



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

Dispositivo eletrônico que mede a Resistência Galvânica da Pele e a Temperatura

Autor: Saulo Alves Lisboa
Orientador: Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Brasília, DF
2020



Saulo Alves Lisboa

Dispositivo eletrônico que mede a Resistência Galvânica da Pele e a Temperatura

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

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Coorientador: Carleide dos Santos Moizinho

Brasília, DF

2020

Saulo Alves Lisboa

Dispositivo eletrônico que mede a Resistência Galvânica da Pele e a Temperatura/ Saulo Alves Lisboa. – Brasília, DF, 2020-

76 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2020.

1. Resistência Galvânica da Pele. 2. Temperatura. I. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Dispositivo eletrônico que mede a Resistência Galvânica da Pele e a Temperatura

CDU 02:141:005.6

Saulo Alves Lisboa

Dispositivo eletrônico que mede a Resistência Galvânica da Pele e a Temperatura

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

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 31 de julho de 2020 – Data da aprovação do trabalho:

**Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury
Rosa**

Doutorado em Engenharia Eletrônica -
Biomédica/Unb

Mário Fabrício Fleury Rosa

Pós Doutorado em Tecnologia em
Saúde-FCE/Unb

Sylvia Faria de Sousa

Doutoranda Engenharia Elétrica -FT/Unb

Brasília, DF

2020

Tudo posso naquele que me fortalece.

Felipenses 4,14

Agradecimentos

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus por essa grande jornada de estudos na Universidade de Brasília. Agradeço a minha família pelo grande apoio e incentivo que durante esses anos fizeram um papel importantíssimo e fundamental no meu aprendizado, obrigado por tudo. Meus sinceros e eternos agradecimentos aos meus amigos, Projeto Rapha, corpo técnico e Docentes da UNB por terem feito a total diferença na minha formação acadêmica. Registro os meus sinceros votos de eterna gratidão pela própria Universidade De Brasília e por aqueles que de certa forma passaram pelo meu caminho nessa jornada chamada graduação.

Resumo

Este trabalho tem a finalidade de desenvolver um dispositivo que tem a capacidade de medir a resistência e a temperatura da pele de pessoas com úlceras diabéticas. Ele tem a função de analisar a resistência da pele do paciente durante o processo de cicatrização das feridas. Neste trabalho é apresentado o processo de aquisição do sinal da resistência da pele e a temperatura utilizando hardware e software para a obtenção dos dados. Em cada desenvolvimento do trabalho foi feito os cálculos e as análises do circuito para uma maior fidelidade e coerências dos sinais adquiridos. Sendo assim, este trabalho tem o intuito de mostrar o comportamento do sinal da Resistência da pele e a temperatura na região lesionada através de circuitos eletrônicos e microcontrolados.

Palavras-chaves: Resistência da pele. Temperatura. Hardware. Software.

Abstract

This work has purpose of develop device that has the ability to measure skin resistance and temperature of people with diabetic ulcers. It has the function of analyzing the resistance of the patient's skin during the wound healing process. This paper presents the process of signal acquisition of skin resistance and temperature using hardware and software to obtain data. In each development of the work was made calculations and circuit analysis for greater fidelity and coherence of acquired signals. Thus, this paper aims to show the behavior of the skin resistance signal and the temperature in the injured region through electronic and microcontrolled circuits.

Key-words: Skin resistance. Temperature. Hardware. Software.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Secção da pele retirada da sola do pé	27
Figura 2 – Circuito Simplificado da Resistência Galvânica da Pele	29
Figura 3 – Circuito eletrônico do Amplificador de Instrumentação	32
Figura 4 – Ponte de Wheatstone com Amplificador de Instrumentação	33
Figura 5 – Filtro Passa Baixas	33
Figura 6 – Seguidor de Tensão	34
Figura 7 – Microcontrolador Arduino Uno	35
Figura 8 – Diagrama do sensor de temperatura Infravermelho.	35
Figura 9 – Esquemático do Circuito GSR	39
Figura 10 – Montagem do circuito elétrico GSR na protoboard.	41
Figura 11 – Resposta Galvânica da pele de acordo com as alterações psicológicas.	44
Figura 12 – Circuito Eletrônico do dispositivo que mede a resistência da Pele.	45
Figura 13 – Dispositivo Eletrônico que mede a Resistência da Pele - Assis.	46
Figura 14 – Tensão do dispositivo eletrônico Assis com os cabos em curto.	47
Figura 15 – Tensão do dispositivo eletrônico Assis com os cabos em aberto.	47
Figura 16 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de suspense.	48
Figura 17 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de suspense.	48
Figura 18 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de romance.	49
Figura 19 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de romance.	49
Figura 20 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de ação.	50
Figura 21 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de ação.	50
Figura 22 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de Terror.	51
Figura 23 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de Terror.	51
Figura 24 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida na sola do pé.	52
Figura 25 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida na sola do pé.	53
Figura 26 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no peito do pé.	53
Figura 27 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no peito do pé.	54
Figura 28 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida na tíbia anterior.	54
Figura 29 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida na tíbia anterior.	55
Figura 30 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no dedo grande do pé.	55
Figura 31 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no dedo grande do pé.	56
Figura 32 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no antebraço.	56
Figura 33 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no antebraço.	57
Figura 34 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no anterior da coxa.	58
Figura 35 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no anterior da coxa.	58
Figura 36 – Código GSR	67

Figura 37 – Código GSR-PLXDAQ1	68
Figura 38 – Código GSR-PLXDAQ2	69
Figura 39 – Código Temperatura	71
Figura 40 – Medidor de Temperatura	71
Figura 41 – Tensão GSR medida no antebraço	73
Figura 42 – Relação da Tensão do Arduino com a tensão do multímetro	74
Figura 43 – Layouts da placa	75
Figura 44 – Layout da placa em 3d	76
Figura 45 – Placa de Circuito impresso do circuito GSR	76

Lista de abreviaturas e siglas

DMID	Diabetes mellitus dependente de insulina
DM I	Diabete mellitus tipo I
DMNID	Diabetes mellitus não-dependente de insulina
DM II	Diabete mellitus tipo II
GSR	Resistência Glavânica da Pele
CMRR	Rejeição de Tensão em modo Comum

Lista de símbolos

Ω	Resistência elétrica
V	Tensão
I	Corrente elétrica
R	Resistência elétrica
G	Ganho do Amplificador
Ad	Ganho diferencial
FC	Frequência de Corte
C	Capacitor
RC	Resistor e Capacitor em série
π	Letra grega Pi
AD	Conversor Analógico Digital
Rp	Resistência de Proteção
Amp	Amplificador de operação
Vcc	Tensão da fonte
ΔR	Variação da Resistência
RG	Resistor de Ganho
Vo	Tensão de saída

Sumário

	Introdução	17
	Motivação	19
1	DIABETES MELLITUS	21
1.1	Diabetes Mellitus	21
1.2	Diabetes Mellitus tipo I	22
1.3	Diabetes Mellitus tipo II	22
1.4	Pé Diabético	23
2	RESISTÊNCIA GALVÂNICA DA PELE	27
3	IMPLEMENTAÇÃO DO CIRCUITO GSR	31
3.1	Amplificador de Instrumentação.	31
3.2	Ponte de Wheatstone.	32
3.3	Filtro Passa Baixas.	33
3.4	Circuito Seguidor de Tensão ou Amplificador buffer de ganho unitário	34
3.5	Arduino Conversor AD	34
3.6	Sensor de Temperatura	35
4	MODELAGEM DO CIRCUITO	37
4.1	Modelagem do Circuito	37
4.2	Modelagem do Software para Aquisição dos Dados GSR	39
4.3	Modelagem do Software para Aquisição da Temperatura	39
5	MONTAGEM, ANÁLISE DO CIRCUITO	41
6	RESULTADOS	45
6.1	Resultados	45
6.2	Suspense	48
6.3	Romance	49
6.4	Ação	49
6.5	Terror	50
6.6	Medição: Paciente	52
6.6.1	Sola do Pé	52
6.6.2	Peito do Pé	53
6.6.3	Tíbia Anterior	54

6.6.4	Hálux: Dedo grande do pé	55
6.6.5	Antebraço	56
6.6.6	Coxa	57
7	CONCLUSÃO	61
	REFERÊNCIAS	63
	APÊNDICE A – CÓDIGO GSR	67
	APÊNDICE B – CÓDIGO TEMPERATURA	71
	APÊNDICE C – TENSÃO GSR	73
	APÊNDICE D – LAYOUTS	75

Introdução

A diabetes mellitus (DM) é provocada por uma deficiência na secreção ou na ação da insulina NELSON, DAVID L.; COX, MICHAEL M (2002) [2]. De acordo com J.E.P Oliveira e S.Vencio (2014) [3] a DM está presente na vida das pessoas devido ao envelhecimento populacional e o estilo de vida tais como: obesidade e prevalência do sedentarismo. Esses fatores são agravantes para o avanço e desenvolvimento da doença.

A úlcera no pé diabético é ocasionada devido as complicações causadas pela Diabetes tipo II, que é a resistência a ação da insulina, provocando um aumento excessivo da glicose no sangue, ocasionando falta de irrigação de nutrientes em determinadas partes do corpo, causando lesões em vários tecidos do corpo humano principalmente nos órgãos e vasos sanguíneos.

A úlcera no pé diabético é uma destruição dos tecidos moles associados a alterações neurológicas e vários graus de doenças que podem ser desenvolvidas nos membros inferiores PEDROSA HC, ANDRADE A (2011) [4]. A úlcera no pé diabético é causada pelo fechamento do fluxo sanguíneo e por consequência o impedimento de oxigênios e nutrientes para as regiões, provocando úlceras no pé podendo causar a morte dos tecidos ou até mesmo a amputação dos membros.

Um dos projetos que ampara pessoas com essas determinadas feridas é o projeto Rapha da UNB que visa disponibilizar dispositivos eletrônicos que emitem luz para viabilizar a cicatrização da úlcera no pé. Para melhorar a análise dos dados do projeto Rapha, foi pensado a viabilidade de desenvolver um dispositivo que mede a resistência da Pele-GSR e a temperatura na região da ferida.

Esse dispositivo é composto por estágios de amplificação, utilizando amplificadores operacionais juntamente com filtros, capacitores e resistores para melhor captação do sinal e entendimento dos dados. São colocados dois eletrodos na região da ferida do paciente na qual através do Hardware e Software são captados os sinais e convertidos digitalmente que logo após são usados para calcular a resistência da pele. Para fazer as medições da temperatura foi de grande utilidade o sensor eletrônico infravermelho que consegue captar a temperatura em uma determinada região do corpo.

O dispositivo tem por esse objetivo medir a resistência da pele e a temperatura na região da ferida em cada pacientes durante o processo de cicatrização. Desta forma, os dados são armazenados no computador que através dos dados GSR e temperatura coletados podem ser analisados da melhor forma para compreender o processo de cicatrização e o comportamento da resistência da pele durante o tratamento Rapha feito em cada paciente.

Objetivo Geral

Desenvolver um dispositivo para capturar os sinais da Resistência Galvânica (GSR) e temperatura da Pele das pessoas com pé diabético.

Objetivo Específico

- Utilizar o hardware para fazer o controle do sistema.
- Implementar um sistema embarcados para o auxiliar as coletas de dados.
- Utilizar sensores para coletar dados dos pacientes tais como: sinal GSR, aferição da temperatura corporal na região desejada.
- Executar e testar o sistema desenvolvidos em pacientes com pé diabéticos.
- Coletar e analisar os dados dos pacientes com pés diabéticos em tratamento.

Motivação

O curso de Engenharia Eletrônica proporciona uma revolução na área da tecnologia nos oferecendo conhecimentos vastos para desenvolver quaisquer equipamentos. O ponto de partida para o desenvolvimento deste trabalho foi o projeto Rapha que é um projeto da UNB cuja coordenadora é a Professora Suélia Rodrigues. Este projeto tem a finalidade de ajudar pessoas com pé diabético que tem enormes dificuldades para a cicatrização da ferida.

Nesse projeto é usado um dispositivo cujo nome é Rapha na qual emite luz em uma determinada frequência no que ao atingir a ferida é proporcionado um efeito de cicatrização em uma junção de várias seções durante um determinado tempo. Nesse sentido, é importante analisar o comportamento da resistência da pele durante a cicatrização.

A proposta de desenvolver um dispositivo que meça a resistência da pele juntamente com a temperatura corpórea foi feita e houve a busca de estudos e pesquisas sobre essa finalidade. Ao estudar foi observado que há poucos dispositivos com essa finalidade além do mais para medir a resistência da pele em uma região com feridas. O que mais se aproximou desta finalidade é um dispositivo detector de mentiras na qual os eletrodos são colocados nos dedos indicador e médio que através deste há possibilidades de avaliar o comportamento da pessoa.

Com estudos contínuos sobre GSR e pesquisas sobre a diabetes, houve um progresso e um entendimento aprofundado sobre como desenvolver o dispositivo e qual circuito eletrônico e sensores seriam adequados para essa tal finalidade.

Sendo assim, a proposta de desenvolver um dispositivo que meça a resistência da pele e a temperatura corpórea foi desafiadora e de grande importância para o crescimento próprio unindo a Engenharia Eletrônica e a área da Saúde. Portanto, unindo as duas áreas uma complementando a outra houve grandes resultados e com muito trabalho e dedicação obteve-se respostas concretas e de grande importância para analisar o comportamento dos dados utilizando circuitos existentes, porém, com mecanismos avançados e adequados para este estudo.

1 Diabetes Mellitus

1.1 Diabetes Mellitus

A diabetes mellitus é uma síndrome do metabolismo defeituoso de carboidratos, lipídeos e proteínas causadas tanto pela ausência de secreção de insulina quanto pela diminuição da sensibilidade dos tecidos à insulina [5]. De acordo com Gythou (2006) [5] o pâncreas possui atividades digestivas que além das suas atividades ela produz dois hormônios essenciais para a regulamentação do sistema metabólico, que são: Insulina e Glucagon. A insulina é uma proteína pequena na qual aumenta o transporte e a utilização de glicose pela maioria das outras células que por sua vez causa pronta captação, armazenamento e utilização da glicose por quase todos os tecidos do organismo, mas principalmente pelos músculos, tecidos adiposos e fígado. O Glucagon é um hormônio cuja a função é aumentar a concentração da glicose sanguínea, um efeito que é exatamente o oposto ao da insulina [5]. Segundo Gythou (2006) [5] a insulina tem a finalidade de controlar o nível de glicose no sangue mantendo assim a normalidade do metabolismo fazendo o transporte da glicose para o interior das células, sendo assim, promovendo o armazenamento do excesso de energia. Logo o Glucagon tem a finalidade de aumentar o nível de glicose no sangue quando os mesmos se encontram em nível baixo, desta forma, mantendo o nível metabólico normalizado sem nenhum dano. Ambos possuem a finalidade de controlar os níveis de glicose deixando-as normais na corrente sanguínea.

Portanto, a diabetes mellitus é provocada por uma deficiência na secreção ou na ação da insulina [2]. O número de indivíduos diabéticos está aumentando em virtude do crescimento e do envelhecimento populacional, da maior urbanização, da crescente prevalência da obesidade e sedentarismo, bem como da maior sobrevivência de pacientes com DM [3]. Para J.E.P Oliveira e S.Vencio (2014) [3] um dos fatores que contribui para o aumento de pessoas diabéticas no Brasil é o modo de vida e as práticas alimentares que influenciam no desenvolvimento da doença, além da disposição genética da pessoa que também contribui para o avanço da doença.

De acordo com J.E.P Oliveira e S.Vencio (2014) [3] a diabetes é uma das doenças crônicas mais comuns em que essas doenças requerem tratamentos e alterações no estilo de vida exigindo práticas de exercícios físicos e mudanças na alimentação. Segundo Gythou (2006) [5] a diabetes mellitus é provocada pela falta de insulina ou da resistência à insulina causando complicações e distúrbio no metabolismo celular, ela pode ser classificada como diabetes mellitus tipo I e diabetes mellitus tipo II.

1.2 Diabetes Mellitus tipo I

O diabetes mellitus tipo I, também chamado de diabetes melito dependente de insulina (DMID) é causada pela ausência de secreção da insulina [5]. Conforme Gythou (2016) [5] o pâncreas é constituído por dois tecidos os ácinos e a ilhotas de Langerhans que este tem a finalidade de produzir a insulina e o glucagon. As ilhotas de Langerhans possuem três tipos de células que são: Alfa, delta e beta. A célula beta é a primordial para este desenvolvimento na qual é ela que constitui 60 % das ilhotas de Langerhans e que produzem a insulina e amilina.

O diabetes mellitus tipo I, caracteriza-se pela destruição das células beta pancreáticas, determinando deficiência absoluta de insulina, o que torna essencial o uso da insulina como tratamento, para prevenir cetoacidose, coma, eventos micro e macrovasculares e morte. A destruição das células beta é geralmente causada por processo auto-imune, o qual pode ser detectado pela presença de auto-anticorpos circulantes no sangue periférico (antidescarboxilase do ácido glutâmico ou anti-GAD, anti-ilhotas e anti-insulina). Em menor proporção, a causa é desconhecida (idiopático). A destruição das células beta geralmente é rapidamente progressiva. O pico de incidência do DMI ocorre em crianças e adolescentes, entre 10 e 14 anos, mas pode ocorrer também, menos comumente, em adultos de qualquer idade. Nos adultos, o DM I pode ter desenvolvimento lento e progressivo de acordo com a deficiência da insulina (AMERICAN DIABETES A. 2) [6]

De acordo com AMERICAN DIABETES (2017) [6] a DMI é essencialmente provocada pela destruição da célula beta através do sistema autoimune acarretando a produção insuficiente da insulina, gerando o aumento da glicose no nível sanguíneo, sendo assim, causando a doença. Ainda, segundo J.E.P Oliveira e S.Vencio (2014) [3] a destruição das células betas é mais rápida em crianças, já em pessoas adultas ocorre de forma mais lenta e gradativa. Para o MINISTÉRIO DA SAÚDE PORTARIA CONJUNTA N 8 (2018) [7] o diagnóstico para as crianças, jovens e adultos são feitos por consequências dos seguintes sintomas: poliúria, polidipsia, polifagia e emagrecimento.

