

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Maria Carolina Tagliari Peres

PLATAFORMA DE AQUECIMENTO PARA AUXÍLIO NA
FABRICAÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS

Passo Fundo

2018

Maria Carolina Tagliari Peres

PLATAFORMA DE AQUECIMENTO PARA AUXÍLIO NA FABRICAÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Adriano Luís Toazza.

Passo Fundo

2018

Maria Carolina Tagliari Peres

Plataforma de aquecimento para auxílio na fabricação de próteses dentárias

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Adriano Luís Toazza.

Aprovado em ____ de _____ de_____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Adriano Luís Toazza - UPF

Prof. Me. Edson Santos Acco - UPF

Prof. Dr. Paulo Sérgio Corrêa Molina – UPF

AGRADECIMENTOS

Agradeço as minhas mãe e tia, por todo o apoio, compreensão, incentivo e carinho que me propiciaram no decorrer do curso, principalmente nos momentos mais frágeis, sempre acreditando no meu potencial. A minha irmã, Marcelli, por ser sempre minha companheira e fazer com que meus dias sejam mais alegres.

Agradeço a todos os professores, por todo apoio, pelo conhecimento repassado durante esses anos e por sempre que possível estarem a disposição para auxiliar nos questionamentos, em especial ao professor Doutor Adriano Luís Toazza, por ter aceitado ser meu orientador e por toda ajuda que me foi oferecida durante a realização deste projeto.

Agradeço as dentistas, Daniele Salvalaggio e Cláudia Silveira Soccol Bertol, e meu supervisor de estágio, o Engenheiro Eletricista Tadeu Paulo Pin, por todo o material emprestado e o apoio na realização deste trabalho. A todos os protéticos que me incentivaram e induziram na confecção do protótipo, em especial ao Rudnei José da Silva Bertol que sempre esteve a disposição para me ajudar, com ideias e com os testes laboratoriais.

Agradeço por fim, a todos os meus amigos e colegas, por toda ajuda, conhecimento e palavras de afeto e carinho a mim oferecidos, pois tornaram esses anos mais felizes e as dificuldades mais superáveis.

“É muito melhor lançar-se em busca de conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota”.

Theodore Roosevelt

RESUMO

As próteses dentárias são equipamentos com a finalidade de reconstrução bucal, podendo substituir gengiva e arcada dentária, devolvendo ao paciente funções mastigatórias, fonéticas e a autoestima. A fabricação delas possui várias etapas, e nas suas essenciais, início e término, faz a utilização de aquecimento de materiais, ceras e fluídos para polimento. Com o intuito de melhorar e ajudar o protético nesse processo, esse trabalho apresenta um equipamento capaz de aquecer ambos os materiais, separadamente, através de um equipamento com quatro recipientes com controle de temperatura individuais. Para o controle da temperatura da cera e do fluído, o projeto utilizará de sensores de temperatura e um microcontrolador que fica atualizando e comparando as temperaturas atuais com as programadas pelo protético, verificando quanto tempo que o sistema de aquecimento deve permanecer ligado ou a necessidade de deixá-lo desligado. O protético tem a função de ajustar quais e quantas cubas funcionarão e suas temperaturas pretendidas, por intermédio de uma interface com botões e um display LCD, não precisando observar se a matéria-prima atingiu a fluidez esperada, no caso das ceras, ou se atingiu a temperatura ideal para a imersão da prótese para o acabamento, no caso do fluído de polimento químico.

Palavras-Chave: Próteses dentárias, equipamentos, aquecimento, temperatura, programação.

ABSTRACT

The dental prostheses are equipment for the purpose of buccal reconstruction, being able to replace gingiva and dental arches, giving back to the patient masticatory, phonetic and self-esteem functions. Their manufacture of them has several stages, and in its essentials, beginning and end, makes use of heating materials, waxes and fluids for polishing. In order to improve and assist the prosthetist in this process, this work presents an equipment capable of heating both materials, separately, through an equipment with four containers with individual temperature control. To have a wax and fluid temperature control, the project uses temperature sensors and a microcontroller that updates and compares current temperatures with those programmed by the user, verifying how long the heating system must remain on or need to leave it turned off. The technician has the function of adjusting which and how many vats will work and their desired temperatures, through a button-based interface and a 4x20 LCD display, not needing to observe if the raw material has reached the expected fluidity, in the case of waxes, or the ideal temperature for the immersion of the prosthesis to the finish in the case of the chemical polishing fluid.

Keywords: Dental prostheses, equipment, heating, temperature, programming.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - CONEXÃO DA COROA AO ANÁLOGO	17
FIGURA 2 – PRÓTESES TOTAIS REMOVÍVEIS	18
FIGURA 3- INTERMÉDIOS INSTALADOS.....	19
FIGURA 4 - PRÓTESES TOTAIS FIXAS (A) METALOCERÂMICA E (B) METALOPLÁSTICA	19
FIGURA 5 - PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS.....	19
FIGURA 6 - PRÓTESE PARCIAL FIXA	20
FIGURA 7 - SOBREDENTADURA	21
FIGURA 8 - BARRA FUNDIDA PARA PRÓTESE TOTAL INFERIOR FIXA	22
FIGURA 9 - PRÓTESE EM CERA	22
FIGURA 10 - BICO DE BUNSEN	23
FIGURA 11 - AQUECEDORES DE CERA PARA LABORATÓRIO DENTÁRIO	23
FIGURA 12 - PRÓTESE SENDO PREPARADA PARA A ACRILIZAÇÃO	24
FIGURA 13 - PRÓTESE ACRILIZADA E POLIDA.....	24
FIGURA 14 - POLIDORA QUÍMICA (NÃO FABRICADA MAIS).....	25
FIGURA 15 - POLIDORA QUÍMICA	25
FIGURA 16 - CASQUETE DE CERA PLÁSTICA SENDO REMOVIDO DO TROQUEL.....	26
FIGURA 17 - CURVA TÍPICA DO TERMISTOR PTC; CURVA TÍPICA DO TERMISTOR NTC.....	27
FIGURA 18 - CURVAS DOS TERMOPARES (TEMPERATURA X MILIVOLTS).....	28
FIGURA 19 - ESQUEMA DE UMA TERMORESISTÊNCIA.....	28
FIGURA 20 - TERMOSTATO COM DISCO DE PAR BIMETÁLICO.....	29
FIGURA 21- SENSOR DE TEMPERATURA LM35	30
FIGURA 22 - GRÁFICO DE LINEARIDADE DO SENSOR	30
FIGURA 23 - EXEMPLO DE ISOLANTE TÉRMICO	31
FIGURA 24 - ESPESURAS DOS MATERIAIS EM MM	32
FIGURA 25 - OPERAÇÃO DE CONTROLE POR CICLOS INTEIROS.....	37
FIGURA 26 - FOTOGRAFIAS DO PROTÓTIPO	39
FIGURA 27 – FOTOGRAFIAS DOS COMPARTIMENTOS DO PROTÓTIPO	40
FIGURA 28 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO PROJETO	40
FIGURA 29 - DISPLAY 4X20	41
FIGURA 30 - CIRCUITO DOS BOTÕES	41
FIGURA 31 - CIRCUITO DETECTOR DE PASSAGEM POR ZERO.....	42
FIGURA 32 - SINAL DE SAÍDA DO CIRCUITO.....	43

FIGURA 33 - TIVA EK-TM4C123GXL LAUNCHPAD.....	44
FIGURA 34 - CIRCUITO ISOLADOR	44
FIGURA 35 - CIRCUITO DE POTÊNCIA	45
FIGURA 36 - RESISTÊNCIA UTILIZADA.....	46
FIGURA 37 - ESQUEMA DE LIGAÇÃO DO SENSOR DE TEMPERATURA	46
FIGURA 38 - SENSOR DE TEMPERATURA NO PROTÓTIPO.....	47
FIGURA 39 - FONTE DC	47
FIGURA 40 - FLUXOGRAMA DO PROGRAMA PRINCIPAL	48
FIGURA 41 - FLUXOGRAMA DA INTERRUPÇÃO PELO USUÁRIO	48
FIGURA 42 - FLUXOGRAMA DA INTERRUPÇÃO PELO DETECTOR DE PASSAGEM POR ZERO	49
FIGURA 43 - FLUXOGRAMA DA INTERRUPÇÃO PELO TIMER.....	49
FIGURA 44 - TELA INICIAL DAS TEMPERATURAS	50
FIGURA 45 - TELA DE ESCOLHA DE TEMPERATURA	51
FIGURA 46 - PLACA DE BOTÕES	52
FIGURA 47 - PLACA DE POTÊNCIA	53
FIGURA 48 - SAÍDA DO DETECTOR SEM CORREÇÃO	54
FIGURA 49 - SAÍDA DO DETECTOR COM CORREÇÃO	54
FIGURA 50 - DETECTOR DA PASSAGEM POR ZERO	54
FIGURA 51 - ACIONAMENTO DO SISTEMA DE AQUECIMENTO	55
FIGURA 52 - PLACA DE COMANDO	56
FIGURA 53 - COMPARTIMENTO DAS PLACAS	56
FIGURA 54 - COMPARTIMENTO DE AQUECIMENTO	57
FIGURA 55 - PROTÓTIPO	57
FIGURA 56 – TERMÔMETRO DE REFERÊNCIA.....	58
FIGURA 57 - GRÁFICO DE COMPARAÇÃO DAS TEMPERATURAS	59

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - COMPARAÇÃO DAS TEMPERATURAS	58
TABELA 2 - ERROS DAS TEMPERATURAS.....	59

LISTA DE SIGLAS

CI – Circuito integrado

NTC – Coeficiente negativo de temperatura

PTC – Coeficiente positivo de temperatura

SCR – Retificador controlado de silicio

TRIAC – Triode for Alternating Current

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 OBJETIVO GERAL	14
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
1.3 JUSTIFICATIVA	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 PRÓTESES DENTÁRIAS	16
2.1.1 Tipos de próteses	17
2.1.1.1 <i>Prótese unitária sobre implante</i>	17
2.1.1.2 <i>Prótese total removível</i>	17
2.1.1.3 <i>Prótese total fixa sobre implante</i>	18
2.1.1.4 <i>Prótese parcial removível</i>	19
2.1.1.5 <i>Prótese parcial fixa implantossuportada</i>	20
2.1.1.6 <i>Overdentures ou Sobredentaduras</i>	20
2.1.2 Confeção	21
2.2 SENSORES DE TEMPERATURA	26
2.2.1 Termistores	27
2.2.2 Termopares	27
2.2.3 Termoresistências	28
2.2.4 Par Bimetálico	29
2.2.5 Sensores eletrônicos	29
2.3 ISOLAMENTO TÉRMICO	31
2.3.1 Características de um bom isolante	31
2.3.2 Materiais isolantes básicos	32
2.3.3 Formas dos isolantes	33
2.3.4 Aplicações e suas problemáticas	33
2.4 SISTEMAS DE AQUECIMENTO	33

2.4.1 Aquecimento resistivo	34
2.4.2 Aquecimento indutivo	34
2.4.3 Aquecimento dielétrico	35
2.5 MÉTODOS DE CONTROLE DE POTÊNCIA	35
2.5.1 Controle de fase	36
2.5.2 Controle por ciclos inteiros	37
3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	39
3.1 ESTRUTURA MECÂNICA / PROTÓTIPO	39
3.2 HARDWARE	40
3.2.1 Dados de entrada	40
3.2.2 Detector de passagem por zero	42
3.2.3 Microcontrolador	43
3.2.4 Circuito de isolamento	44
3.2.5 Circuito de potência	45
3.2.6 Sistema de aquecimento	45
3.2.7 Sensor de temperatura	46
3.2.8 Fonte de alimentação	47
3.3 FIRMWARE	48
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
4.1 PLACA DOS BOTÕES	52
4.2 PLACA DE POTÊNCIA	52
4.2.1 Detector de passagem por zero	53
4.2.2 Acionamento do sistema de aquecimento	55
4.3 PLACA DE COMANDO	55
4.4 PROTÓTIPO	56
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	61
REFERÊNCIAS	62

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia atual, conjunto de técnicas empregadas para implantar ou reimplantar dentes, concentra-se na aparência geral do paciente, devolvendo a este as características e funções mastigatórias, estéticas e fonéticas, além de recompor e proteger funções articulares, contribuindo não apenas para uma interação social melhorada, mas também para a autoconfiança e autoestima. Assim, os procedimentos implantares estéticos foram se modernizando, surgindo novos métodos e tipos, juntamente com a necessidade e a procura da sociedade (ROMÃO JUNIOR; BATTAGLINI, 2012).

Com essa evolução as próteses dentárias foram divididas entre implante dentário, prótese parcial fixa ou removível, prótese total fixa ou removível e sobredentadura, cada uma utilizando-se de técnicas e materiais específicos para a sua montagem e finalização, ocasionando o avanço dos equipamentos e instrumentos necessários na fabricação das mesmas (FREITAS; OLIVEIRA; GONTIJO, 2013).

Tais equipamentos são utilizados na soldagem e modelamento de ligas metálicas, na polimerização, reação que induz as moléculas do acrílico formarem uma macromolécula, dificultando sua quebra, e no aquecimento de materiais. O aquecimento é utilizado em mais de uma etapa da construção da prótese, desde seu início, a ceroplastia, modelagem em cera de gengiva e/ou dentes, e o enceramento de *coping*, molde da área que receberá o implante unitário, coroa, até a sua finalização com o banho químico, que faz o polimento das peças acrilizadas (ASKARY, 2010).

Ambos materiais utilizados, cera e fluído para polimento, necessitam de determinadas temperaturas de derretimento e aquecimento, consecutivamente, para se obter os resultados desejados. A fluidez da cera, depende diretamente da modelagem que será executada, facilitando o trabalho realizado, e a temperatura do fluído influencia no acabamento da peça de acrílico e seu embelezamento (ASKARY, 2010).

