

Eduardo Antonio Rodrigues Maia

**PROTÓTIPO PARA A AVALIAÇÃO SENSORIAL DA
NEUROPATIA DIABÉTICA PERIFÉRICA ATRAVÉS DE
TESTES TÉRMICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso
submetido ao Departamento de
Engenharia Elétrica e Eletrônica da
Universidade Federal de Santa Catarina
para a obtenção do título de Bacharel
em Engenharia Elétrica/Eletrônica
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum
Marques, PhD.

Florianópolis
2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor através do
Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Maia, Eduardo Antonio Rodrigues
PROTÓTIPO PARA A AVALIAÇÃO SENSORIAL DA
NEUROPATIA DIABÉTICA PERIFÉRICA ATRAVÉS DE TESTES
TÉRMICOS / Eduardo Antonio Rodrigues Maia ;
orientador, Jefferson Luiz Brum Marques, 2018.
72 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro
Tecnológico, Graduação em Engenharia Elétrica,
Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

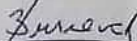
1. Engenharia Elétrica. 2. Módulo Peltier. 3.
Neuropatia Diabética. 4. Eletrônica. 5. Testes
Diagnósticos. I. Marques, Jefferson Luiz Brum. II.
Universidade Federal de Santa Catarina. Graduação em
Engenharia Elétrica. III. Título.

Eduardo Antonio Rodrigues Maia

**PROTÓTIPO PARA A AVALIAÇÃO SENSORIAL DA
NEUROPATIA DIABÉTICA PERIFÉRICA ATRAVÉS DE
TESTES TÉRMICOS**

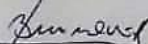
Esta Trabalho foi julgada adequada para obtenção do Título de
Bacharel em Engenharia Elétrica/Eletrônica e aprovada em sua
forma final pela Banca Examinadora

Florianópolis, 19 de julho de 2018



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Glaucio Cardozo, MSc
Instituto Federal de Santa Catarina



Eng.º Caetano Decian Lazzari, MSc
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado aos meus
queridos pais Ana e Jerônimo.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer imensamente aos meus pais Ana e Jerônimo por todo o apoio e suporte durante essa caminhada, sem eles a conclusão desse trabalho não seria possível.

Ao meu Orientador Prof., Jefferson Luiz Brum Marques, pelo auxílio, disponibilidade e compreensão durante todo o período de realização desse trabalho.

E a todos os amigos e colegas de curso que me ajudaram direta ou indiretamente para este trabalho.

RESUMO

Este estudo teve o objetivo de realizar o desenvolvimento de um Protótipo para Avaliação Sensorial da Neuropatia Diabética Periférica através de Testes Térmicos e o estudo das tecnologias envolvidas para a realização de um dispositivo desse tipo. Nele inclui a explicação teórica sobre a Diabetes Mellitus, Neuropatias, Neuropatia Diabética Periférica, Testes Diagnósticos da Neuropatia Diabética, Efeito Termoelétrico e Módulo Peltier. Foi realizada a simulação de componentes do protótipo por meio de *software* juntamente com testes de bancada. Os resultados obtidos nos testes de bancada foram positivos e de acordo com os esperados e concluiu-se da importância e benefícios que estes dispositivos podem trazer a sociedade.

Palavras-chave: Protótipo. Módulo Peltier. Efeito Termoelétrico. Diabetes Mellitus. Neuropatia Diabética.

ABSTRACT

This study had the objective of developing a prototype for Sensory Evaluation of Diabetic Peripheral Neuropathy through Thermal Tests and the study of the technologies involved to build this kind of device. It also includes the theoretical explanation on Diabetes Mellitus, Neuropathies, Diabetic Peripheral Neuropathy, Diagnostic Tests of Diabetic Neuropathy, Thermoelectric Effect and Peltier Module. Simulation of prototype components was performed through software along with bench tests. The results obtained in the bench tests were positive and in agreement with the expected ones and it was concluded about the importance and benefits that these devices can bring to the society.

Keywords: Prototype. Peltier module. Thermoelectric Effect. Diabetes Mellitus. Diabetic Neuropathy

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diferentes Padrões Clínicos da Neuropatia.	27
Figura 2 – Monofilamento de Semes-Weinstein.	30
Figura 3 – Biópsia de pele.	31
Figura 4 – Relação Método dos limites e níveis com limiares.	34
Figura 5 – Thomas Seebeck e o instrumento de utilizado para observação do efeito.	35
Figura 6 – Esquemático básico de um termopar.	35
Figura 7 – Jean Charles Athanase Peltier.	36
Figura 8 – Adega, bebedouro e mini-cooler com módulo Peltier.	38
Figura 9 – Gerador termoeletrico movido a radioisótopos SNAP-27 utilizado em missões espaciais	39
Figura 10 – Gerador termoeletrico movido a radioisótopos GPHS-RTG utilizado em missões espaciais	39
Figura 11 – Corte de um módulo de refrigeração (Peltier).	40
Figura 12 – Seleção de módulos de resfriamento (Peltier).	41
Figura 13 – Diversas geometrias de dissipador de calor.	41
Figura 14 – Sistema Dissipador de calor-Módulo Peltier.	41
Figura 15 – Diagrama em Blocos do instrumento proposto.	42
Figura 16 – Placa Arduino Uno da fabricante Arduino.	43
Figura 17 – Módulo Peltier TEC1-12706 da fabricante Hebei I.T.	44
Figura 18 – Conjunto Dissipador-Ventilador ALTA 9.	45
Figura 19 – Fonte de Alimentação PS-4000 utilizada para os testes de bancada.	46
Figura 20 – Módulo Peltier acoplado ao conjunto do dissipador de calor.	46
Figura 21 – Termistor NTC 10K em contato com a superfície do Módulo peltier.	47
Figura 22 – Regulador de Tensão L7805CV.	49
Figura 23 – Regulador de Tensão (Buck) LM2576-ADJ.	49
Figura 24 – Diagrama do circuito do LM2576 com saída ajustável.	50
Figura 25 – Medição Saída do Conversor para uma entrada de 12 V com carga (Módulo Peltier) conectado a saída.	51
Figura 26 – Medição da Saída do conversor com carga conectada com auxílio do Osciloscópio.	51
Figura 27 – Diagrama esquemático de uma Ponte-H.	52
Figura 28 – Chaveamento proibido da Ponte-H.	52
Figura 29 – Chaveamentos de interesse da Ponte-H.	53
Figura 30 – Diagrama Ponte-H com MOSFETs Tipo N.	54

Figura 31 – MOSFET Tipo N operando no (A) Lado Baixo (B) Lado Alto.	55
Figura 32 – Configuração do C.I NE555 no modo Astável.	56
Figura 33 – Frequência de saída do NE555 em modo astável. (CH1 é a tensão de entrada e CH2 a saída do NE555).	57
Figura 34 – Circuito do Charge Pump.	57
Figura 35 – Circuito Charge Pump montado em protoboard.	58
Figura 36 – Medição da tensão de saída do Charge Pump com Multímetro e Osciloscópio. (Entrada 7V e saída 12,37V)	58
Figura 37 – Tensão de saída do Charge Pump para uma entrada de 6V. (CH1 entrada e CH2 saída).	59
Figura 38 – Tensão de saída do Charge Pump para uma entrada de 12V. (CH1 entrada e CH2 saída).	59
Figura 39 – Tensão de saída do Charge Pump para uma entrada de 12V durante o acionamento dos MOSFETs. (CH1 entrada e CH2 saída). ...	59
Figura 40 – Relação da tensão de saída do Charge Pump com a corrente suprida a carga.	60
Figura 41 – Simulação da Ponte-H para os casos quente e frio.	60
Figura 42 – Medição da tensão nos terminais da Ponte-H.	60
Figura 43 – Valores Medidos pela Ponte-H. (CH1 na entrada do circuito e CH2 nos terminais da Ponte-H).	61
Figura 44 - Diagrama esquemático do Protótipo e seus componentes. .	62
Figura 45 – Protótipo Montado em protoboard.	63
Figura 46 – Fluxograma rotina inicial executada pelo microcontrolador.	70
Figura 47 – Fluxograma das rotinas RA1 e RA2 (Teste de Dor por frio e calor respectivamente)	71
Figura 48 – Fluxograma da rotina RA3 (Medição dos limiares de temperatura quente e frio).	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tipos de Sensibilidade e Fibras com respectivos testes.....	29
Tabela 2 – Especificações placa Arduino Uno.	43
Tabela 3 – Especificações TEC1-12706 fornecidas pelo fabricante.....	44
Tabela 4 – Relação Tensão X Corrente no módulo.....	45
Tabela 5 – Teste do tempo de resfriamento do Módulo Peltier.	47
Tabela 6 – Teste do tempo de aquecimento do Módulo Peltier.....	47
Tabela 7 – Tensões requeridas nos componentes do circuito.....	48
Tabela 8 – Especificações conversor de tensão LM2576-ADJ.....	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CH1 - Chave 1

CH2 - Chave 2

CHEPS - Contact Heat Evoked Potential Simulation

DM - Diabetes Mellitus

DM1 - Diabetes Tipo 1

DM2 - Diabetes Tipo 2

EUA – Estados Unidos da América

LEPS - Laser Evoked Potential Stimulation

ND - Neuropatia Diabética

OMS - Organização Mundial da Saúde

QST - Teste Quantitativo Sensorial

RA1 - Rotina de Avaliação 1

RA2 - Rotina de Avaliação 2

RA3 - Rotina de Avaliação 3

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	20
1.1 MOTIVAÇÃO	20
1.2 OBJETIVO	22
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
2.1 DIABETES	23
2.1.1 TIPOS DE DIABETES	24
2.1.2 SINTOMAS E IMPLICAÇÕES RELACIADAS A DM	25
2.2 NEUROPATIA DIABÉTICA	25
2.2.1 TIPOS DE NEUROPATIA DIABÉTICA	26
2.2.3 SINTOMAS DA NEUROPATIA DIABÉTICA PERIFERICA	27
2.2.4 CONSEQUÊNCIAS DA NEUROPATIA	28
2.2.5 DIAGNÓSTICO	28
2.3 TESTES DIAGNOSTICOS DA NEUROPATIA PERIFÉRICA	29
2.3.1 PRINCIPAIS TESTES DIAGNÓSTICOS	29
2.3.1.1 ESCALAS CLÍNICAS	29
2.3.1.2 TESTES NEUROLÓGICOS BÁSICOS	30
2.3.1.3 TESTES MORFOLÓGICOS	30
2.3.1.3.1 BIÓPSIA DE NERVO	30
2.3.1.3.2 BIÓPSIA DE PELE	31
2.3.1.4 TESTES NEUROLÓGICOS DE DIFÍCIL REALIZAÇÃO ROTINEIRA	31
2.3.1.4.1 ELETRONEUROMIOGRAFIA (ENMG)	31
2.3.1.4.2 POTENCIAIS EVOCADOS	32
2.3.1.4.3 TESTE QUANTITATIVO DE SENSIBILIDADE (QST)	32
2.4 EFEITO TERMOELÉTRICO	34
2.4.1 EFEITO SEEBECK	35
2.4.2 EFEITO PELTIER	36
2.4.3 EFEITO THOMSON	37
2.4.4 APLICAÇÕES DO EFEITO TERMOELÉTRICO	37
2.4.5 MÓDULO TERMOELÉTRICO	40
3. DESENVOLVIMENTO	42
3.1 MICROCONTROLADOR	42
3.2 MÓDULO PELTIER	43
3.3 ALIMENTAÇÃO E CONVERSOR BUCK	48
3.4 PONTE-H E CIRCUITO DOBRADOR DE TENSÃO	52
4. CONCLUSÃO	64

REFERÊNCIAS.....	66
ANEXO A – FLUXOGRAMA ROTINAS DE AVALIAÇÃO EXECUTADAS PELO MICROCONTROLADOR.....	70

1. INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

A Diabetes Mellitus (DM) tem atingido números alarmantes a cada ano, em 2014 mais de 420 milhões de pessoas tinham a doença, a previsão da Organização Mundial da Saúde (OMS) é que até o ano de 2035 esse número de diabéticos suba para mais de 471 milhões (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2017).

No Brasil, proporcionalmente, o número de diabéticos está muito próximo a média mundial, de acordo com o Ministério da Saúde o índice de adultos com a doença no país em 2016 era em torno de 8,1% da população, com o índice mundial sendo perto dos 8,5%, e a expectativa é que o número de diabéticos no país que hoje está em torno de 16 milhões de brasileiros suba para 19 milhões em 2035 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

Junto com a doença estão os custos com a saúde dos envolvidos, a OMS estima que os países têm gastos orçamentários com a DM numa faixa que varia de 2,5% a 15% do total investido em saúde. Países como os Estados Unidos da América já no ano de 2012 tinham gastos na faixa dos 245 Bilhões de dólares com pacientes diagnosticados com Diabetes. Além disso existem uma série de valores não mensuráveis, que resultam da degradação da qualidade de vida e interferem em diversos aspectos da vida do diabético (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2014).