Depois de serem feitos os diagnósticos da DMI é necessário tomar os cuidados cabíveis para que não haja progressão da doença. Segundo OKIDO (2017) [8] os cuidados ao serem tomados são o uso de medicamentos como a insulino terapia para manter a normalidade do nível de glicose e mudança no estilo de vida mantendo atividades físicas e o monitoramento adequado da glicemia.

1.3 Diabetes Mellitus tipo II

O diabetes mellitus tipo II, também chamada de diabetes melito não-dependente de insulina (DMNID), é causada pela diminuição da sensibilidade dos tecidos-alvo ao efeito metabólico da insulina. Esta sensibilidade reduzida à insulina é frequentemente

chamada de resistência insulínica [5]. Conforme Gython (2006) [5], a diabetes mellitus II é provocada pela resistência dos tecidos à ação da insulina. A célula beta produz a insulina, entretanto, as células na qual irão sofrer o efeito da insulina são resistentes a essa ação, logo, havendo um aumento do nível da insulina chamado de hiperinsulinemia, que por sua vez com efeito da resistência a insulina há um aumento do nível de glicose na corrente sanguínea provocando um excesso de peso ou até mesmo chegando a obesidade. Segundo Gython (2006) [5] essa resistência à insulina é provocada pela irregularidade do receptor relacionados aos efeitos celulares.

A resistência insulínica faz parte de uma cascata de distúrbios, que frequentemente é chamada de “síndrome metabólica”. Algumas das características da síndrome metabólica incluem: (1) obesidade, especialmente acúmulo de gordura abdominal; (2) resistência à insulina (3) hiperglicemia de jejum (4) anormalidades lipídicas tais como aumento dos triglicéridos no sangue e redução sérica da lipoproteína de alta densidade; e (5) hipertensão. Todas as características da síndrome metabólica estão intimamente relacionadas ao ganho de peso excessivo, especialmente quando este ganho está associado ao acúmulo de tecido adiposo na cavidade abdominal em torno das vísceras (GUYTON, ARTHUR C., 2006) [5].

Como pode ser visto, a síndrome metabólica causa distúrbios metabólicos devido a resistência à insulina, portanto, com o aumento da glicose no sangue há consequências graves em que uma delas provoca lesões em vários tecidos principalmente nos vasos sanguíneos e órgãos do corpo podendo ocorrer derrames, ataques cardíacos, doença renal e até mesmo cegueira

1.4 Pé Diabético

De acordo com Gython (2006) [5] a Diabetes Mellitus tipo II é causada devido à resistência a insulina na qual os tecidos celulares possuem uma resistividade a essa ação, portanto, causando um aumento gradativo e progressivo da glicose na corrente sanguínea. Esse distúrbio metabólico como foi visto no item 1.3 Diabetes Mellitus tipo II causa consequências graves e lesões teciduais destacando-se lesões ulcerativas nos pés, também conhecido como pé diabético. No estudo de Gomes Mb, Cobas (2009) [9] a DM tipo 2 atinge aproximadamente 90 % dos casos, dentre esses ressaltam-se as lesões ulcerativas nos membros inferiores dos pacientes.

O pé diabético é conceituado no glossário do Consenso Internacional como infecção, ulceração e/ou destruição de tecidos moles associados a alterações neurológicas e vários graus de doença arterial periférica (DAP) nos membros inferiores [4].

Conforme o Caderno de atenção Básica N 36 (2013) [10] a úlcera no pé diabético pode ser: isquêmicos, neuropáticos ou mistos.

O pé isquêmico caracteriza-se por história de claudicação intermitente, isto é, dor em repouso que piora com exercício ou elevação do membro superior. À inspeção, observa-se rubor postural do pé e palidez à elevação do membro inferior. Ao exame físico, o pé apresenta-se frio, com ausência dos pulsos tibial posterior e pedioso dorsal (GRUPO DE TRABALHO INTERNACIONAL SOBRE PÉ DIABÉTICO, 2001) [11]

O pé neuropata pode se apresentar com temperatura elevada por aumento do fluxo sanguíneo, podendo ser difícil diferenciá-lo de um pé com infecção de partes moles. Ao exame, o achado mais importante é a diminuição da sensibilidade. A ausência da sensibilidade vibratória e de percepção está associado com maior risco de ulcerações. (MCNEELY et al.,1995) [12]

Um dos fatores que agrava o desenvolvimento da úlcera no pé é neuropatia sensitivo motora periférica que pode ser vista no parágrafo anterior. Os estudos de Armstrong DG et al,(2001) [13] e Rathur H et al,(2007) [14] afirmam que a neuropatia está associada com perdas de sensibilidade da dor, noção da pressão, propriocepção e temperatura.

A neuropatia diabética é a complicação mais comum do diabetes e compreende um conjunto de síndromes clínicas que afetam o sistema nervoso periférico sensitivo, motor e autonômico, de forma isolada ou difusa, nos segmentos proximal ou distal, de instalação aguda ou crônica, de caráter reversível ou irreversível, manifestando-se silenciosamente ou com quadros sintomáticos dramáticos. Afeta 50% das pessoas com DM com mais de 60 anos, pode estar presente antes da detecção da perda da sensibilidade protetora, resultando em maior vulnerabilidade e traumas e maior risco de desenvolver úlcera. (BAR, BOUWMAN, LOBECK,1996) [15].

Portanto, entende-se que a neuropatia sensitivo motora é um dos fatores que contribui para o agravamento da doença em que o paciente perde a sensibilidade dos membros inferiores, sendo mais fácil contrair e desenvolver a úlcera no pé diabético. Já o pé isquêmico está associado a uma dor causada pela falta de fluxo sanguíneo nos membros inferiores.

Segundo os estudos de Krishnan s (2008) [16], Game fl (2008) [17] e Lipsky ba (2008) [18] a doença vascular periférica é uma das causas que contribuem para a úlceras nos pés e a amputação dos mesmos. Segundo LEVIN ME (1996) [19] a doença vascular periférica é consequência da aterosclerose das artérias periféricas na qual fecha as passagens das artérias e arteríolas prejudicando a passagem do fluxo sanguíneo que por consequência interrompe a passagem de oxigênio e nutrientes prejudicando a cicatrização da úlcera e podendo causar a morte do tecido.

Os locais de maior risco para lesões são os dedos, devido às deformidades; os sucros interdigitais, pelas fissuras e infecções secundárias; a região distal do pé, por infecções em proeminências dos metatarsos; e a região medial do pé, pelas calosidades e por ser uma região de apoio [20].

Diante dos estudos feitos por LEVIN ME (1996) [19], Krishnan s (2008) [16], Game fl (2008) [17] e Lipsky ba (2008) [18] a doença vascular periférica que é provocada pelas Diabetes Mellitus contribui de forma significativa para o avanço da morte dos tecidos ocorrendo o risco da amputação, de forma que isso tudo é contribuído devido a obstrução da passagem do fluxo sanguíneo e da irrigação do oxigênio e nutrientes aos demais membros. Logo, PACE AE (2009) [20] mencionam que cabe o diabético tomar os cuidados cabíveis fazendo as observações diárias nos pés para que não haja nenhuma alteração tais como: eritema, descoloração, corte, edema, perfuração e secura, sendo assim, evitando qualquer agravamento da doença e uma possível amputação do membro.

2 Resistência Galvânica da Pele

Como mencionado anteriormente, a Diabetes Mellitus provoca desidratação no corpo humano, secura na pele, a obstrução das passagens sanguíneas e dos nutrientes desenvolvidos no pé diabético podendo provocar úlceras e até mesmo a amputação do membro. A pele é um dos maiores órgãos do corpo humano, atingindo 16% do peso corporal e desempenha múltiplas funções [21]. De acordo com L.C, Junqueira (2008) [21] a pele recobre toda a superfície do corpo na qual é formada pela epiderme e derme. A epiderme protege contra atritos externos e desidratação. A pele possui glândulas sudoríparas que são estruturas anexas da pele, sendo elas responsáveis pela excreção de substâncias do organismo humano, portanto, esta estrutura permite a realização da medição da condutância da pele. A Figura 1 mostra a secção da pele retirada da sola do pé na qual são constituídas pela epiderme, derme e hipoderme e as suas partes que são formadas. Como poder ser visto na figura 1 as glândulas sudoríparas são encontradas entre a hipoderme e a derme e que possuem um tubo excretor que vai até a superfície da pele.

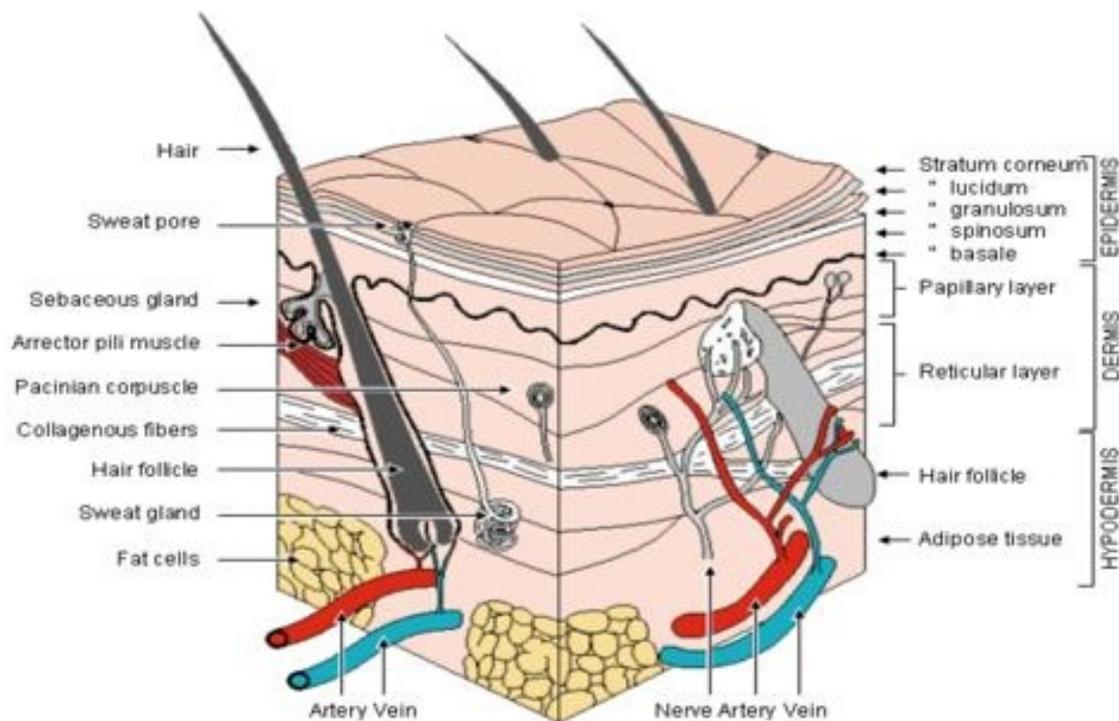


Figura 1 – Secção da pele retirada da sola do pé

[22]

Segundo L.C, Junqueira (2008) [21] a epiderme é constituída pelas camadas basal, espinhosa, granulosa, lúcida e a camada córnea. De acordo com Plonsey, Robert e Malmivuo, Jaakko (1995) [22] a camada córnea é composta por células mortas e membranas

com queratina na qual contribuem para uma alta resistência da pele. A camada córnea é penetrada pelos tubos excretores das glândulas sudoríparas que ao liberarem suor resultam em uma baixa resistência da pele. A condutância da pele resulta na hidratação da camada córnea através das paredes dos tubos das glândulas sudoríparas.

Conforme Plonsey, Robert e Malmivuo, Jaakko [22] a resistência galvânica da pele ou resposta eletrodérmica está associado as atividades das ações das glândulas sudoríparas na qual há uma correlação direta entre o suor expelido e a resistência galvânica da pele.

A variação da resposta galvânica se origina nas alterações das glândulas sudoríparas as quais estão sob controle do sistema nervoso simpático [22]. Logo, conforme Fenz, Walter D.; Epsteins [23] fortes emoções, exercícios físicos, dores e respiração profunda entre outras ações podem afetar o sistema nervoso contribuindo para ações do sistema ativando as reações químicas no corpo incluindo as glândulas sudoríparas que resultam nas alterações da resistência galvânica da pele.

De acordo Plonsey, Robert e Malmivuo, Jaakko (1995) [22] para fazer as medições da resistência galvânica da pele existem dois métodos. O primeiro é medido a resistência ou a condutância da pele entre dois eletrodos localizados na região palmar que há possibilidades de detectar as tensões entre os eletrodos. Segundo método é colocado uma fonte de tensão interna para a realização das medições, porém menos usual.

Para os autores Dowson, Schell e FILION (2010) [24] a medição da condutância da pele é feita nas regiões da palma das mãos, falanges mediais e distais dos dedos indicador e médio da mão não dominante. Ainda, conforme os autores, as medições na mão não dominante são devidas ter menos cicatrizes e traumas que podem interferir nas medições dos dados, sendo assim, nestas regiões há maior quantidade de glândulas sudoríparas facilitando as aferições dos dados. Entretanto, de acordo Kawano, Diogo Rógora e Batista, Leandro Leonardo (2018) [25] pode-se medir a condutância da pele em outros lugares não havendo comparações entre as medições feitas.

O estudo de Plonsey, Robert e Malmivuo, Jaakko [22] apresentam um modelo da resistência galvânica da pele conforme pode ser visto na Figura 2. Na figura abaixo, a parte superior da pele e a inferior são representadas pela derme e epiderme. As resistências R1 e R2 representam a resistência ao fluxo das correntes através dos tubos das glândulas sudoríparas localizadas na epiderme e na derme que quando contém suor apresentam uma menor resistência de acordo com o enchimento dos tubos. E1 e R4 são os acessos aos tubos na derme enquanto na E2 e R3 são os acessos na epiderme sendo que E1 e E2 são potenciais gerados devido a concentração iônica desiguais produzidas pelo suor. A resistência R5 representa a camada córnea e o E3 é um potencial em que quando o suor é expelido pelas glândulas sudoríparas há uma diminuição da resistência R5.

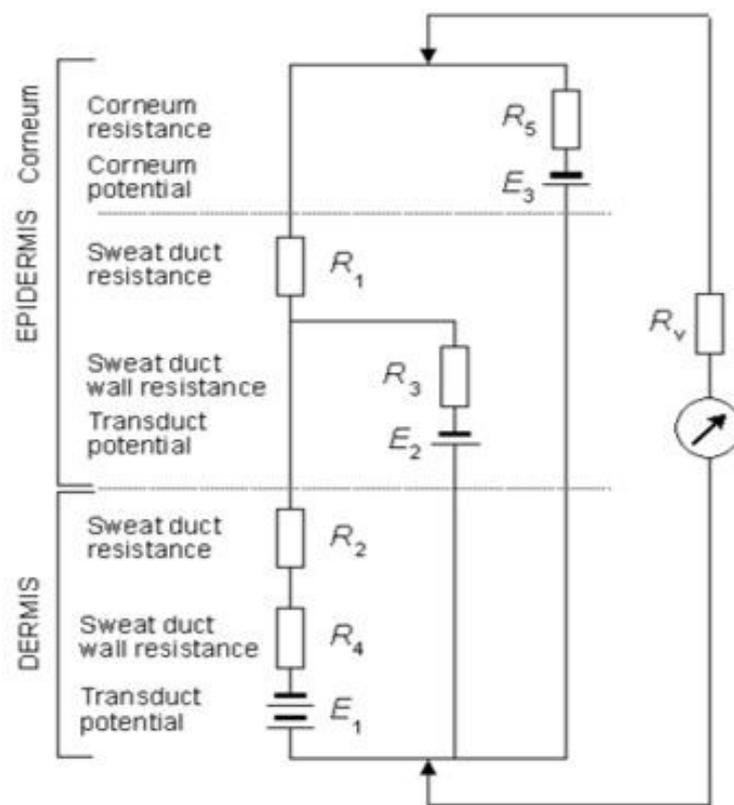


Figura 2 – Circuito Simplificado da Resistência Galvânica da Pele

[22]

3 Implementação do Circuito GSR

Conforme os estudos e pesquisas feitas para a realização e implementação deste dispositivo. Obteve-se como referência a apostila: Instrumentação e Técnicas de Medidas da Universidade Federal do Rio de Janeiro [26] juntamente com os auxílios dos professores da UNB e da equipe técnica Rapha. Com base nesse auxílio foi desenvolvido este trabalho que teve a finalidade de realizar a mensuração da Resistência Galvânica da Pele e da temperatura corpórea.

3.1 Amplificador de Instrumentação.

Uma das primeiras etapas para a realização da implementação deste dispositivo foi o amplificador de instrumentação. De acordo com Sedra e Smith (2013) [27] o amplificador de sinal são necessários por que os transdutores que são utilizados para fazer a conversão do sinal são geralmente fracos e de baixa energia, logo, esses sinais possuem baixa amplitude que torna o processamento de sinal não tão confiável então é necessário utilizar um amplificador de sinal para que aumente a amplitude do sinal na qual está trabalhando.