1.1 OBJETIVO GERAL

Projetar uma plataforma com suporte para quatro cubas que auxiliarão no derretimento e aquecimento de ceras e fluídos para banho químico, com funcionamento microcontrolado e temperaturas concedidas através do ajuste do operador, protético, que também pode escolher quantas e quais cubas estarão aquecendo no momento.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Projetar hardware de medição e controle de temperatura;
- b) Projetar hardware de aquecimento;
- c) Desenvolver firmware de controle sobre o processo de aquecimento;
- d) Desenvolver firmware de interação com o usuário;
- e) Construir um protótipo que possa ser utilizado nos laboratórios de próteses.
- f) Realizar testes individuais de hardwares e firmware, e do protótipo finalizado.

1.3 JUSTIFICATIVA

Com o aumento da demanda de próteses dentárias, devido as pessoas estarem mais preocupas com a sua saúde bucal e aparência física, os protéticos precisam que o tempo de fabricação destas seja reduzido e facilitado. Uma plataforma de aquecimento microcontrolada, além de redução do tempo de trabalho, propiciada uma vez que as ceras estarão sempre derretidas na temperatura desejada para cada trabalho, não necessitando pausas de processo para derretimento utilizando outros equipamentos, também ocasionará uma economia de matéria prima.

A economia de material, ocorre mais visivelmente na fase de polimento do acrílico, porque o mesmo necessita de dois banhos químicos para se obter o resultado desejado. Devido a isso, o protótipo reservará duas cubas para essa etapa da peça, já que o primeiro banho serve para retirada de resíduos que contaminam o líquido manipulado, e o segundo banho para a finalização da prótese, economizando tanto em material, não havendo a necessidade de trocar os fluídos, como em equipamentos, sendo dispensável a compra de mais deles.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, serão apresentados os conhecimentos fundamentais para o entendimento e desenvolvimento deste trabalho, tais como próteses dentárias, tipos, fabricação e equipamentos atuais, sensores de temperatura, isolamento térmico, modos de aquecimentos e seus sistemas de controle.

2.1 PRÓTESES DENTÁRIAS

Os seres humanos contemplam e buscam o belo, pois inconscientemente, representa saúde, equilíbrio e bem-estar físico, mental e social. Atualmente, existem muitas pessoas insatisfeitas com o próprio sorriso, o que as tornam inseguras e com baixa autoestima pelo fato de não se adequarem nos valores impostos pela sociedade. Essa insatisfação, envolve vários motivos, porém o paciente não possui uma percepção refinada para dizer o que de fato está em desacordo com a harmonia (ROMÃO JUNIOR; BATTAGLINI, 2012).

O aumento da valorização estética se deve a excessiva competitividade da sociedade, que superestima a aparência das pessoas para serem aceitas. Ocasionalmente um crescimento na busca pela aparência harmônica e equilibrada que, associada ao avanço dos materiais odontológicos e técnicas, tem possibilitado aos profissionais diversas opções de tratamento (ROMÃO JUNIOR; BATTAGLINI, 2012).

Segundo Fuller, Pimentel e Peregoy (2014), além da estética, os dentes são elementos imprescindíveis para uma alimentação saudável e nutritiva, pois a falta destes, faz com que as pessoas optem por comidas mais moles e fáceis de engolir, ocasionando com o tempo perda de apetite e musculatura facial. Eles também são muito importantes para a fala, devido serem um dos órgãos articuladores passivos envolvidos na fonética, que é influenciada pela disposição e espaçamento dos dentes na boca.

Os sons que dependem da dentição, são os labiodentais, produzidos pela obstrução parcial do ar, com a aproximação do lábio inferior e a arcada dentária superior, como o f e o v, e os dentais/alveolares, produzidos pelo toque da língua na parte de trás dos dentes superiores ou nos alvéolos, como t, d, s, z, l, n, r, j. Quando um adulto não possui mais os dentes, ele volta a falar feito bebê, com palavras emboladas, afetando na sua socialização (SEARA; NUNES; LAZZAROTTI, 2011).

As próteses dentárias são estruturas, aparelhos, que são destinados a reconstrução e reposição dos dentes danificados ou perdidos, devolvendo ao paciente as características e funções mastigatórias, estéticas e fonéticas, além de recompor e proteger funções articulares (FREITAS; OLIVEIRA; GONTIJO, 2013). As próteses podem ser diferenciadas entre removíveis e fixas.

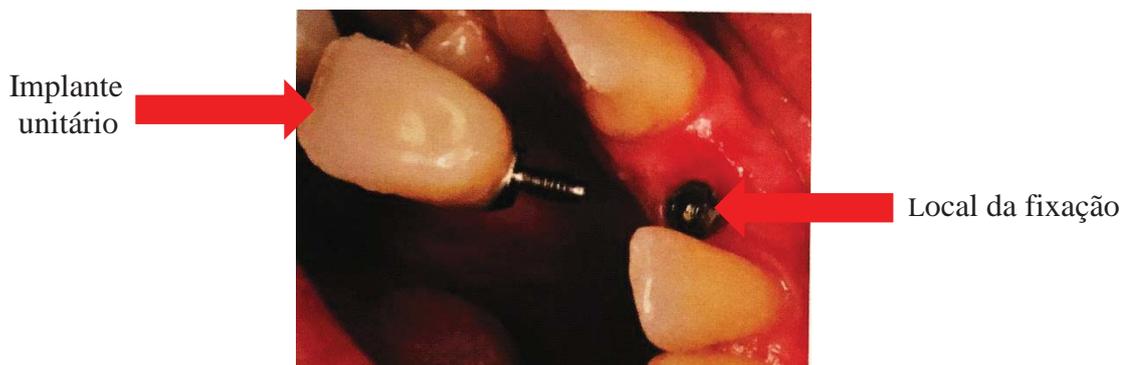
2.1.1 Tipos de próteses

Além de poderem ser removíveis ou fixas, as próteses são subdivididas em total removível ou fixa sobre implantes, parcial removível ou fixa implantossuportada, implante dentário e sobredentadura.

2.1.1.1 Prótese unitária sobre implante

A coroa sobre implantes é indicada para preservação do restante dos dentes. O paciente pode optar pela troca de toda a arcada, com dentes unitários, o que resulta no melhor resultado estético, porém, maior tempo de adaptação e cicatrização (ROCHA, 2012). Na Figura 1, pode ser visualizada uma coroa unitária e seu respectivo lugar para a fixação.

Figura 1 - Conexão da coroa ao análogo



Fonte: Rocha (2012)

2.1.1.2 Prótese total removível

A prótese total removível é a mais conhecida, também denominada dentadura, esta prótese substitui todos os dentes perdidos, juntamente com os tecidos circunvizinhos, gengiva. Ela não possui uma eficiência mastigatória elevada, da ordem de 20% em relação a natural,

porém, facilita a higienização das estruturas bucais remanescentes (FREITAS; OLIVEIRA; GONTIJO, 2013).

Atualmente, oferecem uma aparência melhor e maior conforto quando comparada a de alguns anos atrás, a prótese superior cobre todo o palato e a prótese inferior é confeccionada na forma de ferradura, permitindo espaço livre para acomodar a língua, como pode ser visto na Figura 2, e são apoiadas sobre a gengiva do paciente.

Figura 2 – Próteses totais removíveis



Fonte: [Vhttp://blog.vitalimplantes.com.br/qual-e-a-durabilidade-das-protese-dentarias-descubra-aqui/](http://blog.vitalimplantes.com.br/qual-e-a-durabilidade-das-protese-dentarias-descubra-aqui/)

2.1.1.3 *Prótese total fixa sobre implante*

Esta prótese pode ser confeccionada de duas maneiras, metalocerâmica ou metaloplástica, e tem conforto e reabilitação funcional superiores à dentadura. A prótese metalocerâmica geralmente é indicada para os pacientes com perda óssea bucal mínima, e gengivas preservadas, permitindo que a disposição dos implantes seja coincidente com os dentes, sorriso alto, suporte labial satisfatório e fonética adequada, pois a mesma não possui a correção gengival (ROCHA, 2012).

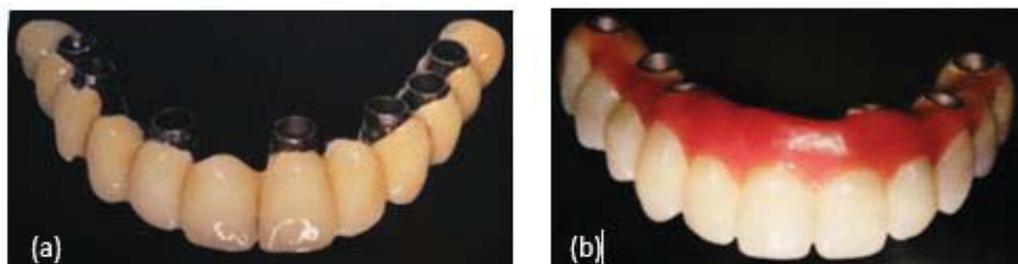
Por outro lado, a metaloplástica, é adequada para os que possuem uma perda óssea moderada e severa e que necessitam de além da reposição dos dentes, a da gengiva, ou seja, uma prótese dento-gengival. Ambas, são fixadas na estrutura óssea bucal através de um sistema composto de intermédios, Figura 3, colocados cirurgicamente, e seus respectivos parafusos (ROCHA, 2012). Na Figura 4 pode ser diferenciado os dois tipos de próteses, a metalocerâmica e a metaloplástica.

Figura 3- Intermédios instalados



Fonte: Rocha (2012)

Figura 4 - Próteses totais fixas (a) metalocerâmica e (b) metaloplástica



Fonte: Rocha (2012)

2.1.1.4 Prótese parcial removível

As próteses parciais removíveis, Figura 5, substituem alguns dentes perdidos e tecidos da gengiva, podendo ser retiradas da boca para uma melhor higienização. Sua eficiência mastigatória é superior à dentadura, em torno de 50%, porém, possui o inconveniente de que os grampos metálicos da sua fixação podem ficar aparecendo, prejudicando a estética (FREITAS; OLIVEIRA; GONTIJO, 2013).

Figura 5 - Próteses parciais removíveis



Fonte: <https://i2.wp.com/www.sorridere.net/wordpress/wp-content/uploads/2015/01/pr%C3%B3tese-parcial-remov%C3%ADvel-em-porto-alegre.png>

2.1.1.5 Prótese parcial fixa implantossuportada

O formato deste tipo de prótese é bastante variado e possui particularidades, depende do número, tamanho, formato e localização dos implantes, qualidade óssea, disposição dos dentes restantes do paciente, a fixação dos intermédios, o desenho da prótese, entre outros (ROCHA, 2012).

Segundo Rocha (2012), as próteses parciais, assim como as unitárias, que estejam localizadas em áreas estéticas, necessitam de um maior cuidado no planejamento e precisão na execução da cirurgia para a inserção dos intermédios, pois o posicionamento fora do local apropriado pode levar a graves consequências e desconfortos. A Figura 6 mostra uma cópia em gesso da estrutura bucal de um paciente com sua respectiva prótese.

Figura 6 - Prótese parcial fixa



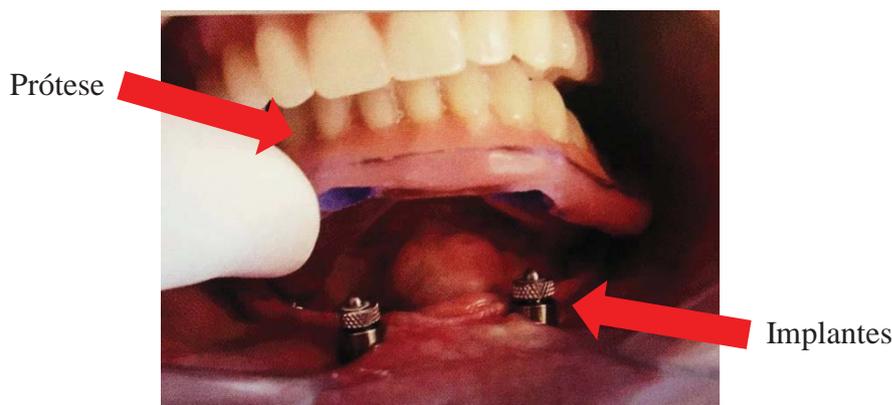
Fonte: Rocha (2012)

2.1.1.6 Overdentures ou Sobredentaduras

A sobredentadura é a modificação das dentaduras convencionais para adquirir suporte e estabilidade, distinguindo-se como um dispositivo que se associa a raízes de dentes naturais ou implantes. Apresenta-se por uma prótese mucosossuportada e implantorretida devido o suporte do aparelho continuar predominantemente mucoso e sua retenção ser amplamente melhorada através da fixação com dois implantes, Figura 7 (ROCHA, 2012).

De maneira geral, sua indicação é para pacientes que apresentam gengivas com uma certa qualidade e quantidade óssea reduzida. Geralmente, estes estão descontentes quanto à retenção das próteses convencionais por falta de suporte ou nos casos em que a grande perda de tecido levaria a uma necessidade de reposição (ROCHA, 2012).

Figura 7 - Sobredentadura



Fonte: Rocha (2012)

2.1.2 Confeção

O processo da fabricação das próteses, inicia-se no consultório odontológico, onde o dentista, faz a modelagem dos dentes e gengiva remanescentes, e identifica o melhor tratamento, prótese, a ser utilizado, levando em consideração toda a estrutura bucal e uma radiografia panorâmica, raio-x sobre o complexo maxilo-mandibular, do paciente analisado. Posteriormente, se não for uma prótese fixa, o dentista envia ao protético, profissional técnico formado em curso de fabricação de próteses, o diagnóstico e o molde bucal (ROCHA, 2012).

De outro modo, conforme Rocha (2012), se for uma prótese fixa, há uma análise preparatória de quantos, onde e modelos dos implantes que serão impostos cirurgicamente no paciente. Em seguida, é realizado o molde da boca com os intermédios já instalados, onde este molde também é enviado ao técnico, e com esses, realizam-se guias e protocolos utilizando gesso, cópias da estrutura remanescente, para serem utilizadas como base na hora da confecção da prótese.

