde o equipamento foi instalado, impossibilitando o resfriamento do sistema.

Por isso, tendo em vista os possíveis problemas que podem atrapalhar o desempenho de um EEM e o perigo que falhas de funcionamento oferecem à pacientes e profissionais da saúde, e visto que, o equipamento SOFIA é considerado um sistema crítico (SOMMERVILLE, 2007),(BORBA et al., 2015), é necessária a elaboração de um sistema de segurança que seja capaz de identificar as principais causas das falhas de operação em EEM: sobreaquecimentos e sobrecorrentes.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Dada a problemática abordada, o objetivo deste trabalho, em primeiro nível, encontra-se em definir e elaborar um sistema de segurança a fim de evitar o sobreaquecimento dos circuitos internos do equipamento SOFIA e evitar que sobrecorrentes cheguem até o paciente que está submetido ao procedimento de ablação. Caso sejam excedidos os valores de corrente e temperatura estabelecidos como o limite máximo para o correto funcionamento, o circuito de segurança interromperá a alimentação dos circuitos internos e o equipamento desligará.

1.3.2 Objetivos Específicos

Para o desenvolvimento do sistema de segurança, foram considerados os seguintes objetivos específicos:

-
- Monitorar, por meio de sensores NTC 3950, a temperatura dos transistores de potência IRF540, do bloco de capacitores que controlam a corrente gerada pela fonte de alimentação e do transformador, localizados no circuito gerador de radiofrequência.
 - Caso a temperatura dos transistores, dos capacitores e do transformador ultrapasse 60°C, os *coolers* serão ligados. Quando a temperatura for estabilizada, os *coolers* serão desativados.
 - Interromper a corrente fornecida pela fonte, utilizando relé de 12V, considerando um limite de 20% superior ao valor necessário para garantir que a potência não seja excedida. Portante, o valor da corrente considerado como limite é 6A.
 - Utilizar o microcontrolador PIC16F628A para desenvolver as funções propostas.
 - Por meio da comunicação serial, que utiliza o protocolo RS232, enviar informações que permitirão identificar e apontar quais dos subsistemas monitorados apresentaram as divergências de comportamento que culminaram no desligamento do SOFIA.

Parte II

Referencial bibliográfico

2 Referencial bibliográfico

2.1 Microprocessadores e microcontroladores

Antes da descoberta dos microcontroladores, os computadores convencionais possuíam grandes dimensões, e eram utilizados apenas para processamento de dados e cálculos científicos. A chegada dos microprocessadores permitiu a redução do tamanho dos computadores, que passaram a serem utilizados em outras atividades, como o controle e automação de sistemas eletrônicos (MEHL, 2013).

Microprocessadores são constituídos por unidades de controle, unidades de lógica aritmética, registradores, flags, contadores, e trabalham com o auxílio de memórias RAM, ROM e dispositivos de entrada e saída (OLIVEIRA; CARVALHO; ANDRADE, 2014). Estes conceitos serão definidos mais adiante.

A classificação da arquitetura dos processadores depende fortemente do conjunto de instruções que este é capaz de processar. Atualmente, existem dois tipos de tecnologias de projeto: processadores com um conjunto de instruções complexo (*Complex Instruction Set Computers* – CISC) e processadores com um conjunto de instruções reduzido (*Reduced Instruction Set Computers* – RISC) (FÁVERO, 2016).

A arquitetura RISC utiliza um conjunto de instruções simples que podem ser divididas em várias instruções de baixo nível que utilizam apenas um ciclo do relógio para sua execução (SILVA, 2013). É amplamente utilizada no projeto de dispositivos móveis e em microchips, devido à sua eficiência energética (GUL; AFTAB, 2016).

Por outro lado, a arquitetura CISC apresenta um conjunto de instruções mais complexas que a RISC. Seu principal objetivo é tentar prover uma única instrução de máquina para cada código escrito em uma linguagem de alto nível (MARMITT, 2017). Isto reduz o número de instruções por programa, ou seja, permite a redução do custo de memória, principalmente em aplicações que apresentam programas com uma quantidade elevada de instruções e, conseqüentemente, necessitam de mais armazenamento (GUL; AFTAB, 2016).

Na Tabela 1, são apontadas as principais diferenças entre as arquiteturas CISC e RISC.

Os microprocessadores utilizam barramentos de dados, controle e endereços para fazer acesso aos periféricos de entrada e saída e dependem de circuitos integrados externos, como memória para armazenamento de dados e execução do programa, conversor A/D para aquisição de dados analógicos, comunicação serial, *timers*, ou outros periféricos

Tabela 1 – Comparação entre as arquiteturas CISC e RISC quanto as suas características de operação

CISC	RISC
Enfatiza o <i>hardware</i>	Enfatiza o <i>software</i>
Instruções rápidas e simples para executar tarefas básicas assim como complexas	Instruções simples e de um só ciclo que executam somente funções básicas.
Instruções aceitam operações entre registradores ou memória	Operações só podem ser realizadas nos registradores
Menor número de transistores utilizados na fabricação de registradores internos	Maior número de transistores em vários bancos de dados

Fonte: Adaptado de (GUL; AFTAB, 2016)

necessários a cada aplicação (CHASE; OTAVIO; ALMEIDA, 2007). Já os microcontroladores surgiram com o intuito de comportar todo o sistema de um microprocessador e seus periféricos integrados em uma única unidade (BERTOLI, 2012). Ou seja, microcontroladores são microprocessadores com hardware adicional para memória, pinos de entradas e saídas, pinos dedicados à recepção e transmissão utilizados na comunicação serial, conversor A/D, entre outros periféricos (OLIVEIRA; CARVALHO; ANDRADE, 2014).

Os microcontroladores estão presentes na maioria das aplicações que envolvem Engenharia Eletrônica, visto que apresentam uma das melhores relações custo/benefício com relação ao processamento, o baixo custo de hardware e a pequena necessidade de espaço físico (BERTOLI, 2012).

Um microcontrolador pode efetuar várias funções que necessitariam de um grande número de outros componentes, desta forma, os circuitos podem ser reduzidos.

Para suprir exigências de projetos, existe uma ampla gama de microcontroladores disponíveis no mercado, diferenciando-se pela quantidade de memória interna para armazenar dados e as instruções de programas (memória de programa e memória de dados), a velocidade de processamento, a forma de alimentação, o número de linhas de entradas/saídas (I/O – *Input/Output*) e pelos recursos de periféricos do dispositivo (MARTINS, 2005). Entre eles, se destacam a família PIC (*Programmable Intelligent Computer*).

2.1.1 Microcontrolador PIC16F628A

O PIC é um circuito integrado com barramento de 8 bits (via de comunicação com 8 caminhos, onde por cada caminho circula um *bit* dos dados tratados pelo microcontrolador), produzido pela empresa Microchip Technology e está apresentado na Figura 1. Esta empresa é uma dos principais fornecedores de microcontroladores e semicondutores analógicos (MICROCHIP, 2017a).

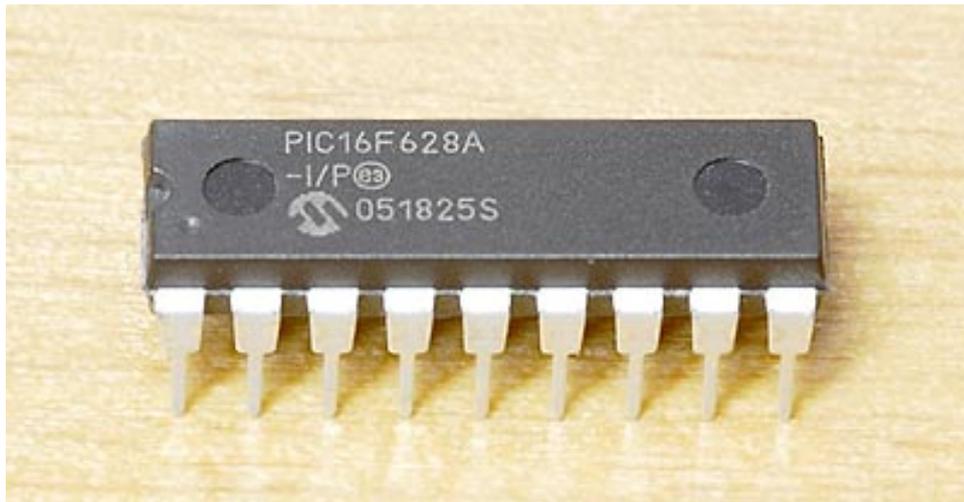


Figura 1 – *Chip* do microcontrolador PIC16F628A. Esta pastilha comporta um microprocessador com instruções RISC e periféricos internos de memória, osciladores, USART, entre outros.

Fonte: ([ELETRONICS, 2017](#))

2.1.1.1 Características

A seguir, serão descritas as características do PIC16F628A ([MICROCHIP, 2017b](#)):

- Tecnologia CMOS;
- Dezoito pinos, onde 15 deles são destinados às entradas e saídas do sistema;
- CPU (*Central Processor Unit* ou Unidade de Processamento Central) com 35 instruções RISC, responsável por interpretar as instruções do programa;
- Memória PROM (*Programmable Read Only Memory* ou Memória Programável Somente para Leitura) de 128 bytes, onde algumas instruções são armazenadas permanentemente;
- Memória RAM de 224 bytes;
- Memória de programa do tipo FLASH de 2048 x 14 bits;
- Frequência de operação de até 20 MHz;
- Oscilador interno de 4MHz/37MHz;
- Tensão de operação entre 3V e 5V;
- Dez fontes de interrupção.

2.1.1.2 Arquitetura

A Figura 2 ilustra a arquitetura e a distribuição das funções através dos 18 pinos existentes no PIC16F628A. É possível observar que este microcontrolador possui quatro pinos dedicados à entradas analógicas (AN0, AN1, AN2 e AN3); a alimentação é feita por meio dos pinos 5 e 14 (aterramento e fonte de alimentação de 5V, respectivamente); o pino 7 apresenta a função de recepção, enquanto no pino 8 se localiza a transmissão, ambos dedicados à comunicação serial.

Existem também dois conjuntos de portas: PortA (RA0 a RA7) e PortB (RB0 a RB7). Esses pinos são chamadas de portas bidirecionais, visto que podem funcionar tanto como entradas, quanto como saídas, e isto é definido através da programação dos registradores TRISA e TRISB (MICROCHIP, 2017b).

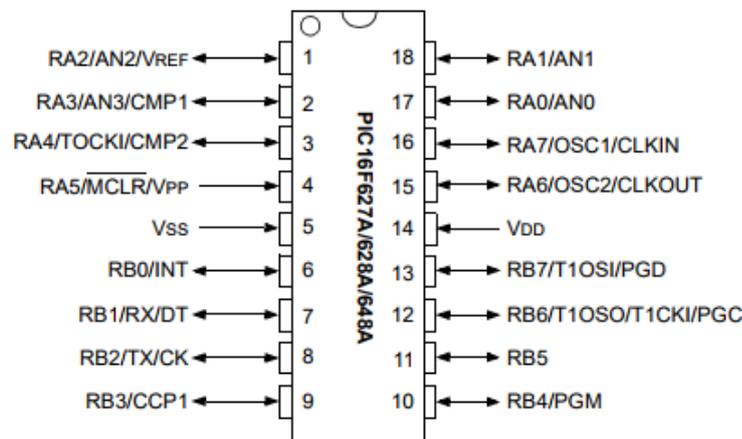


Figura 2 – Descrição da arquitetura do microcontrolador PIC16F628A, onde estão apontadas as funções correspondentes a cada pino. Pode-se observar que um mesmo pino pode ser utilizado para mais de uma função.

Fonte: (MICROCHIP, 2017b)

2.1.1.3 Registradores

Além das características mencionadas, o PIC16F628A possui um conjunto de periféricos internos que garantem maior flexibilidade de integração nas aplicações onde são utilizados. As funções destes periféricos internos são definidas através da programação de seus registradores correspondentes. Dentre estes, destacam-se (MICROCHIP, 2017b):

- *Status Register*: contém o estado das operações matemáticas, ou seja, dependendo do resultado da operação realizada, este registrador sinaliza *flags*, que auxiliam na tomada de decisão dentro das rotinas de programação. Este registrador também controla o *reset* e os bits de seleção dos bancos de memória de dados;

- *INTCON Register*: controla todas as interrupções que podem ocorrer nas rotinas, exceto o módulo comparador;
- *TRISA*: configura os pinos correspondentes às entradas e saídas da porta A. O *bit* '1' configura o pino como saída, enquanto o *bit* '0', como entrada;
- *TRISB*: configura os pinos correspondentes às entradas e saídas da porta B, e funciona da mesma maneira que *TRISA*.
- *CMCON Register*: seleciona e configura, dentre oito modos de operação existentes, o módulo comparador mais apropriado a cada aplicação;
- *VRCON Register*: controla o funcionamento de uma referência de tensão que é selecionável, de acordo com a aplicação. Essa tensão é selecionada por meio de uma rede de transistores, e é utilizada como parâmetro de comparação para o módulo de comparador;
- *TXSTA*, *RCSTA* e *BRG*: configura as portas de transmissão, recepção e a taxa de transmissão para a USART (*Universal Synchronous/Assynchronous Receiver/Transmitter* ou Módulo de Transmissão/Recepção Serial).