Uma das implicações da DM é a Neuropatia Diabética, que é a causa principal de Neuropatias Periféricas, doença que afeta os nervos periféricos do corpo, em países desenvolvidos, a estimativa é que metade dos pacientes diabéticos desenvolverá essa doença em algum momento da vida e esse número pode ser ainda maior quando utilizados métodos diagnósticos de maior sensibilidade. No ano de 2003 o custo nos EUA com a doença era de 10,9 Bilhões de Dólares (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2014).

Os sintomas da Neuropatia Diabética caracterizam-se em positivos quando, a uma resposta excessiva a um estímulo, e negativos, quando há diminuição da resposta a um determinado estímulo, dentre os positivos estão: Sensação de queimação, formigamentos, dores e câimbras. Os sintomas negativos observados são dormência e perda de sensibilidade em determinadas partes do corpo (NASCIMENTO, 2016).

Dentre as consequências da Neuropatia Diabética estão as complicações microvasculares, perda de sensibilidade em membros periféricos, resultado de lesões nas fibras musculares, com direta implicação na qualidade de vida do diabético até casos de incapacidade e necessidade de amputações de membros (DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2016).

Diversos testes diagnósticos foram desenvolvidos para a detecção da doença, é ideal que sejam realizados de forma precoce a fim de evitar a progressão da neuropatia e de complicações mais graves. Dentre esses testes estão Escalas Clínicas, Testes Neurofisiológicos e Testes Morfológicos. Um dos testes Neurofisiológicos é o Teste Quantitativo de Sensibilidade (QST em inglês), este realiza uma avaliação das percepções sensoriais e de dor de forma não invasiva, através de efeitos térmicos e de vibração.

O foco do QST são pacientes já com os sintomas neurológicos ou com o risco de desenvolvimento de doença neurológica. Diversas diretrizes endossam o uso QST para o auxílio do diagnóstico de anomalias sensoriais na Neuropatia Diabética e para acompanhamento de grupos de controle (PONIRAKIS, 2016), com a ressalva de que este teste não ser o único realizado para fornecer um Diagnóstico. Utilizado na avaliação de fenômenos sensoriais negativos com ele é possível observar a disfunção das fibras finas dos nervos, condição considerada responsável por muitas neuropatias periféricas dolorosas, a vantagem do QST nesse aspecto se deve ao fato de outros testes eletrofisiológicos serem incapazes de realizar essa avaliação, embora diferente de outros testes é necessária a colaboração do paciente para a obtenção dos resultados.

E para a realização desses testes são utilizados dispositivos que geram estímulos pré-definidos a serem identificados pelos pacientes, no caso das vibrações são desenvolvidos equipamentos que vibram em uma determinada faixa de frequência, e para os testes de sensibilidade térmica de forma geral são utilizados equipamentos que utilizam o Princípio de Peltier para gerar os estímulos térmicos quente e frio.

Com o alto número de pessoas afetadas pelo diabetes e muitas outras no grupo de risco é de interesse que existam cada vez mais desses equipamentos disponíveis para o público para que seja possível a avaliação e prevenção em pacientes, evitando assim gastos futuros para tratamento da doença e garantindo com um diagnóstico precoce uma melhor qualidade para essas pessoas.

1.2 OBJETIVO

Os objetivos desse estudo serão o desenvolvimento de um protótipo que permita a avaliação sensorial da neuropatia diabética através de testes térmicos e o estudo das tecnologias envolvidas nesse tipo de equipamento.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 DIABETES

A Diabetes Mellitus (DM) é um conjunto de doenças metabólicas, caracterizadas pela Hiperglicemia (excesso de glucose no sangue), que resulta em defeitos na secreção da insulina (*i.e* hormônio que regula os níveis de açúcar no sangue), defeitos na ação da insulina ou ambos os casos. A hiperglicemia crônica da DM está relacionada com danos, falhas e disfunções a longo prazo de diferentes órgãos do corpo, sendo os mais comuns olhos, rins, nervos, coração e veias sanguíneas. Como característica de uma doença crônica a DM ocorre tanto quando o pâncreas não produz insulina suficiente ou quando o corpo não consegue de forma efetiva utilizar a insulina produzida (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2014; DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2016; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2017).

De acordo com dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) a nível mundial, o número de pessoas com DM em 2014 superou a marca de 420 milhões, 8,5% dos adultos com idade a partir de 18 anos tem diabetes. Além disso a previsão da organização é que o número de diabéticos suba para 471 milhões no ano de 2035 (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2017).

No Brasil a população de diabéticos passa de 16 milhões, com previsões da OMS de que esse número supere 19 milhões em 2035. Hoje o índice de adultos com diabetes no Brasil hoje é de 8,1% da população, o que está um pouco abaixo dos níveis mundiais, porém de acordo com uma pesquisa publicada no VIGITEL Brasil 2016, houve um crescimento de 61% no número de pessoas com diabetes no Brasil durante a última década (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2017; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2017).

Atualmente os custos relacionados ao DM são elevados, variando em torno de 2,5% a 15% do orçamento de saúde de um país, dependendo da prevalência e o grau de complexidade do tratamento. Nos EUA, no ano de 2012 foram gastos 245 bilhões de dólares em pacientes diagnosticados com diabetes, 176 bilhões com custos em medicamentos e 69 bilhões com perdas por redução de produtividade. Junto a isso existe uma série de valores imensuráveis, resultados da degradação da qualidade de vida que acabam interferindo em inúmeros aspectos da vida do paciente (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2014).

Entre as causas do desenvolvimento do diabetes estão envolvidos diversos processos patogênicos, estes podem estar relacionados a destruição das células- β pancreáticas pelo sistema autoimune, tendo como consequência a deficiência insulínica, ou anormalidades que resultam na resistência à ação da insulina (*i.e* resistência insulínica). A ação deficiente da insulina provoca anormalidades no metabolismo de carboidratos, gorduras e proteínas (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2014)

A deficiência da ação insulínica pode resultar na secreção inadequada da insulina e na diminuição das respostas dos tecidos a insulina em um ou vários outros pontos durante o complexo caminho da ação do hormônio. Tanto a deterioração da secreção insulínica como defeitos na ação dela são as principais causas da hiperglicemia (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2014).

2.1.1 TIPOS DE DIABETES

O Diabetes pode ser observado em diversas formas, as mais comuns são o Diabetes Tipo 1 (DM1) e o Tipo 2 (DM2) que são descritos a seguir de acordo com a *American Diabetes Association* (2014):

Diabetes Tipo 1: Essa forma do diabetes ocorre em 5% a 10% dos diagnosticados de DM. Também é chamada de Diabetes Insulinodependente ou Diabetes Juvenil. A DM1 resulta da destruição por meio do sistema autoimune das células- β do pâncreas, com consequente deficiência insulínica. Neste caso a taxa de destruição das células- β é bastante variável, sendo rápida em alguns indivíduos, principalmente recém-nascidos e crianças e lenta em outros, principalmente adultos.

Alguns pacientes, na maioria crianças e adolescentes, podem apresentar cetoacidose (produção em excesso de ácidos sanguíneos pelo corpo) como primeira manifestação da doença, outros apresentam uma rápida hiperglicemia moderada que pode rapidamente mudar para uma hiperglicemia severa e/ou cetoacidose na presença de infecção ou stress. Um outro grupo, em maioria adultos, pode manter resíduos de células- β suficientes para prevenir a cetoacidose por muitos anos, no entanto, esses indivíduos em algum momento serão dependentes de insulina para sobrevivência e estarão em risco de apresentar cetoacidose.

Diabetes Tipo 2: Essa forma do diabetes, engloba 90% a 95% dos casos diagnosticados de DM. Neste caso, indivíduos apresentam resistência insulínica com diminuição da sua ação e disfunção das células-

β com diminuição da secreção da insulina pelas mesmas. Essa forma de diabetes é frequentemente não diagnosticada por muitos anos, devido ao gradual desenvolvimento da hiperglicemia e, em estágios iniciais, é comumente não severa o suficiente para pacientes notarem qualquer sintoma clássico da diabetes.

2.1.2 SINTOMAS E IMPLICAÇÕES RELACIADAS A DM

Conforme citado anteriormente, uma das alterações causadas pela diabetes é a hiperglicemia. Sintomas da hiperglicemia incluem poliúria (produção de urina em excesso), polidipsia (sede excessiva), perda de peso e em alguns casos polifagia (fome excessiva) e visão borrada. Deterioração no crescimento e suscetibilidade a certas infecções podem acompanhar a hiperglicemia crônica.

Implicações de longo prazo da diabetes incluem retinopatia, com potencial de perda de visão, nefropatia, podendo levar a falha nos rins, neuropatia diabética, com risco de úlcera nos pés, amputações, Pé de Charcot além de, neuropatia autonômica causando sintomas nos sistemas gastrointestinal, genitourinários, cardiovasculares e disfunção sexual. Pacientes com DM tem um aumento na incidência de aterosclerose cardiovascular, doença arterial periférica e doença cerebrovascular (DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2016).

2.2 NEUROPATIA DIABÉTICA

A Neuropatia Diabética (ND) é um grupo heterogêneo de manifestações clínicas e subclínicas, que acometem o sistema nervoso periférico, na forma da complicação do diabetes. A DM é a principal causa de neuropatias periféricas em países desenvolvidos e a complicação microvascular mais prevalente (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

A prevalência da neuropatia diabética atinge níveis elevados com a evolução temporal da doença, estimasse que metade dos pacientes diabéticos desenvolverá essa doença em algum momento da vida, de acordo com pesquisas em diferentes grupos de pacientes analisados em âmbitos nacional e internacional. No entanto o número de atingidos pode aumentar de forma significativa, quando se utiliza métodos diagnósticos de maior sensibilidade (DIRETRIZES SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2015).

Com o advento da insulina na década de 1930, como tratamento do diabetes, a prevalência da neuropatia diabética aumentou, já que pacientes diabéticos passaram a ter uma expectativa de vida maior. Em 2003 estimou-se, somente nos EUA, um custo anual relacionado a Neuropatia Diabética e suas complicações na casa dos 10,9 Bilhões de dólares, sendo esse valor ainda maior para os pacientes com a forma dolorosa da doença (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

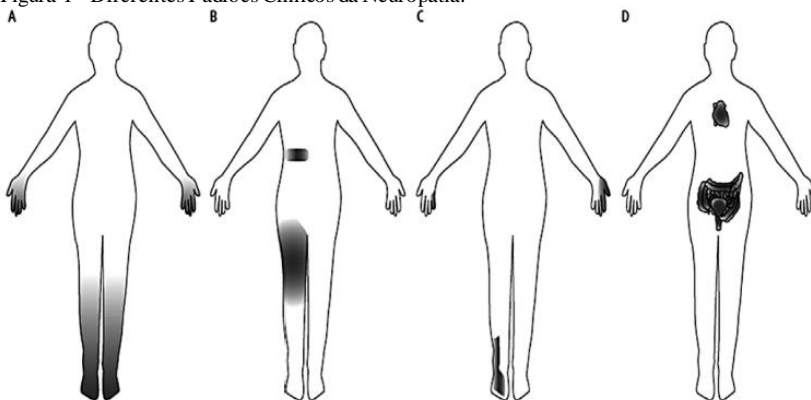
2.2.1 TIPOS DE NEUROPATIA DIABÉTICA

De acordo com THOMAS (1999), os tipos de neuropatias diabéticas podem ser classificados conforme indicados a seguir:

1. Neuropatia da hiperglicemia – Esta neuropatia é vista em pacientes recém diagnosticados e que não tem a diabetes sob controle, caracterizada por ser rapidamente reversível.
2. Polineuropatia sensitivo-motora crônica ou polineuropatia simétrica distal (Figura 1, Item A) – Esta é a forma mais comum e se caracteriza pelo envolvimento de múltiplos nervos, podendo afetar nervos sensoriais, nervos motores e envolver fibras pequenas, largas ou ambas. Seu desenvolvimento é progressivo, iniciando em regiões distais e evoluindo para regiões próximas na medida que a doença se agrava. Constitui 90% dos casos, afeta as extremidades como pés e mãos.
3. Autonômicas (Figura 1, Item D) - Afeta os nervos que controlam funções involuntárias do corpo, como por exemplo a digestão.
4. Sensitivo-agudas – Muito raras, tem início rápido com sintomas dolorosos, ocorre mais comumente após a instabilidade metabólica ou com a melhoria repentina do controle com insulina.
5. Focais e multifocais – Reversíveis em que o dano pode acontecer em qualquer nervo ou grupo de nervos, são consideradas raras.
6. Cranianas – Condição que alguns nervos do crânio são danificados, em muitos casos os sintomas desta neuropatia desaparecem após alguns meses.
7. Troncular/torção-abdominal (Figura 1, Item B) – Início súbito, dor lancinante ou em queimação, com provável origem vascular. Em alguns casos, é acompanhada de alterações sensitivas cutâneas, fraqueza da musculatura tóraco-abdominal, podendo simular um quadro de infarto do miocárdio.