Toda prótese que substituirá mais de um dente e os tecidos gengivais, são feitas de acrílico com pigmentações e veias falsas com diferentes tonalidades para imitar as estruturas existentes dentro da boca. Para se chegar nessa etapa, é necessário a fixação do posicionamento dos dentes que serão substituídos, com cera, na barra fundida, Figura 8. Para isso, a cera não deve estar muito líquida, normalmente utilizando-se um derretimento com uma temperatura de aproximadamente 60°C, para ter uma secagem mais rápida (ASKARY, 2010).

Figura 8 - Barra fundida para prótese total inferior fixa



Fonte: Próprio autor

Após a fixação, é feita a ceroplastia, o desenho da gengiva que se deseja como resultado do processo. Neste, com diferentes modelos de espátulas, é inserido mais cera, normalmente com duas fluidez, aos poucos, para uma melhor pré-visualização do resultado, até modelá-la por inteiro. Também, é realizada a retirada da mesma, com raspagens, fazendo os sulcos gengivais, desenho das raízes dos dentes, melhorando-a esteticamente (ASKARY, 2010). Na Figura 9 pode ser visualizada a prótese pós ceroplastia.

Figura 9 - Prótese em cera



Fonte: Próprio autor

Para o derretimento da cera, o mais comum é a utilização de bico de Bunsen, como mostra a Figura 10, que utiliza o fogo para o derretimento, com isso, o protético não possui controle da temperatura da cera, apenas da intensidade da chama, e necessita ficar pausando o processo para a retirada e a aproximação da cuba da chama, esperando ela retomar a fluidez desejada, conforme for utilizando-a. Há outros equipamentos menos usados, como os da Figura 11, que possuem controle de temperatura, porém a desvantagem na sua aquisição, como exemplo a desvantagem de (a) é que possui apenas um recipiente, sendo necessária a aquisição de mais

instrumentos, e a de (b) é não poder escolher temperaturas diferentes para cada cuba, não possuindo isolamento térmico entre os recipientes.

Figura 10 - Bico de Bunsen



Fonte: EasynSmile

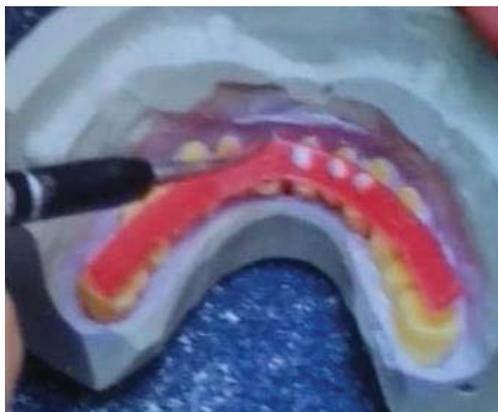
Figura 11 - Aquecedores de cera para laboratório dentário



Fonte: Medical Expo

Finalizada a escultura da gengiva com cera, é realizada uma avaliação do produto, se os dentes não saíram das posições desejadas e se a gengiva está esteticamente bonita. Feito isso, é realizado outro molde com gesso, externo a prótese, fazendo com os dentes não se movimentem e o gesso fique no formato da gengiva modelada, para a haver a retirada da cera, vazamento, mostrado na Figura 12, e no local dela, ter a inserção de acrílico. Após a secagem e endurecimento da prótese, a mesma recebe retoques, retirada de rebarbas e o polimento final, que pode ser manual ou químico, finalizando o produto, Figura 13 (ASKARY, 2010).

Figura 12 - Prótese sendo preparada para a acrilização



Fonte: Próprio autor

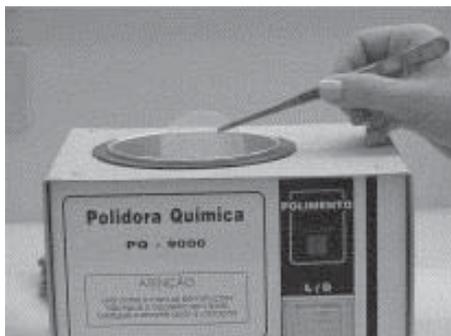
Figura 13 - Prótese acrilizada e polida



Fonte: Próprio autor

O processo de polimento manual é mais demorado que o químico, pois o protético utiliza-se de diferentes pontas de broca e um micromotor, para sua realização. Já com o banho químico, é necessária apenas a imersão da peça duas vezes no líquido aquecido em aproximadamente 70°C, a primeira para retirada das impurezas e a segunda para o acabamento. Um dos melhores equipamentos não é mais encontrado no mercado, como pode ser visto na Figura 14, que possuía fácil manuseio, e uma alta eficiência, porém, além de possuir apenas um recipiente, o técnico não tinha controle da temperatura de aquecimento, pois utilizava-se de um sensor bimetálico, podendo ocasionar a perda do líquido devido a sua volatilidade. Outros equipamentos, Figura 15, adentraram no mercado, possuindo ajuste de temperatura, mas não tinham eficiência comparável.

Figura 14 - Polidora química (não fabricada mais)



Fonte: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564103001611>

Figura 15 - Polidora química

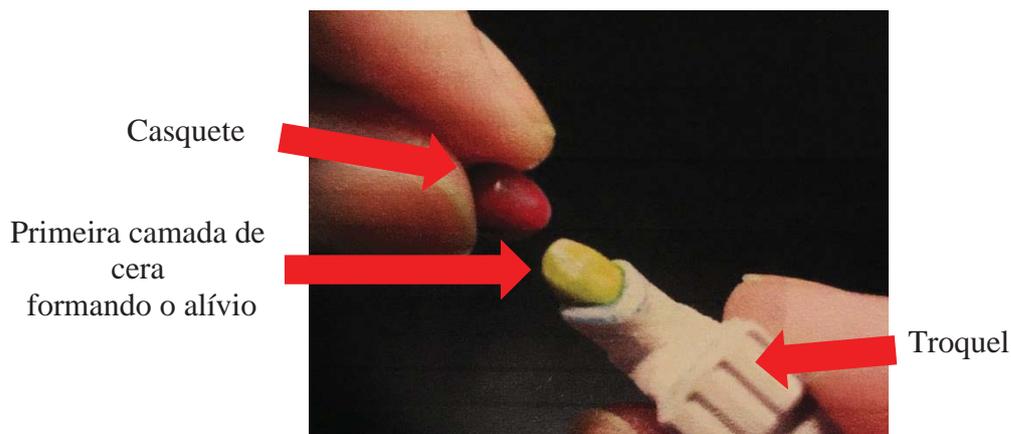


Fonte: <https://www.dentalcremer.com.br/produto/20860/polidora-quimica---vrc>

Na construção das próteses unitárias, também é utilizada a modelagem da estrutura bucal com o gesso, porém, apenas o segmento onde ocorrerá a substituição, conhecido como troquel, ou seja, um pedaço do molde de gesso. Nesse pedaço é realizado o enceramento de *coping*, técnica que se utiliza de duas ceras de cores distintas, a primeira bastante fluída, derretida em uma temperatura de aproximadamente 80°C, de cor amarela, que cobre o local da montagem da prótese, a coroa do dente, que pode ser o próprio dente remodelado ou uma artificial. Essa primeira camada forma um alívio, um espaço entre a futura prótese e o local de sua fixação, facilitando seu prendimento (FERNANDES, 2010).

Porém, a segunda camada, como afirma Fernandes (2010), deve estar mais densa, permanecendo em uma temperatura menos elevada, pois é colocada sobreposta a primeira camada de cera, não podendo alterá-la, para formar o casquete, que será a base da construção do encapsulamento da coroa, esse pode ser visto sendo retirado do troquel na Figura 12.

Figura 16 - Casquete de cera plástica sendo removido do troquel



Fonte: Fernandes (2010)

2.2 SENSORES DE TEMPERATURA

Segundo Rosário (2005), os sensores são dispositivos que alteram suas características físicas internas, mudam seu comportamento, devido a fenômenos físicos externos como a presença ou não de luz, som, gás, campo elétrico, campo magnético, temperatura, etc. Eles convertem o sinal que indica essa grandeza, direta ou indiretamente, em um sinal elétrico.

Eles possuem duas características principais, a linearidade e a faixa de atenuação (ROSÁRIO, 2005). Ambos são fatores decisivos na escolha do componente a ser utilizado, pois a linearidade é o grau de proporcionalidade entre o sinal gerado e a grandeza física, quanto maior, mais fiel é a resposta do sensor ao estímulo, e a faixa de atenuação é o intervalo de valores da grandeza em que pode ser utilizado o sensor sem causar sua destruição ou a imprecisão na leitura.

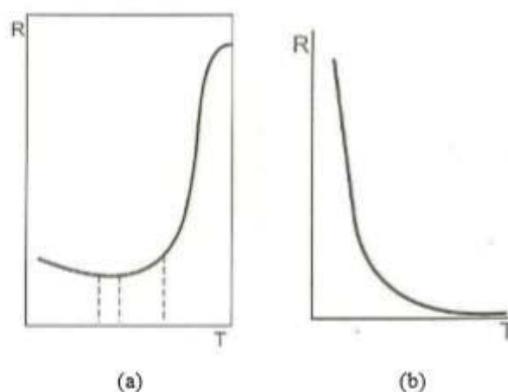
Para se obter o funcionamento adequado de equipamentos cujo objetivo é o aquecimento de determinado elemento, é necessária a utilização de sensores de temperatura, que poderão fornecer os valores desta para o circuito de comando, que determinará se continua aquecendo ou para de aquecer, fazendo com que a temperatura permaneça na temperatura desejada ou próxima a ela.

Os sensores de temperatura possuem uma grande abrangência de aplicação, tanto industrial, como em diversos equipamentos e lugares, sendo um dos sensores mais utilizado atualmente. São classificados em termistores, termopares, termorresistores, par bimetálico, sensores eletrônicos e pirômetros (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012), os que se destacam são:

2.2.1 Termistores

Conforme Thomazini e Albuquerque (2012), são dispositivos que alteram sua resistência elétrica termicamente, capazes de detectar pequenas variações de temperatura, e que não são polarizados eletricamente. Podem ser encontrados termistores de coeficiente positivo de temperatura (PTC), quando sua resistência aumenta diretamente com a temperatura, e os de coeficiente negativo de temperatura (NTC), quando sua resistência é inversamente proporcional ao aumento da temperatura. Na Figura 17 podem ser visualizadas as curvas típicas de ambos os tipos de termistores, PTC em (a) e NTC em (b).

Figura 17 - Curva típica do termistor PTC; Curva típica do termistor NTC.



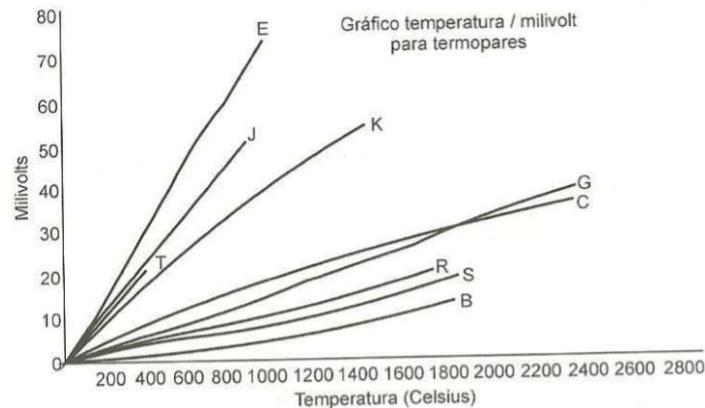
Fonte: Thomazini e Albuquerque (2012)

2.2.2 Termopares

O termopar é um elemento construído com dois materiais diferentes ligados um ao outro, que possui um funcionamento baseado na medição da diferença de potencial entre eles. São utilizados para medir diretamente a diferença de temperatura ou para medir uma temperatura absoluta (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

Na Figura 18, em uma escala de milivolts, pode-se observar as curvas de temperatura de cada tipo de termopar, de acordo com Thomazini e Albuquerque (2012), existem oito termoelementos e sua aplicação depende da faixa de temperatura de atuação: S, R, B, J, K, N, T e E.

Figura 18 - Curvas dos termopares (temperatura x milivolts).



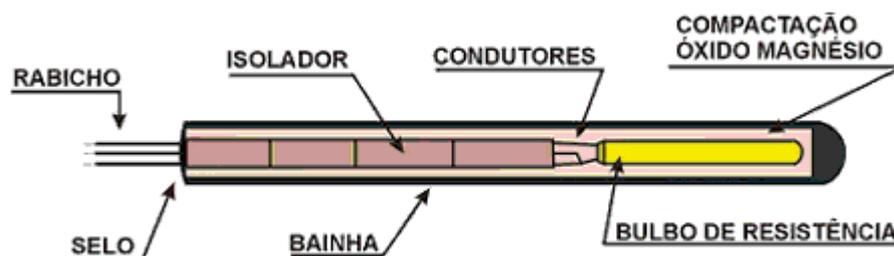
Fonte: Thomazini e Albuquerque (2012)

2.2.3 Termoresistências

São sensores fabricados com fios de platina de alta pureza, níquel ou de cobre, que operam baseados na variação da resistência do condutor em função da temperatura de exposição. Possui alta estabilidade mecânica e térmica, resistência a contaminação, desvio com o uso e envelhecimento desprezíveis e além de linear, possuem um alto sinal elétrico de saída, permitindo ligações a longa distâncias, fazendo com que tenha uma grande utilização industrial pela sua precisão, estabilidade e sensibilidade. (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

A termoresistência mais utilizada é a de platina também conhecida como Pt – 100 industrial, convenientemente por ser a mais precisa e estável, abrangendo uma faixa de trabalho de -200°C à 850°C e como uma de suas características, uma resistência de 100Ω a 0°C (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012). Na Figura 19 pode se identificar as partes compositoras de uma termoresistência.

Figura 19 - Esquema de uma termoresistência.