2.2 Conversor Analógico Digital

A grande maioria dos fenômenos físicos da natureza que possuem interesse prático na área da ciência são representados por sinais analógicos. Estes sinais podem ser biológicos, sísmicos, sonar, de comunicação (vídeo e áudio), de corrente e tensão adquiridos de equipamentos elétricos e eletrônicos, entre outros (LIMA et al., 2015).

Sinais analógicos são aqueles que variam continuamente, e representam alguma quantidade física que também varia de forma contínua (DINIZ; SILVA; NETTO, 2014). como exemplo disto, é possível citar sinais de tensões e correntes resultantes da leitura de sensores analógicos (SANTOS; GARCIA, 2015).

Os sensores analógicos também são conhecidos como sensores de saída linear. São mais complexos que os digitais, entretanto, são mais precisos, visto que admitem qualquer valor do sinal de saída ao longo do tempo, sob condição de que esteja dentro da sua faixa de operação (POUSO, 2012).

Basicamente, o conversor A/D (Analógico Digital) é responsável por converter o sinal analógico (contínuo no tempo) em sinal digital (ou sinal discreto no tempo), representado por uma sequência de números, que descrevem amostras deste sinal. Desta forma, as informações que estes sinais carregam podem ser processadas por meios digitais, como é o caso dos computadores, microcontroladores, e outros *hardwares* digitais (BARELA; DUARTE, 2011).

Em geral, o processo de digitalização de sinal envolve três etapas: amostragem, onde são obtidas amostras do sinal contínuo, em instantes de tempo igualmente espaçados; quantização, onde é estabelecido um conjunto finito de valores possível para a amplitude de cada amostra; e codificação, onde cada nível de quantização é transformado em uma sequência de "zeros" e "uns" (codificação binária) (FERNANDES; PANAZIO, 2009), (LIMA et al., 2015), (SANTOS et al., 2014). Estas etapas podem ser visualizadas na Figura 3.



Figura 3 – Etapas da conversão A/D, onde $x(t)$ é o sinal analógico; $x[n]$ é o sinal discretizado no tempo, após o processo de amostragem; $q[n]$ é o sinal quantizado; e ao final do processo de codificação, aparecem os *bits* correspondentes ao sinal analógico $x(t)$.

Fonte: Adaptado de (SANTOS et al., 2014)

Existem quatro aspectos que diferenciam os conversores A/D: método usado na conversão, resolução, frequência de amostragem e forma de apresentação do resultado da conversão. Com relação ao método, os principais são método por realimentado, método paralelo (*flash*), método sigma-delta, sendo o método por aproximações sucessivas um dos mais conhecidos (JUNIOR; DUARTE, 2011).

2.2.1 Método de Aproximações Sucessivas

O Método de Aproximações Sucessivas também é conhecido como Método de Newton-Raphson. Em geral, este método consiste na resolução de sistemas de equações não lineares usando a simples ideia de aproximação linear (OLIVEIRA, 2015), (ARAÚJO; FERREIRA; SCHUMANN, 2017). Este processo é descrito a partir das seguintes etapas (AMARAL; ALBERTO et al., 2015) e pode ser acompanhado por meio da Figura 4:

1. Toma-se um valor inicial X_0 qualquer como referência;
2. Calcula-se o valor da função $g(x)$ para X_0 , que provavelmente não será igual a zero, ou seja, não será a raiz procurada;
3. A próxima estimativa é X_1 , obtida pelo cruzamento do eixo x com a reta tangente à função. Este valor é mais próximo da solução que a primeira estimativa.

4. O processo deve ser repetido até que a reta tangente, ou seja, o valor adquirido através das iterações seja próximo da solução pretendida.

As iterações podem ser realizadas quantas vezes forem necessárias. Normalmente, a quantidade de iterações é função da precisão da solução que se deseja encontrar (OLIVEIRA, 2015).

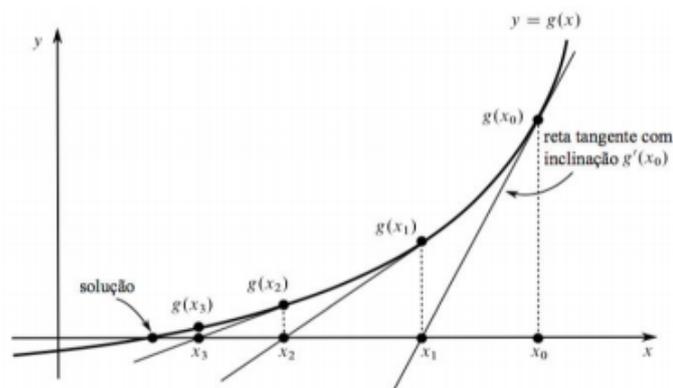


Figura 4 –

Fonte: (LACERDA, 2014)

Para a construção de um conversor A/D por meio do Método de Aproximações Sucessivas, o processo se diferencia daquele descrito anteriormente. Seu funcionamento está descrito na Figura 5.

Primeiramente, uma tensão de referência é gerada e inserida em uma das entradas do módulo comparador. Essa tensão possui metade do valor máximo permitido na entrada analógica do comparador ($\frac{V_{m\acute{a}x}}{2}$). Então, o comparador irá verificar se a tensão de entrada é maior ou menor que a referência. Caso o valor da entrada analógica seja maior que o valor de referência, a saída do comparador ficará em nível lógico alto (SILVA, 2015a).

Posteriormente, este processo é repetido com a referência alterada para um quarto da máxima tensão de entrada do conversor, ou seja, ($\frac{V_{m\acute{a}x}}{4}$). No terceiro passo, a referência é ($\frac{V_{m\acute{a}x}}{8}$), e assim sucessivamente. Desta forma, o processo se repetirá N vezes, e a tensão de referência será igual a ($\frac{V_{m\acute{a}x}}{2^N}$), onde N é o número do bit e também representa a resolução do conversor. Assim, a faixa dos possíveis resultados é reduzida pela metade (SILVA, 2015c).

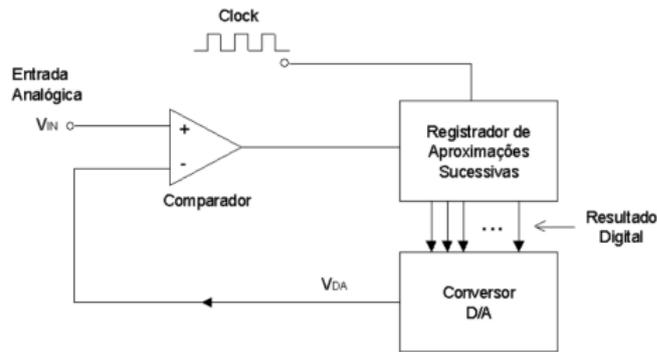


Figura 5 – Diagrama de blocos para o método de aproximações sucessivas, onde observa-se o módulo comparador, responsável pela comparação entre a entrada analógica o valor de referência definido pela resolução do conversor A/D.

Fonte: (SILVA, 2015a)

A vantagem dessa topologia é a resolução, média a alta, no entanto, a taxa de conversão aumenta linearmente com a resolução (SILVA, 2015c),(SILVA, 2015a).

2.3 Comunicação Serial

Em termos gerais, a comunicação se dá entre dois dispositivos por intermédio de um meio de transmissão. Estes dispositivos constituem um sistema de comunicação que apresentam as seguintes características: entrega, onde é garantida o destino correto dos dados enviados; precisão, que assegura que os dados não sofrerão distorções durante o processo de transmissão; e sincronização, que permite fornecer os dados sem atrasos consideráveis (FOROUZAN, 2009).

Já o termo comunicação serial (ou transmissão serial) refere-se ao processo de enviar e receber dados, *bit a bit*, de modo que cada caracter é transmitido de forma sequencial, um após o outro. Isto acontece porque as mensagens digitais, normalmente, são mais longas que alguns poucos bits. Desta forma, a mensagem é quebrada em pacotes menores, onde cada *bit* corresponde a uma parte desta mensagem. Por fim, os *bits* individuais são rearranjados no destino para compor a informação original (DAVID, 2010), (SOUSA et al., 2016).

Para estabelecer a comunicação serial, é necessário especificar quatro parâmetros (BRANDOLIM et al., 2007):

1. Taxa de transmissão (*Baud Rate*): refere-se à velocidade com que os dados são enviados através de um canal e é medida em transições elétricas por segundo;
2. Número de *bits* da informação;

3. *Bit* de paridade: informar se está sendo utilizado ou não;
4. *Stop Bits*: refere-se à um sinal de saída, enviado após cada código de palavra.

Tendo em vista a necessidade da troca de informações entre diversos sistemas de comunicação, foi criado o código que ASCII (*American Standart Code for Interchange of Information*), onde cada caracter, seja ele de controle ou especial, possui um correspondente binário (JÚNIOR, 2004), (RICARDO; SOUZA, 2014).

Os principais modos de comunicação serial que existem atualmente são o assíncrono, o síncrono, o *Simplex*, o *Half-Duplex*, *Full-Duplex* e RS-232, sendo a última mais importante para este trabalho.

2.3.1 Comunicação RS-232

RS-232 (*Recommmeded Standart*) é um dos padrões utilizados para a comunicação de dados seriais. Este padrão foi desenvolvido na década de 60 pelo comitê denominado *Eletronic Industries Alliance* (EIA) que definiu alguns aspectos relacionados ao padrão RS-232, como as características elétricas do sinal (níveis de tensão, sinalização de taxa, temporização, capacitância e comprimento do cabo); características mecânicas de interface, conectores e pinos; função de cada circuito na interface do conector; e subconjuntos de interfaces padrão para a utilização da comunicação serial em aplicações de telecomunicações (BRANDOLIM et al., 2007), (DAVID, 2010).

Abaixo estão descritas algumas limitações da interface RS-232 (BLÖMER, 2014):

1. Quanto à distância: esta alcança apenas 15 metros, devido ao padrão estabelecido. Comprimentos de cabos maiores podem acarretar perda de dados.
2. Quanto à capacitância permissível no cabo: quando um sinal passa de uma condição para outra, a especificação limita a quantidade de tempo na região indefinida a 5% de capacitância permissível no cabo, porque a capacitância limita o tempo de transmissão do sinal.
3. Quanto à velocidade máxima de transmissão: esta se restringe a 20.000 bps, pois o UART embutido nas portas seriais de computadores pode perder todos os dados durante operações contínuas de transferência.
4. Quanto ao aterramento: se houver uma diferença de potencial de terra entre as duas extremidades do cabo utilizado na comunicação, existe a possibilidade de que um sinal seja interpretado de maneira incorreta.

Existe uma diversidade muito grande de conectores utilizados para a comunicação serial. Contudo, existem duas referências diferentes para a interface RS-232. Estas estão ilustradas na Figura 6.

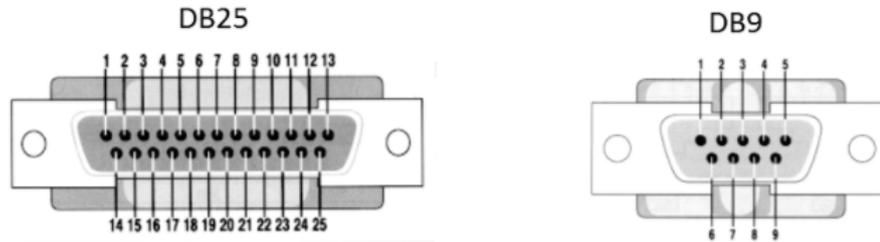


Figura 6 – Os pinos 2 e 3 se referem à transmissão e recepção de dados, respectivamente, no conector DB25. Já no conector DB9, o pino 2 tem a função de recepção, enquanto o pino 3, a função de transmissão. Os outros pinos são para aterramento e controle de fluxo de dados.

Fonte: (SOUZA, 2015)

Parte III

Metodologia

3 Metodologia

Nesta seção, serão descritas as etapas, as análises e os procedimentos realizados para caracterização dos dispositivos utilizados no monitoramento da corrente e da temperatura dos componentes críticos do SOFIA.

Além disso, serão descritas as topologias necessárias para a aquisição de informações de tensão através dos sensores e para a tomada de decisão de acionamento do relé de proteção e os *coolers* de resfriamento.

3.1 Caracterização dos sensores

3.1.1 Sensor de corrente ACS712

Para a leitura de corrente consumida pelo equipamento SOFIA, utilizou-se o sensor de corrente ACS712 da Figura 7. Este sensor pode identificar até 20A, portanto para o caso do monitoramento da corrente do SOFIA se faz suficiente, visto que a corrente necessária para o funcionamento ideal do SOFIA não pode ultrapassar 6A.

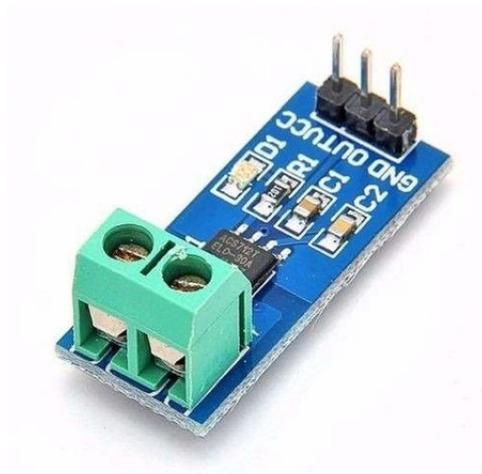


Figura 7 – Sensor de corrente de efeito Hall ACS712 para aplicações que utilizam até 20A. Este módulo possui um conector onde é fornecida a corrente de entrada, dois pinos dedicados à alimentação (VCC e GND) e um pino de saída (OUT).