8. Focal de membros (Figura 1, Item C) – Caracteriza-se pela ocorrência de parestesia dolorosa nos quartos e quintos dígitos, afetando antebraço ou braço, perda de massa muscular hipotênar e interóssea. A compressão do nervo fibular pode ser mascarada pela frequente limitação da mobilidade articular da articulação do tornozelo. Testes eletrofisiológicos e velocidade da condução nervosa são importantes para confirmar e avaliar a extensão do dano compressivo.
9. Proximal motora (amiotrofia femoral) – Comum entre homens idosos diabéticos, caracteriza-se pela fraqueza da musculatura da coxa, unilateral, dor intensa, perda sensitiva rara, reflexo patelar e aquileu ausentes, dor intensa e recuperação lenta (em torno de 12 meses).

Figura 1 - Diferentes Padrões Clínicos da Neuropatia.



FONTE: (REVISTA DOR, VOL 17, 2016)

2.2.3 SINTOMAS DA NEUROPATIA DIABÉTICA PERIFÉRICA

Em pacientes com neuropatia diabética, os sintomas motores geralmente ocorrem em fases mais avançadas da doença, com leve fraqueza distal de membros inferiores, podendo observar-se leve atrofia da musculatura das extremidades de membros inferiores e membros superiores. Em torno de 20% dos pacientes que apresenta neuropatia exibem casos de dor neuropática, que por vezes torna-se crônica ou incapacitante (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

Os pacientes sintomáticos apresentam sintomas positivos (resposta excessiva a um estímulo ou espontaneamente) dentre eles, queimação, formigamentos, dor (lancinante, pontada, facada, choques) e câimbras além de sintomas negativos (aqueles com resposta reduzida a um determinado estímulo) como dormência e perda de sensibilidade no segmento envolvido. Na neuropatia dolorosa verifica-se a presença hiperalgesia (dor intensa a um estímulo doloroso de pouca intensidade), alodínea (dor a um estímulo indolor), hiperpatia (persistência da dor, mesmo após a remoção do estímulo doloroso) e hiperestesia (resposta exageradas aos estímulos táteis) (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016)

2.2.4 CONSEQUÊNCIAS DA NEUROPATIA

A neuropatia diabética apresenta correlação com outras complicações microvasculares, como a nefropatia e retinopatia diabéticas, redução da qualidade de vida e capacidade funcional, risco de úlceras, deformidades, amputações de membros inferiores. Dentre essas complicações a ND é a com maior prevalência. Consequência disso são taxas de internações hospitalares elevadas, casos de amputações e incapacidade do paciente. A neuropatia diabética pode se manifestar de diferentes formas clínicas, sendo a polineuropatia simétrica distal sua apresentação mais frequente e principal mecanismo de desenvolvimento do pé diabético. (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016)

2.2.5 DIAGNÓSTICO

O diagnóstico de ND realizado de forma precoce e correta possibilita a realização de um tratamento adequado, e assim consequentemente, evita-se a progressão da mesma e o surgimento de complicações mais graves. Para a realização do diagnóstico, é necessário a obtenção do histórico clínico do paciente além da realização de diversos exames, entre eles exames neurológicos, para assim identificar sinais de comprometimento nas fibras nervosas. Os testes envolvidos no diagnóstico da Neuropatia englobam Escalas clínicas, testes neurofisiológicos (Eletroneuromiografia, teste quantitativo sensorial, Potenciais evocados e testes autonômicos), testes morfológicos (Biopsia de nervo, biopsia de pele e microscopia confocal de córnea) (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

2.3 TESTES DIAGNOSTICOS DA NEUROPATIA PERIFÉRICA

Para pacientes diagnosticados, tanto com DM1 e DM2, investigar a presença da ND é de extrema importância. Escalas clínicas, testes e exames complementares foram desenvolvidos ao longo das últimas décadas a fim de diagnosticar precocemente a Neuropatia Diabética e acompanhar a evolução da doença em pacientes já acometidos. Isso se deve ao fato do diagnóstico ser em grande parte baseada nos sintomas apresentados pelo paciente (DIRETRIZES SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2014; PEDROSA, 2015; NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

A Tabela 1 apresenta os tipos de sensibilidade a ser percebida pelo paciente, juntamente com o tipo de fibra relacionada a sensação descrita.

Tabela 1 – Tipos de Sensibilidade e Fibras com respectivos testes.

SENSIBILIDADE	TIPO DE FIBRA
Dolorosa	C – fina, amielínica
Frio	A delta – fina, levemente mielinizada
Quente	C – Fina, amielínica
Vibração	A beta – grossa, mielínica
Pressão plantar	A beta, A alfa – grossa mielínica
Táctil	A beta, A alfa – grossa, mielínica
Motora (Martelo)	A alfa – grossa, mielínica

(FONTE: PEDROSA, 2015)

2.3.1 PRINCIPAIS TESTES DIAGNÓSTICOS

2.3.1.1 ESCALAS CLÍNICAS

Consistem em questionários respondidos pelo paciente acerca de seus sintomas e nas informações obtidas no teste neurológico, preenchidas pelo examinador. Dentre as escalas mais utilizadas atualmente estão o Instrumento de Rastreamento de Michigan (que consiste em um questionário e uma avaliação física nas extremidades inferiores) e o

Escore de Comprometimento Neuropático (ECN) ou Escore de Sintomas Neuropáticos (ESN).

2.3.1.2 TESTES NEUROLÓGICOS BÁSICOS

São aqueles envolvem a avaliação de sensibilidade, pesquisa de reflexos tendinosos e medidas de pressão arterial (deitado e em pé e de frequência cardíaca) (SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, 2014).

- Avaliação de sensibilidades dolorosas (Palito ou agulha, tátil (algodão ou monofilamento de Semes-Weinstein 5.07 -10g), térmica (quente/frio) e vibratória (diapasão de 128hz ou bioestesiometro).

Figura 2 – Monofilamento de Semes-Weinstein.



FONTE: (DanMic GLOBAL, 2018)

- Medida de pressão arterial sistêmica em posições deitada e ortostática (hipotensão postural: queda da pressão arterial sistólica >20 mmHg 1 minuto após assumir posição ortostática.
- Frequência cardíaca de repouso, sugestiva de disautonomia cardíaca vascular quando o valor estiver acima de 100bpm.

2.3.1.3 TESTES MORFOLÓGICOS

2.3.1.3.1 BIÓPSIA DE NERVO

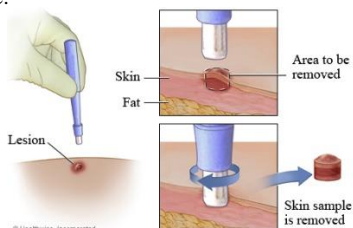
É um exame invasivo, com a possibilidade de gerar complicações e sequelas, atualmente, este método tem sido reservado para situações onde há dúvida de na identificação com outras etiologias, como as

neuropatias inflamatórias/infecciosas e a amiloidose. Junto a isso, material altamente específico e profissional qualificado são necessários (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

2.3.1.3.2 BIÓPSIA DE PELE

É realizada a partir da retirada de pele (Figura 3) do paciente por meio de biópsia, com esse teste é possível identificar fibras nervosas epidérmicas de pequeno tamanho, considerado um método útil para o diagnóstico de neuropatias de fibras finas (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

Figura 3 – Biópsia de pele.



FONTE: (HEALTHWISE, 2017)

2.3.1.4 TESTES NEUROLÓGICOS DE DIFÍCIL REALIZAÇÃO ROTINEIRA

2.3.1.4.1 ELETRONEUROMIOGRAFIA (ENMG)

É o método de diagnóstico mais utilizado e acessível, usado para avaliação de doenças dos nervos periféricos, plexos, raízes, neurônio, além dos músculos e junções neuromuscular, não é capaz de identificar o envolvimento precoce de fibras finas, porém é fundamental para documentar o envolvimento de fibras largas e avaliar a simetria, gravidade e progressão da neuropatia. O exame demanda a presença de um profissional para realizar o mesmo, juntamente com aparelhos especializado.

O teste consiste na avaliação de neurocondução, especialmente em membros inferiores, e do exame eletromiográfico com agulha. Os testes de neurocondução são feitos com estímulos elétricos aplicados nos nervos periféricos, esses ligeiramente dolorosos, mas suportáveis. Os estímulos elétricos não trazem reação adversa ao paciente. O Exame

eletromiográfico é realizado com eletrodo de agulha descartáveis e de uso único, que são inseridos através da pele até o músculo, embora o paciente possa apresentar pequenos hematomas devido ao exame ele não apresenta risco a saúde (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI 2016).

2.3.1.4.2 POTENCIAIS EVOCADOS

Representam respostas elétricas do sistema nervoso central a um estímulo externo. O caminho somatossensorial não pode ser investigado completamente pelo meio tradicional dos potenciais evocados somatossensoriais, pois estes refletem as funções de fibras grossas capazes de medir sensações de toque e vibração. A outra metade do sistema somatossensorial, responsável por percepção de temperatura e dor, usa um conjunto diferente de fibras e outro caminho do sistema central, informações dessa parte do sistema podem ser acessíveis por potenciais evocados que detectam fibras finas, essas de interesse para o estudo das polineuropatias de fibras finas. Destacam-se o potencial evocado Laser *Evoked Potential Stimulation* (LEPS) e o potencial evocado por contato ao calor *Contact Heat Evoked Potential Stimulation* (CHEPS). Tais métodos permitem examinar a condução periférica e central das fibras A δ e C. No entanto, o LEPS pode causar lesões cutâneas nas áreas estimuladas pelo laser, enquanto o CHEPS, além de ser mais sensível e específico, é capaz de gerar potenciais evocados de maneira reproduzível e não invasiva. No entanto ainda não existem padronizações para ambos os métodos para a prática clínica (NASCIMENTO, PUPE, CAVALCANTI, 2016).

2.3.1.4.3 TESTE QUANTITATIVO DE SENSIBILIDADE (QST)

O QST é um método não invasivo para a detecção das percepções sensoriais e de dor através de testes que utilizam efeitos térmicos e de vibração. O foco são grupos de pacientes com sintomas neurológicos ou com risco de desenvolvimento de doença neurológica. Diversas diretrizes endossam o uso do QST para o diagnóstico de anormalidades sensoriais na neuropatia diabética e acompanhamento de grupos de controle (PONIRAKIS, et. al, 2016).

Diferente de outros testes, como o estudo da condução nervosa e potenciais evocados, para a realização do QST é preciso a cooperação do paciente. Embora o estímulo seja um evento físico objetivo a resposta representa um relato subjetivo do paciente visto que fatores psicológicos

aparecem proeminentemente na percepção da função sensorial (SHY, et. al, 2003).

Os QST são aplicados na avaliação de fenômenos sensoriais negativos, isto é déficit sensoriais, que tem em diversas patologias neurológicas periféricas e centrais. Junto a isso tem a vantagem sobre testes eletrofisiológicos no que se refere a ser capaz de medir fenômenos sensoriais positivos. Decaimento de sensibilidade ou limiares de dor, crescimento na soma temporal são características da percepção aumentada que faz o QST útil para clínicos e pesquisadores (YARNITSKY, PUD, 2004).

Déficits na percepção de vibração nos pés sugerem que existe disfunção nas fibras grossas, enquanto que, déficits na detecção de frio e calor indicam disfunção nas fibras finas. A disfunção das fibras finas dos nervos é tida como responsável por muitas neuropatias periféricas dolorosas, as quais não podem ser avaliadas por meio de testes eletrofisiológicos padrões (PONIRAKIS, et. al, 2016).

Dispositivos Utilizados: Sistemas QST são separados em dispositivos que geram estímulos de vibração ou térmicos específicos e aqueles que geram impulsos elétricos em determinadas frequências. A vibração é definida como a sensação em resposta a uma simulação mecânica sinusoidal de alta frequência. Para gerar a vibração os dispositivos normalmente usam estimuladores com frequência definida e amplitude ajustável. Frequências em torno de 200 a 300 Hz são consideradas ótimas para esse teste.

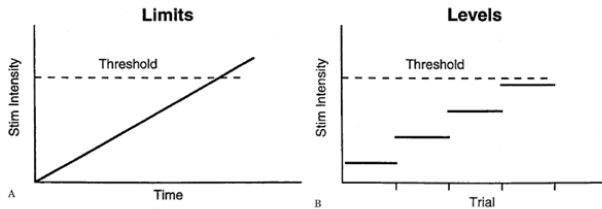
Dispositivos que geram um estímulo térmico utilizam o princípio de Peltier, em que a intensidade e direção do fluxo de corrente elétrica controlam a temperatura na superfície do eletrodo (termodo) de teste, o termodo entra em contato com a pele do paciente que é solicitado a reportar a sensação da troca de temperatura ou dor, a segunda por meio de temperaturas extremas quente o fria (SHY, et. al, 2003).