Qualquer tipo de sinal elétrico gerado por um ser vivo é chamado de sinal bioelétrico e através da análise deste é possível avaliar o comportamento de inúmeras variáveis de interesse de especialistas nas áreas da saúde [28].

De acordo com Garcia, Andrei Ferreira et all [28] um dos principais dispositivos de aquisição de sinais bioelétricos é o amplificador de instrumentação. O amplificador de instrumentação são circuitos que amplificam a diferença entre duas tensões, mantendo elevada impedância de entrada, elevada rejeição a sinais de modo comum e ganho diferencial ajustável [28].

Conforme os estudos de Ivano, Nilson Yuki o amplificador de instrumentação apresentam tais características:

- Alto Ganho entre 1 a 10000
- Alta impedância de entrada por volta de 10 Mohms
- Baixa impedância de saída
- Alta rejeição de tensão em modo comum (CMRR)
- Alta estabilidade do ganho em função da frequência

Um amplificador de instrumentação é composto por 3 Op-amps e 7 resistores. Os 2 Amps da esquerda funcionam como buffers fazendo com o que o circuito tenha alta rejeição de tensão em modo comum. O Op-Amp da direita realiza a amplificação diferencial [29].

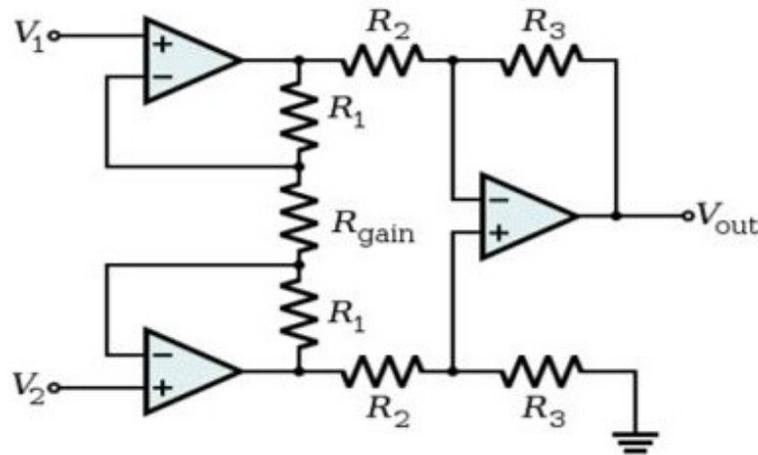


Figura 3 – Circuito eletrônico do Amplificador de Instrumentação [29]

Portanto o Ganho do Amplificador de Instrumentação é dado pela (equação 3.1):

$$Ad = \frac{R4}{R3} \left(1 + \frac{R2}{R1} \right) \quad (3.1)$$

Logo, como será utilizado o Amplificador INA122 o ganho é dado pela (equação 3.2)

$$G = 5 + \frac{200k\Omega}{RG} \quad (3.2)$$

3.2 Ponte de Wheatstone.

A ponte de Wheatstone foi criada por S.H Christie em 1833 e aprimorada por C Wheatstone em 1843 [26]. Conforme Markus [30] a ponte de Wheatstone é um circuito muito utilizado para fazer medições de resistência elétrica, além de outras grandezas físicas tais como: temperatura, força e pressão. O princípio da ponte de Wheatstone de acordo com Markus [26] é medir a resistência elétrica ou uma determinada grandeza conforme o desequilíbrio nas tensões da ponte provocada pela variação da grandeza que deseja medir. Logo, essa variação da tensão pode ser detectada por um amplificador de instrumentação.

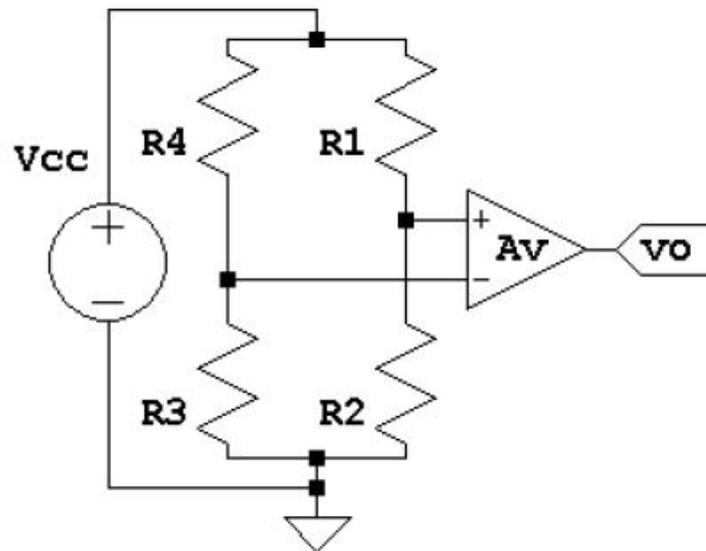


Figura 4 – Ponte de Wheatstone com Amplificador de Instrumentação
[26]

3.3 Filtro Passa Baixas.

Filtro é um circuito projetado para deixar passar sinais com frequências desejadas e rejeitar ou atenuar outros [31].

De acordo Albuquerque, Rômulo Oliveira [32] o filtro passa baixas é composto por um circuito RC série em que nas frequências baixas o capacitor funciona como uma resistência alta, logo a maior parte da tensão recai sobre o capacitor. Entretanto, para as frequências altas, o capacitor terá uma resistência baixa adquirindo uma voltagem baixa nos seus terminais.

Um filtro passa baixas deixa passar frequências baixas e rejeita frequências altas [31].

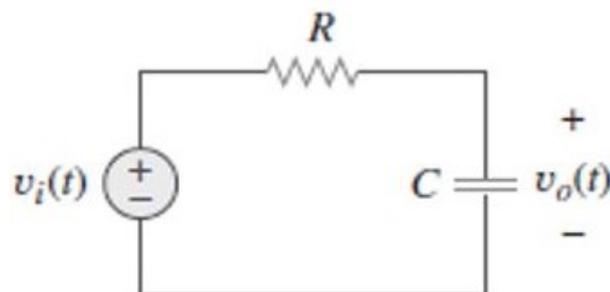


Figura 5 – Filtro Passa Baixas
[31]

Segundo Albuquerque, Rômulo Oliveira [32] a equação do filtro passa baixa para

a frequência de corte é:

$$FC = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.3)$$

3.4 Circuito Seguidor de Tensão ou Amplificador buffer de ganho unitário

Segundo Sedra (2007) [27], o seguidor de tensão ou amplificador de ganho unitário é utilizado como um amplificador buffer isolador visto que a tensão da saída segue a tensão de entrada que neste caso mantém a tensão constante na saída favorecendo um maior equilíbrio e estabilidade para o circuito.

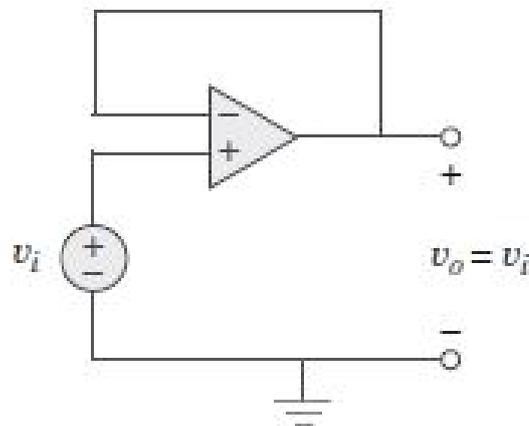


Figura 6 – Seguidor de Tensão

[31]

3.5 Arduino Conversor AD

O Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto baseado em hardware e software [33]. É também um microcontrolador que tem por finalidade executar pequenas tarefas, possui um microcontrolador ATMEGA328, 2kb de memória ram, cristal 16 Mhz que possui um conversor AD de 10 bits e 14 pinos de entrada/saída sendo que 6 pinos são de entradas com o conversor analógico digital [34].



Figura 7 – Microcontrolador Arduino Uno

[33]

3.6 Sensor de Temperatura

O sensor de Temperatura Infravermelho IR MLX90615 Slim é usado para fazer medições de temperatura sem contato físico com o objeto. De acordo [35] este módulo é um dispositivo eletrônico usado para fazer medições de temperatura usado em microcontroladores na qual tem uma faixa de medições entre -40C e 85C para ambientes é de -40C até 115C para temperaturas de objetos.



Figura 8 – Diagrama do sensor de temperatura Infravermelho.

[36]

4 Modelagem do Circuito.

4.1 Modelagem do Circuito

A modelagem do circuito iniciou-se com a Ponte de Wheatstone na qual possui a finalidade de medir a resistência elétrica de uma determinada grandeza. Nesse trabalho é representado pelo GSR. A ponte de Wheatstone requer quatro resistores iguais, para deixar a ponte em equilíbrio, um dos resistores será acrescentado a grandeza de medição, que será provocado um desequilíbrio e por consequência haverá uma diferença de potencial na ponte. Por fim, essa diferença será detectada pelo amplificador de instrumentação. O amplificador de instrumentação é formado por resistores: R1, R2, R3 e R4, em que é aplicado uma fonte de tensão de 5V para alimentação da ponte. De acordo com a configuração do circuito da Figura 4 entre os resistores e a fonte de alimentação há um divisor de tensão que pode ser mostrado na seguinte equação:

$$V_o = V_{cc} \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) \quad (4.1)$$

Com o ganho do amplificador de instrumentação basta multiplicar Ad com o restante da equação na qual obteve-se:

$$V_o = Ad \cdot V_{cc} \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) \quad (4.2)$$

Para o desenvolvimento do circuito foi adicionado uma variação da resistência R4, essa variação corresponde a entrada do GSR (Resistência Galvânica da Pele) em que é acrescentado um ΔR na equação. Conforme essa variação a equação se comporta da seguinte maneira:

$$V_o = Ad \cdot V_{cc} \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} - \frac{R_3 + \Delta R}{R_3 + \Delta R + R_4} \right) \quad (4.3)$$

Após a equação, foi feita a manipulação da equação para simplificá-la e obteve-se os seguintes resultados:

$$V_o = Ad \cdot V_{cc} \left(\frac{R_2(+R_3 + R_4 + \Delta R) - (R_3 + \Delta R)(R_1 + R_2)}{(R_1 + R_2)(R_3 + \Delta R + R_4)} \right) \quad (4.4)$$

Sabendo que $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R$, temos que :

$$V_o = Ad \cdot V_{cc} \left(\frac{R(2R + \Delta R) - 2R(R + \Delta R)}{2R(2R + \Delta R)} \right) \quad (4.5)$$

Fazendo as manipulações necessárias, obteve-se o seguinte resultado:

$$V_o = Ad.V_{cc} \frac{\Delta R}{(4R + 2\Delta R)} \quad (4.6)$$

A partir da equação 4.6 pode-se manipular ΔR que corresponde o valor do GSR, e obtve-se a seguinte equação:

$$\Delta R = \frac{4RV_o}{Ad.V_{cc} - 2V_o} \quad (4.7)$$

Segundo Amorim, Frank e Gonçalves, Júlio César [37] a resistência da pele varia em torno de $50k\Omega$ a $2700k\Omega$. Então, com base nesses valores, foram feitos cálculos para a realização do circuito. Para fins de cálculo foi utilizado a equação 4.6 que foram trabalhadas com os valores máximos de cada variável nas quais foram: $V_{cc} = 5V$, $V_o = 5V$, $R = 100k\Omega$ e o ΔR que é a resistência da pele foi de $2700k\Omega$ conforme, [37]. Com essas atribuições foi necessário encontrar o ganho necessário para satisfazer a equação, logo foi feito a manipulação da equação 4.6 e obteve-se a seguinte expressão.

$$Ad = \frac{4RV_o}{\Delta R.V_{cc}} + \frac{2V_o}{V_{cc}} \quad (4.8)$$

Sabendo que $V_{cc} = 5V$, $V_o = 2.5V$, $\Delta R = 2700k\Omega$, $R = 100k\Omega$, obteve-se:

$$Ad = 1,07 \quad (4.9)$$

Através do ganho calculado, foi possível adquirir o valor do resistor que corresponde a essa ganho no amplificador de instrumentação INA122P. Para fazer isso foi preciso estudar o datasheet [38]. Após ter analisado o datasheet [38] foi adquirida a seguinte fórmula:

$$R_g = \frac{200k\Omega}{Ad - 5} \quad (4.10)$$

$$R_g = 50.9k\Omega \quad (4.11)$$

Após ter calculado o ganho $Ad = 1,07$ e $R_g = 50.9k\Omega$ observou-se que o valor da resistência do Ganho é negativa, pois, o valor é abaixo de $Ad = 1,07$. Entretanto, de acordo com o datasheet [38] o menor ganho que o amplificar de instrumentação INA122p pode ter é no valor $Ad = 5$, logo, para esse respectivo ganho não precisa colocar nenhum resistor para configura-ló. Portanto, não é necessário colocar um resistor R_G para ajustar o ganho. Então, conforme os resultados possíveis, os valores estão supostamente de acordo para fazer as medições da resistência galvânica da pele conforme a literatura e respeitando as faixas

das variações da resistência galvânica da pele entre $50k\Omega < GSR < 2700k\Omega$. Desta forma, após ter adquirido os cálculos, foi feito o esquemático elétrico do circuito, que obteve-se da seguinte forma:

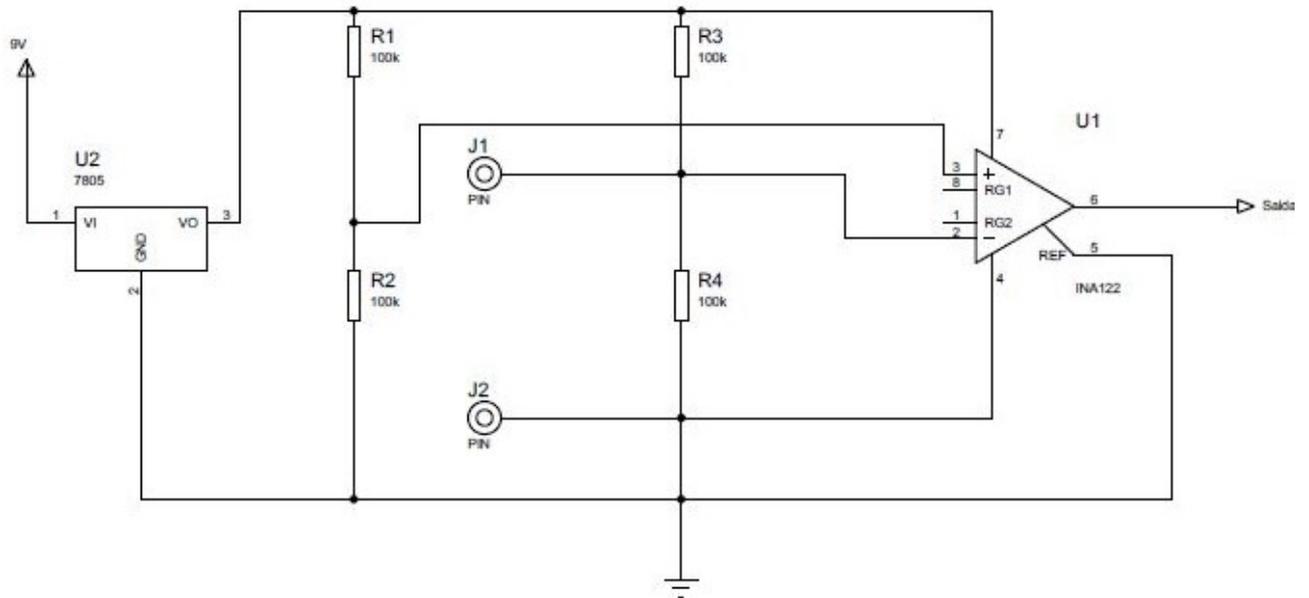


Figura 9 – Esquemático do Circuito GSR

4.2 Modelagem do Software para Aquisição dos Dados GSR

Para obter os dados GSR, foi necessário utilizar o microcontrolador arduino UNO. O microcontrolador possui 6 entradas com conversor analógico/digital facilitando a aquisição dos dados e desenvolvimento do código. O código foi implementado na linguagem C++ que é utilizado no Arduino UNO. Na primeira parte foi feita a configuração da porta do arduino na qual recebeu os valores oriundos no circuito GSR. A porta selecionada foi A0 na qual foi chamada de GSR que serve como porta de entrada para os valores lidos do circuito. Foi criado variáveis tais como: média, sensorvalor e tensão. No desenvolvimento do código foi adquirido 20 amostras por segundo para análise do sinal que logo após foi feita uma média desses valores. De acordo com o valor de tensão adquirida pelo circuito, esse valor foi colocados na equação 4.7 que por meio desta é possível adquirir o valor da resistência da pele. O código da aquisição do GSR pode ser visto no apêndice A.

4.3 Modelagem do Software para Aquisição da Temperatura

Para medir a temperatura corpórea da região desejada, foi necessário utilizar um sensor de temperatura IR MLX90614 [36]. Este sensor, funciona através da irradiação do corpo, então, não é necessário haver algum tipo de contato no ato da medição. O código

foi implementado na linguagem C++ que é utilizada no Arduino UNO. Este sensor já tem um biblioteca pronta [39] na qual pode ser utilizada para o desenvolvimento deste projeto. Foram feitos algumas alterações simples para atender as necessidades deste trabalho e que podem ser consultados no apêndice B. A temperatura foi medida em Graus Celsius.

5 Montagem e Análise do Circuito

Após desenvolver a modelagem do circuito GSR e ter feito o esquemático elétrico no programa Protheus 8 Professional, foi montado o circuito elétrico da Figura 9 na protoboard para a realização dos testes de análise comportamental do circuito.