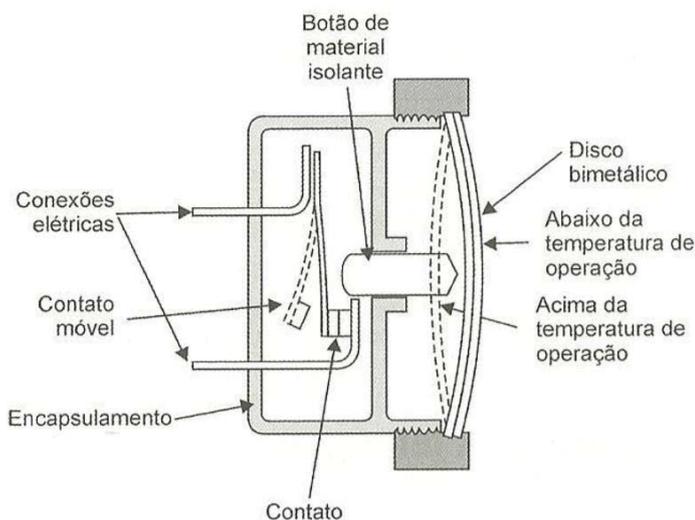


Fonte: http://www.termopares.com.br/teoria_sensores_temperatura_termoresistencia_pt100_caracteristicas_fisic_as_bulbo_resistencia/

2.2.4 Par Bimetálico

Segundo Thomazini e Albuquerque (2012), este é um sensor composto de duas chapas metálicas presas em uma das extremidades, as quais, possuem diferentes coeficientes de dilatação térmica, formando um sensor fundamentalmente mecânico. A elevação da temperatura de exposição, acarreta a deformação das placas, uma mais que a outra, ocasionando a abertura ou o fechamento dos contatos. A Figura 20 mostra as partes compositoras de um par bimetálico.

Figura 20 - Termostato com disco de par bimetálico.



Fonte: Thomazini e Albuquerque (2012)

2.2.5 Sensores eletrônicos

Com o avanço da eletrônica, foram projetados sensores especialmente para serem montados em placas de circuito impresso, com pequenas dimensões e várias funções, os sensores eletrônicos, que presentemente atendem uma grande demanda no mercado (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

Atualmente existem três tipos principais de sensores eletrônicos, os de diodo, que possuem uma precisão razoável e um baixo custo, os de transistores, que fornecem uma saída de corrente linear entre as temperaturas de -50°C e 150°C , e os circuitos integrados, que normalmente não são apenas sensores, possuem filtros, reguladores de tensão e corrente,

proteções e há ainda os que podem conter parâmetros programáveis (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

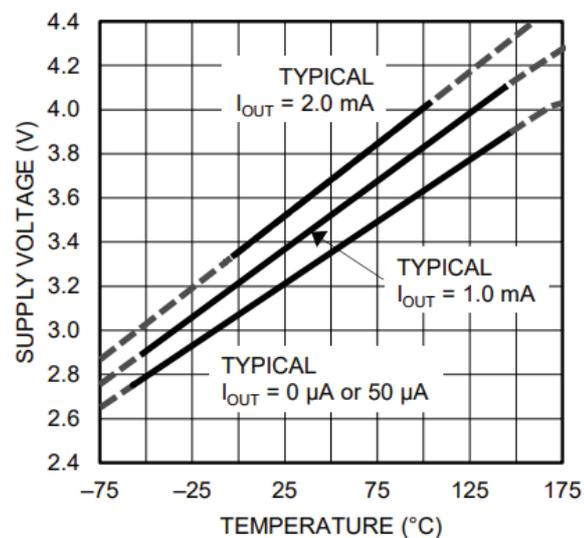
Um exemplo destes sensores é o LM35, Figura 21, possuindo uma boa precisão de $\pm 0,5^\circ\text{C}$, em que a tensão do seu pino de saída é linearmente proporcional a temperatura do meio onde se encontra e, desde que alimentado adequadamente, propicia em seu terminal 10mV para cada grau Celsius de temperatura, como pode ser visto na Figura 22. Outrossim, faz uma perfeita comunicação com circuitos de leitura de temperatura com facilidade, podendo ser ligado diretamente na entrada ADC de um microcontrolador, devido sua baixa impedância de saída, e sem a necessidade de ajustes internos e externos (TEXAS INSTRUMENTS, 2000).

Figura 21- Sensor de Temperatura LM35



Fonte: <https://www.indiamart.com/proddetail/lm35-temperature-sensor-18798074573.html>

Figura 22 - Gráfico de linearidade do sensor



Fonte: <https://www.ti.com>: Texas Instruments (2000)

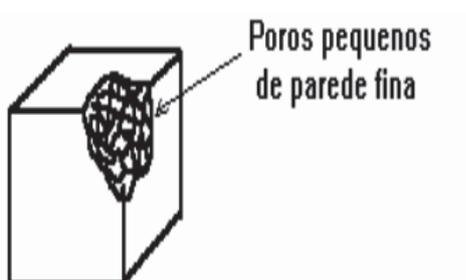
Este sensor é capaz de operar dentro de uma faixa de temperatura que vai de -55°C a $+150^{\circ}\text{C}$, com uma comunicação bastante fácil com interfaces ou circuitos de controle. Uma grande vantagem do LM35 é seu baixo custo e a facilidade de manuseio, mostrando-se muito eficaz para sistemas de controle de temperatura dentro da faixa de trabalho (VALADARES, 2010).

2.3 ISOLAMENTO TÉRMICO

O isolamento térmico consiste em fazer com que as superfícies tendam a permanecer resfriadas ou aquecidas, como a parede de um forno ou a de um refrigerador, através da utilização de materiais com baixa condutividade térmica. Essa ação diminui os fluxos de calor juntamente com problemas técnicos e econômicos, evitando condensações em lugares perigosos, diminuindo o consumo de energia ou aumentando o conforto térmico (NETO, 2009).

Os materiais isolantes, conforme Neto (2009), para impedir a movimentação e a convecção do ar, normalmente, possuem poros que servem para aprisioná-lo nas pequenas cavidades do material sólido. Devido a isso, materiais de baixo valor de condutividade térmica, porosos, com paredes finas e poros pequenos, resultam em bons isolantes, ilustrado na Figura 23.

Figura 23 - Exemplo de isolante térmico



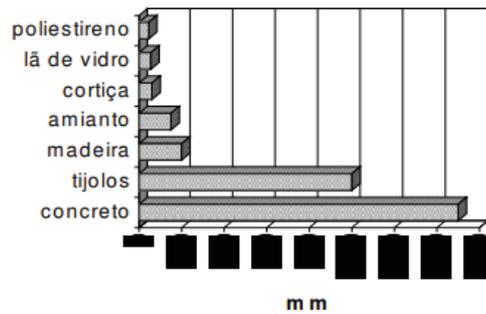
Fonte: Neto, 2009

2.3.1 Características de um bom isolante

2.3.1.1 Baixo valor de condutividade térmica

Quanto menor a capacidade térmica do material menor será a espessura necessária para uma mesma capacidade isolante (NETO, 2009). Na Figura 24 podem ser visualizadas as espessuras de alguns materiais, comparados com a mesma capacidade de isolação.

Figura 24 - Espessuras dos materiais em mm



Fonte: Neto, 2009

2.3.1.2 Baixa capacidade higroscópica

A água ao penetrar nos poros substitui o ar e essa ação além de aumentar o valor da condutividade térmica, em ambientes em que a temperatura for inferior a 10 °C, existe a possibilidade da mesma passar para o estado sólido, rompendo as paredes isolantes. Por isso, o material deve possuir baixa capacidade higroscópica, dificuldade de absorver fluídos (NETO, 2009).

2.3.1.3 Baixa massa específica

Na utilização em aviões, barcos, forros, etc, é necessário o uso de um bom isolante leve, de modo a não sobrecarregar excessivamente o aparelho isolado (NETO, 2009).

2.3.1.4 Resistência mecânica compatível com o uso

Apresentando menor fragilidade, o material poderá ser utilizado em maior número de casos, convenientemente, por exemplo em transportes e no tocante à facilidade de montagem (NETO, 2009).

2.3.2 Materiais isolantes básicos

Segundo Neto (2009), os principais isolantes usados industrialmente são feitos dos seguintes materiais: amianto, um mineral de estrutura fibrosa, carbonato de magnésio, obtido pelo mineral dolomita, sílica diatomácea, consiste de carapaças de pequenos animais marinhos, vermiculita, mica com propriedade distinta de se dilatar em apenas um sentido, lã de rocha e de

vidro, obtidas fundindo minerais de sílica, cortiça, proveniente da casca de uma árvore, plásticos expandidos, aglomerados de fibras vegetais e silicato de cálcio.

2.3.3 Formas dos isolantes

No mercado atual, os isolantes térmicos podem ser encontrados em diversos formatos, como: calhas, mantas, placas, segmentos, flocos, cordas, papel, pulverizados ou granulados e pré-formados (moldados), dependendo da constituição e da finalidade a que se destinam (NETO, 2009).

2.3.4 Aplicações e suas problemáticas

Na isolação de equipamentos ou dependências que devem permanecer com sua temperatura interna, inferior à do ambiente, local, como câmaras frigoríficas e refrigeradores, o principal problema vem da migração de vapores, resultante de uma depressão interna causada por baixas temperaturas. Essa pode ser extinta utilizando barreiras de vapor, impedindo que ele atinja o isolamento, uma barreira comumente utilizada em encanamentos são folhas de alumínio coladas com adesivo especial (NETO, 2009).

Já, de acordo com Neto (2009), nos equipamentos ou dependências que devem manter a temperatura interna superior à do meio, como em estufas, fornos e tubulações de calor, a dilatação provocada pelas altas temperaturas é a problemática. Diante disso, para haver a amenização do problema, devem ser escolhidos materiais que consigam suportar as temperaturas de trabalho.

2.4 SISTEMAS DE AQUECIMENTO

A eletrotermia é um método de aquecimento que provém da energia elétrica, possuindo diferentes objetivos e princípios de utilização, “[...] com características distintas na forma de distribuição e densidade da energia transferida ao elemento que se deseja aquecer.” (FINOCCHIO, p.1)

Este método, encontra-se em todos os processos de conversão de energia elétrica em outra, com isso, o ponto em que a mesma é convertida em calor determina a forma de

aquecimento. Existem duas, a direta, onde o elemento é aquecido através de um campo eletromagnético, ou seja, o aquecimento se dá dentro do mesmo, e a indireta, que se utiliza da transferência de calor por convecção, radiação, condução ou a combinação destes como meio para se aquecer o objeto desejado (FINOCCHIO, 2018).

Segundo Finocchio (2018), as tecnologias que envolvem a eletrotermia estão se desenvolvendo, ganhando novos detalhes, porém poucas inovações em relação a novas aplicações. Cada técnica aplicada depende da sua finalidade e algumas também da frequência de operação.

2.4.1 Aquecimento resistivo

Este aquecimento ocorre quando uma corrente elétrica passa por um resistor, onde ocorre a conversão de energia elétrica em térmica por meio do efeito Joule, um dos mais conhecidos. O resistor dissipa a energia em forma de calor, em que pode ser aquecido diretamente, aquecimento ôhmico, ou indireto, onde este serve como condutor de calor, transferindo por convecção, radiação, condução ou a combinação destes (FINOCCHIO, 2018).

A energia elétrica é transformada em térmica quando os elétrons da corrente elétrica se encontram com as partículas do condutor. Os elétrons e os átomos sofrem colisões e parte da energia cinética, energia de movimento, do elétron é transferida para o átomo aumentando seu estado de agitação, conseqüentemente sua temperatura (COLEMAN, 2008).

O aquecimento resistivo possui elevada eficiência em aquecimento em termos de rapidez e de uniformidade de temperatura do produto, tanto em estado líquido ou sólido, e é ideal para o processo com produtos viscosos, devido seu aquecimento uniforme. Além disso, sua eficiência energética é superior a 90%, se utiliza de tecnologia considerada amiga do meio ambiente, com baixo impacto ambiental e processo de base simples com reduzido custo de manutenção. (PEREIRA et al., 2015).

2.4.2 Aquecimento indutivo

Esta técnica, normalmente é um aquecimento direto, que pode ser aplicada sem ou com núcleo de ferro na bobina, aquecendo-se o elemento por correntes induzidas ou através de correntes de Foucault, correntes circulares parasitas em um material condutor. O aquecimento

indutivo opera apenas com corrente alternada, desde a frequência da rede até 1MHz (FINOCCHIO, 2018).

Quando uma peça de metal é colocada no interior de uma bobina indutiva, a peça e a bobina são interligadas por um campo eletromagnético alternado, desta forma, o campo magnético que é absorvido pela peça transforma-se em campo elétrico, que por sua vez gera a corrente induzida a qual irá aquecer a peça. As bobinas de indução são geralmente confeccionadas em tubos de cobre, com formato que depende da forma e da área do objeto a ser aquecido (DAL COL, 2009).

Um circuito de aquecimento por indução é então fundamentalmente um transformador, no qual o primário está representado pelas espiras de uma bobina, e de um secundário constituído pela peça que vai ser aquecida. O aquecimento do objeto depende da distância entre ele e a bobina, a frequência de ressonância, a permeabilidade magnética e a intensidade do campo magnético na superfície (DAL COL, 2009).

2.4.3 Aquecimento dielétrico

Técnica de aquecimento especificamente elétrica, ocorre diretamente pela agitação das moléculas polarizadas eletricamente dentro de um corpo não condutor de eletricidade, pelo deslocamento de cargas elétricas em escala atômica ou molecular, devido a um campo elétrico magnético de alta frequência que pode variar de 1MHz até 300GHz, como por exemplo o microondas (FINOCCHIO, 2018).

Esse aquecimento consiste em colocar o objeto isolante entre duas placas ou eletrodos paralelos, denominadas placas capacitantes, unidas a um gerador alternado de alta frequência e capacidade, fazendo com que gere calor através da fricção das moléculas dipolares como resposta ao campo elétrico magnético alternado. A vantagem do aquecimento dielétrico é a devida geração de calor por todo o volume do material processado, porém possui alto custo operacional e dos equipamentos utilizados e obtenção de menores velocidade de aquecimento (ORDÓÑEZ, 2004).