Fonte: (QUANTICA, 2017)

O ACS712 possui resolução de saída de 100 mV/A, ou seja, a cada variação de 1A na corrente monitorada, ocorre uma variação de 100 mV na saída do sensor. Desta forma, é possível identificar a corrente consumida pelo SOFIA por meio da excursão de tensão fornecida pelo sensor.

A excursão de saída do sensor varia de acordo com o sentido da corrente: se a corrente for positiva, a tensão varia de 2,5V a 5V, caso a corrente seja negativa, a tensão varia de 2,5V a 0V. Portanto, quando não há corrente na entrada do sensor, o valor apresentado em sua saída será 2,5V, sendo esta a tensão de referência para o ACS712.

Por este motivo, e considerando que a corrente tem sentido positivo, foi desenvolvido um circuito comparador conforme a Figura 8.

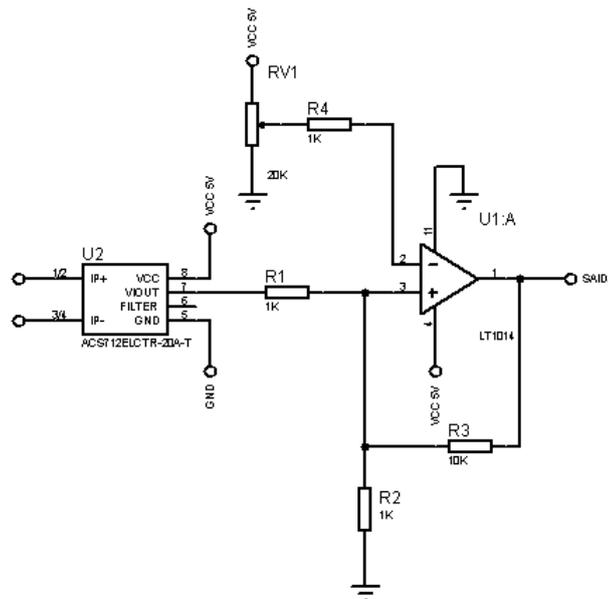


Figura 8 – Esquemático do circuito comparador, onde IP+ e IP- são as entradas de corrente no sensor ACS712; V1OUT é tensão de saída do sensor; RV1 é um potenciômetro de 20kΩ; o pino 2, identificado com o sinal negativo, refere-se a entrada inversora do amplificador operacional LT1014; e o pino 3, identificado com o sinal positivo, refere-se à entrada não inversora.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Proteus.

A alimentação do sensor e do amplificador operacional LT1014 utilizado no comparador foi feita por meio de fonte de tensão de 5V.

O funcionamento do comparador acontece da seguinte forma:

- A tensão de referência proveniente do sensor, quando não há passagem de corrente, é fornecida à entrada não inversora do comparador por meio do pino OUT do sensor;
- Nesta mesma entrada não inversora, foi utilizado um divisor de tensão, composto por R1 e R2, com o objetivo de diminuir a tensão de 2,5V para 1,2V.
- O potenciômetro foi utilizado para ajustar o valor entregue à entrada inversora do LT1014. Este valor precisa ser o mais próximo possível da tensão de 1,2V entregue à entrada não inversora.

- Existe uma realimentação não negativa entre a entrada inversora e a saída do comparador, por meio do resistor R3. Esta realimentação é responsável pelo ganho, conforme a equação de ganho do LT1014 para a configuração de comparador.

$$Ganho = \frac{R3}{R2} + 1 = \frac{10k\Omega}{1k\Omega} + 1 = 11k\Omega \quad (3.1)$$

- Se a tensão de saída do sensor de corrente for menor que a tensão ajustada pelo potenciômetro, a saída do comparador será 0V.
- Conforme a corrente aumenta, a tensão de saída do sensor se torna maior que a tensão de 1,2V oriunda do potenciômetro. Desta forma, a saída do comparador apresentará uma tensão proporcional ao aumento de corrente e ao ganho do comparador.

Por meio dos experimentos realizados com o circuito descrito acima, observou-se que a tensão de saída variou em torno de 0V a 4,3V. Esta tensão ultrapassa o limite de 3,3V suportado pelas entradas do PIC16F628A, portanto, para que esta entrada possa ser interpretada pelo microcontrolador sem danificá-lo, foi necessário diminuir este limiar.

Para isto, o potenciômetro foi ajustado de maneira que a tensão fosse maior que a tensão de referência de 1,2V. Desta forma, ao aumentar a tensão para 1,4V, percebeu-se que a saída do comparador excursionou de em torno de 0V a 3,5V. Assim, o microcontrolador será capaz de ler este nível de tensão.

3.1.2 Caracterização do termistor NTC 3950

O sensor utilizado para monitorar a temperatura do transistor de potência IRF540, do bloco de capacitores e do transformador localizado na placa de geração de radiofrequência foi o termistor NTC 3950, mostrado na Figura 9.



Figura 9 – Sensor de temperatura NTC 3950 de 100kΩ. Possui estabilidade de 1%, ou seja, garante que a variação das características de resistência em relação à temperatura, ao decorrer do tempo, não ultrapassará 0,1°C. Além disso, este termistor pode identificar uma faixa de temperatura que vai -40°C a 300°C.

Sua função é a detecção de temperaturas. Isto acontece porque, em sua composição existe um semicondutor que é capaz de variar sua resistividade de acordo com as mudanças de temperatura.

O NTC possui um coeficiente de temperatura negativo, portanto, a sua resistividade cai com o aumento da temperatura.

O principal motivo para sua utilização é que este tipo de sensor possui uma resistência de $100\text{k}\Omega$, por isso, a faixa de variação da resistência é ampla.

Para compreender a operação deste dispositivo, foi realizado o primeiro experimento indicado na Figura 10.



Figura 10 – Experimento realizado a fim de relacionar a mudança de temperatura à sua respectiva resistência, e assim adquirir uma curva que expressa o comportamento entre essas duas variáveis.

Fonte: Autoria própria

Utilizando um recipiente de plástico, o termistor foi fixado em uma de suas laterais, de modo que ficasse em contato com a água quente.

A água foi aquecida até o ponto de ebulição e depois colocada dentro do recipiente. Quando as medições iniciaram, a água se encontrava a uma temperatura de 84°C e finalizaram quando atingiu 35°C . As medidas foram realizadas de 1 em 1°C , e a curva que relaciona temperatura com sua respectiva resistência pode ser visualizada em Resultados.

Porém, para que a temperatura fosse identificada pelo PIC16F628A, as resistências encontradas tiveram de ser representadas em tensões correspondentes. Para isso, o experimento anterior foi repetido, mas o terminal que anteriormente estava ligado ao terra, desta vez foi conectado a um divisor de tensão formado pela resistência obtida pelo termistor e um resistor de $27\text{k}\Omega$, conforme o esquema da Figura 11, e de acordo com a

Equação 3.2

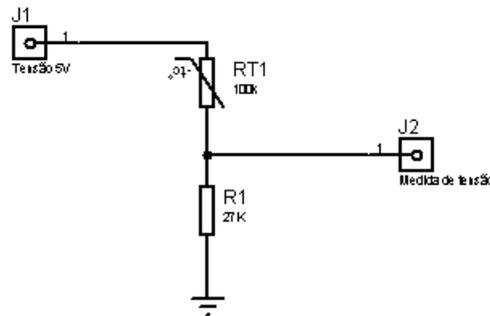


Figura 11 – Divisor de tensão utilizado para adquirir as medidas de tensão referentes à variação de resistência. Por meio do conector J1, o sensor é alimentado com 5V, e as medidas de tensão são obtidas por meio do conector J2. O resistor de 27kΩ foi escolhido de maneira que o divisor de tensão apresentasse uma tensão máxima de aproximadamente 3,5V, através da Equação 3.2.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Proteus

$$Medida(J2) = \frac{R1}{RT1} \times 5V(J1) \quad (3.2)$$

Finalmente, para a mesma variação de temperatura indicada no primeiro experimento, a tensão variou de 2,28V a 3,7V.

3.2 Caracterização do multiplexador HEF4052B

Conforme mencionado nos objetivos deste trabalho, para que o sistema de segurança seja eficiente e confiável, foram utilizados um sensor de corrente e dois sensores de temperatura para monitorar blocos críticos dos circuitos internos do SOFIA, como será descrito mais adiante.

Desta forma, considerando que foram utilizadas apenas uma entrada do PIC16F628A para a aquisição de medidas de corrente e temperatura, tornou-se necessária a utilização de um chip que permitisse a multiplexação dos sinais de tensão provenientes destes sensores, ou seja, um circuito integrado capaz de chavear os sinais conectados às suas entradas, e por meio da sua saída ligada à entrada analógica do microcontrolador, permitir que este possa realizar a leitura de um sinal por vez.

Por esta razão, o multiplexador HEF4052B, ilustrado na Figura 12 se tornou a opção mais viável e suficiente para atender esta aplicação. Este multiplexador possui dois blocos com quatro entradas e uma saída cada um, sendo que foram utilizadas as entradas

Y_{0B} (pino 1), Y_{1B} (pino 5), Y_{2B} (pino 2) e Y_{3B} (pino 4) para o sensor de corrente e os três sensores de temperatura, respectivamente. A saída utilizada foi a Z_B (pino 3), que foi ligada à entrada analógica RA0 (pino 17) do PIC16F628A.



Figura 12 – Diagrama dos pinos do multiplexador analógico de quatro canais HEF4052B, onde os pinos 1, 2, 4 e 5 se referem às entradas de leitura do sensor de corrente e dos sensores de temperatura, respectivamente, enquanto o pino 3 se refere à saída conectada ao PIC16F628A.

Fonte: (PHILIPIS, 1995)

Para a caracterização deste dispositivo, foram inseridas tensões de 5V para simular o nível lógico alto em suas entradas e através do nível das suas portas de seleção (A_0 e A_1), a saída apresentou valores de acordo com a Tabela 2.

Tabela 2 – Saída do multiplexador HEF4052B, de acordo com o nível lógico das portas de seleção A_0 e A_1 , por exemplo, quando $A_0=0$ e $A_1=0$, a saída apresentará o valor presente na entrada Y_{0B} . O mesmo acontece para as outras combinações de A_0 e A_1

A0	A1	Saída
0	0	Y_{0B}
0	1	Y_{1B}
1	0	Y_{2B}
1	1	Y_{3B}

Fonte: Adaptado de (PHILIPIS, 1995)

Primeiramente, as portas de seleção foram chaveadas por meio de tensões. Posteriormente, a seleção foi realizada por meio da programação do PIC16F628A.

3.2.1 Caracterização do conversor Analógico-Digital (AD)

O ADC tem como objetivo obter, em suas saídas, sinais digitais que correspondem ao sinal analógico das entradas AN0, AN1, AN2 e AN3 do microcontrolador. Como o PIC16F628A não possui esta função pré-definida, foi utilizado o Módulo Comparador (CMCON) da Figura 13, que realiza a comparação do sinal analógico de entrada com um valor de referência proveniente do Módulo de Referência de Voltagem (VRCON) da Figura 14.

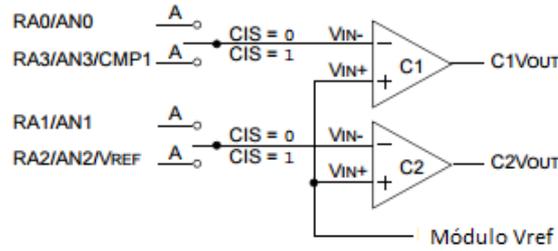


Figura 13 – Módulo comparador com entradas multiplexadas. A entrada utilizada é a RA0, que está conectada à saída do multiplexador HEF4052. Desta forma, V_{IN-} receberá o valor de tensão analógica proveniente de cada sensor, enquanto V_{IN+} apresentará o valor definido pelo Módulo de Referência de Voltagem (VRCON).

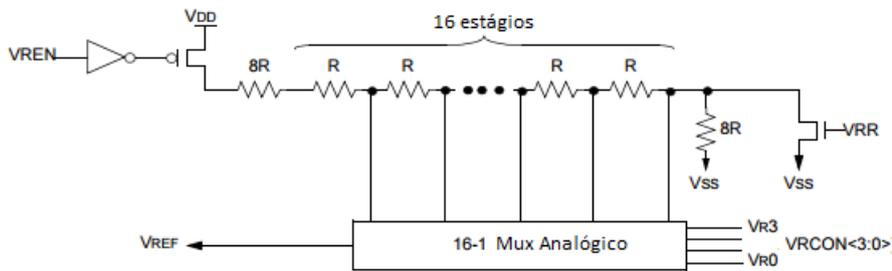


Figura 14 – Diagrama de blocos do módulo de referência de voltagem. Este módulo apresenta 16 estágios, ou seja, por meio do V_{DD} escolhido, o valor obtido através de cada estágio é enviado como valor de referência para o processo de comparação descrito anteriormente. Cada estágio é habilita os bits VR3 a VR0 do registrador VRCON. Esta será a saída digital referente a cada entrada analógica.