Nesse circuito apresenta uma bateria na entrada que vai conectada no Ci 7805 que gera uma alimentação de +5V fornecendo energia para o amplificador de tensão e para a ponte de Wheatstone. Os eletrodos são colocados juntamente a ponte de Wheatstone na qual o sinal é captado pelo amplificador INA122P que possui um ganho $A_d = 5$. A primeira fase de teste foi feita na protoboard para analisar a tensão adquirida da pele do paciente, logo, a Figura 10 mostra como foi montado na protoboard antes de ser implementado na placa de circuito impresso.

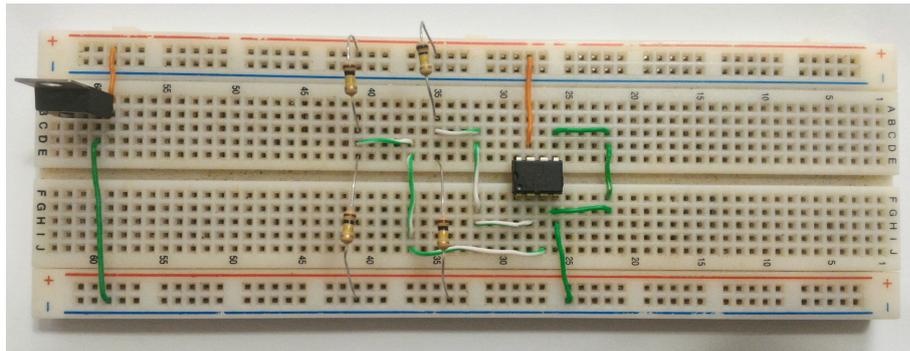


Figura 10 – Montagem do circuito elétrico GSR na protoboard.

Ao montar o circuito na protoboard, foi analisado a tensão de saída no multímetro como pode ser visto no apêndice C. Após ter analisado a tensão no multímetro foi utilizado o microcontrolador Arduino Uno para fazer a conversão A_d do sinal adquirido. Nessa primeira parte, foi feita a verificação da tensão no Arduino com a tensão do multímetro. Lembrando que durante a montagem do circuito foram feitos os testes para verificar se os valores estão corretos. O valor calculado foi através da seguinte fórmula:

$$Tensão = \frac{5.0 * ValorAD}{1023.0} \quad (5.1)$$

Através dos valores obtidos, foi montado uma tabela com os seguintes valores: Tensão Multímetro, Valor AD, Tensão Calculada. Logo, obteve-se:

Tabela 1 – Relação dos Valores do conversor Ad Arduino, Tensão Multímetro, Tensão Calculada.

Conversor AD	Tensão Multímetro(V)	Tensão Calculada(V)
40	0,21	0,20
39	0,21	0,19
70	0,37	0,35
43	0,23	0,21
76	0,40	0,38
42	0,23	0,21
37	0,20	0,18
168	0,81	0,82
62	0,31	0,30
121	0,60	0,59

De acordo com a tabela 1 os valores obtidos e comparados entre o multímetro e o valor calculado estão próximos, logo, no apêndice C mostra a imagem da comparação entre os valores.

Ao término das medições da tensão foi posto a fórmula da equação 4.7 no código para obter o valor da resistência da pele conforme no apêndice A.

Ao colocar a fórmula da equação 4.7 no código do arduino, foi feito os testes dos valores medidos através do arduino em comparação com os valores calculados por meio dos valores AD que por meio deste há uma base sobre o nível de aproximação das respostas dos valores que obteve-se nos seguintes resultados:

Tabela 2 – Relação das Tensões dos Valores Medidos do Arduino, Multímetro e Tensão Calculada

Conversor AD	Tensão Multímetro(V)	Tensão Arduino (V)	Tensão Calculada(V)
368	1,85	1,87	1,80
41	0,22	0,21	0,20
60	0,31	0,30	0,29
508	2,60	2,58	2,5
138	0,68	0,70	0,67
39	0,20	0,20	0,19
38	0,20	0,19	0,18
301	1,49	1,53	1,47
214	1,05	1,09	1,05
506	2,50	2,57	2,48

Tabela 3 – Relação dos Valores do GSR Arduino e GSR Calculado.

Conversor AD	GSR Arduino(Ω)	GSR Calculado (Ω)
368	33614,98	33410,67
41	3258,49	3232,32
60	4804,80	4721,20
508	49573,06	49627,8
138	11407,32	11255,77
39	3097,08	3068,22
38	3016,47	2904,39
301	26678,49	26474,56
214	18263,28	18221,25
506	49329,75	49133,23

Após analisar os dados obtidos, observou que os dados convergem para um determinado valor mostrado nas tabelas 1,2,3. Esses dados comprovam de certa forma a convergência para um valor, demonstrando a relação das tensões medidas com os valores calculados. Ao término dessa análise, o próximo passo foi a montagem e configuração da placa que pode ser visto no apêndice D. Na montagem do circuito foi acrescentado um LED para sinalizar o liga e desliga do aparelho e foi acrescentado também um capacitor para que seja estável a tensão da fonte.

Antes de implementar o circuito na placa, foi feito um testes que de acordo [40] a resposta galvânica da pele corresponde a uma resposta de uma atividade elétrica devido as alterações psicológicas. Segundo [22] a resposta galvânica da pele se origina devido as alterações das glândulas sudoríferas das quais estão sob controle do sistema nervoso simpático. Conforme [41] todas as alterações ou eventos que acontecem no nosso corpo, tais como: dor, exercício físico, respiração profunda, um acontecimento surpreendente e entre outros eventos alteram o psicológico emocional que por finalidade alteram a resistência galvânica da pele. Na Figura 11 mostra um gráfico dos dados em que no eixo Y são os valores Ad e no eixo X corresponde ao tempo. Esse gráfico mostra a alteração da resposta galvânica da pele, conforme citado anteriormente, as fortes emoções, respiração profunda e alterações psicológicas influenciaram na respotas galvânica da pele considerando que as glândulas sudoríferas estão ligadas ao sistema nervoso simpático.

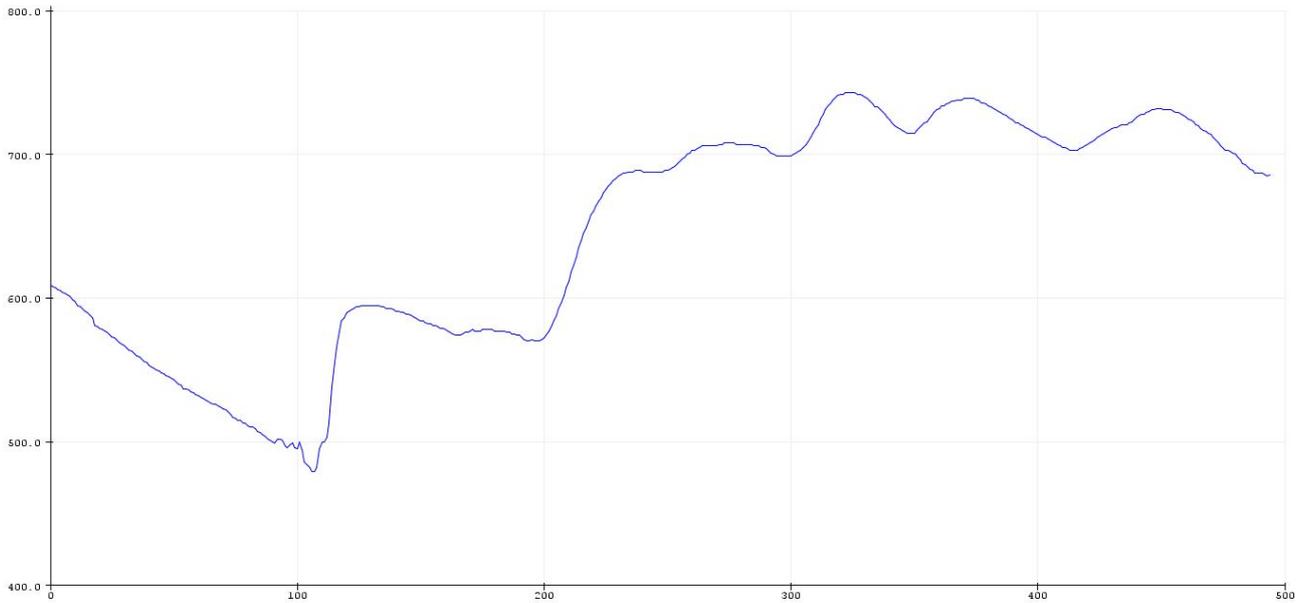


Figura 11 – Resposta Galvânica da pele de acordo com as alterações psicológicas.

Com algumas análises feitas, o próximo passo foi montar a placa de circuito impresso e soldar os componentes. Pode ser consultado no apêndice. D na figura 45.

6 Resultados

6.1 Resultados

Dando continuidade ao desenvolvimento do projeto, a próxima etapa foi montagem do dispositivo na qual foi inserido a placa de circuito impresso com a soldagem dos componentes eletrônicos e a configuração do dispositivo para melhor uso do usuário. Foi inserido um botão liga e desliga, um led da cor verde para sinalização do dispositivo, plug de entrada para fazer a medição da resistência da pele, além do mais, foi colocado a parte eletrônica em uma caixa preta para armazenar os dispositivos eletrônicos, essa caixa foi reutilizada do projeto Rapha da Universidade de Brasília. Desta forma o dispositivo eletrônico, ficou da seguinte maneira: 12:

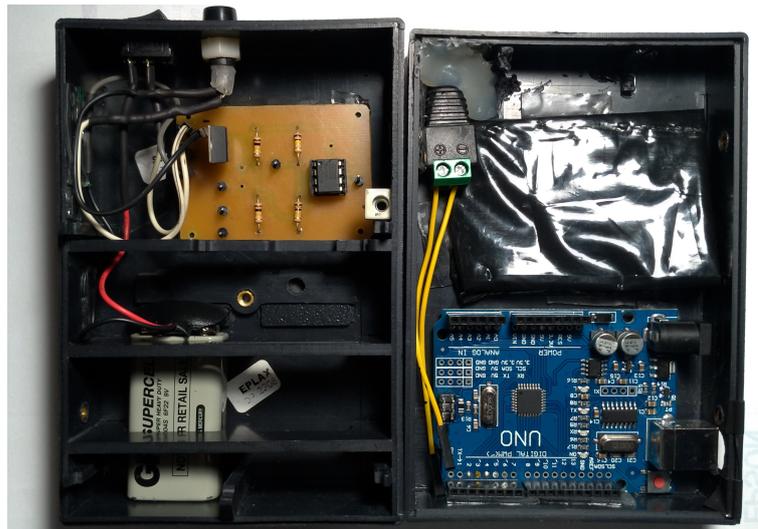


Figura 12 – Circuito Eletrônico do dispositivo que mede a resistência da Pele.

Após a montagem do dispositivo na caixa seu fechamento foi concluído com parafuso de rosca fina. O dispositivo foi então nomeado de Assis, em homenagem a São Francisco de Assis que pela a sua trajetória teve um cuidado maior com os doentes e leprosos. Por fim, o layout do dispositivo ficou conforme a figura 13 abaixo:



Figura 13 – Dispositivo Eletrônico que mede a Resistência da Pele - Assis.

Em seguida, foi analisado o comportamento do sinal de acordo com as medições realizadas. O plx-daq [42] uma interface que faz a comunicação entre o excel e o arduino, foi adicionado no código do arduino para facilitar o trabalho do usuário ao analisar os dados coletados na planilha do excel. O código do plx-daq pode ser visto no apêndice A nas figuras 37 e 38.

Após esquematizar as planilhas para salvar os dados coletados, o dispositivo eletrônico foi analisado conforme [43] o qual na sua análise foi feita uma avaliação emocional através das glândulas sudoríparas que são responsáveis pela resposta galvânica da pele que está relacionada ao sistema nervoso simpático. De acordo com [43] foi colocado eletrodos nos dedos indicadores e médio onde apresentam uma das maiores quantidades de glândulas sudoríparas. Utilizando uma das avaliações conforme [43] indica, pode-se colocar diferentes gêneros de vídeos, como por exemplo: **Suspense, Romance, Ação e Terror**. É através dos vídeos que se obtém a capacidade de analisar a resposta galvânica da pele para saber se o dispositivo está variando conforme a resposta do sistema nervoso simpático associado a resposta galvânica da pele.

Antes da iniciação dos vídeos foi realizado um teste com os cabos de medição para saber o comportamento do dispositivo quando os cabos se encontram em curto ou quando não estão conectados em algo, logo, obteve-se o seguinte resultado: O primeiro resultado foi com os cabos em curto, observou-se que quando os cabos estão em curto a tensão tende ao limite máximo como observado no gráfico abaixo na Figura 14.

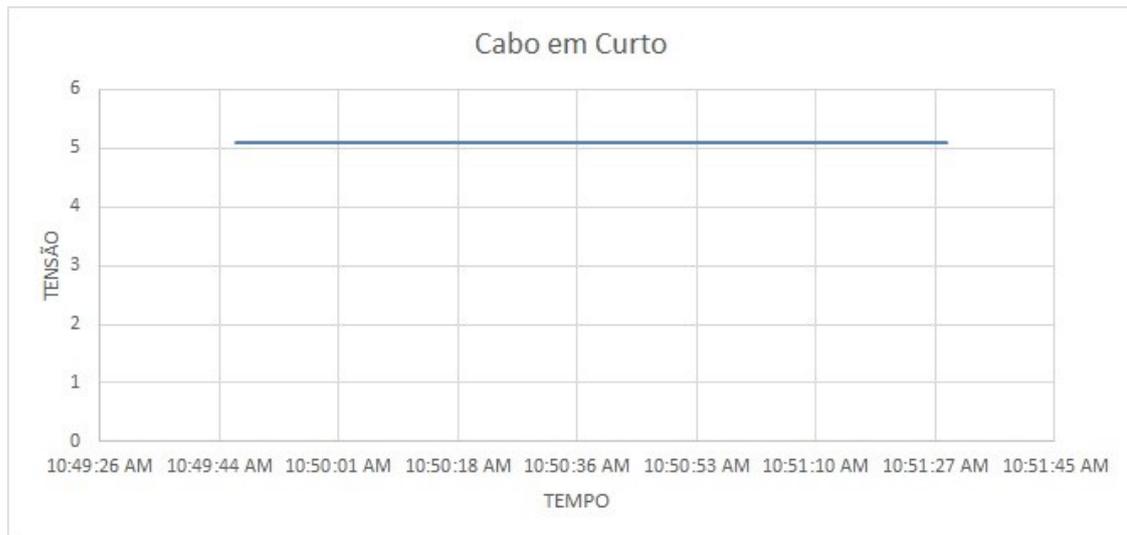


Figura 14 – Tensão do dispositivo eletrônico Assis com os cabos em curto.

Na medição dos cabos sem conexão alguma, percebeu-se que os cabos estão medindo uma tensão de 0,01 V, portanto, isso provoca um aumento no resultado final da medição sendo considerado como algum ruído externo que está interferindo na medição. O valor da tensão de interferência é mínima e pode ser vista no gráfico abaixo na Figura 15.

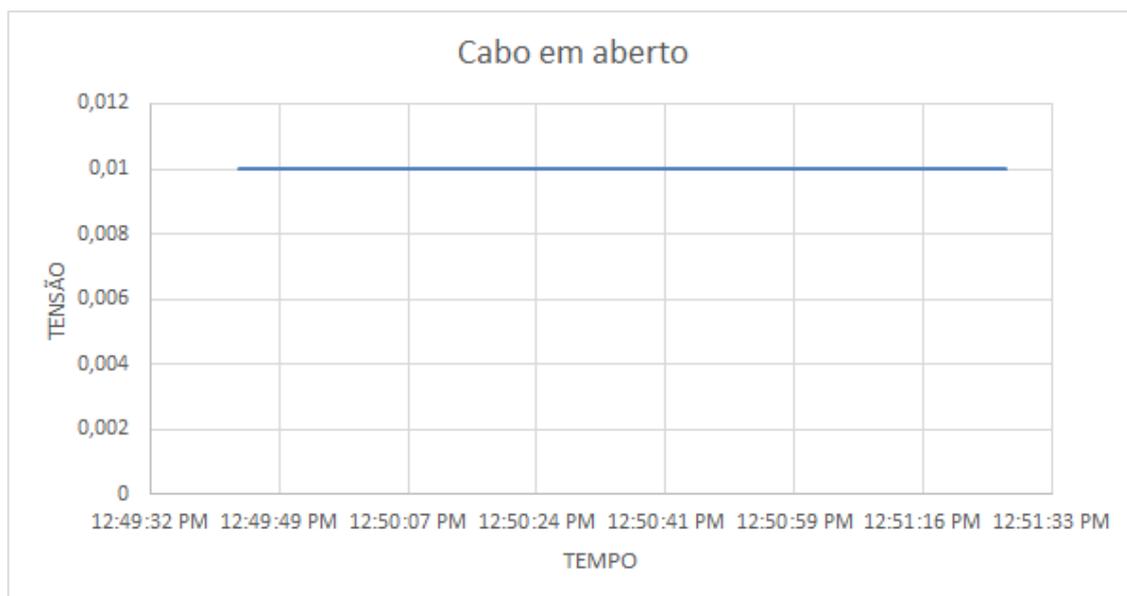


Figura 15 – Tensão do dispositivo eletrônico Assis com os cabos em aberto.