Metodologia de Avaliação do QST

Métodos dos Limites – Nesse método o paciente é exposto a um estímulo com intensidade variável, em que é solicitado a indicar a primeira variação de sensação. Esse teste pode ser feito com um estímulo crescente ou decrescente. De um ponto acima do limiar para um ponto onde a sensação desaparece. O desempenho prático de tal medição inclui o tempo de reação, enquanto é quase insignificante para sensações de rápida

condução, aumenta o valor desse limiar consideravelmente quando conduções relativamente lentas são realizadas, tal qual as sensações térmicas (YARNITSKY, PUD, 2004).

Figura 4 – Relação Método dos limites e níveis com limiares.



FONTE: (SHY, et. al, 2003)

Método dos Níveis – Neste método um estímulo de intensidade e duração pré-determinada é entregue ao paciente que responde ao sinal. Mesmo sem considerar o fator tempo de reação do paciente o método dos níveis leva mais tempo para ser realização em comparação com o método dos limites. (YARNITSKY, PUD, 2004)

Limiares de Temperatura: Os limiares para quente e frio variam de acordo com o local do corpo, refletindo a densidade de receptores cutâneos. Os menores limiares são no rosto e os maiores estão nas pernas ou pés, com os da mão no meio desses dois. Os limiares térmicos para dor por meio de calor induzido estão em torno de 45°C. Os limiares por frio induzido não são consensualmente conhecidos, porém muitos dispositivos utilizam temperaturas abaixo de 10°C (YARNITSKY, 2004).

O QST na avaliação da neuropatia diabética é valioso em fornecer dados quantitativos ao longo do tempo ou, ainda, para estudos clínicos em que os limiares podem ser medidos ao longo de determinado período (SHY, 2003)

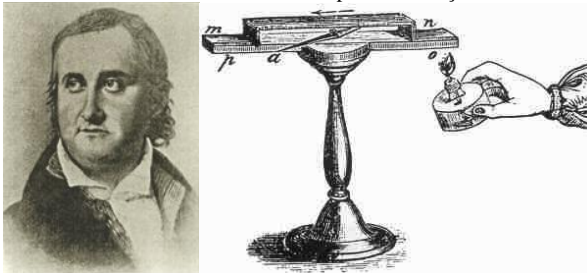
2.4 EFEITO TERMOELÉTRICO

A conversão da variação de temperatura, em um determinado material, em corrente elétrica e vice-versa é denominado como Efeito Termoelétrico. esse efeito é o resultado de três efeitos identificados isoladamente, que são eles o Efeito Seebeck, Efeito Peltier e o Efeito Thomson.

2.4.1 EFEITO SEEBECK

A primeira parte do efeito termoelétrico foi descoberta em 1821 pelo físico estónio Thomas Johann Seebeck (1770-1831). Ele observou que um circuito formado por dois materiais distintos com junções a diferentes temperaturas iria desviar uma bússola magnética. Inicialmente acreditou-se que a diferença de temperatura provocava esse magnetismo, no entanto concluiu-se que a “Força termoelétrica” resultava em uma diferença de potencial, a qual induzia uma corrente elétrica, que de acordo com a lei de Ampere, desvia o campo magnético (CALLTECH, 2015).

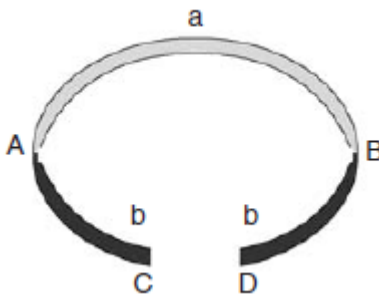
Figura 5 – Thomas Seebeck e o instrumento de utilizado para observação do efeito.



(FONTE: CALTECH, 2015)

Na Figura 6 é apresentada uma representação básica de um termopar, este pode ser considerado um circuito formado de dois materiais distintos, **a** e **b**, conectados eletricamente em série, mas termicamente em paralelo.

Figura 6 – Esquemático básico de um termopar.



(FONTE: ROWE, 2006)

Se as junções **A** e **B** são mantidas a temperaturas diferentes, T_1 maior que T_2 uma força eletromotriz **V** é desenvolvida entre **C** e **D** de acordo com a equação:

$$V = \alpha * (T_1 - T_2) \text{ (Volts) ou } \alpha = \frac{V}{\Delta T} \text{ (Volts/Kelvin)}$$

Com o símbolo α definido como o coeficiente diferencial de Seebeck, também utilizado o **S**. O sinal de α é positivo se a corrente foi no sentido horário e sua unidade é V/K (Volts por Kelvin) (ROWE, 2006).

2.4.2 EFEITO PELTIER

Em 1834 o relojoeiro que nas horas vagas exercia a profissão de físico, Jean Charles Athanase Peltier (1775-1845) descobriu que uma corrente elétrica passando pelo termopar pode produzir um aquecimento ou resfriamento na junção de dois metais distintos. Em 1838 Lenz demonstrou que conforme a direção do fluxo de corrente o calor pode ser removido da junção para congelar água em gelo, ou revertendo a corrente, calor poderia ser gerado para derreter o gelo. (CALLTECH, 2015)

Figura 7 – Jean Charles Athanase Peltier.



(FONTE: CALLTECH, 2015)

Novamente, observando-se na Figura 6, se a situação reversa é considerada com a aplicação de uma diferença de potencial entre **C** e **D** a corrente **I** flui no sentido horário em torno do circuito. Então uma taxa de aquecimento **q** ocorre em uma junção entre **a** e **b** e uma taxa de resfriamento **-q** acontece na outra. A relação de **q** para **I** define o coeficiente de Peltier:

$$\pi = \frac{q}{I} \text{ (Volts)}$$

Caso π seja positivo **A** é aquecido e **B** é resfriado (ROWE, 2006).

2.4.3 EFEITO THOMSON

O terceiro efeito descrito e descoberto por William Thompson (depois conhecido por Lord Kelvin) em 1855. Ao aplicar a teoria da termodinâmica ao problema citado anteriormente, ele foi capaz de estabelecer uma relação entre os coeficientes que descrevem os efeitos Seebeck e Peltier. Nesse efeito o calor é produzido ou absorvido quando uma corrente flui em um material com um gradiente de temperatura, o calor é proporcional ao gradiente de temperatura e a corrente elétrica (GOLDSMID, 2016).

$$q = \beta * I * \Delta T \text{ (Watts)}$$

Na equação acima, β é o coeficiente de Thompson. A unidade de β é a mesma do coeficiente de Seebeck (V/K). Com os três coeficientes tem-se as chamadas Relações de Kelvin, sendo elas:

$$\alpha = \frac{\pi}{T} \quad e \quad \frac{d\alpha}{dT} = \frac{\Delta\beta}{T}$$

2.4.4 APLICAÇÕES DO EFEITO TERMOELÉTRICO

Diversas aplicações e equipamentos são realizadas com base nesses efeitos, uma variedade de áreas utiliza esses dispositivos, dentre elas estão a militar, médica, industrial, científica e a laboratorial. Os usos variam desde a conservação de temperatura de alimentos (aquecimento e resfriamento) até sofisticados sistemas utilizados em mísseis e veículos espaciais.

- Aplicações do Efeito Peltier

Atualmente o desempenho de refrigeradores termoeletrônicos é inferior aos convencionais modelos com compressor, no entanto é

possível que essa diferença de desempenho diminua com a passagem do tempo. Porém em outras áreas o resfriamento por meio do efeito Peltier tem vantagens, como o resfriamento de pequenos ambientes, pequenos refrigeradores localizados em veículos, principalmente pela alimentação de 12V da bateria do carro. Alguns autores declaram que refrigeradores termoelétricos podem ter desempenho melhor que aqueles com unidade compressora se um sistema eficiente de troca de calor for incorporado. Um recurso do efeito é a possibilidade de ser utilizado tanto para aquecimento como para resfriamento, junto a isso a grande vantagem está no sistema de controle de temperatura e na facilidade com que esse pode ser regulado, em ambientes pequenos e de difícil acesso a manutenção da temperatura torna-se mais fácil com o sistema termoelétrico (GOLDSMID, 2016).

No resfriamento de pequenos dispositivos eletrônico e óptico-eletrônicos é onde o resfriamento termoelétrico tem seu espaço Neste caso, unidades de vários estágios são utilizadas nesse tipo de aplicação em que é necessária uma grande redução de temperatura com pouca energia para o resfriamento.

Um recurso do efeito Peltier é a possibilidade de ser utilizado tanto para aquecimento como para resfriamento, junto a isso a grande vantagem está no sistema de controle de temperatura e na facilidade com que esse pode ser regulado, em ambientes pequenos e de difícil acesso a manutenção da temperatura torna-se mais fácil com o sistema termoelétrico. (GOLDSMID, 2016)

Figura 8 – Adega, bebedouro e mini-cooler com módulo Peltier.



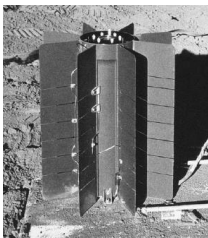
- Aplicações do Efeito Seebeck

Embora a maior parte da atividade na área de conversão de energia termoelétrica nos últimos 50 anos esteja concentrada em refrigeração a tendência hoje é que a geração termoelétrica seja cada vez mais

importante se existirem melhorias substanciais. Novos métodos de geração de eletricidade serão buscados conforme novas fontes de calor estejam disponíveis (GOLDSMID, 2016).

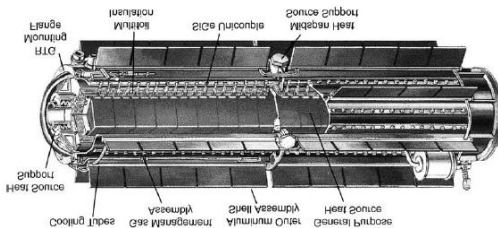
Geradores termoelétricos movidos a radioisótopos são utilizados há muitos anos em veículos espaciais e mais recentemente a partir de fissão nuclear. As vantagens desse tipo de gerador com relação a outros sistemas, estão na confiabilidade, robustez, longa vida útil, capacidade de operação de forma ininterrupta e insensibilidade a radiação e degradação devido ao ambiente. Também apresentam uma independência de tamanho e não contém peças móveis, estando livres de ruído e vibração. A característica linear de corrente e tensão torna este equipamento de fácil controle e regulagem (ABELSON, 2006).

Figura 9 – Gerador termoelétrico movido a radioisótopos SNAP-27 utilizado em missões espaciais



FONTE: (NASA, 1969)

Figura 10 – Gerador termoelétrico movido a radioisótopos GPHS-RTG utilizado em missões espaciais



FONTE: (ABELSON, 2006)

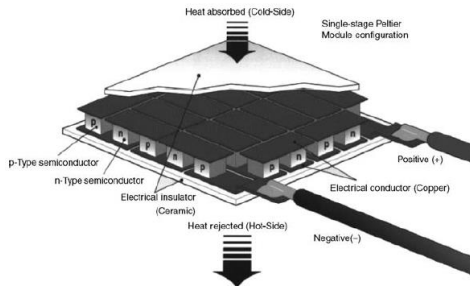
Outras aplicações consistem em conversão do calor de resíduos em eletricidade, esse calor de resíduos pode ser obtido de diversos processos industriais como, por exemplo, do calor emitido na queima de combustíveis fósseis por veículos e na queima de resíduos sólidos por incineradores de lixo (KAJIKAWA, 2006).

2.4.5 MÓDULO TERMOELÉTRICO

A tensão de saída de termopares feitos de semicondutores é relativamente baixa, centenas de microvolts por grau, nos módulos termoelétricos grandes quantidades de termopares são conectadas eletricamente em serie e paralelo e termicamente conectadas entre duas placas cerâmicas com alta condutividade térmica e baixa condutividade elétrica.

O módulo é uma estrutura composta de blocos semicondutores tipo-p e tipo-n montados de forma alternada, de maneira que todos os elementos bombeiem calor na mesma direção. A sua construção é semelhante para aplicações de geração e refrigeração. A geometria ideal para esses módulos deve ser “estilo fio” (longa e fina) para geração e “agachada” (curta e cheia) para refrigeração (ROWE, 2006).

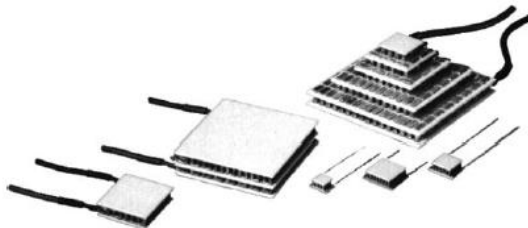
Figura 11 – Corte de um módulo de refrigeração (Peltier).