2.5 MÉTODOS DE CONTROLE DE POTÊNCIA

Os sistemas de controle com realimentação possuem grande aplicação em telecomunicações, transportes, navegação, processos industriais, entre outras, possuindo uma

importância científica, tecnológica e econômica. Este é caracterizado por um conjunto de elementos relacionados e que interagem entre si, normalmente, o componente que os interliga e também faz parte do sistema é um microcontrolador, microcomputador ou um controlador lógico programável (CLP), ou seja, um meio de comando (MAYA, LEONARDI, 2014).

Segundo Ashfaq (2000) o método de controle de potência para o aquecimento pode ser realizado através de retificadores controlados por controle de fase ou por controle de ciclos inteiros.

2.5.1 Controle de fase

Este controle é comumente aplicado para frequências menores que 400Hz, utilizando normalmente a frequência da rede elétrica, 60 Hz. Neste controle, a chave de potência é posta em condução a cada semiciclo, de acordo com a potência que se deseja entregar a carga. Esta variação na saída ocorre devido a alteração do ângulo de fase, α , entre 0° e 180° , ou seja, a tensão na carga varia quando se atrasa o ângulo de fase do disparo da chave durante o semiciclo, o qual tem por referência a transição por zero da tensão de entrada (ASHFAQ, 2000).

Para o caso de uma carga resistiva, o desligamento da chave ocorre quando a tensão cair a 0V, a partir deste instante recomeça a contagem do ângulo de acionamento para o novo disparo, que pode transcorrer em qualquer momento no intervalo do semiciclo. A principal vantagem desta técnica de controle, em situação ideal, é que a potência dissipada na carga pode ser controlada de 0 a 100%, com um baixo custo, uma menor flutuação de tensão comparada ao controle por ciclos inteiros e pode ser implementada em sistemas onde se possui uma constante de tempo reduzida (BARBI, 2005).

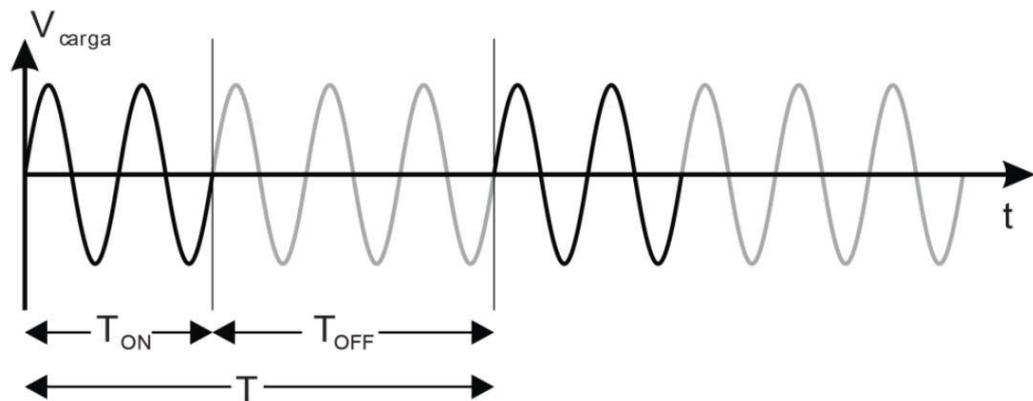
Segundo Martins (2009), uma das desvantagens dessa técnica é que, em condições ideais, há uma geração significativa de harmônicas, produzindo uma saída com amplo conteúdo espectral e em baixas frequências, dificultando uma eventual filtragem. Além disto, existe a possibilidade de interferência eletromagnética e há um baixo fator de potência que está diretamente relacionado com o ângulo de disparo. Conseqüentemente, percebe-se claramente a desvantagem do uso dessa técnica para o aquecimento resistivo, pois transforma uma carga linear em não linear, gerando harmônicos e deteriorando o fator de potência (GILI et al, 2012).

2.5.2 Controle por ciclos inteiros

O controle por ciclos inteiros é baseado no uso de chaveamento síncrono, diferenciando-se do chaveamento de controle de fase, atuando em períodos pré-determinados. Neste controle, existe uma relação entre o intervalo de tempo escolhido e a quantidade de semiciclos, de forma que o tempo estabelecido não interrompa o semiciclo (ISERHARDT, 2014).

A chave de potência entra em condução no instante em que a tensão da rede é nula, ou seja, a chave é acionada apenas no cruzamento da tensão por zero, o que caracteriza o fim e o início dos semiciclos, evitando a interrupção dos mesmos. No período determinado, T , há um tempo em que a chave estará conduzindo, transferindo energia à carga, T_{ON} ou n , e outro bloqueando, T_{OFF} ou m , caracterizando uma modulação, como pode ser visualizado na Figura 25 (RASHID,1999).

Figura 25 - Operação de controle por ciclos inteiros



Fonte: Iserhardt, 2014.

Essa operação, restringe a potência entregue através da variação do valor eficaz de tensão aplicada na carga, que é diretamente relacionada com o número de semiciclos em que a chave permanece acionada e os que permanece desligada. O efeito desse tipo de disparo, através de uma tensão de entrada senoidal, faz com que a tensão eficaz de saída seja caracterizada pela Equações 1 (RASHID,1999).

$$V_o = V_{in} \sqrt{\frac{T_{ON}}{T_{OFF} + T_{ON}}} \quad (1)$$

Onde:

V_{in} = Tensão eficaz de entrada (V);

V_o = Tensão eficaz de saída (V);

T_{ON} = Tempo em que a chave está conduzindo;

T_{OFF} = Tempo em que a chave está bloqueando;

Uma das vantagens desta técnica, segundo Martin (2009), é a redução ou ausência de problemas de interferências eletromagnéticas em alta frequência e, em condições normais de funcionamento, não há geração significativa de harmônicas, que se devem ao fato de a onda não sofrer deformidades, pois as comutações ocorrem sempre durante a passagem da corrente por zero. Consequentemente também incluem baixo ruído elétrico, se comparado a outros métodos de controle, além de redução da potência dissipada na chave.

Em desconformidade, as desvantagens, incluem baixo fator de potência para tempos T_{ON} pequenos, baixa frequência de modulação de corrente e fornecimento apenas de níveis discretos. Igualmente podem haver problemas de flutuação na tensão na rede, ocasionado pelas comutações, ou seja, conforme o período de controle, a frequência baixa de chaveamento produz uma flutuação de tensão ocasionando, em um controle de potência em lâmpadas, a cintilação luminosa na mesma frequência, ou seja, não é aplicado para cargas com baixa inércia térmica ou mecânica (BERNARDO, 2014).

3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Para facilitar a compreensão e abordar todas as partes do projeto proposto de forma detalhada, ele será dividido em estrutura mecânica, *hardware* e *firmware*. Esses itens estão apresentados nas subseções seguintes neste.

3.1 ESTRUTURA MECÂNICA / PROTÓTIPO

O protótipo é composto por quatro cubas de inox com diâmetro de 9cm, profundidade de 5cm e capacidade para 200ml, como mostra a Figura 26 (a), dispostas em duas linhas de duas colunas, como pode ser visto na Figura 26 (b), onde sua placa superior possui dimensões de 32 cm por 30cm e sua base 32 cm por 34 cm, com uma altura total de 17cm. A estrutura mecânica foi montada com placas metálicas formando dois compartimentos, que no superior, internamente, transportam o sistema de aquecimento e sensoriamento, Figura 27 (a), com altura de 7 cm. Já na Figura 27 (b), pode ser identificado o compartimento que armazena os hardwares propostos, juntamente com a fonte e o microcontrolador responsável pelo funcionamento de todo o projeto, com uma altura de 10cm.

Também possui uma pintura interna e externa, com uma tinta especial, com o objetivo de diminuir a troca de calor com o meio externo e entre os recipientes, melhorando sua aparência. Auxiliando na troca de calor, além da tinta, há mantas térmicas nas redondezas dos recipientes e, os vãos sobressalentes, estão preenchidos com manta de fibra de vidro.

Figura 26 - Fotografias do protótipo



Fonte: Próprio autor

Figura 27 – Fotografias dos compartimentos do protótipo

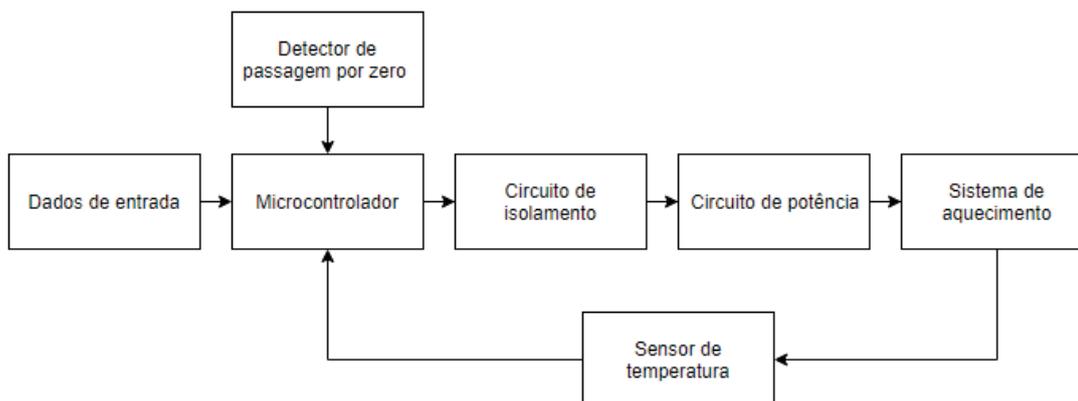


Fonte: Próprio autor

3.2 HARDWARE

O *hardware* foi projetado em duas placas, facilitando testes e diminuindo problemas que poderiam ocorrer no decorrer da confecção do trabalho, como queima de componentes que poderiam afetar os demais circuitos. Na Figura 28 pode ser visualizado o diagrama em blocos do sistema, que serão abordados separadamente com mais detalhes.

Figura 28 - Diagrama de blocos do projeto



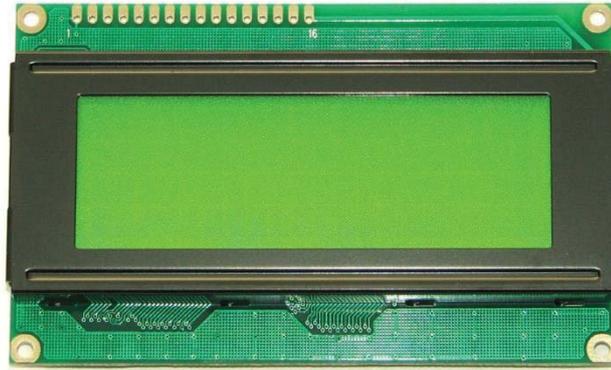
Fonte: Próprio autor

3.2.1 Dados de entrada

A interface escolhida foi um display LCD 4x20, Figura 29, e três botões, que farão toda a comunicação entre o usuário e o dispositivo. Através deles é possível escolher quais dos

recipientes aquecerão e em qual temperatura, além da visualização das temperaturas reais de cada cuba.

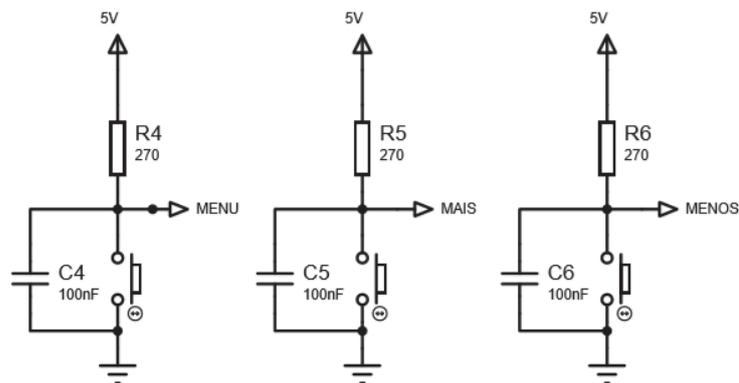
Figura 29 - Display 4x20



Fonte: <http://m.hwkitchen.com/products/lcd-display-4x20-characters/>

Para a realização da placa dos botões, foi utilizado o circuito da Figura 30, onde os resistores restringem a corrente que passa nos terminais dos botões em menos de 50mA, máximo de corrente suportado por eles, seguindo a Equação 4, Lei de Ohm, desprezando a resistência interna dos botões de 100mΩ. Já os capacitores servem como filtros de acoplamento, estabilizando a tensão durante as transições do sinal, tanto na subida ou na decida da tensão.

Figura 30 - Circuito dos botões



Fonte: Próprio autor

$$I = \frac{V}{R} \quad (4)$$

$$50mA > \frac{5V}{R}$$

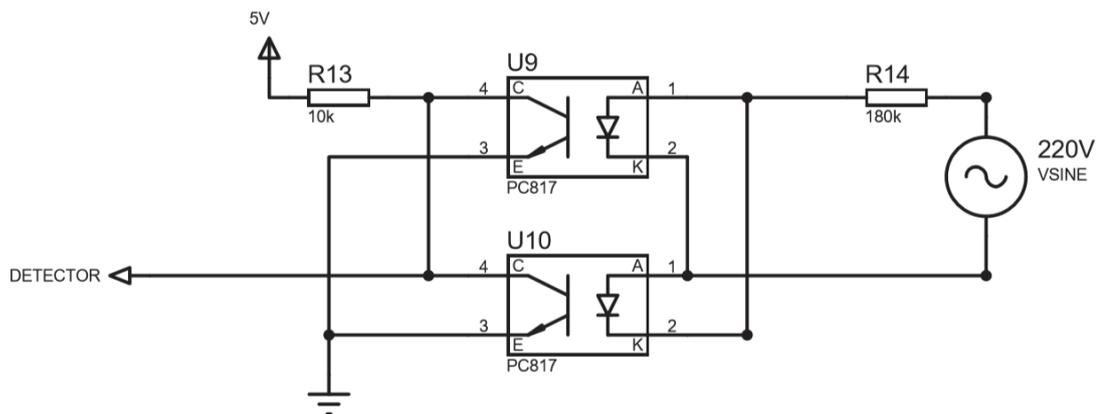
$$R > 100\Omega$$

$$R = 270\Omega \text{ (escolhido)}$$

3.2.2 Detector de passagem por zero

Este bloco engloba um circuito com optoacopladores a transistor, onde ao mesmo tempo em que fazem a detecção da passagem por zero da rede, isolam o circuito de comando de tensões elevadas para ele, conforme pode ser observado na Figura 31. Onde R14 foi calculado através da equação 4, limitando a corrente de entrada dos PC817 em aproximadamente 1,2 mA, permitindo seu correto funcionamento.