A escolha do valor de referência (V_{REF}) se dá por meio da equação 3.3, sendo $V_{DD} = 5V$. Este valor foi definido levando-se em consideração a tensão máxima obtida por meio da leitura dos sensores que fornecem dados de voltagem de acordo com as variações de corrente e temperatura.

$$V_{REF} = \left(V_{DD} \times \frac{1}{4} \right) + \frac{V_R < 3 : 0 >}{32} \times V_{DD} \quad (3.3)$$

Desta forma, quando a entrada analógica é menor que V_{REF} , a saída do comparador apresenta nível baixo (zero). Caso seja igual ou maior, a saída vai para nível alto (um). A partir disso, utilizou-se o método de aproximações sucessivas, também conhecido como método da iteração linear.

O bloco do registrador de aproximações sucessivas (SAR) é composto por duas entradas: uma para o sinal de entrada proveniente do comparador, e a outra para o contador, que realiza a iteração de 0 a 15. Quando a saída do comparador está em nível alto, o valor atual do contador é capturado. Esta é a representação digital para a entrada

naquele instante. Como foram utilizados 4 bits para a representação binária das saídas digitais, 16 representações são possíveis. A Tabela 3 mostra as voltagens das entradas analógicas e suas respectivas saídas digitais.

Tabela 3 – Representação binária para um conversor AD de 4 bits, onde cada valor de referência corresponde a uma representação.

VR3:VR0	V_{REF}
0000	0,00V
0001	0,21V
0010	0,42V
0011	0,63V
0100	0,83V
0101	1,04V
0110	1,25V
0111	1,46V
1000	1,67V
1001	1,88V
1010	2,08V
1011	2,29V
1100	2,50V
1101	2,71V
1110	2,92V
1111	3,13V

Fonte: Adaptado de (MICROCHIP, 1997)

3.3 Acionamento do relé de proteção

Quando utilizado junto a uma instalação ou a um sistema elétrico ou eletrônico, o relé tem como principal função permitir o funcionamento de equipamentos ou outros circuitos conectados ao mesmo.

Para o caso da aplicação em questão, o relé será utilizado para interromper o fornecimento de alimentação ao SOFIA quando for identificado uma corrente acima de 6A. Desta forma, a segurança e integridade do equipamento, dos profissionais médicos e do paciente, serão garantidas.

O relé utilizado para o desenvolvimento do projeto está ilustrado na Figura 15.



Figura 15 – Relé eletromagnético com um contato reversível, tensão da bobina de acionamento de 12V e corrente máxima de 10A.

Fonte: (HUINFINITO, 2017)

Este relé possui 5 pinos: dois destinados à alimentação e outros três que funcionam como um interruptor, ou seja, quando o relé não está sendo energizado, a tensão de 12V é liberada e o SOFIA permanece em funcionamento. Quando o relé é energizado, uma corrente originada no primeiro circuito passa pela bobina e um campo eletromagnético é gerado, acionando o relé e interrompendo a geração de potência.

Para um perfeito chaveamento do relé foi utilizado um transistor de junção bipolar (TBJ) BC548, conforme a topologia que se encontra na Figura 16.

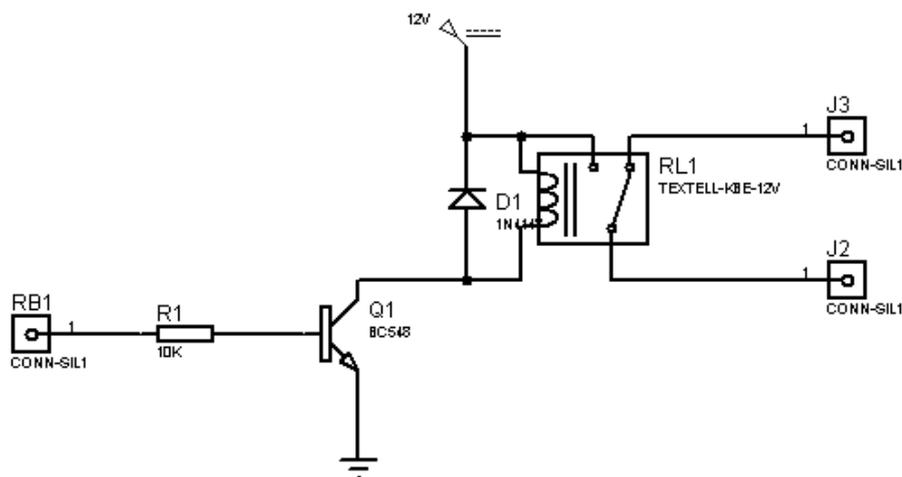


Figura 16 – Topologia utilizada para o acionamento do relé. O chaveamento depende da tensão que entra na base do transistor, que é fornecida pela porta RB1 do microcontrolador e definida por meio de programação.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Proteus

Quando uma corrente acima de 6A for identificada através do sensor de corrente, o PIC16F628A habilitará a porta RB1, a qual fornecerá 5V ao resistor presente na base do transistor. Assim, a diferença de potencial entre o pino conectado ao coletor do transistor

e o pino de alimentação do relé será igual a 12V, desta forma, ocorrerá a energização da bobina, e o relé interromperá a geração de potência.

3.4 Acionamento dos *coolers*

A maioria dos componentes e dispositivos utilizados em aplicações de eletrônica possuem uma temperatura ideal de operação, desta forma, o resfriamento de sistemas se torna essencial quando temperaturas elevadas são atingidas.

Além dos dissipadores que são utilizados no SOFIA, torna-se necessária a utilização de *coolers*. A Figura 17 mostra o dispositivo utilizado neste projeto.

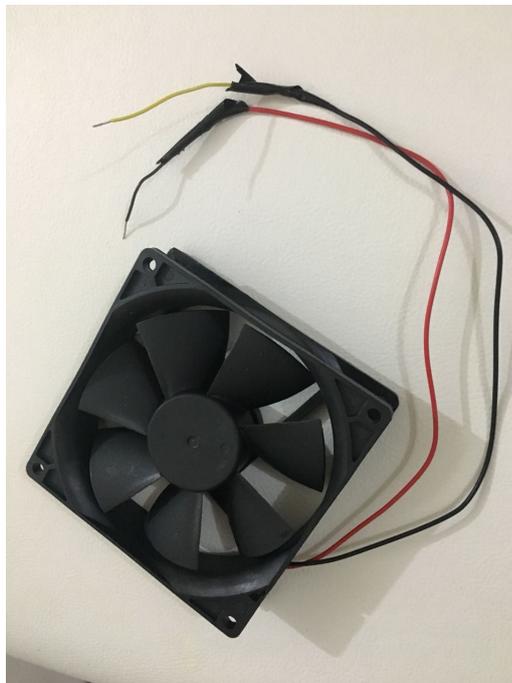


Figura 17 – Cooler com dimensões 92 cm X 92 cm X 25 cm, tensão de 12V, consumo de 1,80W e corrente de 0,15A, velocidade 2200 RPM e ruído de 26dB.

Fonte: Autoria própria

A topologia para acionamento dos *coolers* segue o mesmo princípio daquela usada para o acionamento do relé: o chaveamento por transistor.

Desta vez, foi utilizado o transistor TIP122 com topologia Darlington, visto que este tipo apresenta um ganho de corrente maior que os outros TBJ, necessário para o funcionamento de dois *coolers* simultaneamente.

Na Figura 18 está explanado o diagrama da topologia utilizada.

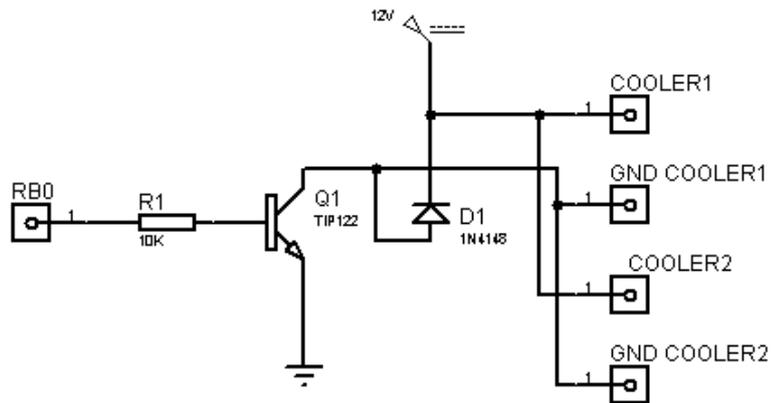


Figura 18 – Topologia utilizada para o acionamento do *coolers*. O chaveamento depende da tensão que entra na base do transistor, que é fornecida pela porta RB0 do microcontrolador e definida por meio de programação.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Proteus

É possível observar que o chaveamento do transistor também ocorre devido a tensão aplicada à base mas, desta vez, esta tensão é procedente da porta RB0 do PIC16F628A.

Parte IV

Resultados e Discussões

4 Resultados e Discussões

Neste capítulo, serão apresentados as informações decorrentes dos estudos realizados durante o desenvolvimento deste projeto. Serão esclarecidos os métodos utilizados para implementação das principais rotinas no PIC16F628A: conversor AD, transmissão de dados por meio da serial, e acionamento dos relés e dos *coolers*.

Além disso, serão apresentadas as curvas de comportamento dos módulos de conversão AD e dos sensores de corrente e temperatura, e os resultados obtidos por meio das rotinas mencionadas acima.

4.1 Rotinas do microcontrolador

O controle e as tomadas de decisões realizados pelo sistema de segurança foram desenvolvidos utilizando-se a linguagem Assembly. A compilação do código foi realizado por meio do software MPLAB.

Primeiramente, foi necessário definir as entradas, as saídas e variáveis utilizadas e inicializar o PIC16F628A com as configurações básicas para o projeto. Estas estão descritas na rotina CONF e podem ser observadas através do código que está em Anexo.

Após a inicialização das configurações, é fundamental zerar as portas onde estão conectados os relés e o *coolers*. Isto, porque quando o microcontrolador inicia o seu funcionamento, as portas configuradas como saída estão em nível lógico alto.

Logo após, ocorre a chamada das rotinas fundamentais que serão descritas nas próximas seções deste trabalho.

4.1.1 Rotina do conversor AD

A principal rotina desenvolvida tem o objetivo de realizar a conversão analógica-digital, e se chama `CONVERSION_ADC`. Seu funcionamento pode ser observado pelo fluxograma presente na Figura 19.

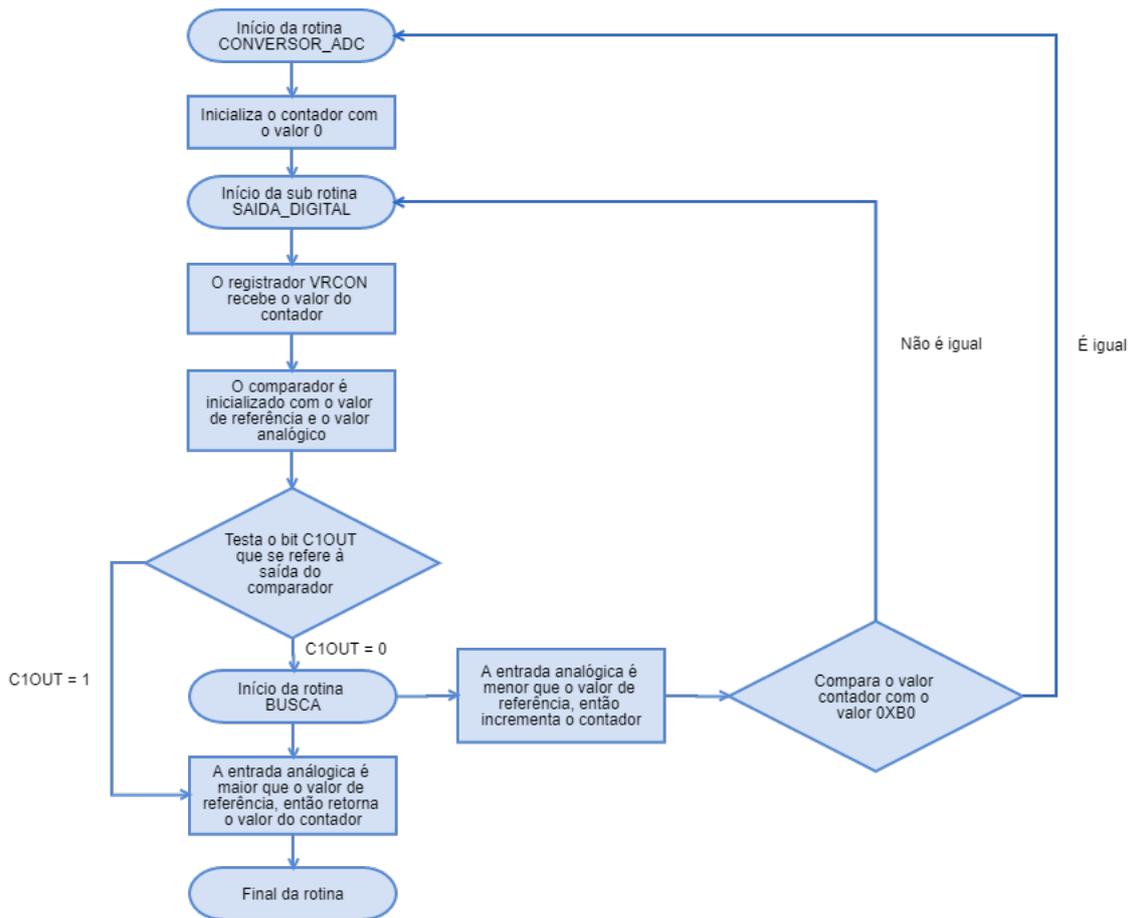


Figura 19 – Fluxograma da rotina do conversor AD. Basicamente, o conversor AD utiliza um comparador, que apresenta saída igual a 1 quando a entrada analógica é maior que o valor de referência. Caso contrário, a saída será 0 e então, inicia-se um *loop* de varredura, até que o valor referente à entrada analógica seja encontrado.