FONTE: (ROWE, 2006)

Ligas com base de Bismuto e combinações com Antimônio, Telúrio e Selênio são utilizadas na refrigeração termoelétrica e não contam com desafios para essas aplicações, muito se deve ao fato dessas ligas serem denominadas materiais de baixa-temperatura e capazes de serem usadas a temperaturas perto de 450K (177°C).

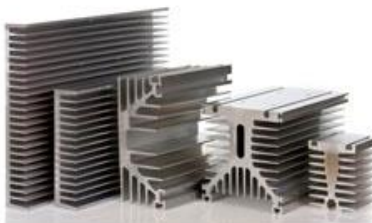
Figura 12 – Seleção de módulos de resfriamento (Peltier).



FONTE: (ROWE 2006)

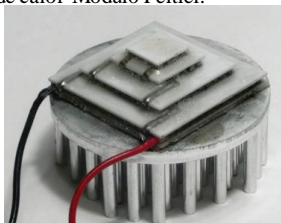
Os tamanhos dos módulos variam de $1,5\text{mm}^2$ para um sistema com somente um termopar para módulos vários elementos com mais de 50mm^2 . Para se obter uma maior diferença de temperatura é feito a ligação dos módulos em cascata (Figura 12), posicionados de forma que o lado frio tenha a função de resfriar o lado quente do modulo seguinte. Um acessório muitas vezes necessário é o dissipador de calor, esse tem como função para manter a temperatura no lado quente a um valor inferior a aquela projetada para cada módulo. Eles apresentam diversas geometrias designadas para atender as necessidades de projeto (ROWE, 2006).

Figura 13 – Diversas geometrias de dissipador de calor.



FONTE: (GDRECTIFIERS, 2016)

Figura 14 – Sistema Dissipador de calor-Módulo Peltier.

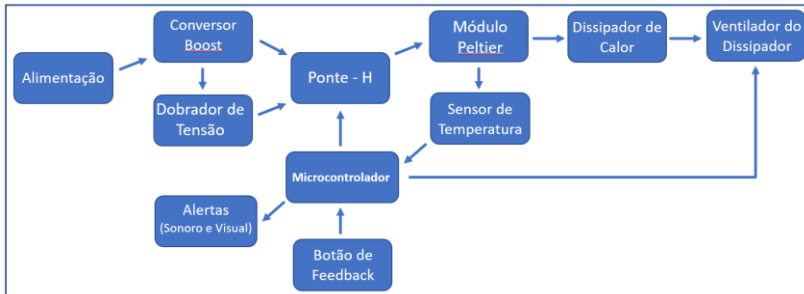


FONTE: (HACKADAY, 2016)

3. DESENVOLVIMENTO

Baseado no método dos limites e utilizando o Efeito Peltier o protótipo para avaliação da neuropatia diabética desenvolvido tem o objetivo de avaliar o grau da doença por meio da medição da sensibilidade térmica dos indivíduos diabéticos e grupo de risco. Essa detecção é realizada por meio de um estímulo térmico, quente ou frio. Na Figura 15 é apresentado o diagrama em blocos do sistema, os componentes desse diagrama serão abordados nas próximas seções.

Figura 15 – Diagrama em Blocos do instrumento proposto.



O dispositivo realizará três tipos de rotinas de avaliação:

- Medição da percepção de dor por estímulo térmico frio.
- Medição da percepção de dor por estímulo térmico quente.
- Medição dos limiares de percepção de temperatura por estímulo térmico (quente e frio).

3.1 MICROCONTROLADOR

O microcontrolador escolhido para esse estudo foi o ATmega328P desenvolvido pela empresa *Atmel Corporation* montado na placa Arduino UNO (Figura 16). Esse controlador será responsável pelo acionamento e leitura de sinais provenientes de diversos componentes do protótipo, sendo eles:

- LEDs responsáveis por alertas visuais;
- Alarme sonoro;

- Chaves de acionamento da Ponte-H;
- Botão de *Feedback*;
- Sensor de Temperatura;
- Ventilador do dissipador de calor.

Figura 16 – Placa Arduino Uno da fabricante Arduino.



A Tabela 2 apresenta as principais especificações da Placa Arduino Uno, essas informações são importantes para o dimensionamento de outros componentes do protótipo.

Tabela 2 – Especificações placa Arduino Uno.

Tensão de Operação	5V
Tensão de Entrada (Recomendada)	7-12V
Tensão de Entrada (Limite)	6-20V
Número de Pinos Digitais I/O	14
Número de Pinos Analógicos	6
Corrente Contínua do Pino I/O	20mA
Corrente Contínua do Pino de 3,3V	50mA
Velocidade do Clock	16MHz

(Fonte: ARDUINO, 2018)

Para cada rotina de avaliação o microcontrolador executará uma série de funções distintas, no anexo A estão os fluxogramas com a representação do funcionamento da rotina a ser executada pelo microcontrolador durante sua operação.

3.2 MÓDULO PELTIER

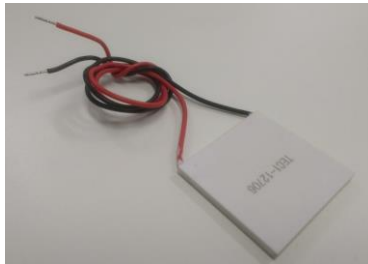
É o componente responsável pela produção os estímulos térmicos utilizados no protótipo, o modelo escolhido foi o TEC1-12706, produzido pela *Hebei I.T* (Figura 17), com especificações fornecidas pelo fabricante na tabela 3.

Tabela 3 – Especificações TEC1-12706 fornecidas pelo fabricante.

Temperatura Lado Quente (°C)	25°C	50°C
Qmax (Watts)	50	75
ΔT_{max} (°C)	66	75
I _{max} (Ampères)	6,4	6,4
V _{max} (Volts)	14,4	16,4
Resistencia do Módulo (Ohms)	1,98	2,30

Junto a essas informações temos que as dimensões do módulo são 40 x 40 mm e a faixa de temperatura de operação é de -30°C até 70°C, suficiente para a realização das avaliações de sensibilidade térmica propostas.

Figura 17 – Módulo Peltier TEC1-12706 da fabricante Hebei I.T.



Para garantir que o lado quente do módulo esteja dentro dos limites de temperatura projetados pelo fabricante utilizou-se um dissipador de calor (Figura 18), o modelo escolhido foi o conjunto Dissipador-Ventilador ALTA 9 da fabricante *Deepcool*, utilizado no resfriamento de processadores de computador, a escolha deve-se ao fato desse conjunto operar em altas temperaturas, nessa aplicação as temperaturas são maiores que a temperatura do lado quente do Módulo Peltier durante a operação do dispositivo, assim tendo o conjunto do dissipador atuando junto com o módulo é possível garantir que as condições de projeto estipuladas pelo fabricante sejam satisfeitas.

Figura 18 – Conjunto Dissipador-Ventilador ALTA 9.



FONTE: DEEPCOOL, 2018)

O Módulo Peltier é controlado pela diferença de potencial em seus terminais, a polaridade e amplitude da tensão aplicada determinam as características da corrente elétrica no módulo e a temperatura em cada uma das suas superfícies.

Utilizando a fonte de alimentação PS-4000 da *ICEL Manaus* (Figura 20) obteve-se a relação entre a tensão aplicada nos terminais do módulo e a corrente demandada por ele, para isso os terminais foram alimentados com diversos níveis de tensão, esse teste foi realizado com o conjunto do dissipador de calor (com o ventilador acionado) acoplado ao módulo Peltier (Figura 21) e os resultados obtidos estão expostos na Tabela 4.

Tabela 4 – Relação Tensão X Corrente no módulo.

TENSÃO [V]	CORRENTE [A]	TENSÃO [V]	CORRENTE [A]
0	0	4,0	1,16
0,5	0,15	4,5	1,31
1,0	0,26	5,0	1,48
1,5	0,41	5,5	1,55
2,0	0,56	6,0	1,79
2,5	0,72	6,5	1,94
3,0	0,87	7,0	2,10
3,5	0,99	7,5	2,20

Figura 19 – Fonte de Alimentação PS-4000 utilizada para os testes de bancada.



Na Figura 19 a tensão aplicada nos terminais e a corrente consumida pelo módulo estão nas telas da direita e esquerda respectivamente. Os resultados obtidos de tensão, corrente são de interesse para o dimensionamento da alimentação e Conversor Buck utilizados no dispositivo.

Figura 20 – Módulo Peltier acoplado ao conjunto do dissipador de calor.



Os outros testes realizados foram o do tempo de resfriamento e aquecimento do módulo para diferentes tensões aplicadas em seus terminais. Essa informação é importante para determinar o tempo de duração das rotinas de avaliação em cada caso de tensão nos terminais, para enfim definir aquela ideal. O sensor de temperatura utilizado para esse teste foi o Termistor NTC 10K, o mesmo utilizado no dispositivo de avaliação, esse sensor esteve durante o teste em contato com a superfície que não estava em contato com o dissipador de calor (Figura 21). Os resultados desses testes podem ser observados nas Tabelas 5 e 6.

Figura 21 – Termistor NTC 10K em contato com a superfície do Módulo peltier.



Tabela 5 – Teste do tempo de resfriamento do Módulo Peltier.

Tensão [V]	Varição da Temperatura [°C]	Varição por segundo [°C/s]
1,0	4,11	0,0822
2,0	7,70	0,1540
3,0	8,79	0,1758
4,0	11,06	0,2212
5,0	12,59	0,2518
6,0	13,93	0,2786

Tabela 6 – Teste do tempo de aquecimento do Módulo Peltier.

Tensão [V]	Tempo necessário para atingir 45°C
1,0	Não atingiu
2,0	Não atingiu
3,0	Não atingiu
4,0	> 100 segundos
5,0	> 100 segundos
6,0	67 segundos

No teste de resfriamento os valores da Tabela 4 foram obtidos com um tempo base para cada ciclo de medição durando 50 segundos, os três últimos resultados apresentam valores próximos aos desejados, considerando que a temperatura do ambiente, durante realização da rotina de avaliação, esteja na faixa de 20 a 25°C e que o limiar de dor por estímulo frio é próximo de 10°C para os três últimos casos (4V, 5V e 6V) teremos rotinas de avaliação com duração de aproximadamente 1 minuto, período esse considerado ideal para cada rotina de avaliação.

No teste de aquecimento do Módulo considerou-se o aquecimento até 45 graus como base, devido essa ser uma temperatura limite, valores acima disso podem provocar lesões na pele do paciente. Dentre as tensões testadas somente a de 6V apresentou um tempo de aquecimento próximo ao considerado ideal para uma rotina de avaliação,

de 60 segundos, para os outros valores de tensão tivemos casos em que a temperatura da superfície não atingiu os 45°C ou esse valor só foi obtido depois de tempo superior a 100 segundos.

3.3 ALIMENTAÇÃO E CONVERSOR BUCK

Com base na tensão necessária nos terminais do Módulo Peltier durante os testes a utilização de um conversor de tensão para alimentar esses terminais torna-se necessária.

Isto se deve ao fato da tensão utilizada no Módulo ser distinta da tensão necessária em outros componentes do circuito. A Tabela 7 apresenta os valores de tensão para esses componentes.

Tabela 7 – Tensões requeridas nos componentes do circuito.

COMPONENTE	TENSÃO REQUERIDA [V]
Ventilador do Dissipador	12
Dobrador de Tensão	12
Módulo Peltier	6
Microcontrolador	5
Sensor de Temperatura	5

De acordo com a tabela temos dois componentes do circuito que necessitam de uma tensão superior a aquela de 6V necessária para o módulo e outros dois com tensão inferior a essa. Sendo assim optou-se pela escolha de uma fonte de alimentação de 12V como referência, para os testes de bancada a fonte PS-4000 novamente foi a escolhida e utilizada.

O ventilador do dissipador e o Dobrador de Tensão utilizam os 12V da fonte de alimentação, Microcontrolador e Sensor de temperatura são alimentados com 5V e demandam uma baixa corrente (0,2mA de acordo com o fabricante), assim a conversão de tensão é feita pelo Regulador de tensão L7805CV com tensão de saída de 5V e corrente de saída em até 1,5A, fabricado pela empresa *STMicroelectronics*.

Figura 22 – Regulador de Tensão L7805CV.



No caso do Módulo Peltier a demanda de corrente é muito superior aos outros componentes, um regulador de tensão convencional não conseguiria realizar a conversão de tensão suprindo a corrente requerida, sendo assim a escolha de um conversor capaz de suprir tensão e correntes requeridas pelo módulo sem que exista perda de desempenho.

O conversor escolhido para essa aplicação foi o conversor Buck modelo LM2576-ADJ da fabricante *Texas Instruments*, com as principais especificações na Tabela 8.

Tabela 8 – Especificações conversor de tensão LM2576-ADJ.