6.2 Suspense

Foram selecionadas duas pessoas para comparar as reações das cenas de suspense do filme **Um lugar Silencioso Um lugar silencioso** de Jonh Krasinski [44], obtendo-se a seguinte reação:

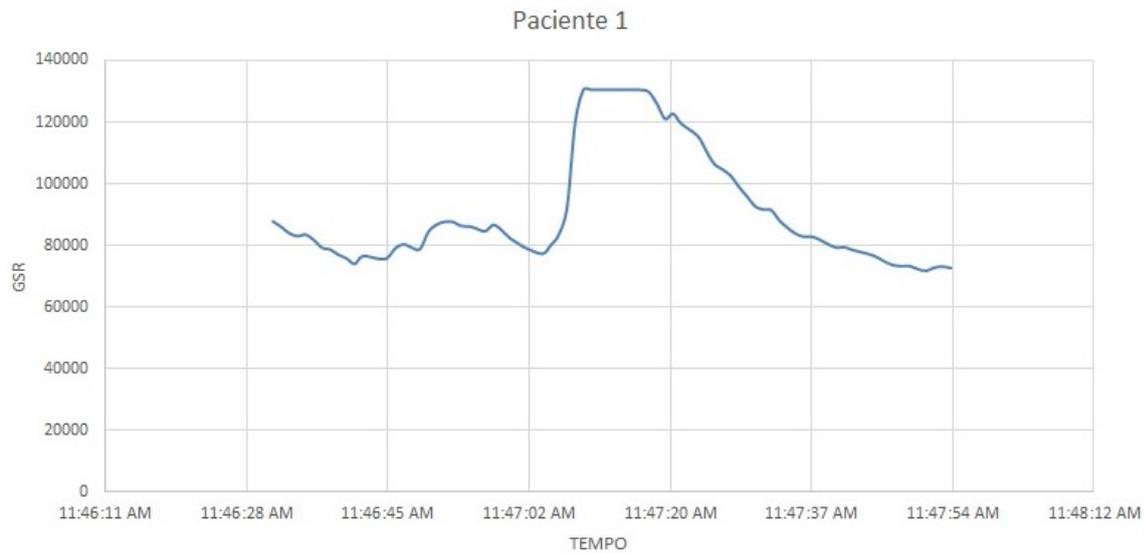


Figura 16 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de suspense.

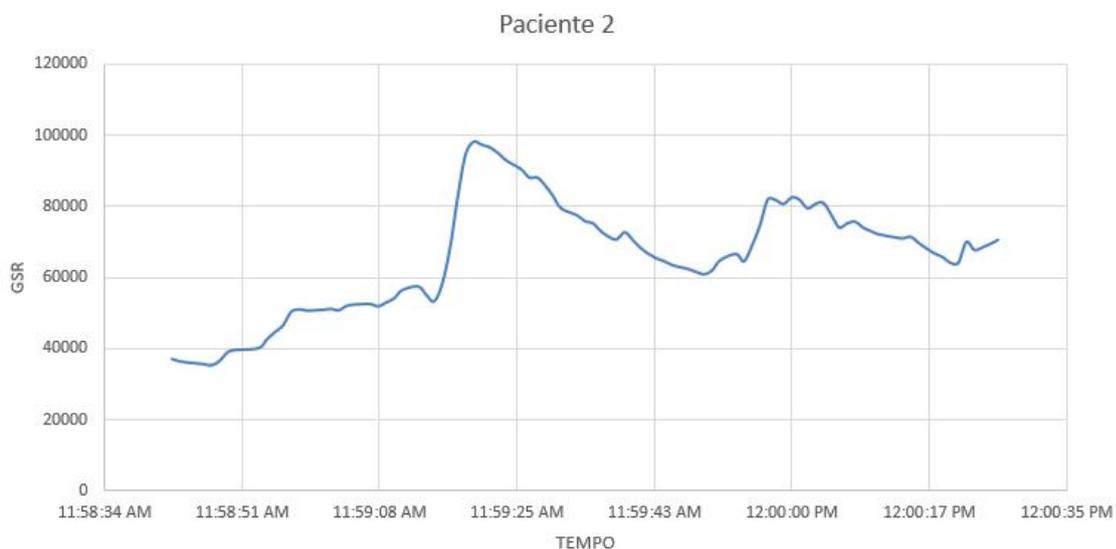


Figura 17 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de suspense.

No primeiro caso, o paciente 1 começou um pouco apreensivo iniciando a sua resistência galvânica da pele em torno de 85000 ohms. Há um pico no gráfico demonstrando que o paciente levou um susto, posteriormente decaindo com o passar do tempo. O paciente 2, expressa um relaxamento em relação ao paciente 1, entretanto, é demonstrado dois sustos que podem ser vistos no gráfico acima Figura 17

6.3 Romance

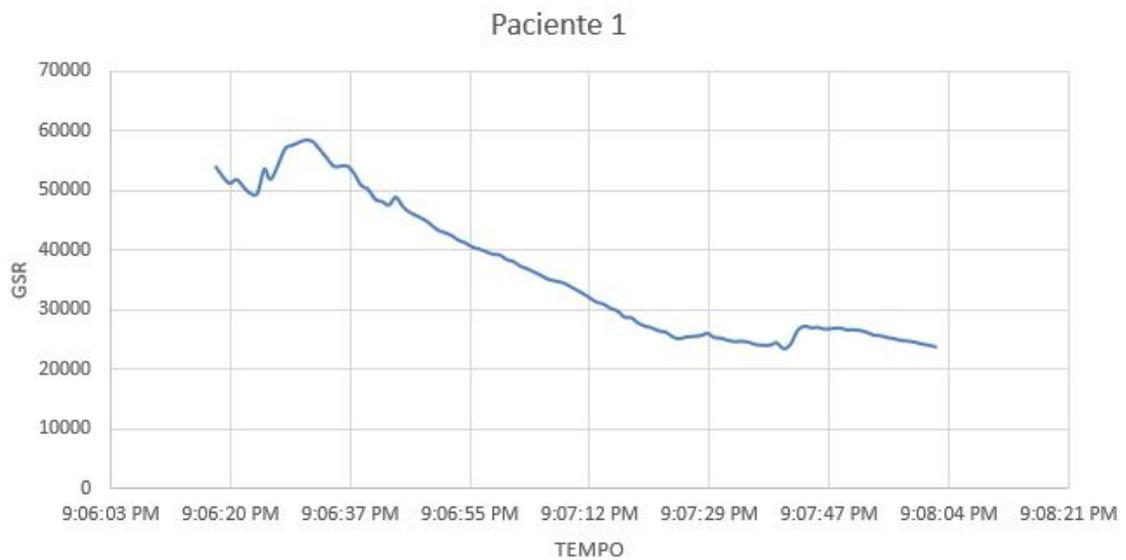


Figura 18 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de romance.

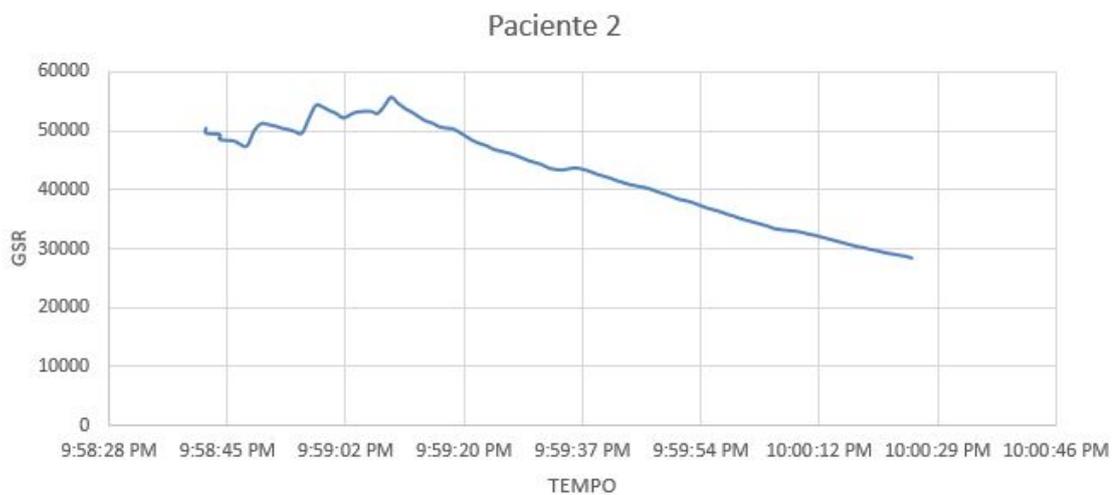


Figura 19 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de romance.

As emoções do filme **Como eu era antes de você** dirigido por Thea Sharrock [45] foi assistido pelos dois pacientes. A figura 18 mostra a tensão do paciente 1 no início do filme e há um relaxamento observado no decaimento do sinal GSR para aproximadamente 23000 ohms. O paciente 2 demonstra uma oscilação variando de 50000 a 55000 ohms e logo após um caimento do sinal GSR.

6.4 Ação

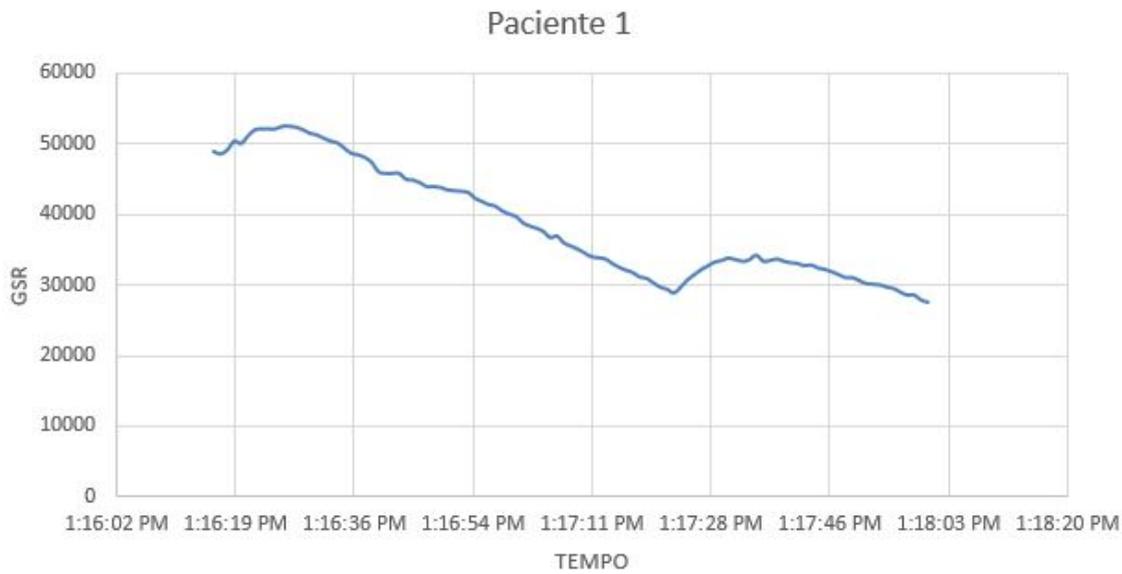


Figura 20 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de ação.

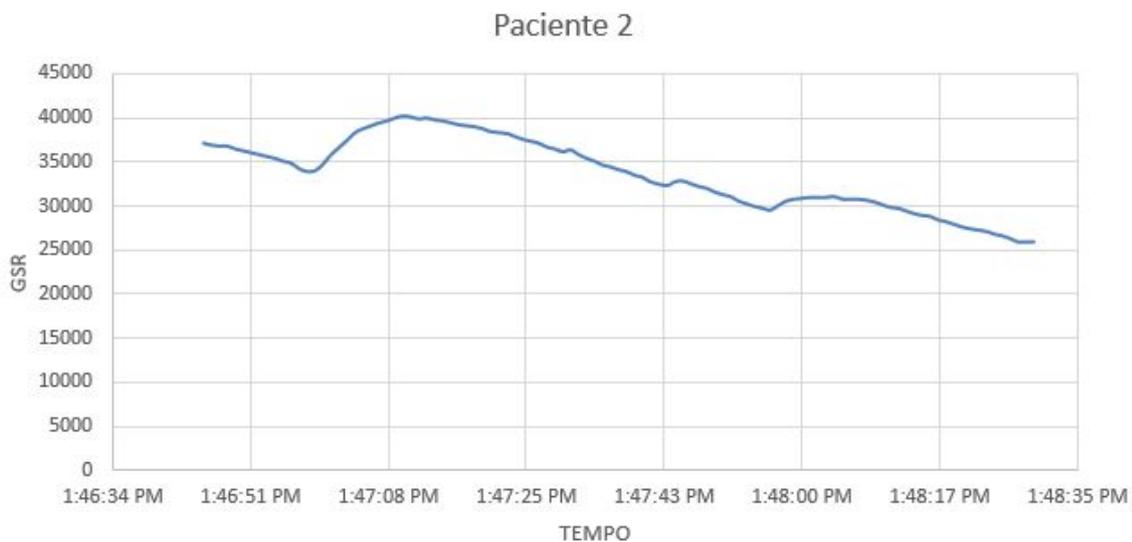


Figura 21 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de ação.

O filme de ação **Corrida Mortal** do diretor Paul W S Anderson [46] também foi assistidos pelos pacientes em análise. Através do gráfico nota-se que o paciente 1 inicia o filme com bastante atenção e que no decorrer há um leve pico do sinal GSR devido as partes onde se tem mais intensidade de ação no filme. Mesmo assim, teve o decaimento do sinal finalizando em torno de 28000 ohms. O paciente 2 demonstra uma tranquilidade ao iniciar o filme havendo apenas algumas variações sutis no decaimento do sinal alcançando o valor de 26000 ohms.

6.5 Terror

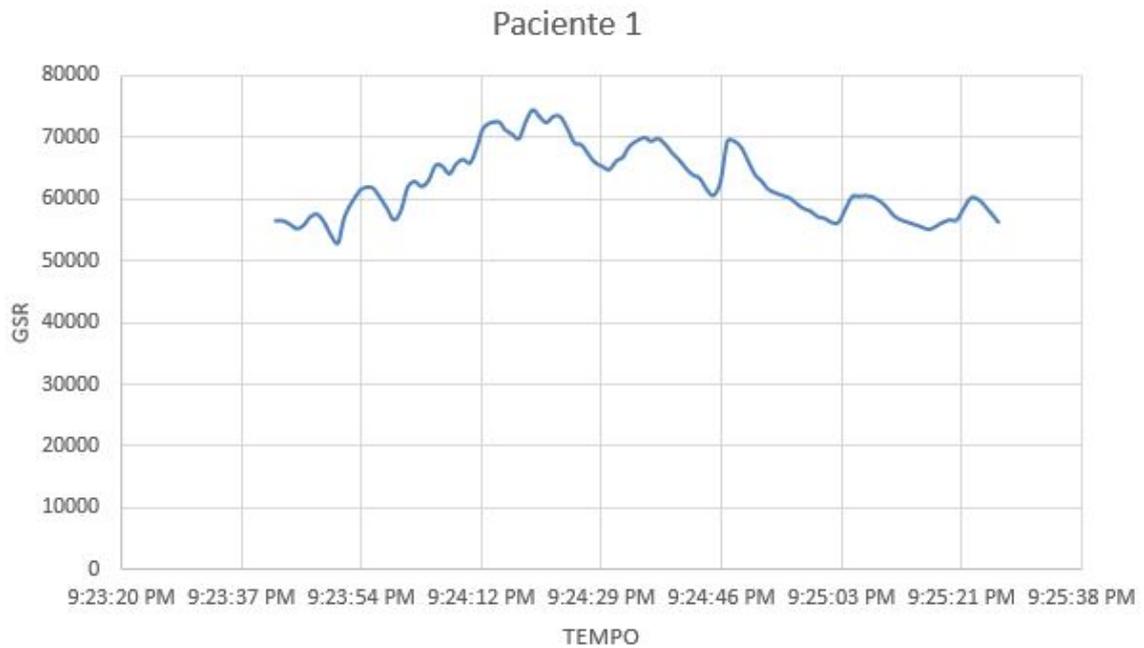


Figura 22 – Resposta Galvânica do paciente 1 assistindo cenas de Terror.

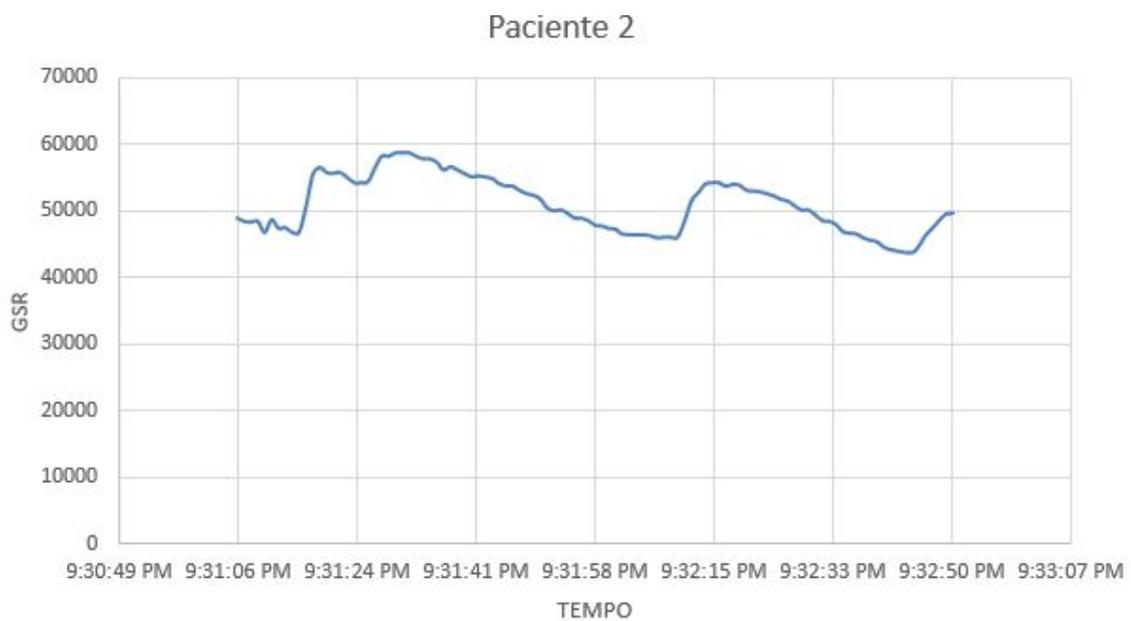


Figura 23 – Resposta Galvânica do paciente 2 assistindo cenas de Terror.