Fonte: Autoria própria utilizando o software online Cacco.

O comportamento desta rotina pode ser visualizado por meio do funcionamento dos LEDs conectados nas portas RB4, RB5, RB6 e RB7. A ordem de acionamento dos LEDs tem a função de representar as saídas digitais referentes ao valor analógico dos sensores.

Após a implementação desta rotina realizou-se testes para o levantamento da curva de comportamento do conversor AD. Os dados obtidos podem ser verificados por meio da Tabela 4.

Tabela 4 – Representação binária para um conversor AD de 4 bits, após os testes realizados com a rotina `CONVERSION_ADC`.

VR3:VR0	V_{REF}
0000	0,00V
0001	0,020V
0010	0,241V
0011	0,455V
0100	0,659V
0101	0,896V
0110	1,112V
0111	1,336V
1000	1,591V
1001	1,763V
1010	1,970V
1011	2,15V
1100	2,36V
1101	2,62V
1110	2,86V
1111	3,02V

Fonte: Autoria própria

É possível reparar que os valores encontrados experimentalmente divergem minimamente daqueles indicados na Tabela 3, que foi fornecida pelo *datasheet* do PIC16f628A. Estas pequenas divergências acontecem por causa dos erros humanos associados às medições e aos instrumentos utilizados.

De qualquer forma, a resolução deste conversor AD é satisfatória e suficiente para a leitura de uma ampla faixa de tensões.

Resolução é a menor quantidade de dados que pode ser convertida dentro da faixa dinâmica do sinal de entrada. É especificada pelo número de bits do conversor, e foi calculada por meio da Equação 4.1, onde N é o número de bits do conversor e 5 corresponde à tensão de alimentação.

$$Resolução = \frac{5}{2^N} = \frac{5}{2^4} = 312,5mV \quad (4.1)$$

Por fim, foi gerado um gráfico com as informações presentes na Tabela 4, com o intuito de verificar a linearidade do conversor implementado. O gráfico encontra-se na Figura 20.

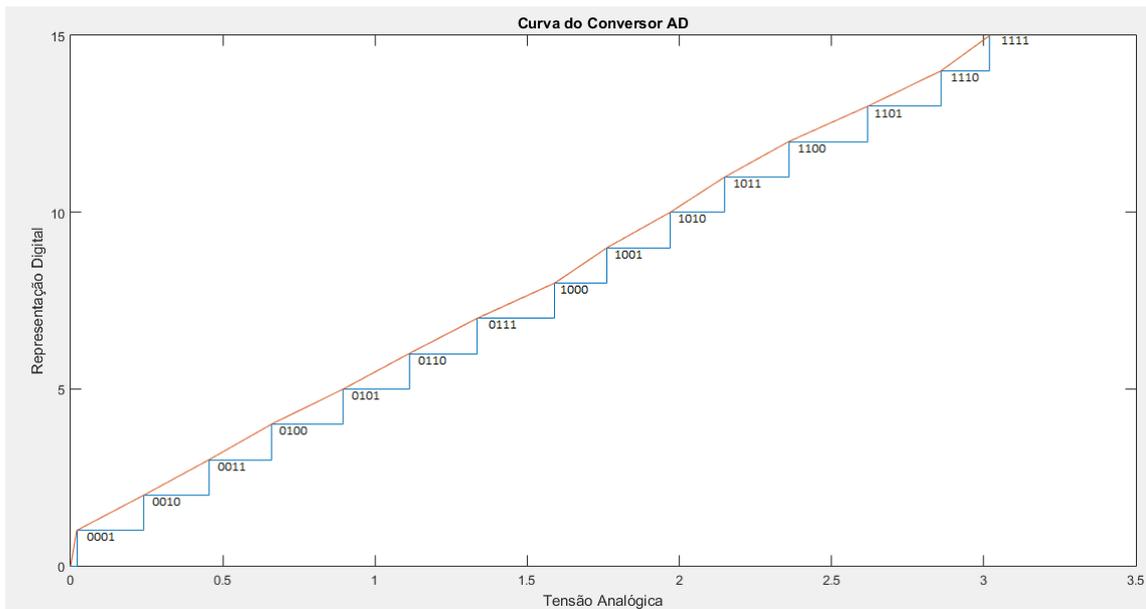


Figura 20 – Curva característica do conversor analógico-digital implementado no PIC16F628A. Durante os experimentos, percebeu-se que a excursão de tensão na qual havia mudanças no estado do conversor ocorreu entre 0V e 3,02V.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Matlab

A curva do conversor não apresenta comportamento perfeitamente linear, devido aos erros mencionados anteriormente. Porém, pode-se afirmar que o comportamento é satisfatório e suficiente para a conversão da tensão analógica em digital.

4.1.2 Rotina de transmissão serial

Outra rotina bastante importante é a que possibilita a comunicação serial entre o sistema de segurança e qualquer dispositivo que utilize o protocolo RS232.

Para esta aplicação é necessário apenas o protocolo de transmissão, visto que o objetivo da comunicação é informar qual dos sensores identificou o aumento excessivo de temperatura ou a causa do desligamento do SOFIA. Este tipo de função é importante para o monitoramento dos transistores, dos capacitores e do transformador; identificar avarias no funcionamento destes componentes; e, conseqüentemente, auxiliar na manutenção técnica do equipamento, quando for necessário.

No código, esta rotina é chamada TRANSMISSÃO, e está explicada através do diagrama de blocos da Figura 21.

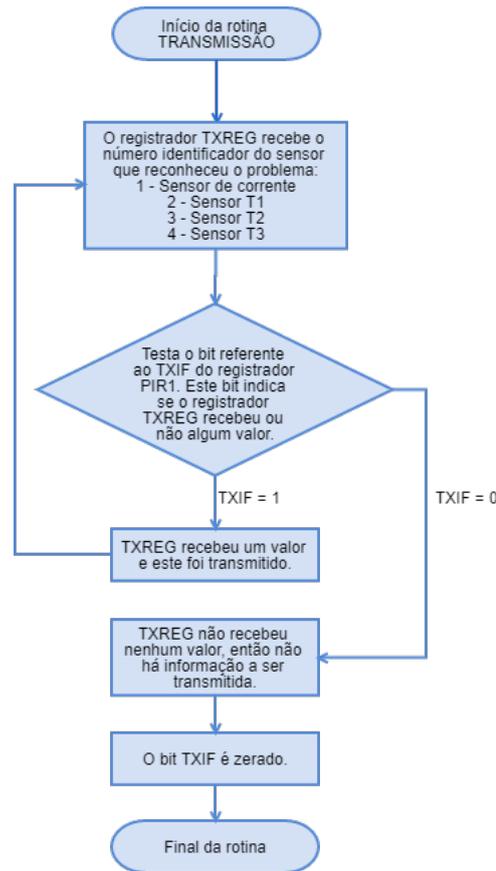


Figura 21 – Fluxograma da rotina de transmissão serial. O registrador TXREG é responsável por receber a informação a ser enviada pela serial. Já o registrador PIR1 contém as informações de interrupção do sistema, e o bit chamado TXIF indica se existe ou não dados a serem transmitidos.

Fonte: Autoria própria utilizando o software online Cacco.

Na Figura 22, estão apresentados os resultados obtidos. O módulo conversor CP2102 foi empregado para comunicação entre o computador e dispositivos como microcontroladores, módulos e outros equipamentos que utilizam comunicação via interface serial, por meio da USB. O software AccessPort foi utilizado para interpretação de caracteres enviados pelo sistema de segurança, de acordo com a tabela ASCII de conversão.

The figure displays three sequential screenshots of a serial terminal window. Each window has a 'Terminal' tab selected and a 'Monitor' tab. The first screenshot shows ASCII data being received, with addresses on the left and characters on the right. The second screenshot shows the same data in hexadecimal format, with addresses on the left and hex values on the right. The third screenshot shows another set of ASCII data with addresses on the left and characters on the right. Each window includes a 'Send' button and a 'Max Size < 64KB' indicator.

Figura 22 – Monitor serial do software utilizado para visualizar a transmissão de dados. Do lado direito, é possível observar os dados enviados no formato hexadecimal, conforme é indicado no código. Do lado esquerdo, encontra-se o carácter referente à tabela ASCII.

Fonte: Autoria própria utilizando o software AccessPort.

É possível observar que, quando o monitor serial do AccessPort identifica o número 1, isto indica que houve sobrecorrente no sistema; quando o número 2, 3 e 4 aparecem, quer dizer que os sensores T1, T2 e T3 detectaram temperatura superior a 60°C, respectivamente. A disposição dos sensores pode ser visualizada no esquemático da Figura 27.

4.1.3 Rotina de acionamento do relé

Para que o sistema de segurança seja eficiente, o acionamento do relé deve ocorrer, imediatamente, no momento em que uma sobrecorrente é identificada.

Para isso, foi necessário levantar uma curva que relacionasse a corrente monitorada

com a tensão de saída do LT1014, levando-se em consideração a topologia indicada na Figura 13. Assim, é permitido saber exatamente qual a tensão que se refere à corrente considerada como limite. Os dados levantados são mostrados na Tabela 5, e podem ser visualizados graficamente, por meio da Figura 23.

Tabela 5 – Tabela de entrada e saída do sensor de corrente. É possível observar que a tensão começou a aumentar a partir de uma corrente de 3,5A. Este valor foi calibrado de modo que, quando a corrente se aproximar de 6A, a tensão não ultrapasse 3,5V.

VR3:VR0	Corrente	Tensão
0000	0,00A	0,00V
0001	0,00A	0,08V
0010	3,50A	0,36V
0011	3,63	0,52V
0100	3,88A	0,78V
0101	4,06A	0,97V
0110	4,28A	1,19V
0111	4,41A	1,36V
1000	4,61A	1,65V
1001	4,81A	1,77V
1010	5,03A	2,02V

Fonte: Autoria própria

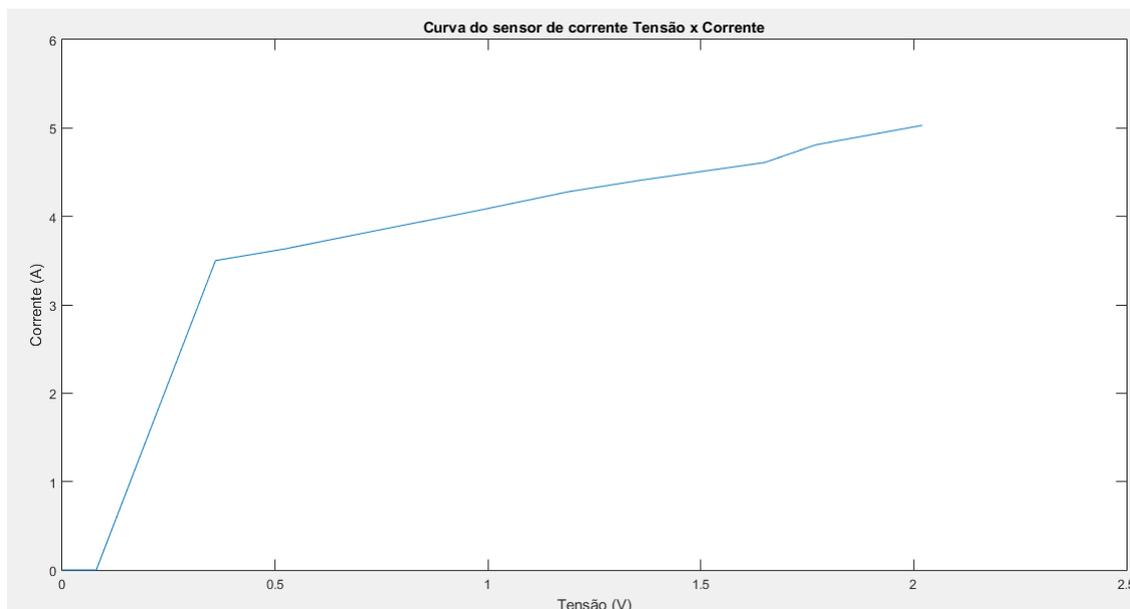


Figura 23 – Curva característica do sensor de corrente, que relaciona a corrente de entrada com a saída do módulo da Figura 13. Percebe-se que a tensão aumenta conforme a corrente também aumenta.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Matlab

Desta forma, levando-se em consideração que foi necessário utilizar uma fonte de tensão comum para simular a corrente que será monitorada, para fins demonstrativos, o limite considerado para os experimentos foi de 5A. Este é o valor máximo de corrente que este tipo de fonte pode fornecer. A representação binária para 6A estará em torno 1111 que, em hexadecimal, corresponde à 0xAF. Este foi o valor considerado no código final.

O fluxograma que mostra o funcionamento da rotina ACIONAMENTO_RELE está na Figura 24.