Tensão de Entrada (Volts)	7 – 40
Tensão de Saída (Volts)	1,23 – 37
Corrente Máxima da Carga (Ampères)	3
Frequência do Oscilador Interno (Hz)	52000
Temperatura máxima das junções (°C)	150

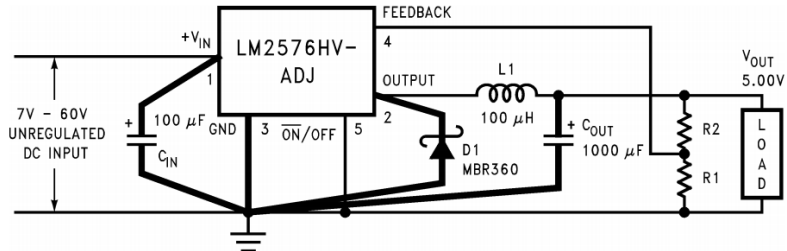
(FONTE: TEXASINSTRUMENTS, 2016)

Figura 23 – Regulador de Tensão (Buck) LM2576-ADJ.



Esse conversor apresenta uma configuração com tensão de saída ajustável, com diagrama esquemático retirado do *Datasheet* do fabricante na Figura 24.

Figura 24 – Diagrama do circuito do LM2576 com saída ajustável.



(FONTE: TEXASINSTRUMENT, 2016)

Para atingir os 6V na saída é preciso fazer a escolha dos resistores R1 e R2, as equações para o cálculo desses componentes com base na tensão de saída são:

$$V_{out} = V_{ref} * \left(1 + \frac{R2}{R1}\right)$$

$$R2 = R1 * \left(\frac{V_{out}}{V_{ref}} - 1\right)$$

Em que Vref é a tensão de referência interna do conversor fixada em 1,23V e por recomendação do fabricante R1 deve estar entre 1 e 5 kΩ.

Com Vout = 6 V e R1 = 2.2KΩ:

$$R2 = 2,2K * \left(\frac{6}{1,23} - 1\right)$$

$$R2 = 8,53K\Omega$$

O circuito do conversor com alimentação de 12V e configuração para saída de 6V pode ser visto na Figura 25 com o módulo Peltier conectado ao terminado de saída do conversor. Com o auxílio do osciloscópio Tektronix TDS 2002C foram realizadas medições para as condições com e sem carga na saída do conversor.

De acordo com a Figura 26 temos que para uma tensão de entrada, linha em amarelo na tela do osciloscópio, de 11,9V foi obtida

uma tensão de saída (V_{out}) de 6,20V, linha em azul na tela do osciloscópio.

A partir dessa tensão de saída sabemos que o conversor será capaz de reduzir a tensão de entrada vinda da alimentação para a saída desejada sem perda de desempenho, o valor obtido está um pouco acima do calculado, 6V, isso pode ser resultado da medição do osciloscópio ou dos resistores utilizados apresentarem valores reais diferentes dos especificados.

Figura 25 – Medição Saída do Conversor para uma entrada de 12 V com carga (Módulo Peltier) conectado a saída.

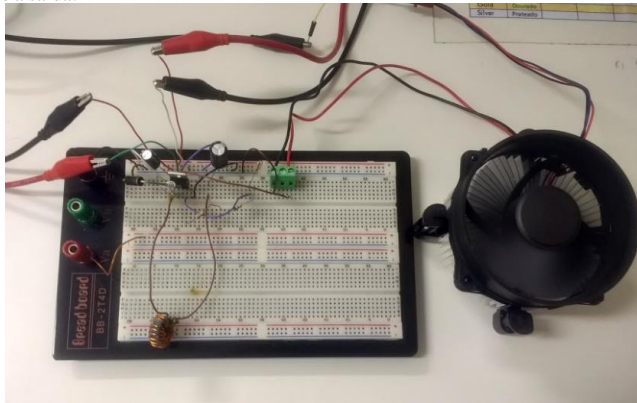


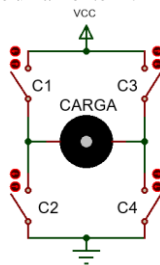
Figura 26 – Medição da Saída do conversor com carga conectada com auxílio do Osciloscópio.



3.4 PONTE-H E CIRCUITO DOBRADOR DE TENSÃO

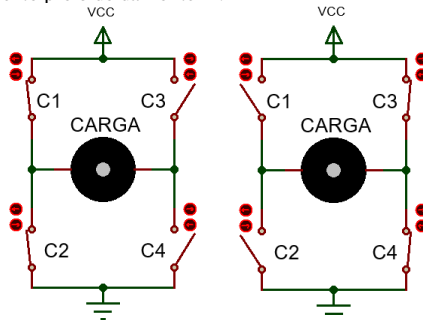
Sabendo que o sentido da corrente elétrica que passa pelos terminais do Módulo Peltier tem influência na temperatura de cada superfície do dispositivo é de interesse um circuito que seja capaz de controlar a direção da corrente para a realização das rotinas de avaliação que envolvem calor ou frio. O circuito escolhido foi o de uma Ponte-H que tem o seu esquemático na Figura 27.

Figura 27 – Diagrama esquemático de uma Ponte-H.



O funcionamento da Ponte-H está diretamente relacionado com o acionamento das chaves (C1, C2, C3 e C4). Para operação correta do circuito somente duas chaves podem estar ligadas ao mesmo tempo, dentro dessa condição existe ainda outra restrição, em nenhum momento da operação os pares de chaves C1-C2 ou C3-C4 devem estar acionados ao mesmo tempo, isso provocaria um curto circuito na ponte (Figura 28).

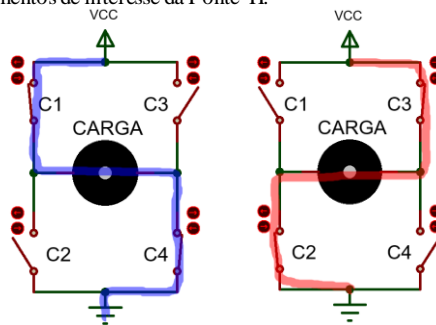
Figura 28 – Chaveamento proibido da Ponte-H.



Para o correto controle da corrente pelo Módulo (Carga) os pares de chaves C1-C4 ou C2-C3 devem ser acionados simultaneamente.

No desenho da esquerda na Figura 29 as Chaves C1 e C4 fechadas, dessa forma o caminho da corrente terá início em VCC em seguida entrando no módulo pelo terminal ligado entre C1 e C2 e saindo pelo outro terminal em direção ao pino terra. Nessa configuração teremos que a superfície do módulo em contato com o dissipador de calor estará sendo aquecida enquanto o lado oposto, em contato com o ar, será resfriado.

Figura 29 – Chaveamentos de interesse da Ponte-H.



Já no segundo caso (desenho a direita da Figura 29) temos as chaves C2 e C3 fechadas e o restante aberto, o que provoca uma alteração no sentido da corrente que passa pela carga. Nessa configuração a corrente faz o sentido oposto ao do primeiro caso, as consequências dessa mudança resultam no aquecimento da superfície em contato com o ar e resfriamento do lado oposto, em contato com o dissipador de calor.

No circuito real foram utilizados quatro transistores MOSFET Tipo-N para realizar o chaveamento, o modelo escolhido foi o IRF3205 da fabricante *International Rectifier*. As principais especificações desse componente podem ser vistas na Tabela 9.

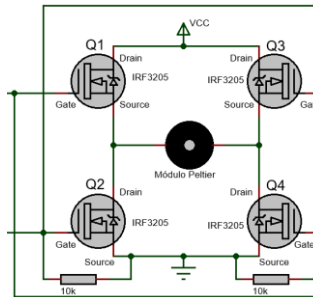
Tabela 9 – Especificações MOSFET IRF3205.

Máxima corrente contínua pelo Dreno I_d ($V_{gs} = 10V$)	110A
Máxima tensão Porta-para-Fonte V_{gs}	$\pm 20V$
Máxima Tensão Dreno-para-Fonte V_{ds} ($V_{gs} = 0V$)	55V
Tensão Mínima para condução $V_{gs(th)}$ ($I_d = 250Ua$)	2 – 4V
Resistência Dreno-para-Fonte em saturação $R_{ds(on)}$ ($V_{gs}=10V$)	8.0m Ω

(FONTE: *INTERNATIONAL RECTIFIER*, 2001)

A disposição dos MOSFETs pode ser vista na Figura 30, nesse circuito os transistores Q1 a Q4 exercem a mesma função das chaves da Figura 27. Os dois transistores de cima (Q1 e Q3) diferem do restante na forma de operação, ambos estão operando na condição de lado alto, ou seja, o transistor está entre a fonte de alimentação e a carga.

Figura 30 – Diagrama Ponte-H com MOSFETs Tipo N.



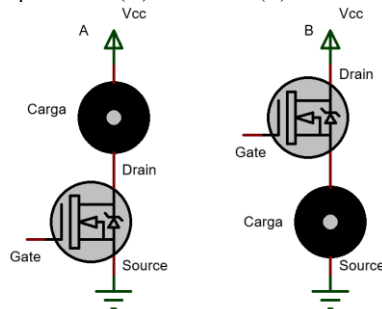
Isso tem influência direta na tensão necessária para acionar o transistor (V_{gs}). Na operação convencional, circuito A da Figura 31, do transistor temos a carga conectada entre a alimentação e o MOSFET, para realizar a condução do Dreno para Fonte é necessário que $V_{gs} > V_{gs(th)}$, nesse caso a tensão V_s está aterrada, igual a zero, assim:

$$V_{gs} = V_g - V_s$$

$$V_{gs} = V_g - 0V = V_g$$

Sabendo que V_{gs} deve estar entre 2 e 4V para a corrente começar a passar pelo transistor e que $V_{gs} = V_g$, o valor mínimo de V_g deve ser 2V e para condução máxima acima de 10 V ($R_{ds(on)} = 8m\Omega$).

Figura 31 – MOSFET Tipo N operando no (A) Lado Baixo (B) Lado Alto.



Na operação pelo lado alto, circuito B, para a condução da corrente do Dreno (Drain) para Fonte (Source) a condição $V_{gs} > V_{gs(th)}$ é mantida, porém nesse caso a tensão V_s , que no circuito estava conectada ao terra, agora é igual a tensão do Dreno no caso de máxima condução pelo MOSFET, na aplicação do Protótipo $V_d = V_s = 6V$, assim:

$$V_{gs} = V_g - 6V$$

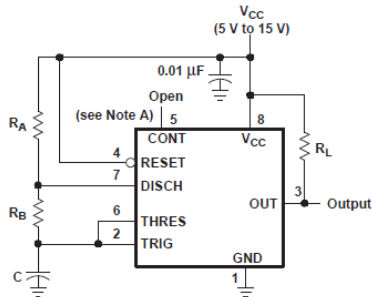
$$V_{gs} > V_{gs(th)} \Rightarrow V_g > V_{gs(th)} + 6V$$

Sabendo que $V_{gs(th)}$, para condução máxima através do transistor, igual a 10V, temos que a tensão V_g necessária para o acionamento do MOSFET deve ser maior que 16V. Um dos métodos de obter uma tensão dessa amplitude no circuito é através da elevação da tensão de alimentação 12V.

Para obtermos essa tensão foi necessário utilizar um dobrador de tensão, o circuito utilizado é chamado de *Charge Pump*, esse tipo de configuração é bastante utilizado em aplicações com baixa corrente, como o acionamento de um MOSFET.

O circuito integrado NE555, atuando como oscilador, em combinação com capacitores e diodos pode realizar essa operação, que consiste na carga de capacitores na saída de uma onda quadrada que varia entre o valor da alimentação até terra. Para produzir a onda na saída o NE555 deve estar operando no modo Astável. Figura 32, retirada do *Datasheet* do fabricante.

Figura 32 – Configuração do C.I NE555 no modo Astável.



(FONTE: TEXASINSTRUMENT, 2014)

No modo astável a Frequência de oscilação (Hz) é calculada em função dos valores de RA, RB e C a partir da equação:

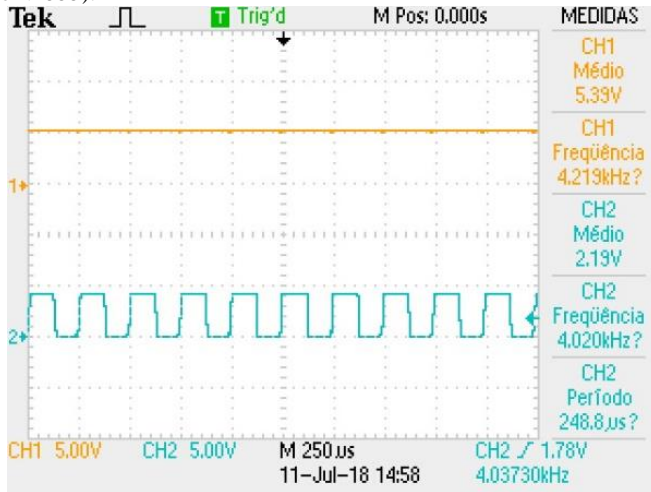
$$F = \frac{1,44}{(RA + 2 * RB) * C}$$

Para RA = 2,2kΩ, RB = 15kΩ e C = 0,01μF temos:

$$F = \frac{1,44}{(2,2k\Omega + 2 * 15k\Omega) * 0,01\mu F} = 4472,05 \text{ Hz}$$

Na Figura 33 temos a frequência da onda quadrada na saída do NE555 (representada pela onda em azul), em 4020Hz, abaixo do calculado, isso pode ser resultado dos componentes (R1, R2, C e NE555) apresentarem valores diferentes dos nominais ou perdas na própria medição pelo osciloscópio. No entanto a frequência obtida é suficiente para a aplicação.