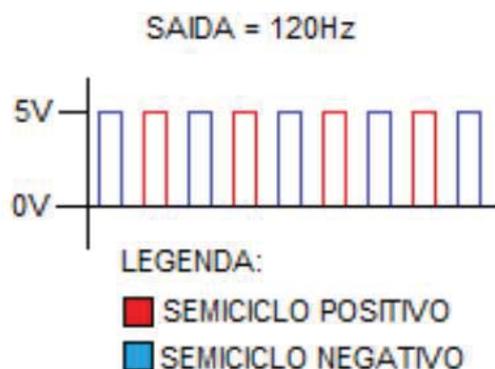
Figura 31 - Circuito detector de passagem por zero



Fonte: Próprio autor

O circuito gera pulsos em ambas as passagens por zero, fazendo com que a saída tenha 120Hz, Figura 32, e seja possível verificar a transição da rede na borda de subida da saída gerada.

Figura 32 - Sinal de saída do circuito



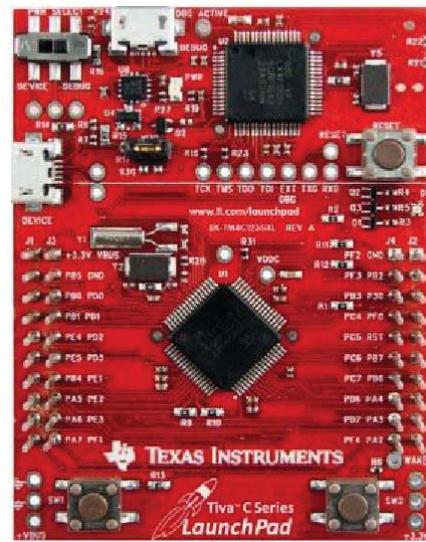
Fonte: <https://projetoseti.com.br/detector-de-passagem-por-zero/>

3.2.3 Microcontrolador

Neste projeto foram utilizados quatro canais com conversor A/D para os sensores de temperatura, saídas e entradas para a comunicação com o usuário, interface, para o display e os botões, respectivamente, quatro saídas para o controle de aquecimento e uma entrada para a detecção de passagem por zero. Além disso, foi utilizado um módulo timer para definir o tempo entre cada uma das leituras do conversor.

Devido a isso, o microcontrolador escolhido foi o TM4C123 presente na EK-TM4C123GXL *LaunchPad*, uma placa de desenvolvimento produzida pela *Texas Instruments*, Figura 33. Ele possui um processador ARM Cortex M4 de 32 bits e 80MHz, 256kB de memória *Flash*, 32kB de memória RAM e 2kB de memória EEPROM, além de dois conversores A/D com doze canais compartilhados de 12 bits, doze temporizadores de 16/32 ou 32/64 bits, módulo PWM e comunicações seriais UART, SPI e I2C.

Figura 33 - Tiva EK-TM4C123GXL LaunchPad

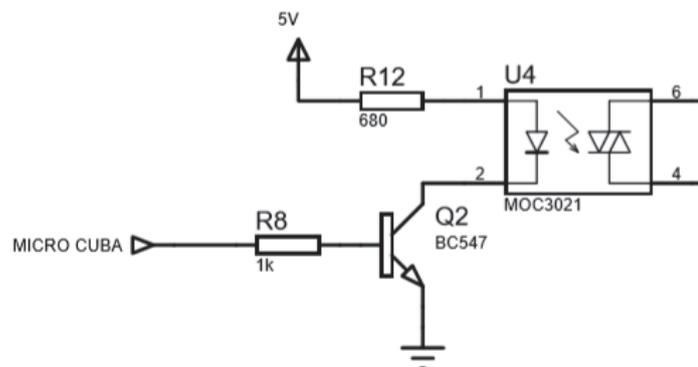


Fonte: <https://www.ti.com/tool/EK-TM4C123GXL>

3.2.4 Circuito de isolamento

Para os circuitos de isolamento foram utilizados optoacopladores a TRIAC com o objetivo de isolar os circuitos de comando do de potência, não havendo interferência entre estes e prevenindo que, caso haja falha no sistema de potência, esse não prejudique o microcontrolador. Outrossim, o circuito também possui transistores e resistores para ser possível o acionamento contínuo dos MOCs, pois os mesmos necessitam de mais corrente do que o microcontrolador pode oferecer em suas saídas que é de no máximo 12 mA em 3,3V, conforme circuito da Figura 34.

Figura 34 - Circuito isolador

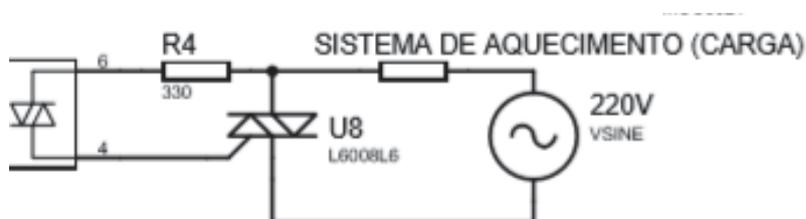


Fonte: Próprio autor

3.2.5 Circuito de potência

Os circuitos de potência foram realizados através do controle de ciclos inteiros, utilizando Triode for Alternating Current (TRIAC), componente eletrônico equivalente a dois SCR ligados em antiparalelo e com terminal de disparo interligados, um para cada cuba, que permitirão a passagem da rede elétrica para o sistema de aquecimento, conforme Figura 35. Como pode ser observado, os TRIACs são disparados a partir dos aptoaclopadores, fazendo com que o circuito seja isolado.

Figura 35 - Circuito de potência



Fonte: Próprio autor

3.2.6 Sistema de aquecimento

O sistema de aquecimento escolhido foi o resistivo, os recipientes serão aquecidos através de resistências para estufas de salgados, Figura 36, que podem atingir até 150°C e uma potência de até 150W que deve ser controlada para não haver sua queima, seguindo orientações do fabricante, cobrindo a faixa de temperatura de derretimento das ceras e de aquecimento do fluido. Além do mais, possui diâmetro de 12cm e altura de 2cm, sendo compatível com equipamento, fazendo com que as cubas fiquem encostadas nas mesmas, sem alterar a estética do equipamento e não ficando muito próximas umas das outras.

Figura 36 - Resistência utilizada

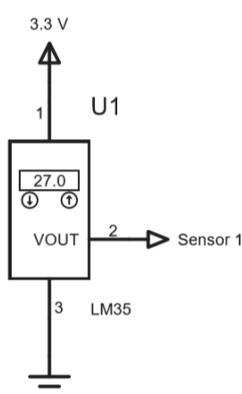


Fonte: <https://lista.mercadolivre.com.br/resistencia-para-estufa-de-salgados>

3.2.7 Sensor de temperatura

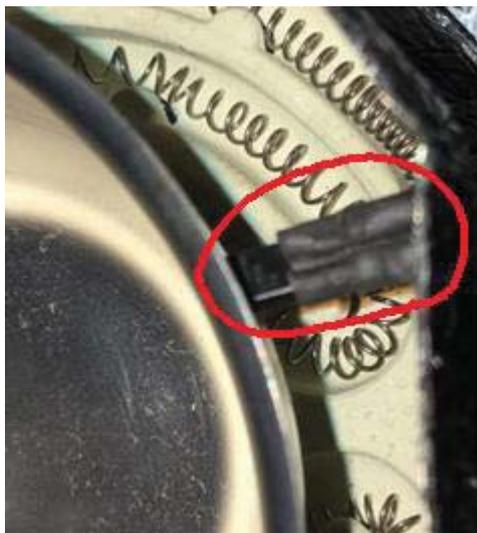
O sensor de temperatura escolhido é eletrônico, mais especificamente o LM35, que atua na faixa necessária, com fácil manuseio e, devido sua impedância de saída, pode ser ligado diretamente nos pinos do microcontrolador, como foi apresentado no capítulo anterior, e seu esquema de ligações está mostrado na Figura 37. Este dispositivo estará diretamente em contato com os recipientes, medindo a temperatura em que se encontram para que o controlador consiga ter um controle do aquecimento das cubas desejadas, conforme Figura 38.

Figura 37 - Esquema de ligação do sensor de temperatura



Fonte: Próprio autor

Figura 38 - Sensor de temperatura no protótipo



Fonte: Próprio autor

3.2.8 Fonte de alimentação

O equipamento possui duas fontes de alimentação, uma se dá por intermédio da rede elétrica, 220V, que é utilizada para aquecer as resistências, conseqüentemente os recipientes do protótipo, e para a obtenção da informação de quando a mesma faz a sua passagem por zero, informação primordial para o método de controle de potência escolhido. Porém, os demais hardwares presentes no projeto utilizam-se de uma alimentação reduzida, sendo necessária uma tensão contínua de 5V. Para suprir essa necessidade, foi utilizado um adaptador de viagem Samsung modelo ETA-P11XBB, Figura 39, que consegue fornecer até 2A e manter uma saída de tensão constante para os circuitos.

Figura 39 - Fonte DC

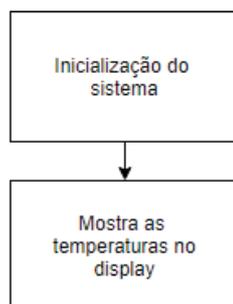


Fonte: Próprio autor

3.3 FIRMWARE

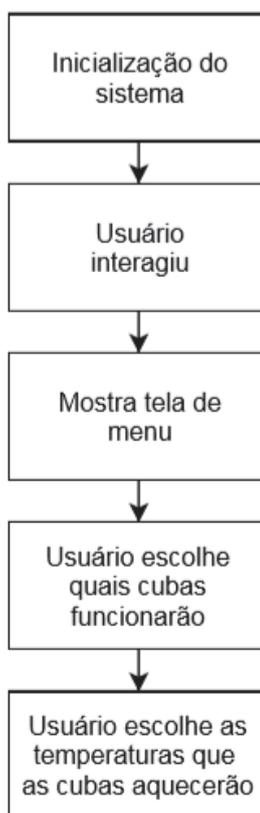
Os fluxogramas das Figura 40, 41, 42 e 43 representam o *firmware* desenvolvido para o devido funcionamento do protótipo, levando em consideração os objetivos deste trabalho e o fácil manuseio do técnico, onde, respectivamente apresentam o programa principal, interrupção do usuário, interrupção do detector de passagem por zero e a interrupção do timer.

Figura 40 - Fluxograma do programa principal



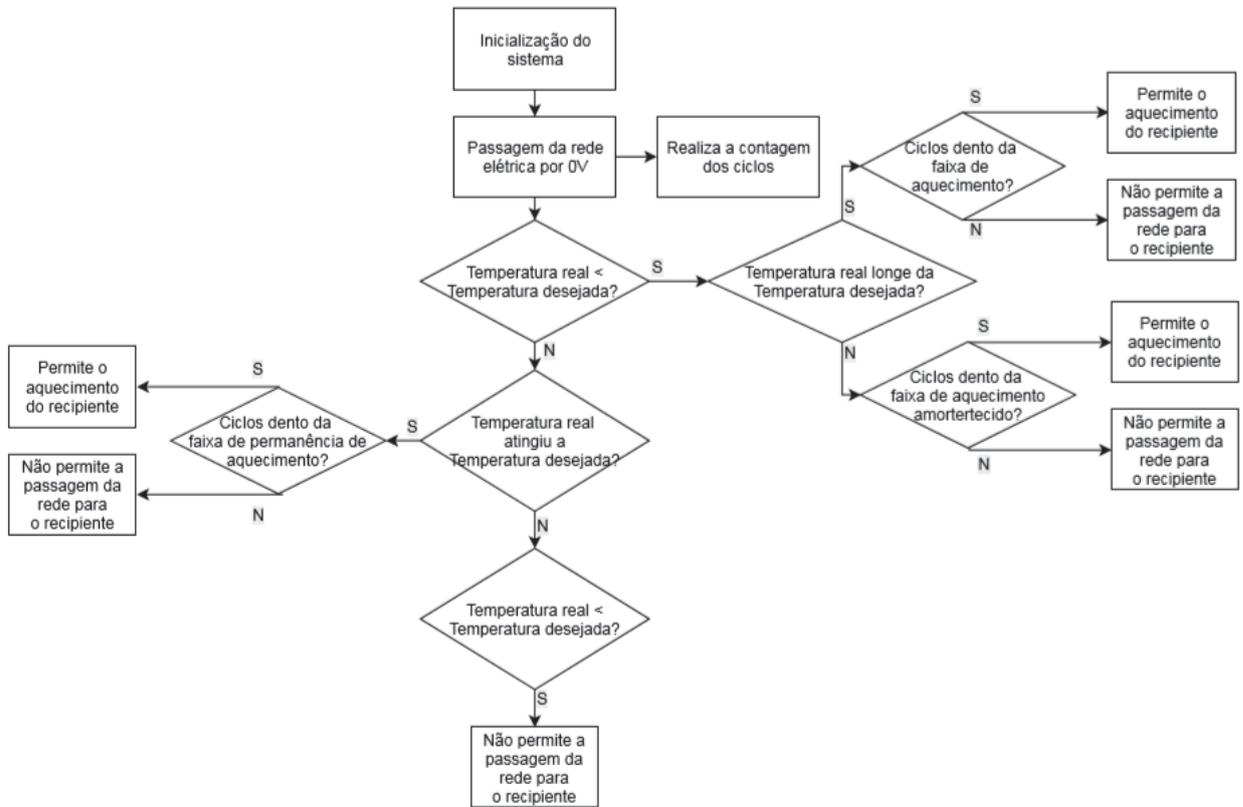
Fonte: Próprio autor

Figura 41 - Fluxograma da interrupção pelo usuário



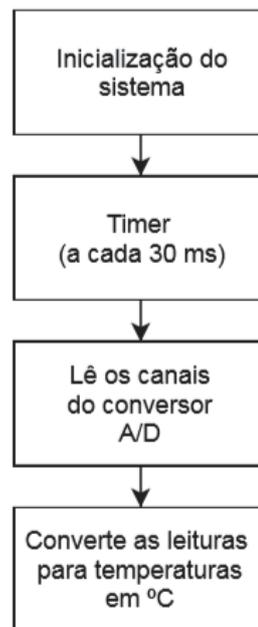
Fonte: Próprio autor

Figura 42 - Fluxograma da interrupção pelo detector de passagem por zero



Fonte: Próprio autor

Figura 43 - Fluxograma da interrupção pelo timer



Fonte: Próprio autor

Após ligar o equipamento, o sistema espera que o protético interaja com o ele através do botão denominado menu, enquanto isso utiliza-se dos conversores A/D para ler as temperaturas dos sensores, calculá-las e mostrá-las no display, como pode ser visto na Figura 44, que atualiza a cada interrupção do timer que ocorre em intervalos de 30ms. Quando o protético apertar o botão menu do equipamento gera uma interrupção no programa principal e no display aparece uma página em que o protético escolhe se o recipiente estará funcionando e em que temperatura trabalhará, através dos botões mais e menos, podendo ser de 20°C à 90°C, Figura 45, e assim sucessivamente para as demais cubas, posteriormente o *firmaware* compara com as temperaturas programadas com as reais na interrupção do detector de passagem por zero.