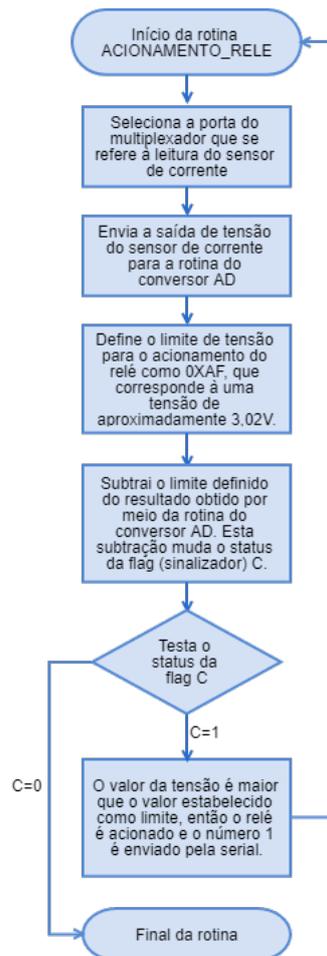


Figura 24 – Fluxograma da rotina de acionamento do relé. A flag C mencionada no fluxograma se refere a um sinalizador que indica se o resultado da operação de subtração é positivo ou negativo. Esta flag é fundamental para identificar o momento em que o relé deve ser acionado.

Fonte: Autoria própria utilizando o software online Cacco.

4.1.4 Rotina de acionamento dos *coolers*

A rotina de acionamento dos *coolers* é muito parecida com a rotina implementada para o acionamento do relé.

Também foi realizado o levantamento da curva que relaciona temperatura e tensão dos sensores de temperatura NTC 3950, na configuração indicada pela Figura 11.

A curva Tensão x Temperatura aparece na Figura 25.

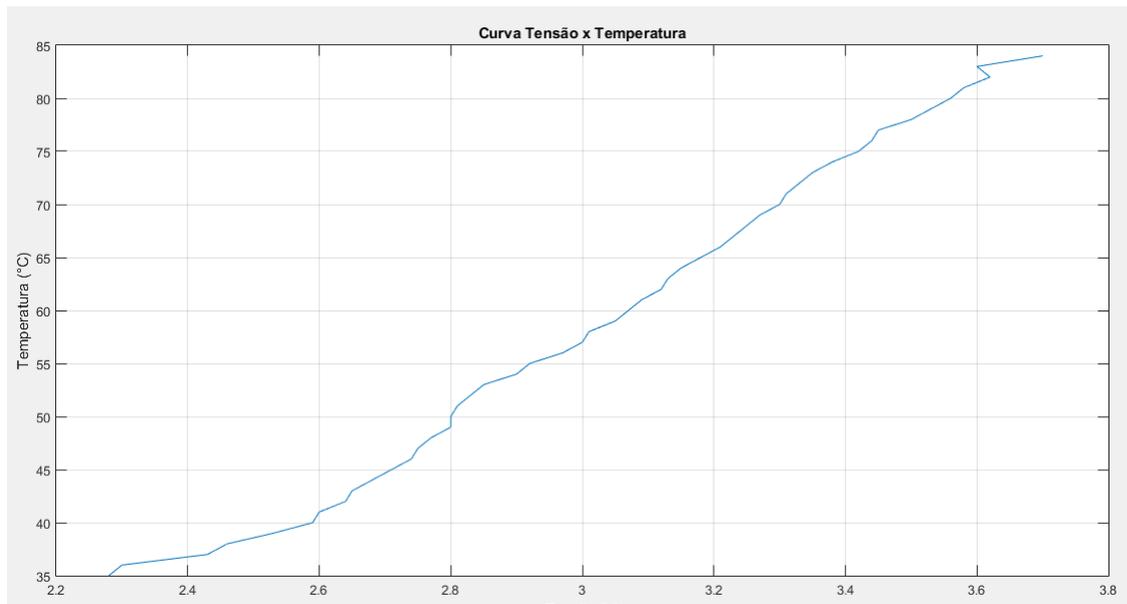


Figura 25 – Curva característica do sensor de temperatura NTC 3950 de 100k Ω . Os testes foram realizados com temperaturas entre 35°C a 84°C. Esta curva indica que a tensão identificada pelo divisor da Figura 11 aumenta proporcionalmente à temperatura.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Matlab

Como explicado anteriormente, em um sensor NTC, a curva que relaciona temperatura e resistência tem coeficiente negativo. Porém, como tensão e resistência são inversamente proporcionais, a curva da Figura 25 apresenta um coeficiente positivo, ou seja, a tensão aumenta com o aumento de temperatura. Estas informações estão de acordo com as pesquisas realizadas na literatura.

Por fim, o fluxograma de acionamento dos *coolers* está ilustrado na Figura 26.

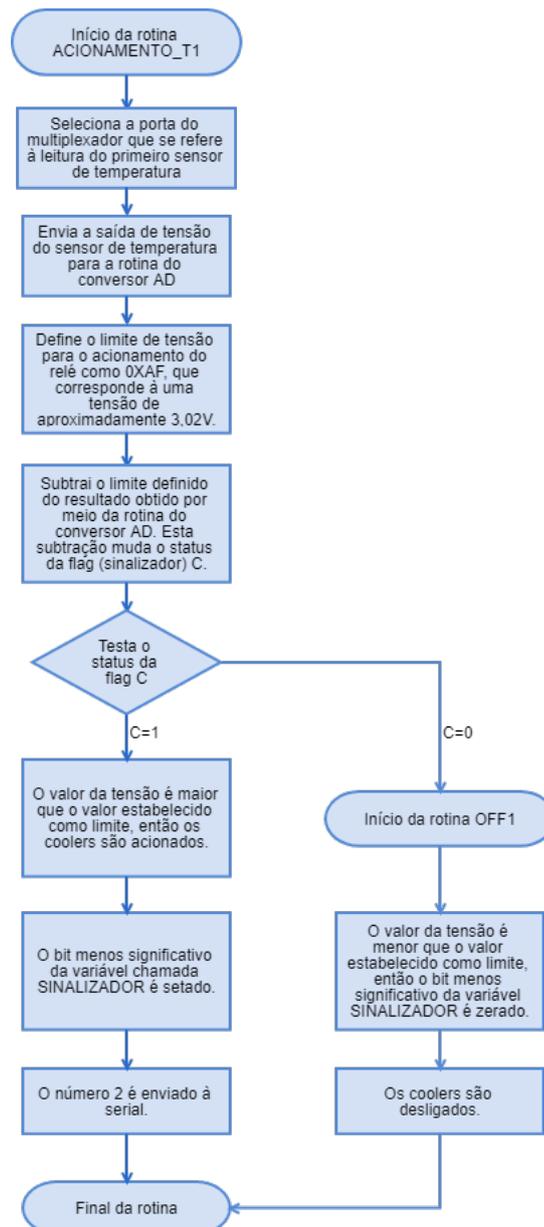


Figura 26 – Fluxograma da rotina de acionamento dos *coolers*. A variável SINALIZADOR é utilizada para que, uma vez que os *coolers* sejam ligados por meio de um sensor, estes somente desliguem quando o mesmo sensor identificar a normalização da temperatura.

Fonte: Autoria própria utilizando o software online Cacco.

A rotina de acionamento é semelhante para todos os sensores de temperatura, com exceção dos valores que são enviados via comunicação serial, como foi mencionado na seção 4.1.2. Isto pode ser verificado no código em Anexo.

valores de seleção, conforme indicado na seção de caracterização do multiplexador. A saída do multiplexador está conectada ao pino 17 do PIC16F628A.

O PIC16F628A habilita duas saídas, pinos 6 e 7, que são destinadas ao acionamento dos *coolers* e do relé, respectivamente; e outra saída, pino 8, reservada para a transmissão de dados, por meio da comunicação serial.

Os LEDs conectados aos pinos 10, 11, 12 e 13 são utilizados apenas para a visualização do funcionamento do conversor AD e para reparos que se fizeram necessários durante a construção do circuito.

Após a implementação do esquemático do circuito e dos testes realizados em *prototype*, verificou-se que o funcionamento ocorreu conforme o esperado: para uma corrente acima de 6A, o relé é acionado, interrompendo a geração de potência; já com relação à temperatura, foi escolhido 60°C como limite, após a análise do *datasheet* dos componentes monitorados.

Desta forma, optou-se pelo desenvolvimento da placa de circuito impresso (PCI) para aumentar a robustez do sistema e diminuir as interferências causadas pelo ambiente. O *layout* da placa foi confeccionado utilizando a ferramenta ARES do software Proteus, e foi projetada em dupla face, a fim de diminuir o seu tamanho final. O layout de ambas as faces pode ser visualizado por meio das Figuras 28 e 29.

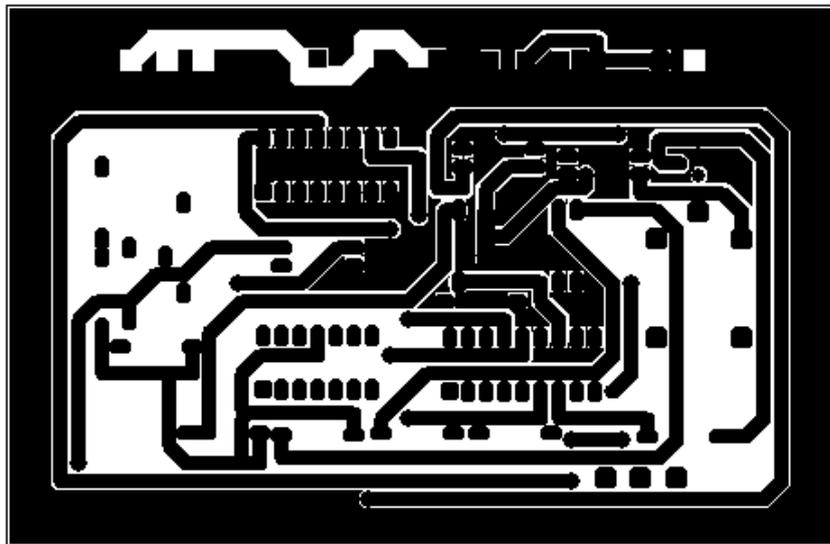


Figura 28 – Face superior da PCI, projetada utilizando-se a ferramenta ARES, no software Proteus. Nesta face encontram-se todos os componentes utilizados para a construção da placa: resistores, circuitos integrados, relé e conectores.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Proteus

A impressão da PCI foi realizada por meio da técnica de fresagem, que consiste em remover o contorno das trilhas fazendo uso de uma fresa guiada por uma máquina

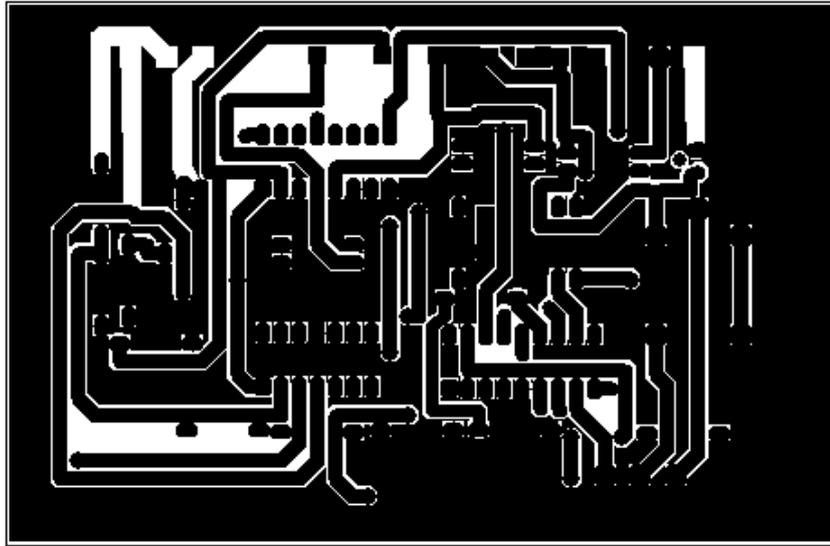


Figura 29 – Face superior da PCI, projetada utilizando-se a ferramenta ARES, no software Proteus. Nesta face não existe nenhum componente, porém a maioria das soldagens para fixação se encontram aqui. A parte escura da placa, se refere ao plano de terra.

Fonte: Autoria própria utilizando o software Proteus

chamada fresadora industrial de PCI (LUCCA, 2013). Na Figura XXXXX, encontra-se a placa dupla face de fenolite após a impressão do circuito, soldagem dos componentes e fixação em um suporte para melhorar a robustez e a apresentação.

Parte V

Conclusão

5 Conclusão

O sistema de segurança interno em equipamentos elétricos e eletrônicos é de fundamental importância para a proteção dos profissionais que o manuseiam. Quando se trata de um EEM, o risco também envolve o paciente que está sendo submetido ao procedimento médico. Normalmente, estes indivíduos apresentam estado de saúde bastante debilitado, o que faz com que até os menores riscos se tornem perigosos. Os riscos vão desde pequenos choques elétricos até queimaduras graves.

O trabalho teve como meta elaborar um sistema de segurança para o equipamento de ablação hepática SOFIA, desenvolvido pela Universidade de Brasília, a fim de evitar o aquecimento excessivo dos componentes internos, e que sobrecorrentes decorrentes de mau funcionamento prejudiquem a saúde do paciente.

Tendo em vista, as pesquisas realizadas na literatura e as análises desenvolvidas após a elaboração do sistema de segurança para o equipamento médico de ablação hepática SOFIA, pode-se afirmar que o projeto desenvolvido por meio deste trabalho atendeu às exigências mínimas para a preservação da seguridade dos profissionais e pacientes.

Além disso, o desligamento da geração de potência durante a ocorrência de sobrecorrente e o acionamento do sistema de refrigeração quando há sobreaquecimento, não só garante a proteção das pessoas em contato com o equipamento, mas também garante a integridade dos circuitos internos e daqueles conectados ao SOFIA, de forma que nenhum dispositivo seja danificado pelo excesso de corrente ou temperatura elevada durante seu funcionamento.