Figura 33 – Frequência de saída do NE555 em modo astável. (CH1 é a tensão de entrada e CH2 a saída do NE555).



Com base nas recomendações retiradas do *Datasheet* do fabricante do NE555, temos o circuito da Figura 34, esse circuito foi montado em simulado no Software Proteus 8. Pode-se observar que a tensão de saída do circuito está um pouco abaixo do valor esperado de $2V_{cc}$, isso se deve a queda de tensão dos diodos, aproximadamente 0,7V para cada um deles.

Figura 34 – Circuito do Charge Pump.

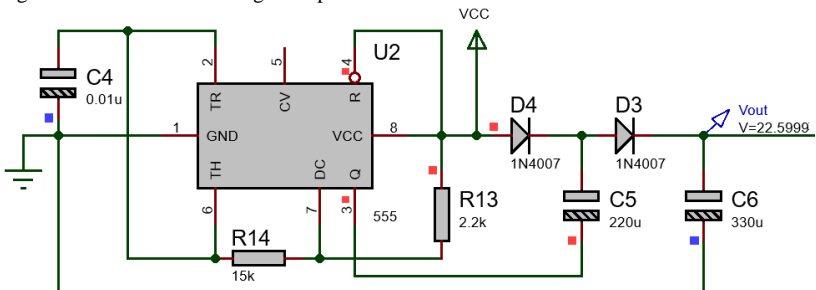


Figura 35 – Circuito Charge Pump montado em protoboard.

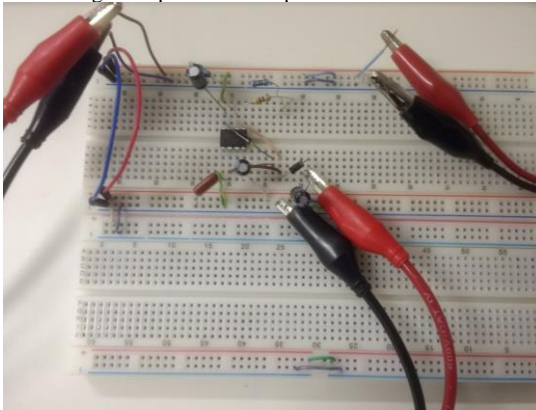
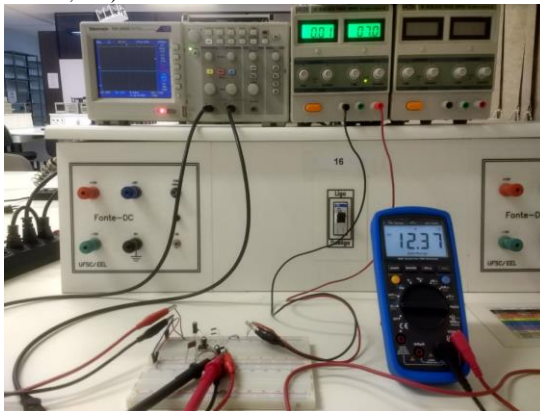


Figura 36 – Medição da tensão de saída do Charge Pump com Multímetro e Osciloscópio. (Entrada 7V e saída 12,37V)



As Figuras 37 e 38 mostram as medições na saída do *Charge Pump* para diferentes entradas, os valores medidos estão próximos ao esperado de $2V_{cc} - 2V_d$ (10,4V para entrada de 6,16V na Figura 37 e 22,8V para entrada de 12,2V na Figura 38), com V_d sendo a queda de tensão do diodo. Na Figura 39 a medição foi realizada no momento em que os MOSFETs da Ponte-H estavam acionados e é possível observar que para uma entrada de 12,1V (linha amarela) a tensão de saída (linha azul) que antes era de 22,8V caiu para 21,4V. Com base no material disponível pelo fabricante (Figura 40) podemos ver que a saída do circuito

apresenta uma grande sensibilidade em relação a demanda de corrente da carga, o que explica a aplicação em sistemas de baixa potência.

Figura 37 – Tensão de saída do Charge Pump para uma entrada de 6V. (CH1 entrada e CH2 saída).



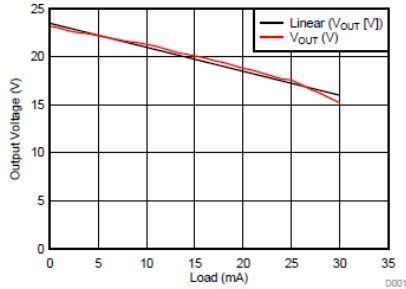
Figura 38 – Tensão de saída do Charge Pump para uma entrada de 12V. (CH1 entrada e CH2 saída).



Figura 39 – Tensão de saída do Charge Pump para uma entrada de 12V durante o acionamento dos MOSFETs. (CH1 entrada e CH2 saída).



Figura 40 – Relação da tensão de saída do Charge Pump com a corrente suprida a carga.



Com esse valor de 21,4V temos a tensão suficiente para que V_{gs} seja maior que os 16V necessários para ligar os MOSFETs Q1 e Q3 do circuito da ponte H. Na figura 41 temos a simulação para as duas situações em que cada par de transistores deve ser acionado.

Figura 41 – Simulação da Ponte-H para os casos quente e frio.

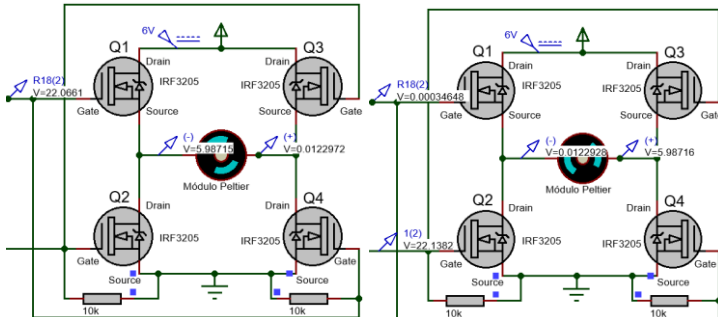
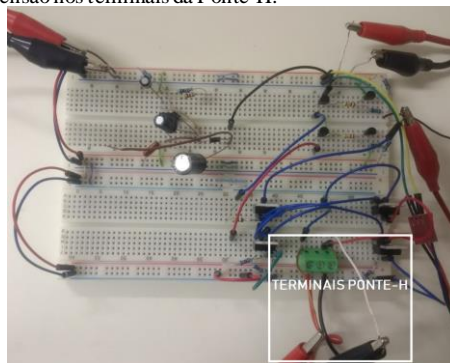


Figura 42 – Medição da tensão nos terminais da Ponte-H.



A Figura 43 apresenta os resultados da medição da tensão nos terminais do Módulo Peltier durante o chaveamento dos MOSFETs. Os valores medidos (5,8V linha azul da Figura 43) estão próximos daqueles considerados ideais, 6V. Essa pequena diferença pode ser explicada pela forma de operação do MOSFET, operando no lado alto a tensão V_{gs} cai proporcionalmente em função da corrente que passa pela carga, quanto maior essa corrente maior será a queda de tensão na carga e menor o valor de V_{gs} .

Figura 43 – Valores Medidos pela Ponte-H. (CH1 na entrada do circuito e CH2 nos terminais da Ponte-H).



Na Figura 44 temos o diagrama da parte de controle do protótipo, com microcontrolador (e periféricos controlados por ele), dobrador de tensão, circuito de controle da Ponte-H e a Ponte-H. E na Figura 45 o protótipo completo em protoboard. Ele pode realizar as três rotinas de avaliação esperadas.

Figura 44 - Diagrama esquemático do Protótipo e seus componentes.

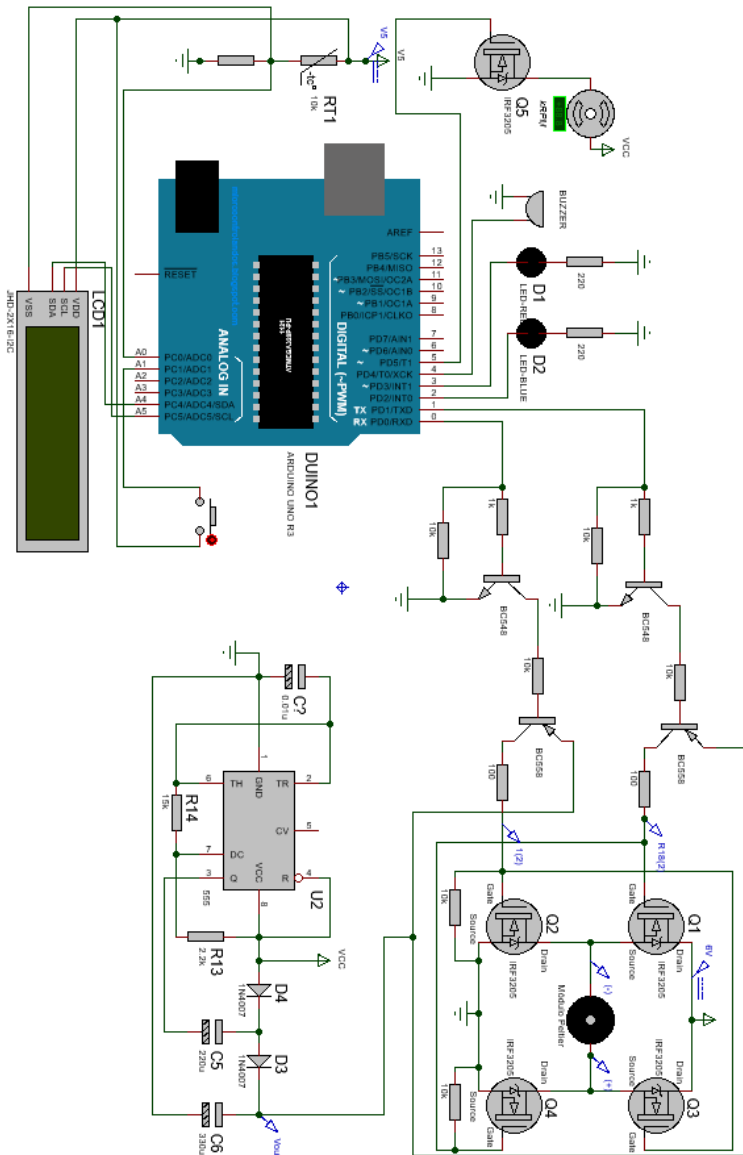
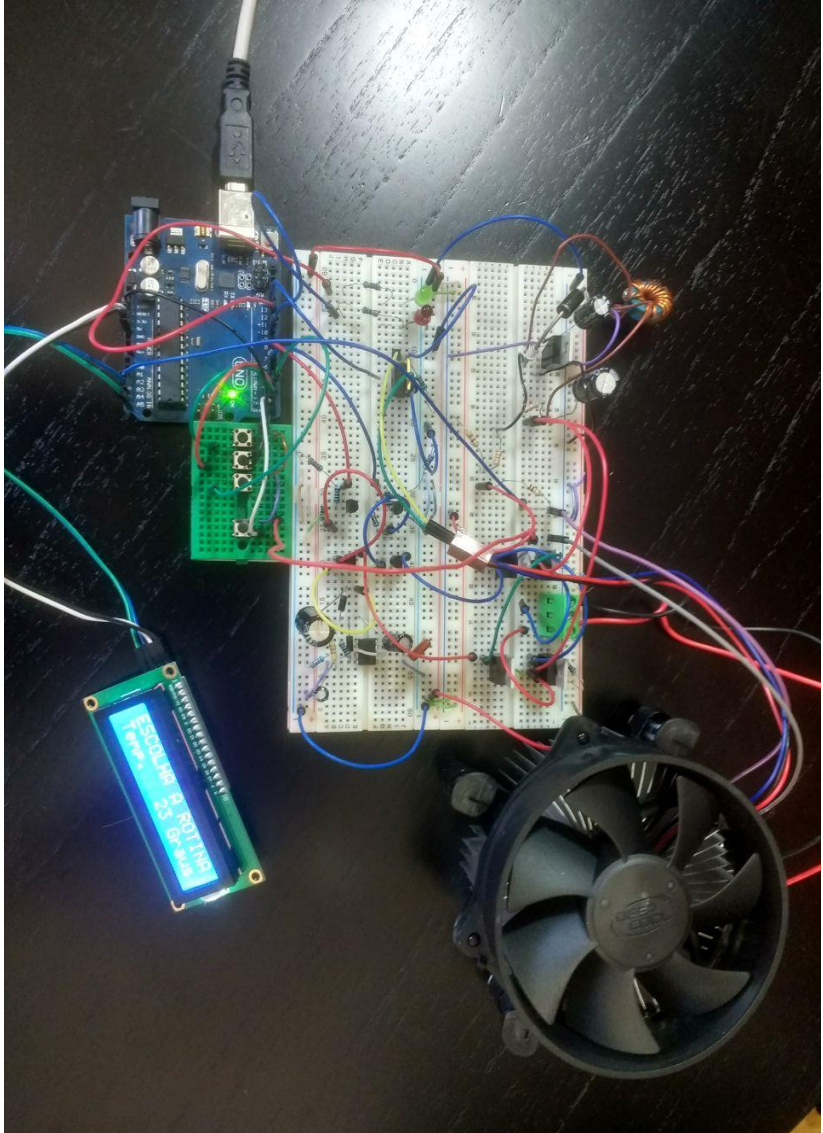


Figura 45 – Protótipo Montado em protoboard.