O filme de Terror **A Vila** foi dirigido por M. Night Shyamalan [47]. Nesse filme, houve um alto índice de suspense e medo que podem ser analisados nas figuras 22 e 23. Houve muitas variações do sinal GSR no paciente 1 iniciando-se com o valor de 55000 ohms chegando a um salto de quase 80000 ohms de acordo com o susto levado. Conforme os valores do gráfico, o paciente 1 ficou bastante apreensivo. O paciente 2 demonstrou medo porém não teve muitos sustos correspondendo a um sinal GSR de 60000 ohms conforme o gráfico da figura 23.

6.6 Medição: Paciente

Houve limitações nesse estudo, principalmente relacionados ao contexto de Pandemia do novo coronavírus. A ideia inicial era de realizar coletas de dados em pacientes com úlceras diabéticas em hospitais, no entanto, devido ao alto risco de contaminação do novo coronavírus, causador da COVID-19 não foi possível tal coleta de campo. Nesse contexto, o meio viável para realização das coletas foram as medições em dois pacientes saudáveis em regiões similares de uma pessoa com úlcera no pé diabético. Os lugares medidos nos pacientes foram: Sola do pé, peito do pé, tíbia anterior (canela) e hálux (dedo grande do pé). Foram realizadas mais duas medidas em lugares diferentes: antebraço e coxa. Após as medições, foi calculado a média e o desvio padrão na qual obteve-se os seguintes resultados:

6.6.1 Sola do Pé

Tabela 4 – Resposta Galvânica e tensão da sola do pé : Paciente 1

GSR(k Ω)	Tensão(V)
$56,46 \pm 18,76$	$2,8 \pm 0,85$



Figura 24 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida na sola do pé.

Tabela 5 – Resposta Galvânica e tensão da sola do pé : Paciente 2

GSR(k Ω)	Tensão(V)
$31,44 \pm 10,65$	$1,74 \pm 0,55$



Figura 25 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida na sola do pé.

6.6.2 Peito do Pé

Tabela 6 – Resposta Galvânica e tensão do peito do pé : Paciente 1

GSR(k Ω)	Tensão(V)
$5,49 \pm 18,76$	$0,34 \pm 0,11$

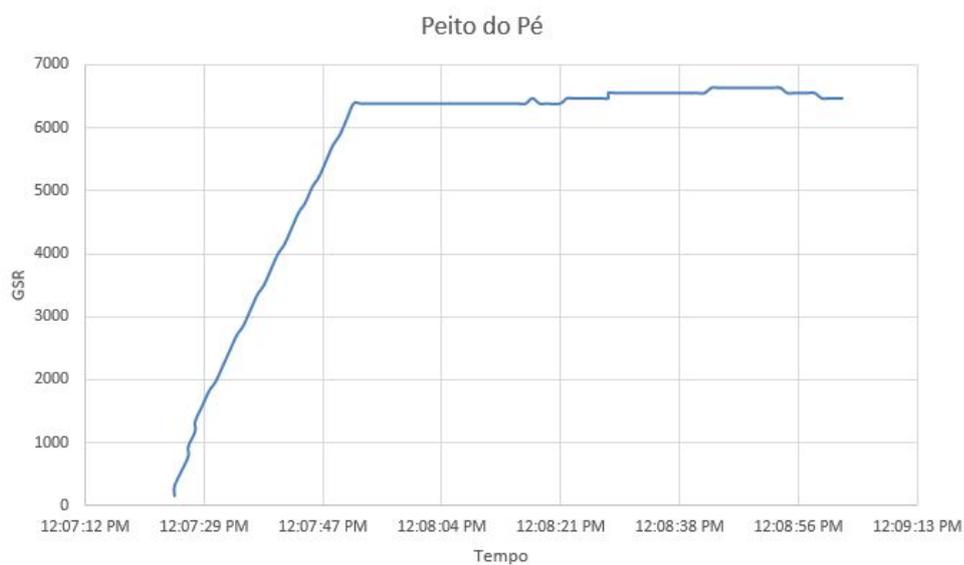


Figura 26 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no peito do pé.

Tabela 7 – Resposta Galvânica e tensão do peito do pé : Paciente 2

GSR(k Ω)	Tensão(V)
$3,52 \pm 1,12$	$0,22 \pm 0,07$

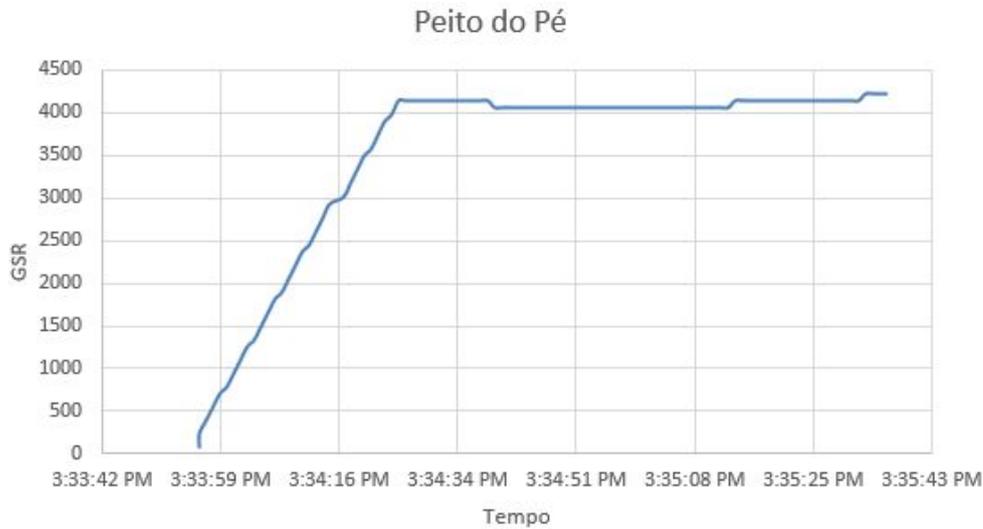


Figura 27 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no peito do pé.

6.6.3 Tíbia Anterior

Tabela 8 – Resposta Galvânica e tensão da tíbia anterior : Paciente 1

GSR(k Ω)	Tensão(V)
$36,92 \pm 13,27$	$1,98 \pm 0,67$

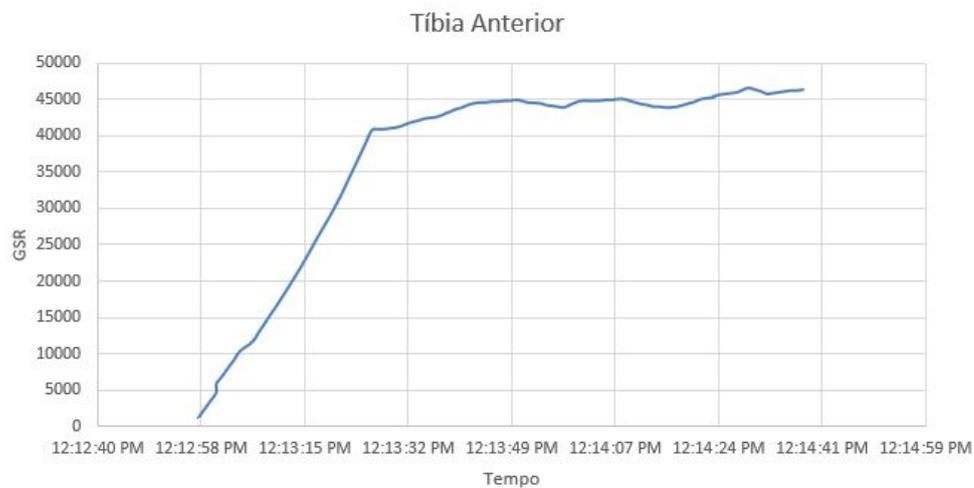


Figura 28 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida na tíbia anterior.

Tabela 9 – Resposta Galvânica e tensão da tíbia anterior : Paciente 2

GSR(k Ω)	Tensão(V)
1,66 \pm 0,53	0,10 \pm 0,03



Figura 29 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida na tíbia anterior.

6.6.4 Hálux: Dedo grande do pé

Tabela 10 – Resposta Galvânica e tensão do Dedo Grande do pé : Paciente 1

GSR(k Ω)	Tensão(V)
32,28 \pm 10,57	1,78 \pm 0,55

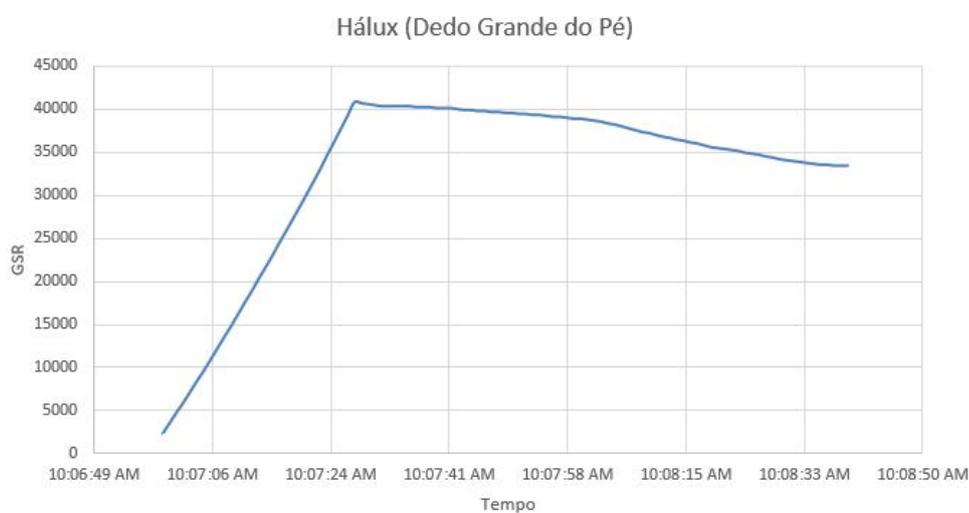


Figura 30 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no dedo grande do pé.

Tabela 11 – Resposta Galvânica e tensão do Dedo Grande do pé : Paciente 2

GSR(k Ω)	Tensão(V)
58,46 \pm 21,11	2,86 \pm 0,94

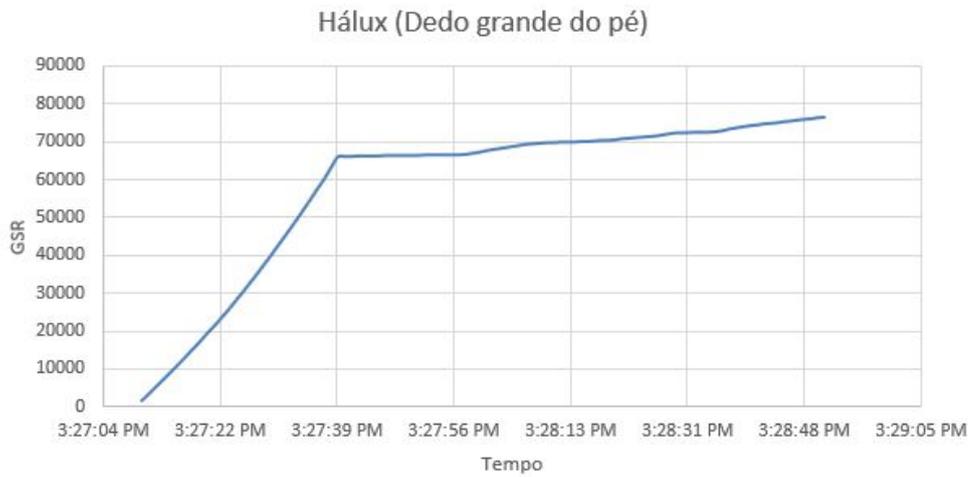


Figura 31 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no dedo grande do pé.

6.6.5 Antebraço

Tabela 12 – Resposta Galvânica e tensão do Antebraço : Paciente 1

GSR(k Ω)	Tensão(V)
25,54 \pm 10,00	1,44 \pm 0,54

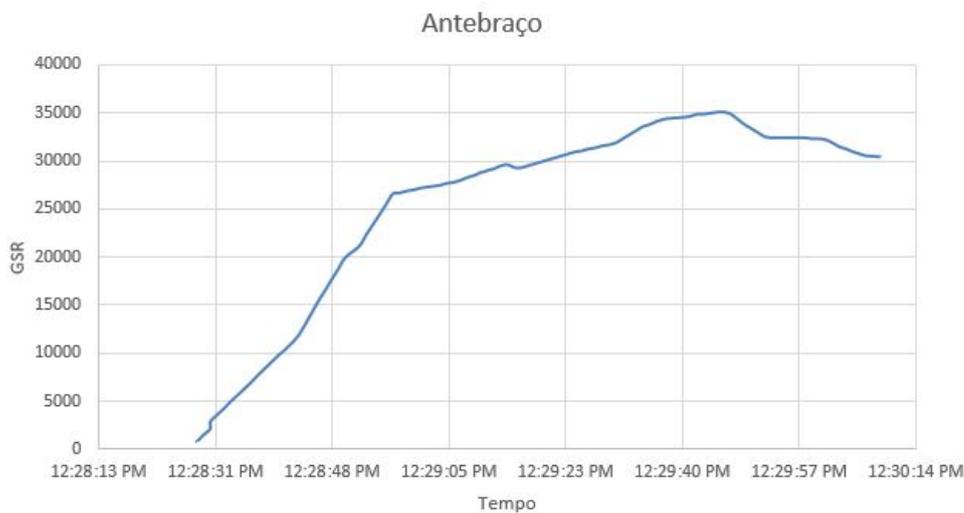


Figura 32 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no antebraço.

Tabela 13 – Resposta Galvânica e tensão do Antebraço : Paciente 2

GSR(k Ω)	Tensão(V)
1,68 \pm 0,56	0,10 \pm 0,03

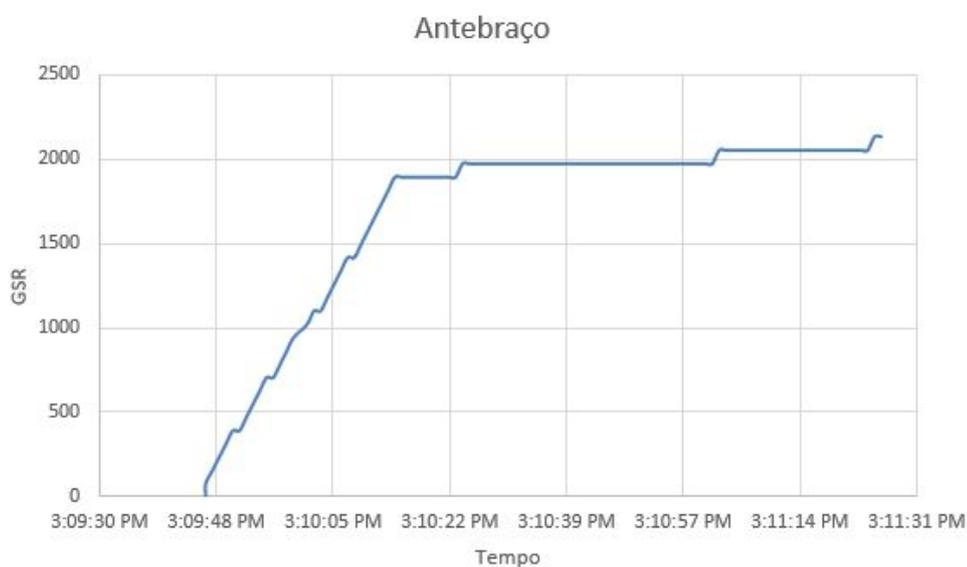


Figura 33 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no antebraço.

6.6.6 Coxa

Tabela 14 – Resposta Galvânica e tensão do anterior da coxa: Paciente 1

GSR(k Ω)	Tensão(V)
15,08 \pm 5,4	0,90 \pm 0,31

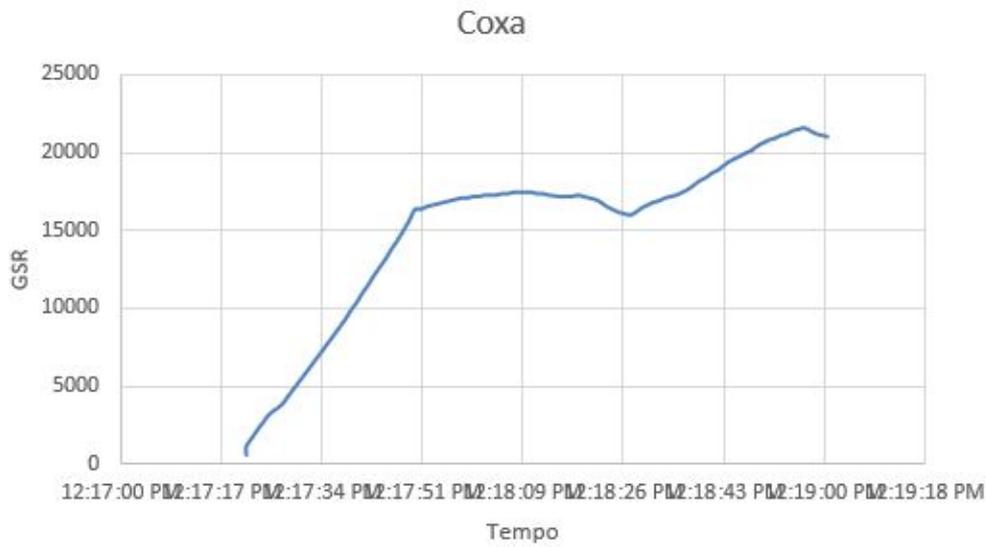


Figura 34 – Resposta Galvânica do paciente 1 medida no anterior da coxa.