Com relação ao sistema de refrigeração constituído pelos *coolers*, o fato destes serem acionados apenas quando há detecção de temperatura excessiva, garante economia de energia elétrica, principalmente se for considerada a utilização do SOFIA à longo prazo.

A respeito da utilização de um microcontrolador para realizar as tarefas propostas, esta se mostrou uma opção bastante vantajosa por apresentar exatidão nos processos de conversão de grandezas e precisão no momento de tomada de decisões. O microcontrolador escolhido apresenta tamanho reduzido e pode substituir uma grande quantidade de componentes que seriam necessários sem a sua utilização. Este fato permitiu que o módulo de segurança apresentasse dimensões mais compactas.

Já a comunicação serial é de grande interesse na identificação dos eventos que interrompem o funcionamento normal do SOFIA, além de facilitar a manutenção técnica do equipamento, visto que é possível identificar o problema de forma imediata.

Por fim, as análises e caracterizações dos sensores utilizados, bem como a im-

plementação do conversor AD, trouxeram contribuições para o entendimento do funcionamento destes dispositivos. Desta forma, este trabalho pode colaborar com trabalhos futuros que necessitem destes componentes em seu desenvolvimento.

Referências

- ABIMO. Associação brasileira da indústria de artigos e equipamentos médicos, odontológicos, hospitalares e de laboratórios. 2017. Disponível em: <<https://abimo.org.br/institucional/historico/>>. Citado na página 28.
- AMARAL, F. G. d. S. do; ALBERTO, J. G. C. et al. O método de newton-raphson no cálculo do tir. *UNOPAR Científica Ciências Exatas e Tecnológicas*, v. 11, n. 1, 2015. Citado na página 42.
- ARAUJO, R. R. de; FERREIRA, G. M.; SCHUMANN, R. Revisão simplificada de análise não linear e a sua aplicação em programa computacional ansys®. *Projectus*, v. 1, n. 2, p. 88–97, 2017. Citado na página 42.
- BARBOSA, A. T. R.; IAIONE, F.; WENDLING, R. F. Um sistema de segurança elétrico hospitalar interligado por rede sem fio. *XXVII SIMPÓSIO BRASILEIRO DE TELECOMUNICAÇÕES*, 2009. Citado na página 33.
- BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, v. 6, n. 1, 2011. Citado na página 41.
- BARÚQUI, F. A. P. Eletrônica iv. *Apostila, DEL/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ–Brasil*, 2012. Citado na página 32.
- BERTOLI, G. d. C. Sistemas fotovoltaicos de geração de energia: comparação de desempenho entre um sistema com rastreamento solar e um sistema estático. *Trabalho de Conclusão Curso (Graduação em Engenharia Elétrica)–Faculdade de Engenharia. Universidade Estadual Paulista, Bauru (SP)*, 2012. Citado na página 38.
- BLÖMER, F. Aquisição e transmissão de dados através da porta serial para controle de sistemas de automação. *REPOSITÓRIO DE RELATÓRIOS-Sistemas de Informação*, n. 2, 2014. Citado na página 45.
- BORBA, B. de et al. Otimização de software multiplataforma e crítico em desempenho para monitoração de geradores. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 34.
- BRANDOLIM, R. et al. *Sistema embarcado de ultra-som com doppler pulsado: desenvolvimento das interfaces*. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 45.
- BRASIL. Parecer técnico-científico: Sistema de ablação por radiofrequência no tratamento cirúrgico da fibrilação atrial. Brasília - DF, Brasil, p. 6, 2009. Citado na página 29.
- CAMPAGNOLO, M. I. Avaliação da cauterização completa da luz tubária com diferentes potências de eletrocoagulação bipolar para esterilização feminina. 2012. Citado na página 33.

CAPUCHO et al. Segurança do paciente: comparação entre notificações voluntárias manuscritas e informatizadas sobre incidentes em saúde. *Revista Gaúcha de Enfermagem*, v. 34, n. 1, p. 164–172, 2013. Citado na página 30.

CHASE; OTAVIO; ALMEIDA, F. Sistemas embarcados. *Mídia Eletrônica. Página na internet*: < *www. sbajovem. org/chase*>, capturado em, v. 10, n. 11, 2007. Citado na página 38.

CÁRDENAS, J. V. C. Nanoportadores poliméricos para el tratamiento de carcinomas hepáticos. Madrid, Espanha, p. 5, 2016. Citado na página 29.

DAVID, R. P. Desenvolvimento de software emulador de terminal de vídeo compatível com pc de baixo custo. 2010. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 45.

DECKMANN, S. M.; POMILIO, J. A. Avaliação da qualidade da energia elétrica. *Campinas: UNICAMP*, 2010. Citado na página 30.

DINIZ, P. S.; SILVA, E. A. da; NETTO, S. L. *Processamento Digital de Sinais-: Projeto e Análise de Sistemas*. [S.l.]: Bookman Editora, 2014. Citado na página 41.

ELETRONICS, T. Start here with pic16f628a. 2017. Acessado em: 22-11-2017. Citado na página 39.

ESSS. Predição de falhas em componentes eletrônicos. *Engineering Simulation and Scientific Software (ESSS)*, p. 1–2, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

ESTEVEVES, F. M. Análise das características de operação e desempenho de micro jatos sintéticos. Universidade do Vale do Rio dos Sinos, 2012. Citado na página 32.

FAGUNDES, A. M. et al. Manutenibilidade, rcm. *XXXI ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO Inovação Tecnológica e Propriedade Intelectual: Desafios da Engenharia de Produção na Consolidação do Brasil no Cenário Econômico Mundial*, 2011. Citado na página 31.

FÁVERO, E. M. d. B. Organização e arquitetura de computadores. 2016. Citado na página 37.

FERNANDES, T. G.; PANAZIO, A. N. Do analógico ao digital: amostragem, quantização e codificação. *II Simpósio de Iniciação Científica da Universidade Federal do ABC-SIC-UFABC*, 2009. Citado na página 42.

FLORENCE, G.; CALIL, S. J. Uma nova perspectiva no controle dos riscos da utilização de tecnologia médico-hospitalar. Campinas - SP, Brazil, p. 6, 2005. Citado na página 30.

FOROUZAN, B. A. *Comunicação de dados e redes de computadores*. [S.l.]: AMGH Editora, 2009. Citado na página 44.

FRAGATA, J. I. Erros e acidentes no bloco operatório: revisão do estado da arte. *stress*, v. 6, p. 7, 2010. Citado na página 30.

GEORG, W. S.; FILHO, W. B. Simulação da radiação térmica em cavidades não isotérmicas. Instituto Politécnico, 2004. Citado na página 31.

- GOMES, M. A. et al. Hepatocellular carcinoma: epidemiology, biology, diagnosis, and therapies. 2013. Disponível em: <https://ac.els-cdn.com/S2255482313705113/1-s2.0-S2255482313705113-main.pdf?_tid=cf0237ce-bd8b-11e7-84c6-00000aab0f6b&acdnat=1509379563_8e70f6c079cdb6e853290d814bbdc42e>. Citado na página 29.
- GUL, S.; AFTAB, N. A comparison between risc and cisc microprocessor architectures. *IJSEAT*, v. 4, n. 5, p. 254–259, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- HINRICHSEN, S. L. et al. Gestão da qualidade e dos riscos na segurança do paciente: estudo-piloto. Pernambuco - PE, Brasil, p. 2, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- HUINFINITO. Rele 1polo 12v. 2017. Acessado em: 23-01-2018. Citado na página 56.
- JR, B. S. Estudo teórico-prático de parâmetros técnicos e fisiológicos utilizados em eletrocirurgia, visando a otimização do desenvolvimento e performance de um bisturi eletrônico. *Curitiba: Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná*, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 33.
- JÚNIOR, C.; CALDEIRA, A. Um estudo experimental sobre aspectos operacionais de processo de transferência de calor aplicados ao resfriamento de componentes eletrônicos. 2017. Citado na página 32.
- JÚNIOR, L. F. C. Sistema de aquisição e gerenciamento de dados sobre acidentes de trânsito através do uso da tecnologia de geoprocessamento. 2004. Citado na página 45.
- JUNIOR, M. A. F. R. et al. Resultados da ablação por radiofrequência de tumores hepáticos: experiência de 134 casos. *Einstein (São Paulo)*, v. 6, n. 4, p. 439–444, 2008. Citado na página 34.
- JUNIOR, M. O.; DUARTE, R. d. O. Apostila sobre introdução ao projeto com microcontroladores e programação de periféricos. *Departamento de Engenharia Eletrônica–Escola de Engenharia–Universidade Federal de Minas Gerais*, 2011. Citado na página 42.
- KUWABARA, C. C. T.; ÉVORA, Y. D. M.; OLIVEIRA, M. M. B. de. Gerenciamento de risco em tecnovigilância: construção e validação de instrumento de avaliação de produto médico-hospitalar. In: *Revista Latino-Americana de Enfermagem*. [S.l.: s.n.], 2010. v. 18, p. 1–9. Citado na página 30.
- LACERDA, E. G. M. d. *Análise não-linear de treliças pelo método dos elementos finitos posicional*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2014. Citado na página 43.
- LEHNEN, M. V. Caracterização fluidodinâmica e térmica de jatos sintéticos. Universidade do Vale do Rio dos Sinos, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.
- LIMA, A. L. d. et al. Desenvolvimento de um sistema para aquisição e processamento de sinais utilizando a plataforma tivawaretm para aplicações em smart grid. Universidade Federal da Paraíba, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 41 e 42.
- LOURENÇO, S. R.; SILVA, T. A. F.; FILHO, S. Captureba da S. Um estudo sobre os efeitos da eletricidade no corpo humano sob a égide da saúde e segurança do trabalho. *Exacta*, Universidade Nove de Julho, v. 5, n. 1, 2007. Citado na página 32.

- LUCCA, J. *Plotter de baixo custo para prototipação de placas de circuito impresso*. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2013. Citado na página 72.
- LUPINACCI, R. M. et al. Manejo atual das metástases hepáticas de câncer colorretal - recomendações do clube do fígado de são paulo. Rio de Janeiro, Brasil, p. 251–260, 2013. Citado na página 29.
- MARMITT, G. P. Análise de desempenho com a paralelização do cálculo de números perfeitos em arquitetura arm, x86 e intel xeon phi. 2017. Citado na página 37.
- MARQUES, A. B.; ANTUNES, A.; ALVES, F. C. Equipamentos médico-hospitalares: uma análise do ambiente de negócio e da estrutura industrial. *artigo apresentado no XVI Simpósio de Administração da Produção, Logística e Operações Internacionais, São Paulo*. Available at: http://www.simpoi.fgvsp.br/arquivo/2013/artigos/E2013_T00231_PCN72834.pdf (accessed February 28, 2014), 2013. Citado na página 28.
- MARQUES, M. P. Desenvolvimento de um eletrodo expansível de Níquel-titânio para ablação hepática por radiofrequência. Brasília - DF, Brasil, p. 26, 2016. Citado na página 29.
- MARTINS, N. A. Sistemas microcontrolados. *Uma abordagem com o Microcontrolador PIC 16F84*. Editora Novatec Ltda, 1ª edição, 2005. Citado na página 38.
- MEHL, E. L. Do transistor ao microprocessador. *S/d. Coletânea online de artigos acadêmicos, prof. Mehl*. Disponível em: http://www.eletrica.ufpr.br/mehl/historia_1.pdf http://www.eletrica.ufpr.br/mehl/historia_2.pdf http://www.eletrica.ufpr.br/mehl/historia_3.pdf http://www.eletrica.ufpr.br/mehl/historia_4.pdf, 2013. Citado na página 37.
- MENDES, G. H. de S.; TOLEDO, J. C. de. Gestão do pré-desenvolvimento de produto: estudo de casos na indústria de equipamentos médico-hospitalares. *Production, SciELO Brasil*, v. 22, n. 3, p. 391–404, 2012. Citado na página 28.
- MENDES, W. et al. The assessment of adverse events in hospitals in brazil. In: *International Journal for Quality in Health Care*. [S.l.: s.n.], 2009. v. 21, p. 279–284. Citado na página 30.
- MICROCHIP. Section 19. voltage reference. 1997. Acessado em: 23-01-2018. Citado na página 55.
- MICROCHIP. Microchip microchip technology inc. 2017. Acessado em: 12-11-2017. Citado na página 38.
- MICROCHIP. Pic16f627a/628a/648a data sheet. 2017. Acessado em: 12-11-2017. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 40.
- MONTEIRO, E. C.; LESSA, M. L. A metrologia na Área de saúde: Garantia da segurança e da qualidade dos equipamentos eletromédicos. Rio de Janeiro - RJ, Brasil, p. 51–60, 2005. Citado na página 29.