4. CONCLUSÃO

Os objetivos propostos, construção do protótipo e o estudo das tecnologias envolvidas no desenvolvimento de um projeto desse tipo foram alcançados. Junto a isso foi possível entender a importância desse e tantos outros equipamentos utilizados em aplicações médicas, que podem ser de grande ajuda na promoção da saúde e qualidade de vida das pessoas.

Porém como todo projeto, melhorias podem ser realizadas em futuros estudos, dentre as sugeridas estão:

- Desenvolvimento de uma estrutura para acomodar o protótipo, respeitando os critérios e normas técnicas adequadas para viabilizar a utilização do equipamento.
- Desenvolvimento de uma Placa de Circuito Impresso para fixação dos componentes do protótipo, a fim de se obter mais segurança e evitando problemas de mal contato e interferências que uma montagem em protoboard está sujeita.
- Melhoria nas Rotinas de Avaliação feitas pelo microcontrolador, seja por meio de uma interface melhor para o operador do dispositivo ou com mais alternativas de armazenamento dos dados coletados.
- Desenvolvimento de um sistema de controle de temperatura, por ser tratar de um protótipo os testes de temperaturas foram desenvolvidos com base nos resultados do NTC 10K, para uma confiabilidade maior desses resultados é sugerido um refinamento em todos os processos envolvidos no protótipo e a validação dos protocolos de teste realizados.
- Mudança da fonte de alimentação do dispositivo, seja desenvolvida ou adquirindo alguma disponível no mercado que atenda as normas de segurança necessárias para o uso do dispositivo em pacientes.
- Revisão de componentes do dispositivo, em busca de componentes que realizem os processos eletrônicos envolvidos com melhor desempenho técnico e financeiro.

Todas essas melhorias têm como objetivo o uso comercial do dispositivo, em comparação com dispositivos já utilizados no mercado o protótipo aqui desenvolvido seria menos custoso para a realização das rotinas previstas, embora menos robusto que os já vendidos no mercado acreditasse que para as tarefas a serem executadas ele seria capaz de obter ótimos resultados, principalmente sendo uma ferramenta barata de acompanhamento da Neuropatia Diabética e outras doenças que tem a perda de sensibilidade térmica e dor como principais sintomas e consequências.

Por fim, conhecendo os índices do Diabetes Mellitus e previsões com relação a doença e suas complicações e considerasse que a difusão e facilidade de acesso à dispositivos como o proposto neste trabalho trariam grandes benefícios para a sociedade.

REFERÊNCIAS

ABELSON, Robert. In: **Thermoelectrics Handbook Macro to Nano, Space Missions and Applications**. EUA: CRC Press, 2006. p. 884-909

AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, **Diabetes Care: Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus** 2014; v.37, 2014.

AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, **Statistics About Diabetes**. Disponível em:

<<http://www.diabetes.org/diabetes-basics/statistics/?referrer=>>

Acesso em 14/10/2017

AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, **Cooling Detection Thresholds in the Assessment of Diabetic Sensory Poloneuropathy**: Comparasion of CASE IV and Medoc instruments, *Diabetes Care*, 2014.

ATMEL. **Datasheet: ATmega328P 8-bit AVR Microcontrollers**, 2016.

BRASIL, Ministério da Saúde, **VIGITEL 2016**. Brasília, 2017.

CALIFORNIA INSTITUTE OF TECHNOLOGY, **Brief History of Thermoelectrics**. Disponível em:

<<http://www.thermoelectrics.caltech.edu/thermoelectrics/history.html>> Acesso em 14/06/2018

FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. **Datasheet BC548, BC548A, BC548B, BC458C**, 1997.

GD RECTIFIERS, **Heat Sink Types**. Disponível em:

<https://www.gdrectifiers.co.uk/index.php?news/august_2016_-_heat_sink_types/> Acesso em 04/07/2018

GOLDSMID, H. Julian. **Introduction to Thermoelectricity**. 2 ed. Austrália, Springer, 2016

HACKADAY, **Thermoelectric Dry Generator Does Not Work (Yet)**. Disponível em:

<<https://hackaday.com/2016/09/19/thermoelectric-dry-ice-generator-does-not-work-yet/#more-223483>> Acesso em 04/07/2018

HEALTHWISE. **Punch Biopsy**. Disponível em:

<<https://myhealth.alberta.ca/Health/pages/conditions.aspx?hwid=zm2550>> Acesso em 10/06/2018

HEBEI I.T (SHANGAI). **Datasheet Thermoelectric Cooler TEC1-12706**, 2018.

INTERNATIONAL RECTIFIER. **Datasheet IRF3205 HEXFET POWER MOSFET**, 2001.

NASCIMENTO, Osvaldo José Moreira; PUPE, Camila Castelo Branco; CAVALCANTI, Eduardo Boiteux Uchôa. **Neuropatia diabética**, Revista Dor, v.17, sup.1, São Paulo, 2016.

ON SEMICONDUCTOR. **Datasheet BC556B, BC557A, B, C, BC557B Amplifier Transistors: PNP Silicon**, 2007.

PEDROSA, Hermelinda. **Neuropatia diabética periférica**. e-book 2.0 Diabetes na prática clínica, Capítulo 2, 2015. Disponível em:

<<https://www.diabetes.org.br/ebook/component/k2/item/39-neuropatia-diabetica-periferica>>

PONIRAKIS, G, et. al. **NervCheck: An inexpensive quantitative sensory testing device for patients with diabetic neuropathy**, Diabetes Research and Clinical Practice 113, 2016.

ROWE, D.M. **Thermoelectrics Handbook Macro to Nano**. EUA: CRC Press, 2006. 1-10 p.

SHY, M.E et. al. **Quantitative sensory testing: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology**, American Academy of Neurology, 2003.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, **Diretrizes Sociedade Brasileira de diabetes 2014-2015**: Neuropatia diabética, São Paulo, 2015.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DIABETES, **Diretrizes Sociedade Brasileira de diabetes 2015-2016**: Neuropatia diabética, São Paulo, 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. **Datasheet LM2576xx Series SIMPLE SWITCHER 3-A Step-Down Voltage Regulator**, 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. **TLC555-Q1 Used as a Positive and Negative Charge Pump**, 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. **Datasheet xxx555 Precision Timers**, 2014.

THOMAS, P.K, **Classification, Diferential diagnosis and staging of diabetic neuropathy**, Diabetes, 1999.

WORLD HEALTH ORGANIZATION, **Diabetes**. Disponível em: <<http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>>. Acesso em: 14/10/2017

WORLD HEALTH ORGANIZATION, **Global reports on diabetes**, 2016.

YARNITSKY, D, PUD, D. **Quantitative sensory testing**, Chapter 2.9, Clinical Neurophysiology, Volume 1, Elsevier B. V, 2004

ANEXO A – FLUXOGRAMA ROTINAS DE AVALIAÇÃO EXECUTADAS PELO MICROCONTROLADOR

Figura 46 – Fluxograma rotina inicial executada pelo microcontrolador.

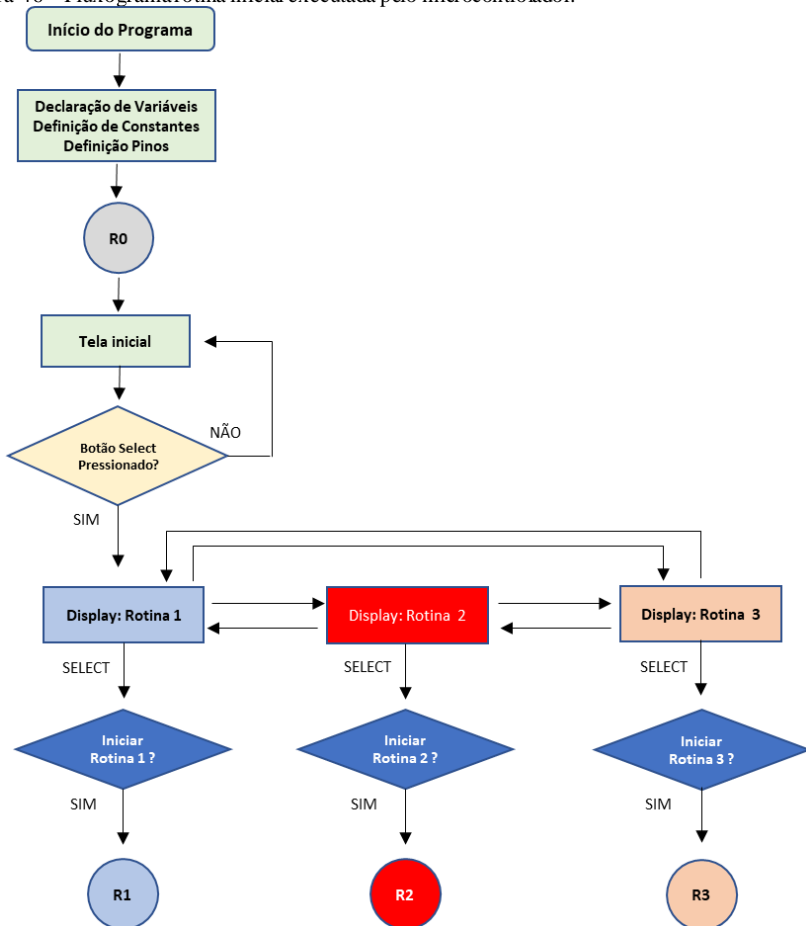


Figura 47 – Fluxograma das rotinas RA1 e RA2 (Teste de Dor por frio e calor respectivamente)

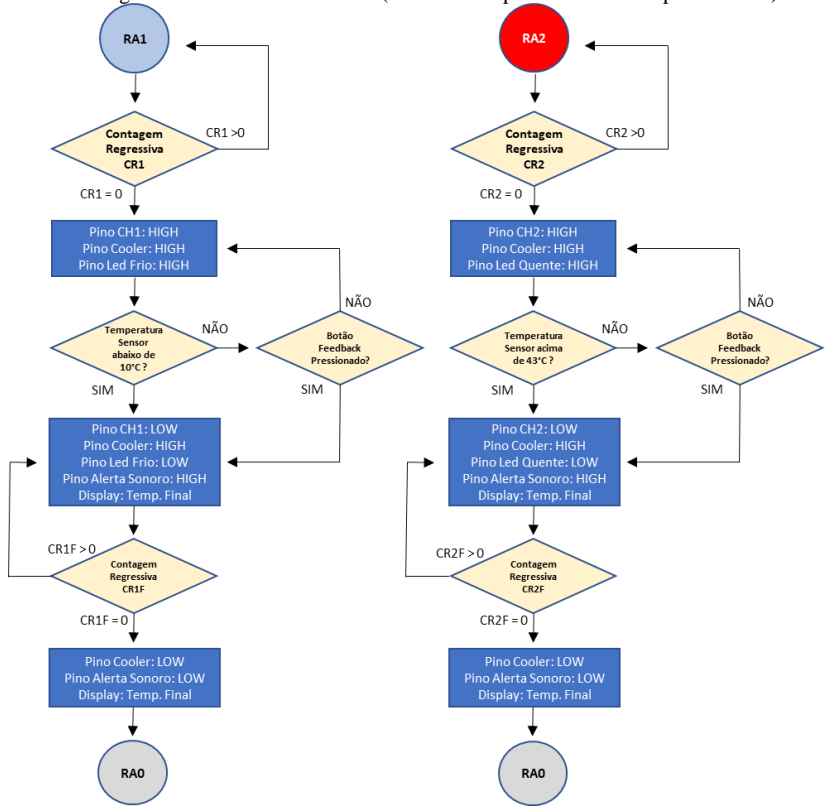


Figura 48 – Fluxograma da rotina RA3 (Medição dos limiares de temperatura quente e frio).