Tabela 15 – Resposta Galvânica e tensão do anterior da coxa: Paciente 2

GSR(k Ω)	Tensão(V)
1,83 \pm 0,52	0,11 \pm 0,03

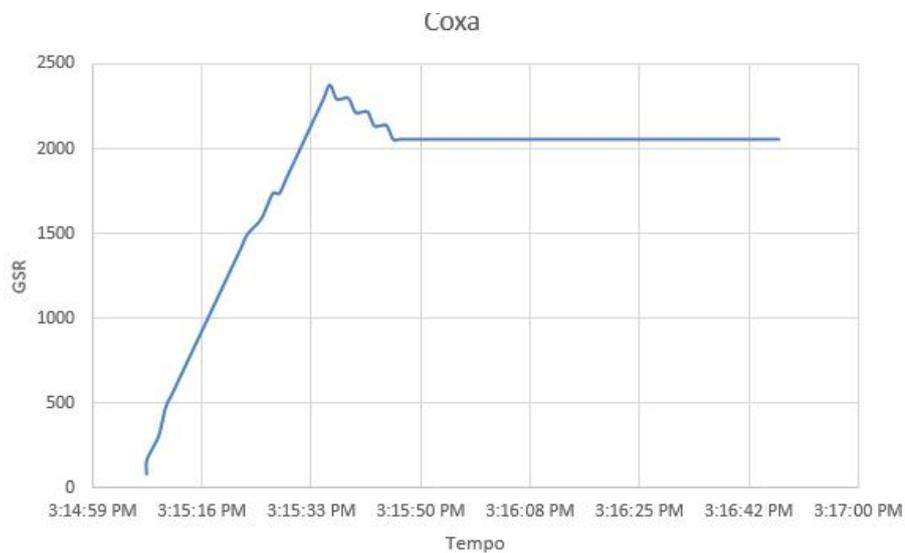


Figura 35 – Resposta Galvânica do paciente 2 medida no anterior da coxa.

Conforme as medições apresentadas, observa-se que houve diversas variações entre os pacientes que participaram do estudo.

Na medição feita na sola do pé o paciente 1 teve o valor de 56,46 K Ω e o paciente 2 obteve-se 31,44 k Ω e os seus respectivos sinais podem ser vistos nas figuras 24 e 25.

Em relação a medição feita no peito do pé, o paciente 1 atingiu um valor médio de 5,49 K Ω e o segundo paciente 3,52 k Ω . Os sinais demonstrados nas figuras 26 e 27

obtiveram comportamentos semelhantes até o valor máximo de cada sinal, após isso, os sinais apresentaram variações correspondentes a cada medição.

A tibia anterior obteve os valores $36,92\text{k}\Omega$ para o paciente 1 e $1,66\text{ k}\Omega$ para o paciente 2. A figura 28 do paciente 1 mostra um crescimento do sinal com bastante variação e o paciente 2 o sinal foi baixo com variações mínimas.

No dedo grande do pé o valor do GSR do paciente 1 foi de $32,28\text{k}\Omega$ e o paciente 2 foi de $58,46\text{k}\Omega$. Os sinais correspondentes aos pacientes foram crescentes linearmente até $40\text{k}\Omega$ para o paciente 1 e $60\text{k}\Omega$ para o paciente 2. Após isso, o sinal do paciente 1 teve uma queda do sinal para $35\text{k}\Omega$ e o paciente 2 um aumento do sinal no valor de $75\text{k}\Omega$.

No antebraço os valores foram de $25,54\text{ k}\Omega$ para o paciente 1 e $1,68\text{k}\Omega$ para o paciente 2. Os gráficos 32 e 33 mostram as variações dos sinais sendo que no paciente 2 o valor do sinal foi bem menor e com poucas mudanças.

A coxa, teve uma resistência de $15,08\text{k}\Omega$ e $1,83\text{k}\Omega$ para o paciente 2. O comportamento do sinal foi bastante variado como pode ser mostrado nas figuras 34 e 35.

7 Conclusão

O objetivo principal desse trabalho foi desenvolver um dispositivo que medisse a resistência da pele GSR e a aferição da sua temperatura. Inicialmente, foi realizada uma revisão de literatura com o intuito de embasar teoricamente a pesquisa.

Em seguida, foi desenvolvido o dispositivo nomeado “ASSIS”, idealizado para fazer medições de resistência e temperatura da pele. Para comprovar a veracidade das tensões medidas, foram realizados testes, tanto no microcontrolador, quanto no multímetro, além dos valores da tensão e do GSR calculados.

Para as medições, inicialmente, foi usado como recurso cenas de filmes com diferentes tipos de gêneros, objetivando assim verificar as reações comportamentais de cada paciente. Os dados apresentados nos gráficos foram satisfatórios, seguindo uma lógica de raciocínio como exemplo: Em cenas de romance o comportamento do sinal era decrescente e para cenas de terror e suspense o sinal sofria alterações consideráveis.

As medições do GSR realizadas, em cada parte do corpo, tiveram diferentes reações conforme apresenta-se nos gráficos das medições do GSR.

Os valores do GSR foram calculados, no entanto, é importante mencionar que essa pesquisa encontra-se na fase inicial sendo pioneira e exige ainda a continuidade de estudos para ajustes de valores, principalmente em pacientes com úlceras no pé diabético.

O uso desse dispositivo permite a verificação do comportamento da cicatrização em feridas, significa que, é possível medir a resistência da pele e as modificações que ela sofre no seu processo de cicatrização.

Com a pandemia da Covid-19, alguns objetivos e testes foram interrompidos como por exemplo a medição da temperatura em pacientes com úlceras no pé diabético. No entanto, os valores medidos do GSR foram em pacientes saudáveis e os resultados apresentados estavam dentro do padrão desejado. Embora, a medição da temperatura não tenham sido testada, houve o estudo e a escolha do sensor para realizar as medições necessárias.

Visando ter um dispositivo de baixo custo, optou-se por comprar um medidor de temperatura comercial para realizar as medições [40](#).

Referências

Nenhuma citação no texto.

D. L. Nelson and M. M. Cox, *Lehninger: princípios de bioquímica*. 2015. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 21.

J. E. P. Oliveira and S. Vencio, “Diretrizes da sociedade brasileira de diabetes: 2013-2014/sociedade brasileira de diabetes,” *São Paulo: AC Farmacêutica*, p. 1, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 17, 21 e 22.

H. Pedrosa and A. Andrade, “Consenso internacional sobre pé diabético,” *Grupo de Trabalho Internacional sobre Pé Diabético. Versão Brasileira*, 2001. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 23.

A. C. Guyton, J. E. Hall, and A. C. Guyton, *Tratado de fisiologia médica*. Elsevier Brasil, 2006. Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 23.

A. D. Association *et al.*, “Classification and diagnosis of diabetes,” *Diabetes care*, vol. 27, no. 2, p. 40, 2017. Citado na página 22.

d. . d. M. d. . Ministério da Saúde Secretaria de atenção a saúdesecretaria de ciência, tecnologia e insumos estratégicos(BR). Portaria Conjunta N 08, “Aprova o protocolo clínico e diretrizes terapêuticas da diabete melito tipo 1,” *Ciência & Saúde Coletiva*, 2018. Citado na página 22.

A. C. C. Okido, A. de Almeida, M. M. Vieira, E. T. Neves, D. F. de Mello, and R. A. G. Lima, “As demandas de cuidado das crianças com diabetes mellitus tipo 1,” *Escola Anna Nery Revista de Enfermagem*, vol. 21, no. 2, p. 2, 2017. Citado na página 22.

M. B. Gomes and R. A. Cobas, “diabetes mellitus,” *Diabetology & Metabolic Syndrome*, vol. 1, no. 1, pp. 6–17, 2009. Citado na página 23.

. Ministério da Saúde Secretaria de Atenção a Saúde Departamento de Atenção Básica. Caderno de Atenção Básica N36, Brasília, “Estratégia para o cuidado da pessoa com doença crônica diabetes mellitus,” *Ciência & Saúde Coletiva*, 2013. Citado na página 23.

H. C. PEDROSA, “Grupo de trabalho internacional sobre pé diabético,” *Consenso Internacional sobre Pé Diabético. Tradução de Ana Cláudia de Andrade, Hermelinda Cordeiro Pedrosa. Brasília: Secretaria de Estado de Saúde do Distrito Federal*, 2001. Citado na página 24.

M. J. McNeely, E. J. Boyko, J. H. Ahroni, V. L. Stensel, G. E. Reiber, D. G. Smith, and R. E. Pecoraro, “The independent contributions of diabetic neuropathy and yascularpatny in foot ulceration: How great are the risks?,” *Diabetes care*, vol. 18, no. 2, p. 216–219, 1995. Citado na página 24.

D. G. Armstrong, H. C. Nguyen, L. A. Lavery, C. H. Van Schie, A. J. Boulton, and L. B. Harkless, “Off-loading the diabetic foot wound: a randomized clinical trial,” *Diabetes care*, vol. 24, no. 6, pp. 1019–1022, 2001. Citado na página 24.

- H. M. Rathur and A. J. Boulton, “The neuropathic diabetic foot,” *Nature Reviews Endocrinology*, vol. 3, no. 1, pp. 14–25, 2007. Citado na página 24.
- D. I. L. F. BARR, C. E.; BOUWMAN, “D. disease management: a systems approach to improving patients outcomes,” Citado na página 24.
- S. Krishnan, F. Nash, N. Baker, D. Fowler, and G. Rayman, “Reduction in diabetic amputations over 11 years in a defined uk population: benefits of multidisciplinary team work and continuous prospective audit,” *Diabetes care*, vol. 31, no. 1, pp. 99–101, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- F. Game and W. Jeffcoate, “Primarily non-surgical management of osteomyelitis of the foot in diabetes,” *Diabetologia*, vol. 51, no. 6, pp. 962–967, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- B. A. Lipsky, “New developments in diagnosing and treating diabetic foot infections,” *Diabetes/metabolism research and reviews*, vol. 24, no. S1, pp. S66–S71, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- M. E. Levin, “Foot lesions in patients with diabetes mellitus.,” *Endocrinology and Metabolism Clinics of North America*, vol. 25, no. 2, pp. 447–462, 1996. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- A. Pace and V. Carvalho, “Cuidados de enfermagem na prevenção das complicações nos pés das pessoas acometidas com diabetes mellitus,” *Manual de Diabetes Mellitus. Liga de Controle de Diabetes Mellitus do Hospital das Clínicas da USP*, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- L. C. Junqueira and J. Carneiro, *Histologia básica. 10ª edição*. 2008. Citado na página 27.
- P. Malmivuo, J. Malmivuo, and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, USA, 1995. Citado 4 vezes nas páginas 27, 28, 29 e 43.
- W. D. Fenz and S. Epstein, “Gradients of physiological arousal in parachutists as a function of an approaching jump,” *Psychosomatic medicine*, vol. 29, no. 1, pp. 33–51, 1967. Citado na página 28.
- M. E. Dawson, A. M. Schell, and D. L. Filion, “The electrodermal system,” *Handbook of psychophysiology*, vol. 2, pp. 159–181, 2007. Citado na página 28.
- D. R. KAWANO and L. L. BATISTA, “A condutância da pele como indicador de ativação emocional em mensagens persuasivas: um estudo do trailer de divulgação do filme “50 tons de liberdade”.” Citado na página 28.
- U. Universidade Federal do Rio de Janeiro, “Instrumentação e técnicas de medidas,” 2015. Citado 3 vezes nas páginas 31, 32 e 33.
- M. Circuits, “Sedra & smith,” *Saunders HBJ*, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 34.
- P. T. M. Y. M. C. GARCIA, ANDREI FERREIRA.; DA SILVA, “Avaliação de amplificadores de instrumentação para sistema de aquisição de sinais bioelétricos.,” *Inst. Nac. de Telecomunicações -Inatel*, 2007. Citado na página 31.

N. Y. Ivano, “Aquisição e análise do biosinal gsr,” *NICS Reports*, no. 6, pp. 01–47, 2014. Citado na página 32.

O. Markus, *Circuitos elétricos: corrente contínua e corrente alternada, teoria e exercícios*. Editora Érica, 2011. Citado na página 32.

C. K. Alexander and M. N. Sadiku, *Fundamentos de circuitos elétricos*. AMGH Editora, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 34.

R. O. Albuquerque, “Circuitos em corrente alternada,” *Série Estude e Use. São Paulo: Ed. Érica Ltda*, 1997. Citado na página 33.

“What is arduino. disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction#>>. acesso em : 15 de julho de 2019,” Citado 2 vezes nas páginas 34 e 35.

“Embarcados. disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/arduino-uno/>> .acesso em: 10 de fevereiro de 2020,” Citado na página 34.

“Microeletronic integrated systems melexis. infra red thermometer mlx90615. disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction#>>. acesso em: 25 de julho de 2019,” Citado na página 35.

“Filipeflope. disponível em: <<https://www.filipeflop.com/produto/sensor-de-temperatura-ir-mlx90614/>> .acesso em: 10 de fevereiro 2020,” Citado 2 vezes nas páginas 35 e 39.

F. Amorim and J. C. Gonçalves, “Projeto final de graduação,” *Monitor Digital de Estresse*. Citado na página 38.

I. Burr Brown, “Single supply micropower, instrumentation amplifier,” 1997. Citado na página 38.

“Arduinoecia. disponível em: <<https://www.arduinoecia.com.br/sensor-de-temperatura-mlx90614-arduino/>>. acesso em: 24 de março 2020,” Citado na página 40.

G. D. Fuller, *Biofeedback: Methods and procedures in clinical practice*. Biofeedback Press, 1977. Citado na página 43.

S. FENZ, Walter D.; EPSTEINS, *Gradients Of Physiological Arousal In Parachutist As A Infusion Of An Approaching Jump.Psychosomatic Medicine. V.29,*. 1967. Citado na página 43.

“Plx-daq. disponível em: <<https://www.parallax.com/downloads/plx-daq/>>. acesso em: 6 de junho de 2020,” Citado na página 46.

D. R. Kawano and L. L. Batista, “A condutância da pele como indicador de ativação emocional em mensagens persuasivas: um estudo do trailer de divulgação do filme “50 tons de liberdade”,” *Resumos*, 2018. Citado na página 46.

“Jonh krasinski. um lugar silencioso. disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=Xbb9ogt0iXY>>. acesso em: 20 de outubro 2020,” Citado na página 48.

“Thea sharrock. como eu era antes de você. disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=BFVB2cKccYY>>. acesso em: 20 de outubro 2020,” Citado na página 49.

“Paul w s anderson. corrida mortal. disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=g7eE68g22Lk>>. acesso em: 20 de outubro 2020,” Citado na página 50.

“M. night shyamalan. a vila. disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=tfgSaI3BrAo>>. acesso em: 20 de outubro 2020,” Citado na página 51.

“Medido de temperatura. disponível em: <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1626430669-termometro-infravermelho-ir-sem-contato-temperatura-da-test-_JM?matt_tool=77131280&matt_word=&gclid=Cj0KCQjw-uH6BRDQARIsAI3I-UdohGI_Siukhhnza8jRvRM7ky4mKaj0sONOhUHhjlNhNqOq33n40pwaAk5WEALw_wcB>. acesso em: 10 de setembro 2020,” Citado na página 71.