- OLIVEIRA, A. A.; CARVALHO, F. K.; ANDRADE, L. C. V. de. Tukolk: Um jogo de console utilizando a plataforma arduino. UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- OLIVEIRA, R. L. d. *Elaboração de algoritmo com formulação não linear geométrica para cálculo de treliças tridimensionais*. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.
- PHILIPIS. Hef4052b msi dual 4-channel analogue multiplexer/demultiplexer data sheet. 1995. Acessado em: 07-01-2018. Citado na página 53.
- PIDONE, L. A. Utilização das diretivas rohs e weee para equipamentos eletromédicos fabricados no brasil. São Paulo - SP, Brasil, p. 14, 2011. Citado na página 28.
- PIERONI, J. P.; REIS, C.; SOUZA, J. O. B. de. A indústria de equipamentos e materiais médicos, hospitalares e odontológicos: uma proposta de atuação do bndes - complexo industrial da saúde - bndes setorial, n.31. p. 197, 2010. Disponível em: <<http://www.bndes.gov.br/SiteBNDES/export/sites/default/bndes_pt/Galerias/Arquivos/conhecimento/bnset/set3105.pdf>>. Citado na página 28.
- POUSO, M. T. P. Sistema de automação e controle de um sistema de irrigação. 2012. Citado na página 41.
- PRATES, C. C.; BANDEIRA, D. L. Aumento de eficiência por meio do mapeamento do fluxo de produção e aplicação do índice de rendimento operacional global no processo produtivo de uma empresa de componentes eletrônicos. *Gestão e produção. São Carlos, SP. Vol. 18, n. 4 (out./dez. 2011), p. 705-718*, 2011. Citado na página 31.
- PRINTGREEN3D. Sensor de corriente efecto hall acs712 20a. 2018. Acessado em: 23-01-2018. Citado na página 50.
- QUANTICA. Sensor de corriente efecto hall acs712 20a. 2017. Acessado em: 08-01-2018. Citado na página 48.
- REIS, F. G. d. Análise de dissipadores térmicos para componentes eletrônicos de alta potência em um equipamento embarcado em aeronave. 2013. Citado na página 32.
- RIBEIRO, G. d. S. R.; SILVA, R. C. d.; FERREIRA, M. d. A. Technologies in intensive care: causes of adverse events and implications to nursing. *Revista brasileira de enfermagem*, SciELO Brasil, v. 69, n. 5, p. 972–980, 2016. Citado na página 30.
- RIBEIRO, M. A. F. et al. Ablação por radiofrequência de tumores hepáticos primários e metastáticos: Experiência em 113 casos. São Paulo - SP, Brasil, p. 38–44, 2007. Citado na página 29.
- RICARDO, E. F.; SOUZA, F. N. de. *Faculdade de Engenharia, Arquitetura e Urbanismo Curso de Engenharia Elétrica/Eletrônica*. Tese (Doutorado) — Universidade do Vale do Paraíba, 2014. Citado na página 45.
- SANCHES, D. *Interferência Eletromagnética EMI*. [S.l.]: Clube de Autores, 2010. Citado na página 31.

SANTOS, D. dos; GARCIA, M. V. R. Desenvolvimento de equipamento didático para aplicação das técnicas de controle de processo. *Caleidoscópio*, v. 1, n. 6, p. 116–132, 2015. Citado na página 41.

SANTOS, G. T. D.; FILHO, V. H. D. O.; ROSA, A. F. P. Aplicação de um modelo de riscos concorrentes a dados de garantia de um equipamento eletroeletrônico. *XXIII SIMPÓSIO DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO Gestão de Operações em Serviços e seus Impactos Sociais*, 2016. Citado na página 31.

SANTOS, V. E. L. dos et al. Análise de qualidade de voz de chamadas voip para diferentes codecs em links terrestre e satélite. 2014. Citado na página 42.

SARTORI, H. C. et al. Metodologia de projeto para a maximização da eficiência de conversores estáticos. *Anais do XX Congresso Brasileiro de Automática*, 2014. Citado na página 31.

SILVA, A. E. V. Projeto de conversor analógico-digital de baixo consumo de potência para aparelhos auditivos. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 43 e 44.

SILVA, D. R. C. *Engenharia clínica: manutenção de equipamentos de eletromedicina*. Tese (Doutorado), 2015. Citado na página 33.

SILVA, D. R. d. Conversor analógico digital de 10 bits utilizando arquitetura pipeline e tecnologia cmos. Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2015. Citado 2 vezes nas páginas 43 e 44.

SILVA, F. G.; ANDRADE, J. J. de O. Análise de falhas de equipamentos da indústria metal-mecânica como subsídio para estabelecimento de atividades de manutenção. *Revista ESPACIOS/ Vol. 37 (Nº 12) Año 2016*, 2016. Citado na página 31.

SILVA, J. M. P. d. *Porting do compilador LLVM com o frontend Clang para uma nova arquitetura de processador*. Tese (Doutorado), 2013. Citado na página 37.

SOMMERVILLE, I. Engenharia de software-8ª edição (2007). *Ed Person Education*, 2007. Citado na página 34.

SOUSA, A. C. C. d. et al. Comunicação de dados e protocolos em robôs modulares auto-reconfiguráveis. 2016. Citado na página 44.

SOUZA, F. Arduino: Rs-232/rs-485 - hardware. 2015. Citado na página 46.

SOUZA, N. Z. d. Análise experimental e desenvolvimento de um modelo numérico simplificado para um trocador de calor compacto para resfriamento de componentes eletrônicos. Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2014. Citado na página 31.

SPALDING, L. et al. Análise da corrente elétrica para supervisão de segurança em equipamentos eletromédicos durante procedimento cirúrgico. Passo Fundo - RS, Brazil, p. 3, 2004. Disponível em: <<http://telemedicina.unifesp.br/pub/SBIS../CBIS2004/trabalhos/arquivos/287.pdf>>. Citado na página 32.

VILANA, R. et al. Carcinoma hepatocelular: diagnóstico, estadificación y estrategia terapéutica. 2010. Disponível em: <http://webcir.org/revistavirtual/articulos/septiembre11/espana/esp_espanol_a.pdf>. Citado na página 29.

XAVIER, L. d. S. G. Segurança elétrica na cirurgia. 2017. Citado na página [33](#).

YEE, R. P. Aplicabilidade de sistemas de refrigeração por compressão mecânica de vapor na mesoescala: uma análise termodinâmica. 2017. Citado na página [32](#).

Anexos

ANEXO A – Programação do Sistema de Segurança do Equipamento SOFIA

```
;----- Arquivos incluídos no projeto -----  
#INCLUDE <P16F628A.INC> ;Inclui o arquivo do PIC  
;----- Paginação de memória -----  
#DEFINE BANK0 BCF STATUS, RP0 ;Cria um mnemônico para banco 0  
#DEFINE BANK1 BSF STATUS, RP0 ;Cria um mnemônico para banco 1  
;----- Vetor de reset -----  
ORG 0x00 ;Origem no endereço 0000h de memória  
GOTO INICIO ;Desvia do vetor de interrupção  
;----- Vetor de interrupção -----  
;(CASO HAJA UMA INTERRUPÇÃO ACIDENTAL)  
ORG H'0004' ;Todas as interrupções apontam para este endereço  
RETFIE ;Retorna da interrupção  
;----- Entradas -----  
#DEFINE ENT_AN PORTA, RA0  
;----- Saídas -----  
#DEFINE LED7 PORTB, RB6  
#DEFINE LED6 PORTB, RB4  
#DEFINE LED5 PORTB, RB5  
#DEFINE LED4 PORTB, RB7  
#DEFINE S0 PORTA, RA6  
#DEFINE S1 PORTA, RA7  
#DEFINE RELE PORTB, RB3  
#DEFINE COOLERS PORTB, RB0  
;----- Definição de variáveis -----  
CBLOCK 0X20
```

```

CONT
TEMP
TEMP2
MINUTO
SEGUNDO
SAIDA
SINALIZADOR
SINALIZADOR1
SINALIZADOR2
ENDC

;##### ROTINAS #####
;----- Configurações -----

CONF:
    BANK1 ;Seleciona o banco 1 de memória
    MOVLW B'00001111' ;W=B'0000 1111'
    MOVWF TRISA ;TRISA = R0 a R3 são entradas e R4 a R7 são saídas
    MOVLW B'00000000' ;w = B'0000 0000'
    MOVWF TRISB ;TRISB = todas as portas são saídas
    MOVLW B'00000101' ;W= B'0000 0101
    MOVWF OPTION_REG ;Habilita os pull-up internos, desabilita as interrup-
ções nas bordas de subida dos regs., TIMER0 dividindo o clock em 64
    MOVLW B'00000000' ;W = B'0000 0000'
    MOVWF INTCON ;Interrupção desabilitada
    MOVLW 0xA6 ;enable VREF
    MOVWF VRCON
    BANK0 ;Seleciona o banco 0 de memória
    MOVLW 0X02 ;Define a configuração de comparador (101)
    MOVWF CMCON
    CALL DELAY_10MS

;----- Registradores da Serial -----

```

```

BANK0 ;Seleciona o banco 0
MOVLW B'11011000' ;Máscara de recepção
MOVWF RCSTA ;Máscara inserida no registrador de recepção
BANK1 ;Seleciona o banco 1
MOVLW B'00100100' ;Máscara de transmissão
MOVWF TXSTA ;Habilita transmissão assíncrona, seta BRGH
MOVLW 0x19 ;0X19 = 9600BPS(0X0C=19200BPS)
MOVWF SPBRG ;Configura o Baud Rate
RETURN

;————— Delay de 10ms —————
DELAY_10MS:
    MOVLW .10
    MOVWF TEMP2
    DECFSZ TEMP2,F
    GOTO $-1
    RETURN

;————— Delay de 1s —————
DELAY_1S:
    BANK0
    MOVLW .250
    MOVWF MINUTO
    MOVLW .250
    MOVWF SEGUNDO
    DECFSZ SEGUNDO,F
    GOTO $-1
    MOVLW .250
    MOVWF SEGUNDO
    DECFSZ MINUTO,F
    GOTO $-5
    MOVLW .250

```

```
MOVWF MINUTO
DECFSZ TEMP,F;
GOTO $-4
RETURN
```

;----- Conversor AD - Entrada Analógica -----

```
CONVERSOR_ADC:
MOVLW 0XA0
MOVWF CONT
```

```
SAIDA_DIGITAL:
MOVF CONT,W
BANK1
MOVWF VRCON
BANK0
CALL DELAY_10MS
BTFSS CMCON,C1OUT
GOTO BUSCA
MOVF CONT,W
RETURN
GOTO CONVERSOR_ADC
```

```
BUSCA:
INCF CONT,F
MOVLW 0XB0
XORWF CONT,W
BTFSS STATUS,Z
GOTO SAIDA_DIGITAL
GOTO CONVERSOR_ADC
RETURN
```

;----- Comunicação Serial -----

TRANSMISSAO:

BANK0

MOVWF TXREG

BTFSC PIR1, TXIF

GOTO \$-2

BCF PIR1, TXIF

RETURN

;----- Saida para os 4 LEDs -----

;Pode ser usado no multiplexador

MAX_SIG_PORTB:

MOVWF SAIDA

SWAPF SAIDA,F

BSF LED4

BTFSS SAIDA,4

BCF LED4

BSF LED5

BTFSS SAIDA,5

BCF LED5

BSF LED6

BTFSS SAIDA,6

BCF LED6

BSF LED7

BTFSS SAIDA,7

BCF LED7

RETURN

;----- - Varredura dos sensores -----

LER_ADC:

CALL CONVERSOR_ADC

CALL MAX_SIG_PORTB

MOVWF CONT

RETURN

ACIONAMENTO_RELE:

BCF S0

BCF S1

CALL LER_ADC

MOVLW 0XA7

SUBWF CONT,F

BTFSS STATUS,C ;C=1 é positivo

RETURN

BSF RELE

MOVLW 0X31

CALL TRANSMISSAO

GOTO ACIONAMENTO_RELE

ACIONAMENTO_T1:

BSF S0

BCF S1

CALL LER_ADC

MOVLW 0XA7

SUBWF CONT,F

BTFSS STATUS,C ;C=1 é positivo

GOTO OFF1

BSF COOLERS

BSF SINALIZADOR,0

MOVLW 0X32

CALL TRANSMISSAO

RETURN

OFF1:

BCF SINALIZADOR,0

RETURN

ACIONAMENTO_T2:

BCF S0

BSF S1

CALL LER_ADC

MOVLW 0XA7

SUBWF CONT,F

BTFSS STATUS,C ;C=1 é positivo

GOTO OFF2

BSF COOLERS

BSF SINALIZADOR1,0

MOVLW 0X33

CALL TRANSMISSAO

RETURN

OFF2:

BCF SINALIZADOR1,0

RETURN

ACIONAMENTO_T3:

BSF S0

BSF S1

CALL LER_ADC

MOVLW 0XA7

SUBWF CONT,F

BTFSS STATUS,C ;C=1 é positivo

GOTO OFF3

BSF COOLERS

BSF SINALIZADOR2,0

MOVLW 0X34

CALL TRANSMISSAO

RETURN

OFF3:

BCF SINALIZADOR2,0

RETURN

;##### ROTINA PRINCIPAL #####

INICIO:

CALL CONF

BCF RELE

BCF SINALIZADOR,0

BCF SINALIZADOR1,0

BCF SINALIZADOR2,0

BCF COOLERS

BANK0

L:

CALL ACIONAMENTO_RELE

BCF RELE

CALL ACIONAMENTO_T1

CALL ACIONAMENTO_T2

CALL ACIONAMENTO_T3

S:

BTFSS SINALIZADOR,0

GOTO S_1

GOTO L

S_1:

BTFSS SINALIZADOR1,0

GOTO S_2

GOTO L

S_2:

BTFSS SINALIZADOR2,0

BCF COOLERS

GOTO L

;—————- Fim do programa —————

END