Levando em consideração que o período escolhido, T, para o controle da potência foi de 60 segundo, se a temperatura deseja for superior a real e estiver dentro do intervalo de chaveamento do TRIAC para aquecimento, Ton, 1 segundo, o microcontrolador permite a passagem da rede para os sistemas de aquecimento que estiverem com essas características, até o recipiente chegar próximo da temperatura desejada, onde ocorre uma diminuição de Ton para 166,66 milissegundos, diminuindo também a velocidade do aquecimento e a tensão eficaz na carga. Quando o microcontrolador detectar que a temperatura real atingiu a desejada, ele continua permitindo a passagem da rede elétrica para os aquecimentos que estiverem com essa individualidade, porém, com um Ton mais reduzido de 41,66milissegundos, apenas para fazer com que a cuba permaneça aquecida e suprimindo as perdas para o meio, ocasionando em média uma histerese de $\pm 1^\circ\text{C}$. Os sistemas de aquecimento voltam a ser desligados quando o usuário escolher tal função ou quando escolher uma temperatura muito inferior a temperatura real, para haver o resfriamento dos recipientes.

Figura 44 - Tela inicial das temperaturas



Fonte: Próprio autor

Figura 45 - Tela de escolha de temperatura



Fonte: Próprio autor

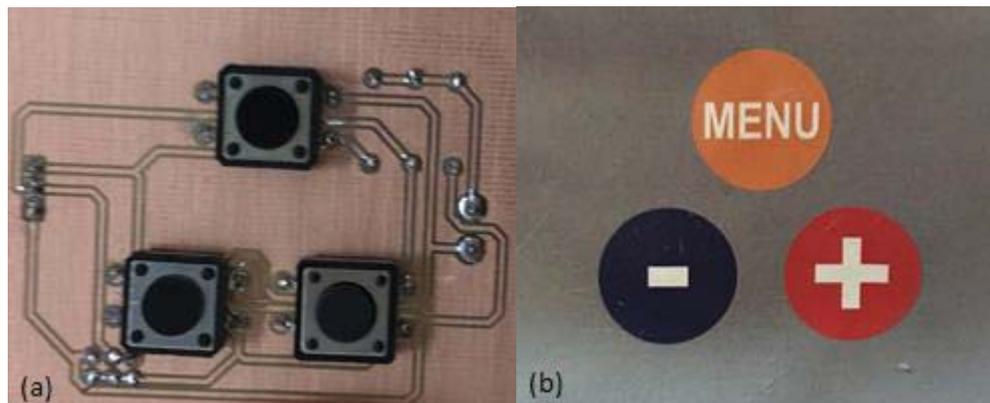
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos através do desenvolvimento deste trabalho, tais como sinal do detector de passagem por zero, placas confeccionadas e protótipo, discutindo os mesmos e as dificuldades encontradas na elaboração.

4.1 PLACA DOS BOTÕES

A placa para a interação do usuário via botões de menu, mais e menos, foi confeccionada seguindo o circuito apresentado no capítulo anterior, Figura 30, resultando em uma placa de circuito impresso que pode ser visualizada na Figura 46 (a), facilitando o manuseio do equipamento. Na Figura 46 (b) se observa o resultado final da placa no equipamento.

Figura 46 - Placa de botões



Fonte: Próprio autor

4.2 PLACA DE POTÊNCIA

A placa de potência, Figura 47, integra alguns dos circuitos citados anteriormente, como o detector passagem por zero, o de isolamento para a proteção dos circuitos de baixa tensão, o circuito de potência e as saídas para os sistemas de aquecimento. Além de possuir alimentação com ambas as tensões, 220V da rede e 5V da fonte, há um fusível que limita a corrente de entrada da placa proveniente da rede elétrica em 6A.

Figura 47 - Placa de potência



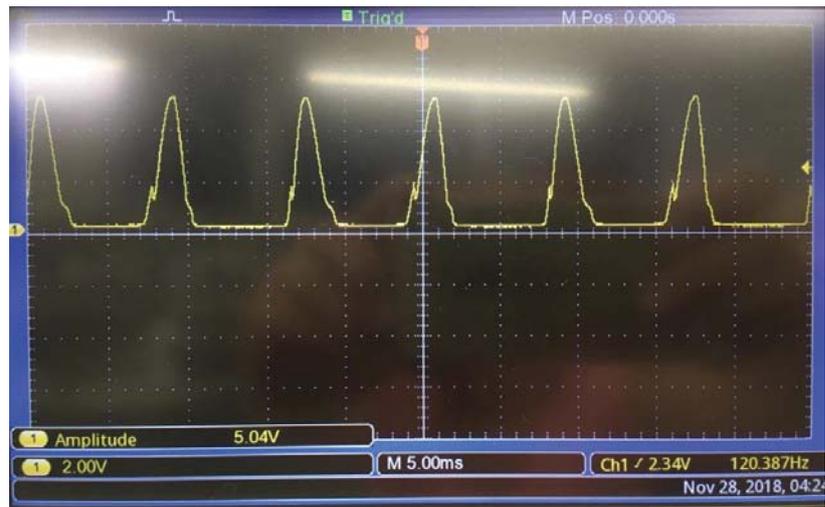
Fonte: Próprio autor

4.2.1 Detector de passagem por zero

Posterior a montagem deste circuito, Figura 31, pode ser verificado que o sinal de saída não tinha o formato de pulsos desejados para ser ligado diretamente nos pinos do microcontrolador, como mostra a Figura 48. Para a correção do sinal foi utilizado um inversor com *Schmitt trigger*, 7414, juntamente com um capacitor de acoplamento, estabilizando a tensão e gerando pulsos satisfatórios para a entrada do microcontrolador, Figura 49, porém com o sinal invertido, ocasionando apenas a troca da detecção de borda de subida para borda de descida no *firmware*, não sendo afetado pela largura do pulso obtida.

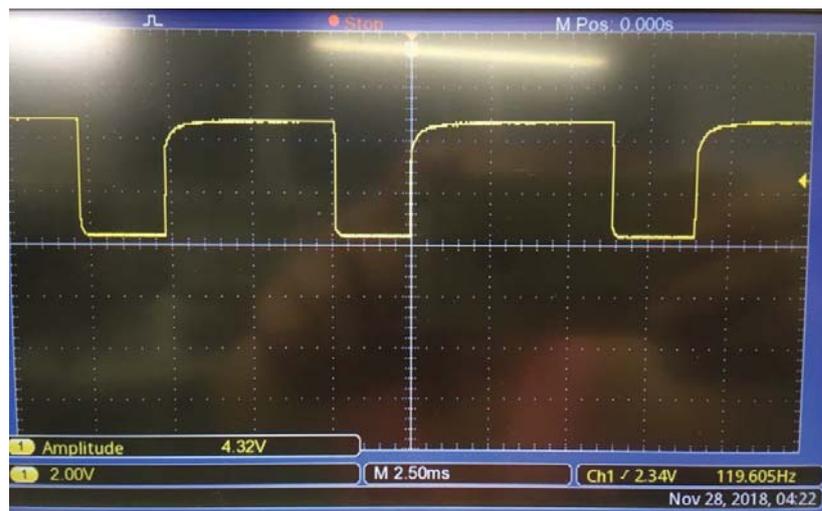
Na figura 50 pode ser localizado o circuito pertencente à detecção da passagem por zero e sua saída através de um cabo de conexão para o microcontrolador.

Figura 48 - Saída do detector sem correção



Fonte: Próprio autor

Figura 49 - Saída do detector com correção



Fonte: Próprio autor

Figura 50 - Detector da passagem por zero

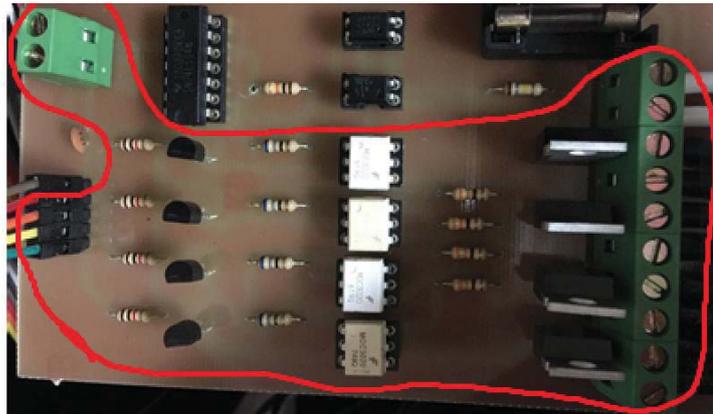


Fonte: Próprio autor

4.2.2 Acionamento do sistema de aquecimento

Partindo das saídas do microcontrolador, através de cabos de conexão, foram montados os circuitos de isolamento para a proteção dos circuitos com tensão reduzida, da Figura 34 e o circuito de potência, da Figura 35, gerando as saídas para os sistemas de aquecimento. Com isso, foi obtido o segmento destacado na Figura 51 da placa de potência confeccionada.

Figura 51 - Acionamento do sistema de aquecimento

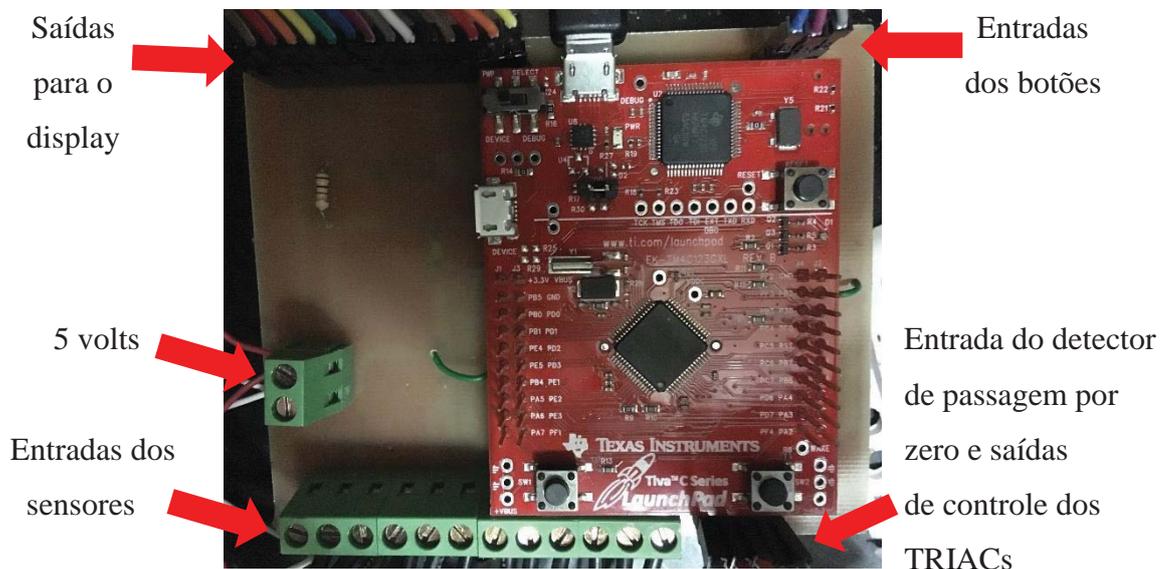


Fonte: Próprio autor

4.3 PLACA DE COMANDO

A placa de comando, Figura 52, integra em sua totalidade a placa de desenvolvimento produzida pela *Texas Instruments*, ou seja, o microcontrolador arm e as saídas e entradas necessárias para os demais componentes do hardware. Estas portas são entradas dos botões, do detector de passagem por zero e dos quatro canais de conversores A/D, um para cada sensor de temperatura, e as saídas de comando para acionamento dos sistemas de aquecimento e para a escrita no display, fazendo com que a placa possua uma alimentação única de 5V.