APÊNDICE A – Código GSR

```
void loop() {  
  
    long sum =0;  
    for(int i=0;i<10;i++)  
    {  
        sensorValor=analogRead(GSR);  
        sum+=sensorValor;  
        delay(5);  
    }  
    sensorValor = sum/10;  
  
    if (sensorValor <= 35) {  
        sensorValor = 0;  
    }  
  
    tensao =(5.2*sensorValor)/1023.0;  
    Serial.print("Tensao:");  
    Serial.println(tensao);  
  
    //Resistencia da Pele  
    Rpele= (4*100000*tensao)/((5*5.2)-(2*tensao));  
  
    Serial.println(Rpele);  
    delay (100);  
}
```

Figura 36 – Código GSR

```
int GSR = A0;
float sensorValor = 0;
float GSRmedia=0;
float tensao;
float Rpele;
int linha = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(GSR, INPUT);
  Serial.println("CLEARDATA");          // Reset da
  Serial.println("LABEL, DATA, HORA, TENSAO, GSR, "); //
}

void loop() {

  while (linha < 50){
    long sum =0;
    for(int i=0;i<10;i++)
    {
      sensorValor=analogRead(GSR);
      sum+=sensorValor;
      delay(5);
    }
    sensorValor = sum/10;

    // Cálculo da Tensão
    tensao =(5.2*sensorValor)/1023.0;
  }
```

Figura 37 – Código GSR-PLXDAQ1

```
    tensao =(5.2*sensorValor)/1023.0;

    //calcular resistencia
    Rpele = (4*100000*tensao)/((5*5.2)-(2*
linha++;

//imprimir as resistencias
Serial.println("");
Serial.print("DATA,DATE,TIME,"); //ini
Serial.print(tensao);
Serial.print(",");
Serial.println(Rpele);
Serial.print(",");
Serial.println(linha);

    if (linha > 50) //laço para limitar a
    {
linha = 0;
Serial.println("ROW,SET,2"); // alimer
    }

    if (linha == 50){
        break;
    }
    delay(1000);

}
}
```

Figura 38 – Código GSR-PLXDAQ2

APÊNDICE B – Código Temperatura

```

Serial.begin(9600);           //Inicializa comunicação serial em 9600 de baud
therm.begin();               //Inicializa sensor de temperatura infravermelh
therm.setUnit(TEMP_C);      //Seleciona temperatura em Celsius

} //end setup

//=====
// --- Loop Infinito ---
void loop()
{

// Call therm.read() to read object and ambient temperatures from the sensor.
if (therm.read()) // On success, read() will return 1, on fail 0.
{
  // Use the object() and ambient() functions to grab the object and ambient
  // temperatures.
  // They'll be floats, calculated out to the unit you set with setUnit().
  Serial.print("object: " + String(therm.object(), 2));
  Serial.print("°"); // Degree Symbol
  Serial.println("C");
  //Serial.print("Ambient: " + String(therm.ambient(), 2));
  // Serial.write('°'); // Degree Symbol
  // Serial.println("C");
  Serial.println();
}
}

```

Figura 39 – Código Temperatura



Figura 40 – Medidor de Temperatura

APÊNDICE C – Tensão GSR

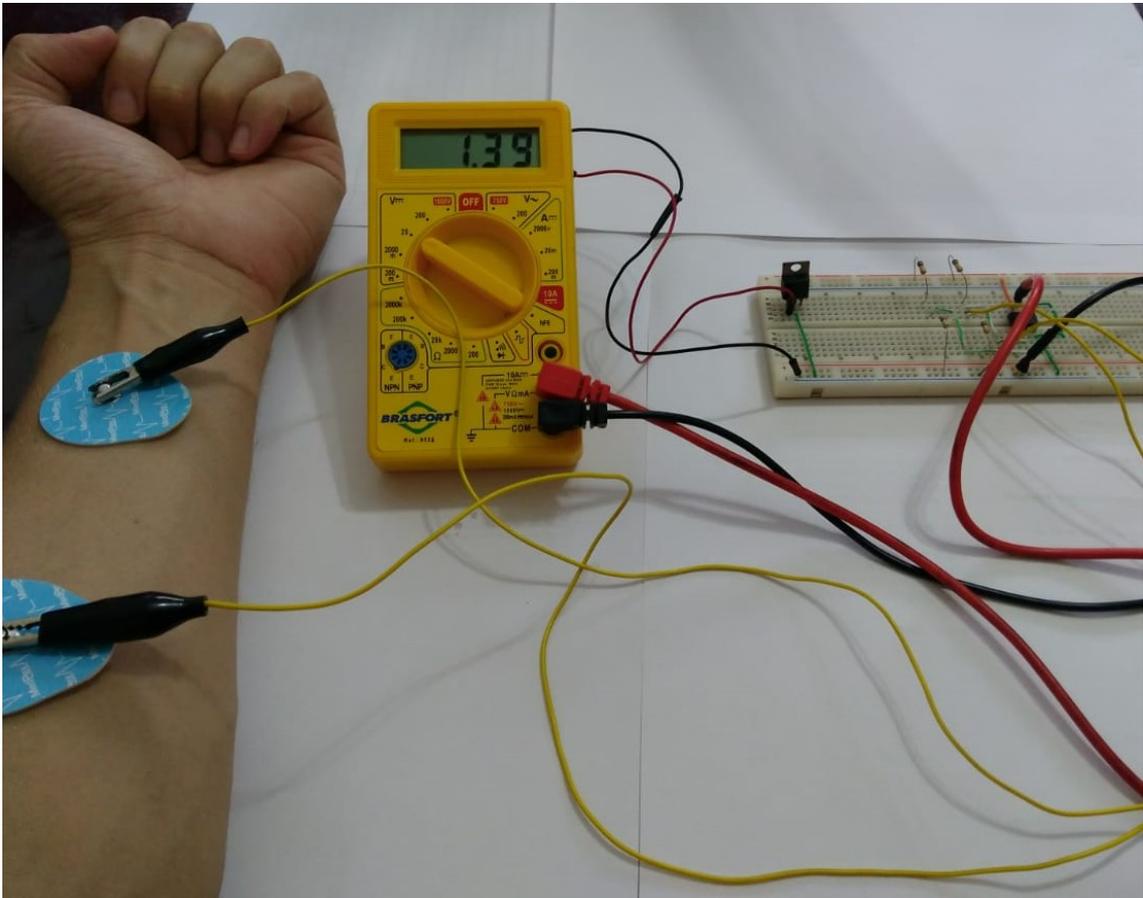


Figura 41 – Tensão GSR medida no antebraço

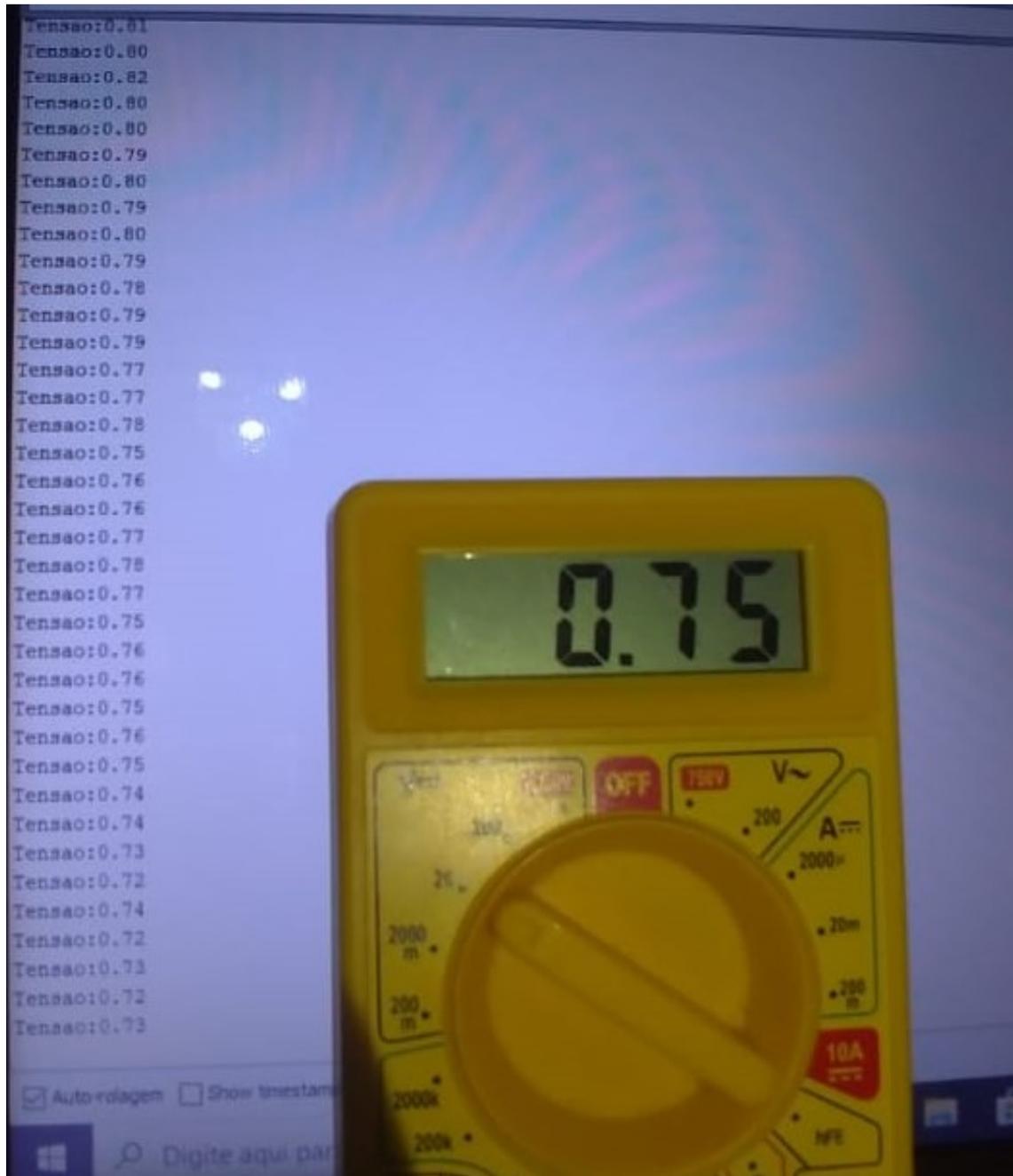


Figura 42 – Relação da Tensão do Arduino com a tensão do multímetro

APÊNDICE D – Layouts

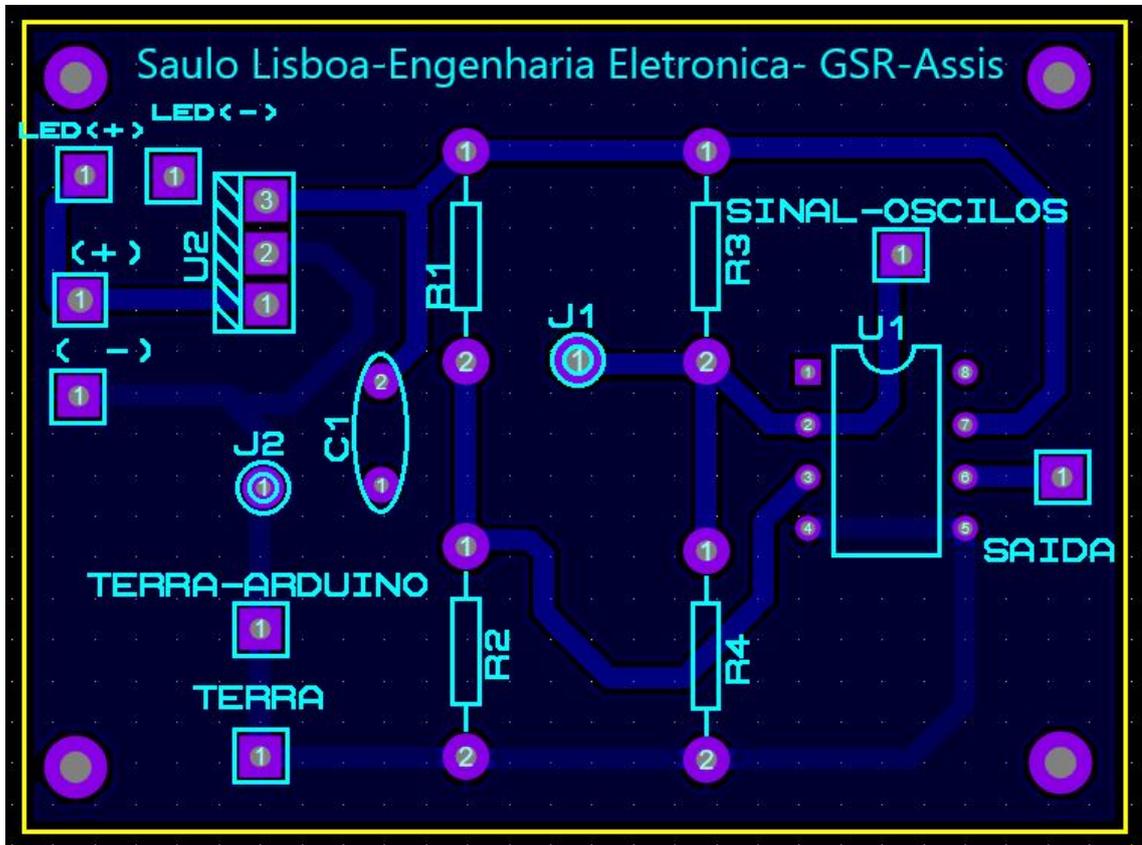


Figura 43 – Layouts da placa

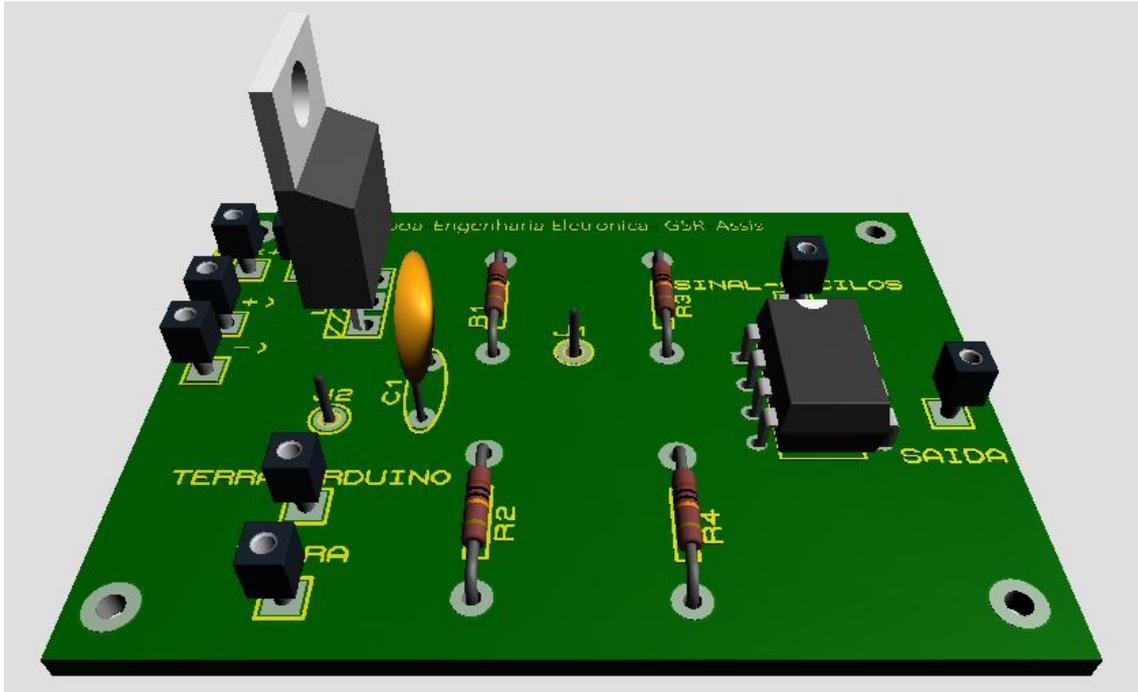


Figura 44 – Layout da placa em 3d

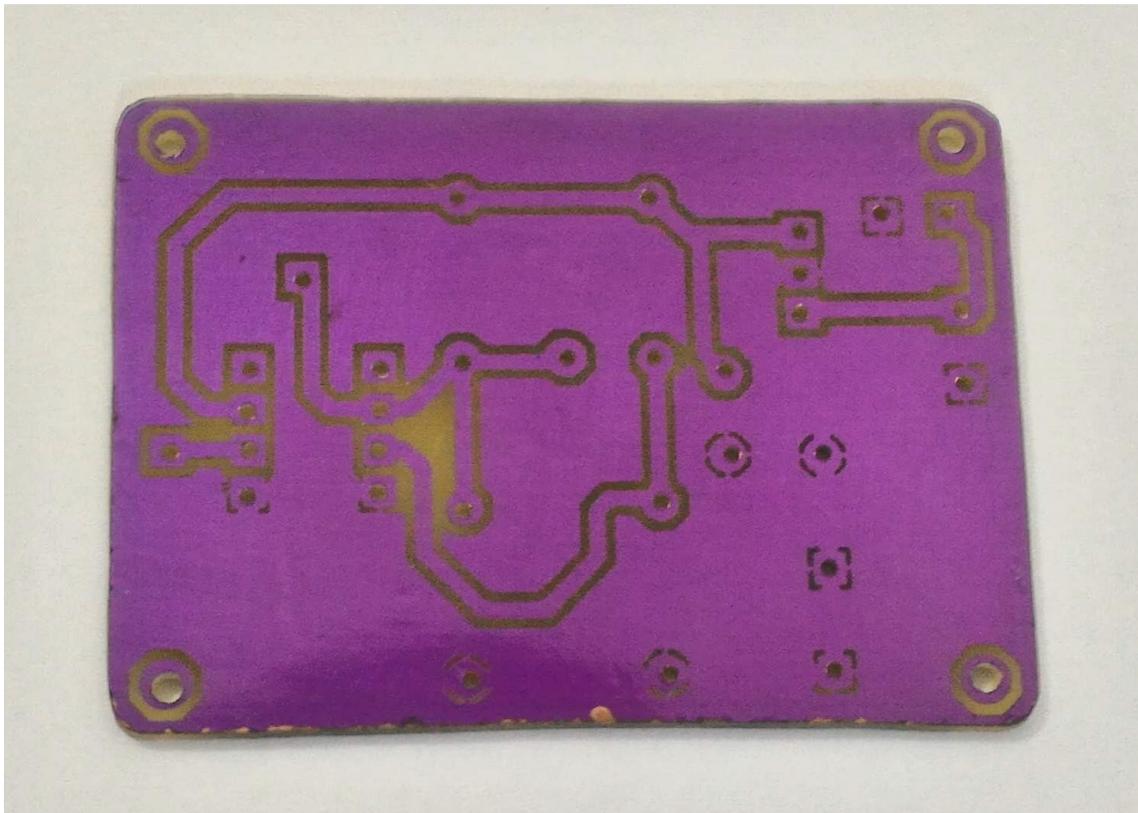


Figura 45 – Placa de Circuito impresso do circuito GSR