Figura 52 - Placa de comando

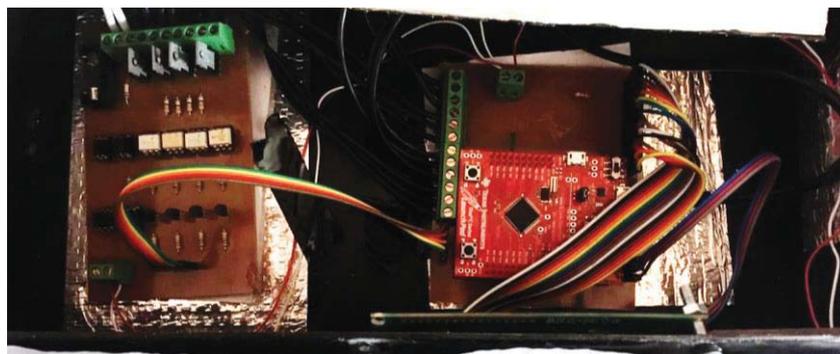


Fonte: Próprio autor

4.4 PROTÓTIPO

O equipamento obtido através desse trabalho envolve as placas de circuito impresso apresentadas anteriormente, juntamente com as resistências escolhidas e os sensores de temperatura, todos montados e organizados na estrutura mecânica construída. Na Figura 53 pode ser observado o compartimento onde estão armazenadas as placas confeccionadas e os cabos de alimentação. Na Figura 54, é visualizada a divisão em que se encontram os sensores, as resistências e o isolamento térmico feito por dois tipos de manta, para que os recipientes não tenham influência de aquecimento um com os outros.

Figura 53 - Compartimento das placas



Fonte: Próprio autor

Figura 54 - Compartimento de aquecimento



Fonte: Próprio autor

Posterior a todos os ajustes e finalizações necessários foi obtido o protótipo apresentado na Figura 55 (a) e (b) e realizados alguns testes. O primeiro teste foi de comparação das temperaturas medidas do protótipo, que são mostradas no display, com as temperaturas medidas de cada cuba através de um termômetro com termopar ICEL TD-750, que pode ser visto na Figura 56, que tem em suas especificações uma faixa de medição de -50°C até 1300°C , com uma precisão de $\pm 1^{\circ}\text{C}$ na faixa entre 0°C à 750°C e resolução de 1°C , obtendo a Tabela 1 e o gráfico da Figura 57.

Figura 55 - Protótipo



Fonte: Próprio autor

Figura 56 – Termômetro de referência



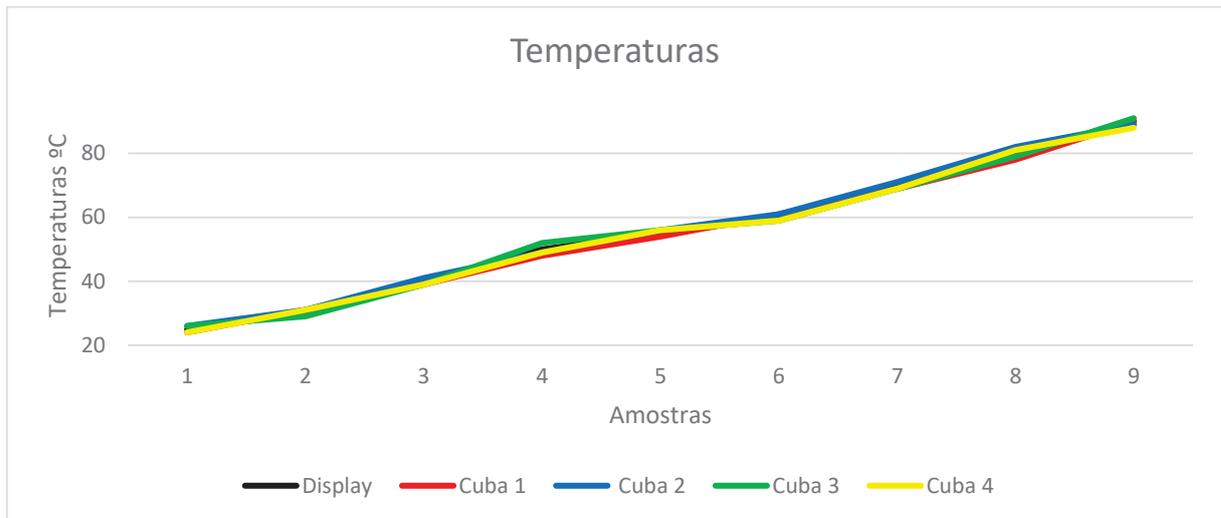
Fonte: Próprio autor

Tabela 1 - Comparação das temperaturas

Temperatura obtida no display	Temperatura da cuba 1 medida com o termômetro	Temperatura da cuba 2 medida com o termômetro	Temperatura da cuba 3 medida com o termômetro	Temperatura da cuba 4 medida com o termômetro
25°C	24 °C	26 °C	26 °C	24 °C
30°C	31 °C	31 °C	29 °C	31 °C
40°C	39 °C	41 °C	39 °C	39 °C
50°C	48 °C	49 °C	52 °C	49 °C
55°C	54 °C	56 °C	56 °C	56 °C
60°C	61 °C	61 °C	59 °C	59 °C
70°C	69 °C	71 °C	69 °C	69 °C
80°C	78 °C	82 °C	79 °C	81 °C
90°C	91 °C	89 °C	91 °C	88 °C

Fonte: Próprio autor

Figura 57 - Gráfico de comparação das temperaturas



Fonte: Próprio autor

Posteriormente foram calculados os erros de cada temperatura de cada recipiente, por intermédio da Equação 5, tendo como base a medição do termômetro, apresentados na Tabela 2.

$$erro = |Temperatura\ do\ display - Temperatura\ do\ termômetro| \quad (5)$$

Tabela 2 - Erros das temperaturas

Temperatura obtida no display	Erro da temperatura da cuba 1	Erro da temperatura da cuba 2	Erro da temperatura da cuba 3	Erro da temperatura da cuba 4
25°C	1°C	1°C	1°C	1°C
30°C	1°C	1°C	1°C	1°C
40°C	1°C	1°C	1°C	1°C
50°C	2°C	1°C	2°C	1°C
55°C	1°C	1°C	1°C	1°C
60°C	1°C	1°C	1°C	1°C
70°C	1°C	1°C	1°C	1°C
80°C	2°C	2°C	1°C	1°C
90°C	1°C	1°C	1°C	2°C

Fonte: Próprio autor

Com tais valores foram calculados os erros médios de cada cuba pela Equação 6, onde n é o número de amostras, obtendo os valores demonstrados em seguida.

$$\text{média dos erros} = \sum_{i=0}^n \frac{\text{erro}_i}{n} \quad (6)$$

$$\text{Cuba 1 (média dos erros)} = \frac{11^{\circ}\text{C}}{9} \cong 1,22^{\circ}\text{C}$$

$$\text{Cuba 2 (média dos erros)} = \frac{10^{\circ}\text{C}}{9} \cong 1,11^{\circ}\text{C}$$

$$\text{Cuba 3 (média dos erros)} = \frac{10^{\circ}\text{C}}{9} \cong 1,11^{\circ}\text{C}$$

$$\text{Cuba 4 (média dos erros)} = \frac{10^{\circ}\text{C}}{9} \cong 1,11^{\circ}\text{C}$$

Os demais testes foram realizados no laboratório de prótese, onde o equipamento foi utilizado pelo protético na confecção de algumas estruturas, como o enceramento de *coping* e a ceroplastia, demonstrando que o erro de cada recipiente e o tempo de aquecimento das cubas estão do agrado do possível consumidor.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com a realização desse projeto é possível verificar que o mesmo cumpriu com o objetivo proposto e que os equipamentos utilizados na fabricação de próteses dentárias poderiam ganhar um concorrente com fácil manuseio, rápido aquecimento e com controle de temperatura, diminuindo o tempo da montagem da prótese. Como o protótipo é quatro em um, pode substituir quatro equipamentos simples que possuem apenas um recipiente, diminui o número de equipamentos necessários em um laboratório. Além de não haver a necessidade da compra de mais equipamentos, também, reduz o desperdício de matéria-prima, ocasionando economia e mais lucratividade.

Por fim, em contrapartida, o sistema se tornou mais pesado do que o desejado, pesando aproximadamente 9kg, devido as resistências utilizadas e sua estrutura mecânica metálica, porém, como não há a necessidade de ficar transportando-o de um lugar a outro, isso não chegou a afetar o produto final. Outrossim, através dos experimentos de comparação de temperaturas, pode ser observado que as temperaturas mostradas no protótipo são aproximadamente as temperaturas medidas com um termômetro, não ultrapassando um erro médio de cada recipiente de 1,5°C, porém não afetando no processo de fabricação das próteses. Por tanto, pode-se concluir que o sistema é eficiente da maneira como funciona atualmente e teria condições de aplicabilidade comercial.

REFERÊNCIAS

- ASHFAQ, Ahmed. **Eletrônica de Potência**. São Paulo: Prentice Hall, 2000.
- ASKARY, Abd El Salamm. **Fundamentos da Implantodontia Estética**. São Paulo: Santos, 2010.
- BARBI, Ivo. **Eletrônica de potência**. 6. Ed. Florianópolis: Do autor, 2005.
- BERNARDO, Marcos Gomes. **Proposta de controle em malha fechada com alta eficiência para aquecimento de água de chuveiros elétricos**. João Pessoa, Paraíba: Universidade Federal da Paraíba-UFPB, 2014.
- COLEMAN, James. **O Efeito Joule**. Blog Efeito Joule, 2008. Disponível em: <<https://www.efeitojoule.com/2008/04/efeito-joule.html>>. Acesso em: 19 novembro 2018, 10:27:45
- DAL COL, Robson Nunes. **Desenvolvimento de um Equipamento para a produção de Pó Metálico**. Ouro Preto, MG: Rede Temática em Engenharia de Materiais – REDEMAT – UFOP – CATEC – UEMG, 2009.
- FERNANDES, Dagoberto. **Prótese metalocerâmica**. Belo Horizonte: Centro de Treinamento em Odontologia Ltda, 2010.
- FINOCCHIO, Marcos Antônio Ferreira. **Eletrotermia**. Cornélio Procópio: Universidade tecnológica Federal do Paraná. Disponível em: <<http://paginapessoal.utfpr.edu.br/mafinocchio/labsi-laboratorio-de-seguranca-e-iluminacao/fontes-de-energias-alternativas/Eletrotermia.pdf/view>>. Acesso em: 10 maio 2018, 15:07:52.
- FREITAS, Francisco José Guimarães de; OLIVEIRA, Terezinha Rezende Carvalho de; GONTIJO, Liliane. **Próteses dentárias: uso e manutenção**. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia: ESTES, 2013.
- FULLER, Donald R; PIMENTEL, Jane T; PEREGOY, Barbara M. **Anatomia e fisiologia aplicadas à fonoaudiologia**. 1. Ed. Barueri, SP: Manoele, 2014.
- GILI, Luiz Carlos et al. **Chuveiros eletrônicos: conhecer para ter consciência**. Belém, Pará: XL Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (COBENGE), 2012. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Adriano_Peris/publication/280134246_CHUVEIROS_ELETRONICOS_CONHECER_PARA_TER_CONSCIENCIA/links/55ac2b4408ae815a042b006b/CHUVEIROS-ELETRONICOS-CONHECER-PARA-TER-CONSCIENCIA.pdf>. Acesso em: 7 de novembro de 2018, 15:23:01.

ISERHARDT, Michel Rodrigues. **Modulação de potência por ciclos inteiros: técnicas de atenuação de Flincker**. Alegre, RS: Universidade Federal do Pampa, 2014.

MARTINS, Rodrigo dos Santos. **Aquecimento de água usando ciclos inteiros**. Santa Catarina: Instituto Federal de Educação, Ciência e tecnologia de Santa Catarina, 2009.

MAYA, Paulo Alvaro; LEONARDI, Fabrizio. **Controle Essencial**. 2. ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2014.

NETO, Carlos Boabaid. **Tranferência de calor: Volume II – Isolamento térmico**. São José: Instituto Federal de Santa Catarina, 2009.

ORDÓÑEZ, Juan A. **Tecnologia dos alimentos: Volume 1 – Componentes dos Alimentos e Processos**. Porto Alegre: Artmed Editora, 2004.

PEREIRA, Ricardo N; RODRIGUES, Rui M; TEIXEIRA, José A; Vicente, António A. **Aquecimento Óhmico: uma ferramenta ao serviço da biotecnologia**. Braga, Portugal: Centro de Engenharia Biológica - Universidade do Minho, Campo de Gualtar, 2015.

TEXAS INSTRUMENTS, **LM35** – Sensores de Temperatura Centígrados de Precisão LM35. Dallas, Texas, 2000. Disponível em: <<https://html.alldatasheet.com/html-pdf/517588/TI1/LM35/108/2/LM35.html>>. Acesso em: 6 de novembro de 2018, 22:28:00.

THOMAZINI, Daniel; ALBUQUERQUE, Pedro Urbano Braga de. **Sensores Industriais: fundamentos e aplicações**. 8. ed. São Paulo: Érica, 2012.

RASHID, Muhammad H. **Eletrônica de Potência: Circuitos, Dispositivos e Aplicações**. 1.ed. São Paulo: Makron Books, 1999.

ROCHA, Paulo Vicente. **Todos os passos da prótese sobre implantes: do planejamento ao controle posterior**. Nova Odessa, SP: Napoleão, 2012,

ROMÃO JUNIOR, Waldyr; BATTAGLINI, Carlos Alberto Oliveira. **Reabilitação estética: novas tendências**. Nova Odessa, São Paulo: Napoleão, 2012.

ROSÁRIO, João Maurício. **Princípios de mecatrônica**. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2005.

SEARA, Izabel Christine; NUNES, Vanessa Gonzaga; LAZZAROTTI, Critiane. **Fonética e Fonologia do Português Brasileiro: 2º período**. Florianópolis: LLV/CCE/Universidade Federal de Santa Catarina, 2011. Disponível em: <http://petletras.paginas.ufsc.br/files/2016/10/Livro-Texto_Fonetica_Fonologia_PB_UFSC.pdf>. Acesso em: 26 maio 2018, 13:14:02.

VALADARES, Fernando Carvalho. **Sistema para controle de fluxo e armazenamento de água aquecida**. Brasília/DF: UniCEUB – Centro Universitário de Brasília, 2010.